



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI  
DI GENOVA



## **Università degli Studi di Genova**

Scuola di Scienze Mediche e Farmaceutiche

Dipartimento di Neuroscienze, Riabilitazione, Oftalmologia, Genetica e Scienze Materno-Infantili

### **Master in Riabilitazione dei Disordini Muscoloscheletrici**

A.A. 2019/2020

Campus Universitario di Savona

# **Lower limb asymmetries after ACL reconstruction: riconoscerle per trattarle**

Candidato:

Eleonora Ventrini

Relatore:

Andrea Raschi

# Lower limb asymmetries after ACL reconstruction: riconoscerle per trattarle

## INDICE

### 1 ABSTRACT pag 1

- 1.1 Background pag 1
- 1.2 Obiettivo pag 1
- 1.3 Materiali e metodi pag 1
- 1.4 Risultati pag 1
- 1.5 Conclusioni pag 2

### 2 INTRODUZIONE pag 3

#### 2.1 Il legamento crociato anteriore pag 3

- 2.1.1 Funzione, decorso, dimensioni pag 3
- 2.1.2 Biomeccanica dei fasci pag 3
- 2.1.3 Istologia pag 6
- 2.1.4 Innervazione e ruolo propriocettivo pag 6
- 2.1.5 Imaging, lesione e ricostruzione pag 7

#### 2.2 L'importanza dello studio delle asimmetrie pag 8

- 2.2.1 Dati epidemiologici pag 8

### 3 MATERIALI E METODI pag 9

### 4 CRITERI DI INCLUSIONE ED ESCLUSIONE pag 9

### 5 RISULTATI pag 10

#### 5.1 Deficit muscolari pag 10

- 5.1.1 FORZA pag 10
- 5.1.2 POTENZA pag 12
- 5.1.3 PICCO DI FORZA pag 12
- 5.1.4 FORZA REATTIVA pag 12
- 5.1.5 L'IMPORTANZA DEL QUADRICIPITE pag 12
- 5.1.6 DEBOLEZZA DEL QUADRICIPITE pag 13
- 5.1.7 FATTORI CHE CONCORRONO ALLA DEBOLEZZA DEL QUADRICIPITE pag 13

- 5.1.8 ALTRI FATTORI INFLUENTI SULLE ASIMMETRIE pag 17
- 5.1.9 ISCHIOCRURALI pag 17

## **5.2 Asimmetrie nei task funzionali pag 19**

- 5.2.1 ASIMMETRIE NEL SALTO pag 19
  - 5.2.1.1 Controllo neuromuscolare pag 24
  - 5.2.1.2 Ruolo della fisioterapia pag 25
- 5.2.2 ASIMMETRIE NEL CAMMINO pag 28
  - 5.2.2.1 Piano sagittale pag 29
  - 5.2.2.2 Piano frontale pag 30
  - 5.2.2.3 Piano trasversale pag 31
  - 5.2.2.4 Alterazioni somatosensoriali e coattivazione flessore/estensori pag 31
  - 5.2.2.5 Ruolo della fisioterapia pag 32
- 5.2.3 ASIMMETRIE NELLA CORSA pag 33
  - 5.2.3.1 ruolo della fisioterapia pag 37
- 5.2.4 ASIMMETRIE NELLO SQUAT pag 39
  - 5.2.4.1 Ruolo della fisioterapia pag 40
- 5.2.5 ASIMMETRIE NELL'EQUILIBRIO pag 41
  - 5.2.5.1 Ruolo della fisioterapia pag 42

## **6 DISCUSSIONE pag 44**

## **7 LIMITI pag 45**

## **8 CONCLUSIONE pag 45**

## **TABELLA 1 Sinottica degli articoli pag 46**

## **BIBLIOGRAFIA pag 54**



# 1. ABSTRACT

## 1.1 BACKGROUND

Da diversi anni nella letteratura scientifica sono presenti studi che indagano le asimmetrie presenti a livello dell'arto inferiore coinvolto nella ricostruzione del legamento crociato anteriore (ACLR, Anterior Cruciate Ligament Reconstruction) rispetto al controlaterale.<sup>105-108</sup>

Esse permangono anche a distanza di anni determinando outcome peggiori nei task motori funzionali della vita quotidiana, così come nell'ambito del return to sport.

Costituiscono inoltre un fattore di rischio per una seconda ri-rottura e lo sviluppo di osteartrosi (OA) di ginocchio.<sup>70-72</sup>

È importante perciò saperle conoscere per poterle trattare tempestivamente con interventi mirati.

## 1.2 OBIETTIVO

Scopo dell'elaborato è indagare in letteratura quali sono le asimmetrie principali a livello degli arti inferiori che emergono dopo la ricostruzione del Legamento Crociato Anteriore nei principali task motori quali il cammino, il salto, la corsa, la salita e discesa dalle scale, lo squat ed il mantenimento dell'equilibrio; si cercherà di analizzare la loro presenza anche nel lungo termine e quali sono le strategie terapeutiche più efficaci per correggerle.

## 1.3 MATERIALI E METODI

È stata effettuata una revisione narrativa della letteratura presente su PubMed degli ultimi 10 anni, includendo studi osservazionali, metanalisi e revisioni sistematiche che analizzassero le asimmetrie presenti nei principali task funzionali (cammino, corsa, salto, squat, scale) comparando l'arto operato di individui sottoposti alla ricostruzione del crociato con quello sano e con arto controlaterale più confronto con sani

24 articoli rispondevano ai criteri di selezione e su di essi è stato svolto il lavoro di sintesi.

## 1.4 RISULTATI

Le asimmetrie sono evidenti in tutti i principali task di movimento e riguardano principalmente il piano sagittale; esse permangono sia nel medio che lungo termine e oltre (più di 2 anni).

La forza, la potenza e la forza reattiva di tutta la muscolatura dell'arto inferiore, ma in particolare di quadricipite ed ischiocrurali, risultano fondamentali per una corretta esecuzione di task motori e vanno rilevate e registrate di pari passo con l'osservazione e l'analisi dei movimenti.

## 1.5 CONCLUSIONI

È necessaria un'attenta fisioterapia che segua il percorso del paziente operato di ACLR anche oltre il lungo termine (> 2 anni) con possibilità di trasferire i benefici ottenuti mediante la correzione di un task anche in altri pattern di movimento aberranti.

In letteratura c'è bisogno di omologare le metodologie di studio riguardanti questi pazienti, sia per la scelta della popolazione presa in esame, sia per la scelta del confronto ed infine per la metodologia di rilevamento dei dati.

## 2. INTRODUZIONE

### 2.1 Il legamento crociato anteriore

#### 2.1.1 FUNZIONE, DECORSO, DIMENSIONI <sup>1</sup>

Il legamento crociato anteriore (LCA, o ACL dall'inglese Anterior Cruciate Ligament) è una struttura cardine nell'articolazione del ginocchio, poiché tra le strutture passive gioca un ruolo stabilizzante fondamentale, in quanto resiste sia alla traslazione anteriore tibiale sia ai carichi rotazionali <sup>3, 4 5</sup>. È sicuramente lo stabilizzatore principale delle forze resistenti al cassetto anteriore, costituendo per l'86% l'azione contenitiva di traslazione della tibia sul femore.<sup>2</sup>

Esso consiste in una banda di tessuto denso connettivo che decorre dal femore alla tibia: ha origine dalla superficie mediale del condilo laterale femorale, posteriormente alla linea intercondiloidea; il sito di attacco posteriore è convesso, mentre quello anteriore tibiale è quasi dritto. Esso decorre anteriormente, distalmente e medialmente verso la tibia; per tutto il decorso, le fibre del legamento subiscono una leggera extrarotazione per poi inserirsi infine sulla tibia, lateralmente al tubercolo mediale, nella fossa intercondilare, unendosi parzialmente con il corno anteriore del menisco laterale<sup>5,6,7, 8,9 10</sup>

L'attacco tibiale è orientato in direzione obliqua ed è più largo dell'attacco femorale. <sup>9 10</sup>

Visto distalmente, il legamento sale posterolateralmente attorcigliandosi su se stesso ed aprendosi a ventaglio per attaccarsi sull'aspetto posteromediale del condilo femorale laterale; il suo decorso rimane anterolaterale al legamento crociato posteriore. <sup>6,7 8</sup>

La lunghezza media del legamento è di 32 mm secondo Buthon et al <sup>1</sup>, e di 38 mm secondo Markatos et al <sup>2</sup>, mentre la larghezza media è di 11 mm (secondo Markatos <sup>2</sup>) o può variare tra i 7-12 mm (secondo Buthon <sup>1</sup>)

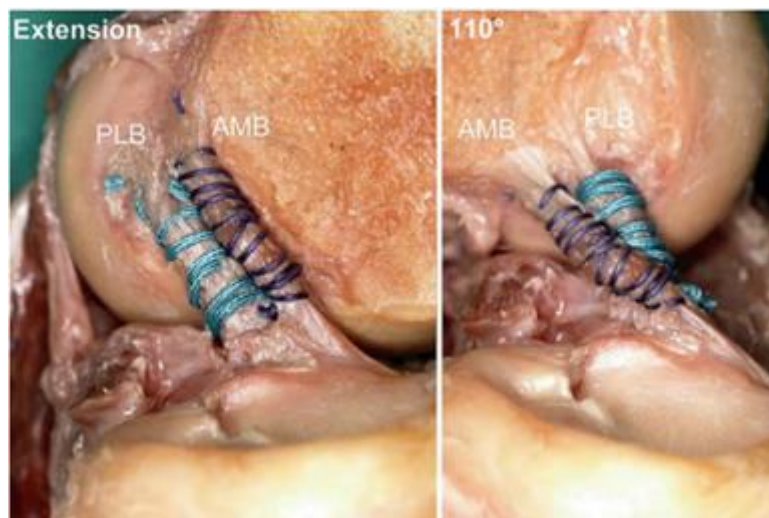
#### 2.1.2 BIOMECCANICA DEI FASCI

L' ACL può essere funzionalmente ed anatomicamente distinto in due fasci: quello anteromediale (AMB Antero-Medial Bundle) ed il fascio posterolaterale (PLB Postero-Lateral Bundle); questa distinzione si basa sui punti di inserzione tibiale: i fasci del AMB originano dall'aspetto anteriore e prossimale dell'attacco femorale e si inseriscono sull'aspetto anteromediale dell'inserzione tibiale<sup>17</sup>; al contrario i fascicoli del PLB originano dall'aspetto postero-distale del femore e si inseriscono sull'aspetto posterolaterale della tibia. <sup>17</sup> Un numero maggiore di fascicoli compone il PLB rispetto all'AMB. <sup>18</sup>

In estensione di ginocchio i fascicoli dell'ACL decorrono in modo parallelo sul piano sagittale ed in flessione avviene una leggera rotazione esterna attorno a tutto il suo asse longitudinale così che l'AMB comincia ad avvolgersi attorno al resto del legamento: questo movimento di un fascio rispetto all'altro è dovuto all'orientamento delle inserzioni ossee del ACL. <sup>8 19</sup>

I due fasci non sono isometrici in flesso/estensione, ma variano di lunghezza e tensione durante la flessione passiva. Hollis et al hanno dimostrato che l'AMB si allunga e si tende in flessione, mentre il PLB si accorcia e si allenta.<sup>20</sup>

Amis e Dawkins<sup>17</sup> hanno dimostrato che a partire dai 90° di flessione l'AMB si tende e continua ad allungarsi, mentre il PLB si allenta per poi tendersi nuovamente quando ci si avvicina alla flessione completa; nell'estensione completa a tendersi è invece solamente il posterolaterale e nei primi 30° di flessione l'AMB tende ad accorciarsi, ma poi si allunga gradualmente fino a raggiungere la lunghezza massima a 120° di flessione (figura 1).



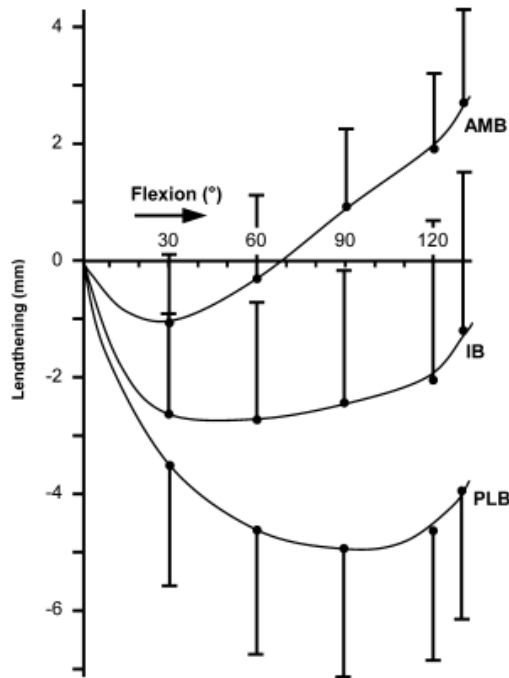
**Figura 1:** L'AMB ed il BLB non sono isometrici; il primo si tende durante la flessione, mentre il secondo si allenta. L'AMB si avvolge intorno al resto del legamento così che i due fasci non risultano essere ai 110° di flessione

Perciò riassumendo i pattern di allungamento e tensionamento delle fibre durante i range di movimento del ginocchio, si può ottenere una tale suddivisione dei due fasci :

- in estensione completa di ginocchio a tendersi è il fascio posterolaterale
- a partire dai 20°-30° fino ai 90° di flessione si tende il fascio anteromediale e il PLB si allenta
- a 120° di flessione il fascio AM è nella sua lunghezza massima e negli ultimi gradi di flessione si tende nuovamente il fascio PL
- in flessione l'AMB si allunga e viceversa il PLB si accorcia; le fibre non decorrono più in modo parallelo considerato il movimento a spirale dell'AMB e, visto l'allentamento delle fibre posteriori, il compito di contenere il carico tibiale resta alle fibre anteriori.<sup>11-13</sup>

In figura 2 vengono schematizzati gli allungamenti progressivi dei fasci AMB, PLB e IB (fascio intermedio) durante i vari gradi di flessione di ginocchio.





**Figura 2:** lunghezze medie dei tre fasci del crociato durante la flessione a rotazione neutra

L'intrarotazione allunga il crociato un po' di più rispetto alla rotazione esterna, effetto più evidente a 30° di flessione; rispetto al movimento di rotazione interna, il ruolo del crociato risulta essere importante, ma secondario, in quanto la torsione è contrastata dalla combinazione dell'involucro capsulare, l'azione del legamento collaterale obliquo, la superficie articolare e la geometria del menisco, mentre il crociato svolge un ruolo secondario, ma comunque rilevante.<sup>2 21</sup>

Il compito di tenuta del crociato nell'intrarotazione è presente soprattutto negli ultimi gradi di estensione.

In aggiunta l'ACL contrasta i movimenti di extrarotazione e varo-valgo, in particolar modo in condizioni di carico:<sup>3 4</sup> questa funzione è clinicamente rilevabile tramite il pivot-shift test che consiste nell'applicare un movimento combinato di intrarotazione tibiale e stress in valgo dalla massima estensione verso la flessione.<sup>32</sup>

Un carico anteriore superiore ai 50N produce sollecitazioni sul crociato con carichi crescenti fino al 6%; a 30° di flessione l'ACL fornisce una resistenza alla traslazione anteriore per l'82%-89%, ma diminuisce a 90° di flessione al 74%-85%.<sup>30 31</sup>

La massima forza tensile del ACL è di circa  $1725 \pm 270$  N, che è meno della forza massima esplicita nelle attività atletiche vigorose; perciò la stabilità viene potenziata tramite l'azione dinamica dei muscoli che applicano forze resistenti sull'articolazione.

Per aiutare i muscoli in questo importante ruolo di protezione, diventa cruciale la presenza di un feedback propriocettivo efficiente.

### 2.1.3 ISTOLOGIA

I legamenti crociati sono costituiti da una matrice di collagene altamente organizzata, che rappresenta circa i tre quarti del loro peso a secco. La maggior parte del collagene è di tipo I (90%) ed il resto è di tipo III (10%). Nel LCA, questo collagene è organizzato in più fasci di fibre di 20 µm raggruppati in gruppi di 20-400 µm di diametro; fibroblasti e altre sostanze, come elastina (<5%) e proteoglicani (1%), costituiscono il resto del peso a secco, mentre l'acqua costituisce il 60% del peso netto in condizioni fisiologiche.

Le inserzioni legamentose e tendinee nell'osso hanno una struttura distinta, costituita da fibrille di collagene che si continuano direttamente con le fibrille all'interno dell'osso: si può distinguere un aspetto calcifico, simile a quello visto tra tessuto osteoide e osso mineralizzato<sup>6 8</sup>.

Questi legamenti sono intra-articolari ma, poiché coperti dalla sinovia, vengono considerati extrasinoviali ed essi ricevono il loro apporto di sangue dalle branche dell'arteria genicolare media e da entrambe le genicolari inferiori<sup>6 7 9</sup>.

La presenza, inoltre, di molte terminazioni sensoriali implica un'importante funzione propriocettiva.

### 2.1.4 INNERVAZIONE e RUOLO PROPRIOCETTIVO

L'innervazione deriva dalle branche articolari del Nervo Tibiale: esse penetrano nella capsula posteriore e decorrono insieme ai vasi sinoviali e perilegamentosi che circondano l'ACL fino a raggiungere il cuscinetto adiposo infrapatellare.<sup>22</sup>

La maggior parte delle fibre nervose sono legate ai vasi endolegamentosi ed hanno una funzione vasomotrice; ma ulteriori fibre più piccole mielinizzate e non sono state osservate decorrere in maniera indipendente.<sup>22 23</sup> I recettori di esse sono:

- Recettori di Ruffini che sono sensibili all'allungamento e sono localizzate in superficie, predominanti soprattutto vicino alla porzione femorale
- Recettori Vater-Pacini, sensibili ai movimenti rapidi, localizzati alle estremità femorale e tibiale
- Recettori simil-Golgi, sensibili alla tensione e localizzati sia in superficie che vicino agli attacchi
- Terminazioni libere nervose, comprendenti nocicettori ed effettori locali che rilasciano neuropeptidi con funzione vasoattiva; il loro compito è perciò di mantenere l'omeostasi o di rimodellamento del graft nelle fasi tardive.<sup>22 23 24 25</sup>

I mecanocettori di Ruffini, Pacini e simil-Golgi hanno una funzione propriocettiva e costituiscono la parte afferente che segnala i cambiamenti posturali del ginocchio.

Le deformazioni legamentose influenzano la risposta muscolare spinale attraverso il sistema fusimotorio; perciò l'attivazione delle fibre afferenti nervose nella parte prossimale del ACL influenza l'attività motoria dei muscoli del ginocchio: un fenomeno chiamato "riflesso del Crociato anteriore".

Considerando una latenza riflessa di 70 millisecc, dovrebbero passare almeno 110 millisecc (tempo del riflesso + ritardo elettromeccanico) prima che avvenga una produzione sostanziale di forza.

Perciò questo riflesso eccitatorio non può servire come meccanismo di protezione automatico per il LCA; esso costituisce una parte importante della normale funzione del ginocchio ed è coinvolto nell'aggiornamento dei programmi muscolari.

Questo diventa ancora più evidente negli individui con rottura del crociato, dove la perdita di feedback dai meccanorecettori del ACL porta a debolezza del quadricipite femorale,<sup>26</sup> in quanto questo feedback afferente ha una importante influenza sulla contrazione massima volontaria del muscolo stesso.<sup>27</sup>

Questi pazienti perdono anche l'accuratezza del senso di posizione, in quanto direttamente correlato al numero di meccanorecettori.

Pertanto preservare i resti del ACL durante la ricostruzione chirurgica potrebbe aiutare a mantenere la propriocezione post intervento.<sup>17</sup>

### 2.1.5 IMAGING, LESIONI E RICOSTRUZIONE

Visto il suo decorso, alla risonanza magnetica il LCA è meglio visualizzato in proiezione sagittale, e solitamente vengono acquisite due o tre proiezioni su quel piano.<sup>2</sup>

Un LCA intatto ha un segnale relativamente basso, ma verso l'inserzione distale può apparire più lineare; la specificità dell'esame diagnostico è maggiore in proiezione sagittale rispetto alla coronale e la sequenza migliore di acquisizione dell'immagine è la T2.<sup>2</sup>

Una rottura delle fibre o la presenza di una massa di tessuto molle nell'incavo con caratteristiche di alto segnale derivanti da edema o emorragia indicano una lesione del LCA, mentre lesioni parziali possono essere identificate tramite un aumento del segnale o l'ispessimento del legamento.<sup>2</sup>

Tuttavia una diagnosi accurata delle lesioni parziali resta una sfida e la valutazione artroscopica del ACL rimane il Gold standard per valutare le lesioni sospette o parziali.

Le lesioni al LCA sono tra le più comuni in ambito ortopedico<sup>36</sup>, più frequentemente lesionate durante le attività sportive o negli impatti ad elevata energia<sup>14</sup>. Solamente negli stati Uniti si stimano 250 mila lesioni all'anno<sup>33 34</sup>, ma la gestione clinica varia da paese a paese: in molti stati del mondo, come ad esempio Nord America, poiché non può avvenire una riparazione spontanea, la ricostruzione chirurgica è il trattamento standard nel campo della medicina dello sport<sup>15 33</sup>.

Tale intervento mira a ripristinare la cinematica e la stabilità del ginocchio infortunato, per prevenire future alterazioni degenerative.<sup>16</sup>

La ricostruzione artroscopica è lo standard care, che vede dalle 150 alle 200 mila procedure di ricostruzione LCA ogni anno negli Stati Uniti.<sup>37 102</sup>

Le opzioni di scelta dell'innesto per il legamento crociato anteriore (LCA) consistono in innesti autogeni, allogenici e sintetici; il tendine rotuleo omolaterale o i tendini degli ischiocrurali sono gli autotrapianti più comuni<sup>35</sup>. Questi ultimi includono il semitendinoso (ST) quadruplicato o il gracile-semitendinoso a doppio filamento (STGR).

Tuttavia, c'è preoccupazione per quanto riguarda la debolezza dei flessori del ginocchio in seguito alla ricostruzione del crociato, specialmente quando vengono prelevati sia il gracile che semitendinoso<sup>38</sup>: secondo la letteratura, la debolezza dei muscoli flessori del ginocchio, osservata ad angoli più profondi di flessione, può influenzare la prestazione negli sport in cui è richiesta più forza proprio in quel range, come nella ginnastica, nel judo o nel wrestling<sup>39 40 41</sup>; perciò la scelta del graft risulta particolarmente importante nel caso di pazienti con alte richieste funzionali ed è fondamentale considerare sempre attentamente il singolo caso che si presta all'intervento.

## **2.2 L'importanza dello studio delle asimmetrie post intervento ACLR**

### **2.2.1 DATI EPIDEMIOLOGICI**

Come abbiamo visto, la ricostruzione del legamento crociato anteriore è una procedura ormai comune in tanti paesi del mondo, ma sebbene l'operazione miri a ripristinare la stabilità del ginocchio, sono ormai numerosi gli studi che riportano una alta incidenza di recidive e lo sviluppo di artrosi di ginocchio dopo la ricostruzione.<sup>66</sup>

La letteratura riporta fino ad un 12% di recidive in pazienti sottoposti ad ACLR<sup>67 68</sup> e la prevalenza radiografica di osteoartrosi (OA) al ginocchio nei pazienti con lesioni combinate di ACL e meniscali nei 10-15 anni di follow up dopo la ricostruzione è dell'80%<sup>69</sup>

Da qui nasce l'importanza di analizzare in maniera dettagliata le cause che portano a queste due importanti condizioni e già da tempo le asimmetrie degli arti inferiori sono risultate predittive sia per il rischio di reinfornio legamentoso che dello sviluppo di OA<sup>70-72</sup>

Molti pazienti infatti riportano deficit persistenti nelle funzioni neuromuscolari degli arti inferiori<sup>103-105</sup> in seguito a ACLR che possono influenzare le prestazioni globali degli arti inferiori nelle attività della vita quotidiana e durante l'attività fisica<sup>106-108</sup>

I dati presenti in letteratura riportano un rischio di re-infornio al legamento crociato 15 volte superiore nei pazienti sottoposti ad intervento di ricostruzione rispetto ad una popolazione sana<sup>109</sup> mentre il rischio di sviluppo di artrosi post traumatica è 3-4 volte superiore rispetto ad individui sani.<sup>110</sup>

Per quanto riguarda il mondo dello sport, la letteratura ha dimostrato che atleti con asimmetrie biomeccaniche presenti nei tre piani dello spazio di anca e ginocchio, nel momento del return to sport (RTS), avevano 3 volte di più la probabilità di re-infornio al crociato entro un anno, rispetto a chi non mostrava asimmetrie.<sup>71</sup>

Infine un carico asimmetrico a livello degli arti inferiori altera la sintesi dei condrociti e le attività cataboliche, il che potrebbe portare a danni strutturali della cartilagine ed accelerare lo sviluppo di OA di ginocchio.<sup>73-75</sup>

### **3. MATERIALI E METODI**

Un solo studente ha condotto una revisione della letteratura presente su PubMed, utilizzando come parole chiave per la stringa di ricerca i termini per la POPOLAZIONE: ACL reconstruction/injury ; come INTERVENTO clinicial evaluation/ finding/ observation/ examination/ evaluation/ difference/ alignment /symmetry /asymmetry; infine come OUTCOME: running/ gait/ jogging/ jumping/ landing/ dynamic valgus/ kinematic/ kinetic (con tutte le varianti e termini Mesh correlati).

Un primo lancio della stringa di ricerca ha evidenziato 5679 risultati; successivamente sono stati applicati i filtri in successione: lingua inglese e italiano (che ha ridotto i risultati a 5447), Specie umana 4339 , Pubblicazione ultimi 10 anni 2566 risultati. Sono state poi incluse come tipologie di studi quelli osservazionali, metanalisi e revisioni sistematiche e sono stati selezionati così 175 articoli.

Per effettuare lo screening degli articoli è stato utilizzato il software Rayyan e mediante una prima lettura dei titoli e abstract sono stati selezionati 22 articoli mentre altri 4 sono stati inclusi dopo la lettura di materiali, metodi e conclusioni, infine due articoli sono stati esclusi durante la lettura più approfondita, per un totale di 24 articoli selezionati per la revisione.

### **4. CRITERI DI INCLUSIONE ED ESCLUSIONE**

I criteri di inclusione ed esclusione utilizzati sono stati:

**INCLUSIONE:** studi osservazionali, metanalisi e revisioni sistematiche, specie umana, pazienti sottoposti ad intervento di ricostruzione del crociato anteriore, metodo di ricostruzione LCA (autograft + irradiato allograft), confronto con arto controlaterale e con arto controlaterale+sani

**ESCLUSIONE:** altre lesioni concomitanti (es. meniscali), programmi di prevenzione, altre procedure sul ginocchio (tenodesi) o trattamenti combinati, altre metodologie di ricostruzione (PRP), fasi acuta e subacuta di ricostruzione del crociato, lesioni LCA non operate: chronic anterior cruciate ligament deficient (ACLD), studi su cadaveri o in vitro, comparazione di metodologie di riabilitazione post chirurgia LCA, studi su animali, studi prospettici, studi che prendono in considerazione solamente l'outcome "rottura del graft", studi longitudinali sui fattori di rischio per le asimmetrie, confronto esclusivamente con popolazione sana di controllo.

In tabella 1 vengono riportati in maniera specifica i dati dei 24 articoli inclusi.

## 5. RISULTATI

### 5.1 I deficit muscolari

Negli articoli estrapolati per questa revisione , 7 trattano i deficit e le alterazioni muscolari presenti a livello dell'arto inferiore operato.

Partendo dalle analisi di Maestroni et al.<sup>97</sup> e Nuccio et al.<sup>95</sup>, è importante indagare i parametri di forza, potenza, picco di forza e forza reattiva per diverse ragioni:

- l'abilità ad esprimere output di alta potenza è un importante indicatore di performance negli atleti<sup>272</sup>
- atleti sani che riescono ad effettuare uno squat caricato con il doppio del loro peso corporeo esprimono una potenza maggiore nelle attività di salto orizzontale e verticale<sup>273</sup>
- giocatori di football che eseguono 1RM di back squat sotto il punteggio normalizzato di 2.2 rispetto al loro peso, sono soggetti ad un più alto rischio di infortunio agli arti inferiori durante la stagione calcistica, rispetto ad giocatori più forti<sup>274</sup>
- abilità di forza specifiche, come la forza massimale eccentrica, sostengono la forza reattiva di un atleta e permettono un efficiente accumulo di energia elastica durante il ciclo SSC (Stretch-Shortening Cycle), o di stiramento-accorciamento<sup>275 276</sup>
- maggiori livelli di forza eccentrica, forza reattiva e stabilità delle gambe correlano significativamente con un ridotto costo metabolico nella corsa e migliorano le performance nel cambio di direzione (Change Of Direction, COD)<sup>277 278</sup>
- vi è una correlazione tra la forza eccentrica degli estensori di ginocchio e la forza dei flessori, con la performance nel COD<sup>277 278</sup>
- Un possibile fattore contribuente alle lesioni ricorrenti del crociato anteriore è debolezza persistente quadricipitale (PQW Persistent Quadriceps Weakness) che si osserva tipicamente dopo mesi o addirittura anni dopo la ricostruzione chirurgica del crociato<sup>244</sup> PQW è indipendentemente associata con conseguenze severe a breve e lungo termine, incluso l'aumentato rischio di un secondo reinfornio al crociato<sup>233 247</sup>, precoce osteoartrosi e asimmetrie nella biomeccanica articolare<sup>256</sup>

Da qui l'importanza nel partire ad analizzare le asimmetrie presenti negli arti inferiori proprio da questi parametri.

#### 5.1.1 FORZA

Petersen et al.<sup>177</sup> in una revisione sistematica del 2014 analizza i deficit di forza presenti in pazienti operati con follow up fino a 2 anni e dai risultati emerge che:

- vi è **debolezza muscolare dei flessori ed estensori di ginocchio e dei muscoli d'anca**

-i deficit sono **maggiormente pronunciati nei primi 6 mesi post ACLR** ma possono **persistere fino a 2 anni dopo**

-i deficit muscolari sono **correlati al graft utilizzato**: si riscontra maggior debolezza del quadricipite quando viene utilizzato il tendine rotuleo e maggior deficit nei flessori quando viene utilizzato il GST

Inoltre si evidenzia come una **riduzione superiore al 20% della forza del quadricipite prima dell'operazione possa essere predittiva di un deficit stenico persistente fino a 2 anni dopo** la ricostruzione<sup>178</sup>; i tempi di recupero muscolare non sono però omogenei in letteratura.

Maestroni<sup>97</sup> riporta che il **Rate of Force Development RFD**, definita come l'abilità del sistema neuromuscolare di produrre un'alta percentuale di forza muscolare nei primi 30-250 millisec (forza/tempo), è **compromessa nell'estensione di ginocchio dopo la ricostruzione del crociato**<sup>279 280</sup>, dato confermato anche da Lisee<sup>92</sup>.

In un articolo precedente di Xergia et al del 2011<sup>179</sup> già veniva presa in considerazione l'influenza del graft nella debolezza muscolare post operatoria a 4-24 mesi post ACLR ed anche in questo articolo si riscontrava riduzione della forza isochinetica degli estensori di ginocchio a 60°/s e 120°/s nei pazienti operati con graft BPTB, viceversa debolezza nei flessori nei pazienti operati con GST graft.

Nella più recente revisione del 2021 di Maestroni et al<sup>97</sup> vengono comparati i dati di forza tra i due arti inferiori di una popolazione maschile adulta di calciatori professionisti, prendendo come riferimento il LSI (Limb Symmetry Index) ed il confronto con casi controllo sani, dove si riscontrano:  
- **asimmetrie significative di forza tra i due arti sano/operato a 6 e 7 mesi dall'operazione con Patellar Tendon (PT) e Gracile-Semitendinoso (GST)**<sup>261 262 122</sup>, dato confermato anche da Królikowska et al.<sup>93</sup>

-importanti asimmetrie di forza anche nelle ultime fasi riabilitative<sup>263</sup>, a **2 anni dalla ricostruzione del crociato**<sup>264</sup> e a **3 anni e mezzo**<sup>265</sup>

L'LSI, o Lower Symmetry Index, o indice di simmetria degli arti, è un rapporto di prestazioni tra gli arti che viene frequentemente utilizzato per valutare la funzione dell'arto inferiore e monitorare la progressione della riabilitazione, più comunemente post-ricostruzione del legamento crociato anteriore.

L'LSI viene calcolato prendendo la media di un punteggio del test effettuato per l'arto interessato, diviso per il punteggio dell'arto non affetto, moltiplicato per 100, in modo da ottenere una differenza percentuale tra gli arti.

Dal punto di vista clinico, è una misura rapida e facile da usare che può fornire dati preziosi per impostare le basi e le progressioni degli esercizi. È stata dimostrata la sua rilevanza nel decidere quando un atleta è pronto per il Return To Sport dopo una lesione del legamento crociato anteriore (LCA), con valori percentuali di estensione del ginocchio e forza di flessione pari o superiori al 90% considerati soddisfacenti.<sup>186</sup>

### 5.1.2 POTENZA

Per quanto riguarda la potenza, Maestroni <sup>97</sup> riporta i dati di alcuni studi che misurano il contributo di una singola articolazione alla **potenza in un contromovimento al salto (CMJ) dopo 2 anni** di ricostruzione del crociato <sup>266</sup>, rilevando una **riduzione del 13% della potenza del ginocchio coinvolto**, stessi deficit vengono anche riscontrati **ai 6 mesi** dall'operazione <sup>261</sup>; gli stessi studi pongono poi l'attenzione sull'articolazione **dell'anca** indicando come essa generi un **picco di potenza superiore per compensare il deficit del ginocchio operato**.

Infine viene anche misurato il picco di potenza in un **CMJ bilaterale ai 6 mesi e oltre i 9 mesi** dall'operazione e **si rileva un ridotto picco di potenza e RFD in decelerazione eccentrica** <sup>267</sup>

### 5.1.3 PICCO DI FORZA

I dati rispetto al picco di forza generato dai muscoli flessori ed estensori rispetto all'arto dominante di una popolazione sana di controllo ai 6 mesi post operatori, sono significativi in termini di **riduzione di forza negli estensori, in caso di prelievo rotuleo (BPTB) e nei flessori nel caso di prelievo dal gracile-semitendinoso** <sup>97</sup>, nuovamente a conferma dell'influenza dell'utilizzo del graft e dell'importanza del tenere in considerazione il sito di prelievo per l'innesto. Inoltre un articolo evidenzia come un **programma documentato di riabilitazione con frequenza di 2.6 sessioni a settimana sia efficace nel ridurre queste asimmetrie di più del 90% in 10 mesi**. <sup>268</sup>

Questo incoraggia la fisioterapia ad adottare strategie mirate per il rinforzo massimale che includa esercizi specifici con dosaggi e progressioni monitorati.

### 5.1.4 FORZA REATTIVA

Sulla forza reattiva si riscontra un **deficit della RSI (Reactive Strength Index) ai 9 mesi** dalla ricostruzione del crociato **del 21% rispetto al controlaterale** <sup>97 269</sup> e già in precedenza altri studi esaminavano la **RSI durante un salto in soggetti ai 2 anni dal ACLR facendo emergere una forte asimmetria tra i due arti inferiori** <sup>270</sup>.

### 5.1.5 L'IMPORTANZA DEL QUADRICIPITE

Questo muscolo chiave del ginocchio merita una trattazione a parte per analizzare in maniera più dettagliata i deficit stenici e di attivazione, in quanto è stato visto che:

-la debolezza quadricipitale è stata identificata come un fattore determinante per le asimmetrie del movimento degli arti inferiori dopo la ricostruzione del crociato <sup>66 77 78</sup>

-una diminuzione della forza del muscolo è correlata a pattern alterati di movimento nel lato operato <sup>54 76</sup>



-pazienti con asimmetrie di forza nel quadricipite mostrano un aumento delle asimmetrie nella cinetica degli arti inferiori durante attività funzionali, in confronto a pazienti con forza simmetrica <sup>77</sup>  
78

-un aumento della forza del quadricipite è associato ad un aumento del volume e della CSA (Cross Sectional Area, o area trasversa) della cartilagine articolare del ginocchio, indicando la debolezza quadricipitale come un possibile fattore contribuente allo sviluppo di OA di ginocchio <sup>88</sup>.

#### 5.1.6 DEBOLEZZA DEL QUADRICIPITE

Lisee et al. <sup>92</sup> in un articolo del 2019 analizza la forza ed attivazione volontaria del quadricipite in pazienti sottoposti ad ACLR riscontrando come l'arto operato mostri una **minor forza a livello degli estensori di ginocchio** se comparato al controlaterale, tramite misurazione della **MVIC** (maximal voluntary isometric contraction) del quadricipite.

In più, individui operati di crociato mostrano una **minor attivazione del quadricipite sia sull'arto operato che sul controlaterale**, misurata tramite la **CAR** (Central Activation Ratio) mediante tecnica SIB (Superimposed Burst).

La tecnica SIB viene utilizzata per quantificare il fallimento del comando centrale nel reclutare un pool di motoneuroni, passaggio fondamentale per produrre forza in un determinato muscolo <sup>242</sup>; una varietà di fattori intrinseci, tra cui affaticamento, <sup>242</sup> sforzo volontario non ottimale, <sup>243</sup> e lesioni periferiche, possono influenzare il comando centrale dato ad un muscolo, riducendo così la forza prodotta.

Una minor attivazione del quadricipite è stata rilevata **a distanza di anni (anche fino a 14) nonostante il completamento dell'iter riabilitativo** <sup>116 236 237</sup>, alterando così i pattern di movimento nel lungo termine ed aumentando il rischio di sviluppare OA. <sup>238</sup>

Perciò la tecnica SIB viene utilizzata anche per valutare gli outcome dopo le lesioni articolari in ambito di ricerca clinica e d'intervento tramite il calcolo della CAR a partire da una contrazione massimale di un muscolo (MVIC) stimolato con elettrodi di superficie.

#### 5.1.7 FATTORI CHE CONCORRONO ALLA DEBOLEZZA DEL QUADRICIPITE

Nonostante i migliori sforzi volti a recuperare la forza e le dimensioni del quadricipite durante la riabilitazione post-operatoria, la PQW ( Persistent Quadricpes Weakness, o debolezza persistente del quadricipite) è possibile che si osservi ancora dopo mesi o addirittura anni dopo la ricostruzione del crociato <sup>244</sup> ed i meccanismi sottostanti questo fenomeno non sono ancora del tutto chiari.

Tra le ipotesi, alcuni studi suggeriscono che alterazioni croniche morfologiche e cellulari nei muscoli del vasto laterale (VL) e mediale (VM), quali una riduzione della sezione trasversa delle fibre IIA, della matrice extracellulare, del numero di cellule satellite per fibra muscolare, dell'angolo

di pennazione, del volume muscolare e della PCSA (Physiological Cross Sectional Area), possano essere associate a persistente debolezza degli estensori del ginocchio dopo ACLR.<sup>239 281</sup>

Altri studi invece han dimostrato che l'inibizione muscolare artrogenica (IMA) può essere un fattore chiave per la PQW<sup>121 245</sup> : l'AMI è un fenomeno riflesso e protettivo provocato da un trauma articolare, caratterizzato da una continua inibizione che impedisce la piena attivazione della muscolatura circostante<sup>245</sup>. È' causato dalla combinazione di due fattori:

- 1) feedback afferenti alterati, provenienti da meccanocettori danneggiati
- 2) anomala eccitabilità delle vie riflesse spinali e delle vie corticospinali<sup>244 245</sup>

Questi due meccanismi insieme influenzano la risposta neurale efferente del pool di  $\alpha$  motoneuroni del muscolo<sup>245 256</sup>.

Questo avviene nell'arto operato rispetto all'arto controlaterale sano, ma anche rispetto ai due arti di un soggetto operati rispetto a soggetti sani di controllo, e questo fenomeno è stato trovato nei primi mesi così come a distanza di anni dopo la ACLR, che attesta l'esistenza di una compromissione neurale del quadricipite a breve e lungo termine.

Tra gli articoli presenti in questa revisione, Nuccio<sup>95</sup> nel suo studio del 2020 prende in esame i **fattori neurali che sottendono al persistere della debolezza del quadricipite** in una popolazione di giocatori di calcio operati di crociato con graft misti GST e BPTB; in particolare **la velocità di conduzione della fibra muscolare (MFCV)** viene considerata come parametro indiretto della strategia di reclutamento delle unità motorie nel vaso laterale e mediale.

Viene misurata la forza di contrazione isometrica volontaria tramite registrazione dell'attività elettromiografica di superficie durante un'estensione di ginocchio >70% della forza massima volontaria isometrica (MVIF Maximal Voluntary Isometric Force).

Vengono inoltre misurate la CSA del quadricipite tramite misurazione della circonferenza a metà del ventre muscolare, e la forza tramite dinamometro a 45° di flessione di ginocchio.

**la MVIF risulta essere minore dal lato operato rispetto al controlaterale sano (-20.5%)**

**La CSA in maniera analoga risulta diminuita dal lato con ricostruzione del crociato (-12.7%)**

ed è stata osservata una **diminuzione della forza specifica sempre dal lato operato (-9.6%)**.

Inoltre è presente una **forte correlazione negativa tra queste misurazioni e la percezione soggettiva del paziente della funzionalità del ginocchio**, che indica come il recupero sia della forza che della dimensione muscolare sia fondamentale per assicurare un sicuro ritorno allo sport ai livelli pre-lesionali.

In linea con queste affermazioni, altri studi avevano già dimostrato che, sia l'atrofia che l'ipostenia quadricipitale, sono comuni a 6-8 mesi dalla ricostruzione del ACL.<sup>241 247</sup> e nell'articolo di Lisee del 2019<sup>92</sup> si riporta come una **diminuzione nella dimensione del quadricipite**<sup>239-241</sup> e cambiamenti nella **morfologia** del muscolo<sup>239</sup> compaiono subito dopo l'infortunio iniziale e possono persistere

per più di 6 mesi, momento in cui molti atleti tornano a giocare. Questi fattori sono **stati ipotizzati a contribuire al deficit di forza nell'arto operato.**

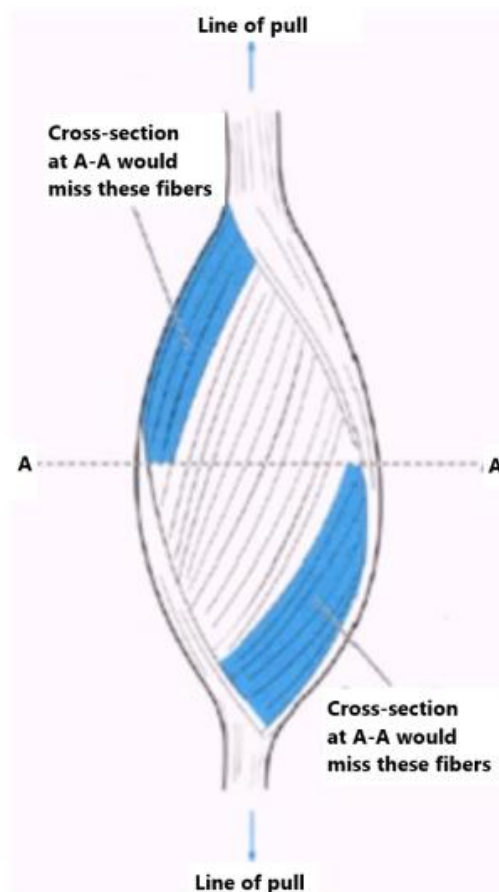
Anche Birchmeier et al.<sup>176</sup> nel 2020 analizza i dati inerenti la CSA del quadricipite ed il volume muscolare riscontrando come vi siano evidenze circa la **riduzione della CSA e del volume del quadricipite** del lato operato rispetto al controlaterale, ma afferma anche che esse abbiano uno scarso significato clinico.

Afferma infatti che dai dati che emergono dalla letteratura, solo una limitata parte di studi dimostra con precisione una significativa riduzione nella sezione trasversa del quadricipite tra arto operato ed il corrispettivo controlaterale<sup>239 240 248 249</sup> e da ciò si evince come **l'atrofia muscolare possa spiegare solo in parte la persistente debolezza quadricipitale che risulta essere invece un fattore comune negli individui sottoposti ad ACLR o con lesione del crociato**<sup>92</sup>

Viene suggerita un'analisi non più incentrata sulla CSA anatomica per stimare l'atrofia muscolare, ma basata sulla pCSA, ovvero quella fisiologica che prende in considerazione anche l'angolo di pennazione.

Infatti la CSA anatomica è una misurazione lorda della dimensione muscolare e in un muscolo non pennato questa è semplicemente l'area di una sezione presa nel mezzo di un muscolo perpendicolare alla linea di trazione; essa è predittiva del picco di forza e del massimo momento torcente muscolare<sup>104</sup>.

In un muscolo pennato questa mancherebbe di alcune fibre muscolari. In questo caso l'area della sezione trasversale dovrebbe essere presa perpendicolarmente alla direzione media della fibra in modo da includere tutte le fibre nel muscolo (Figura 3).



**Figura 3:** CSA anatomica di un muscolo pennato; le aree blu indicano le fibre che mancherebbero se venisse utilizzata questa metodologia di valutazione

Perciò è chiaro come essa non descriva appieno la capacità potenziale del muscolo, così come invece fa la CSA fisiologica includendo l'angolo di pennazione, definito come l'angolo compreso tra la fibra muscolare e la linea d'azione del muscolo, cioè l'asse su cui si genera la forza.

Viene quindi suggerita una visione più completa che prenda in combinazione i cambiamenti nell'angolo di pennazione muscolare<sup>250</sup>, il contenuto di tessuto adiposo, la composizione delle fibre muscolari<sup>250 251</sup> e **l'attivazione neurale del muscolo**<sup>252-254</sup> poiché potrebbero descrivere più correttamente le cause della debolezza muscolare quadricipitale in questi pazienti.

Nella rottura e successivamente ricostruzione del crociato è stato ipotizzato che **alterazioni del sistema nervoso centrale e l'atrofia muscolare** siano **fattori concomitanti** concorrenti alla persistente debolezza dell'arto operato<sup>116 254 256 257</sup>, ma resta ancora poco chiaro il grado di determinazione della persistente debolezza da parte della dimensione muscolare: uno studio del 2016 riporta che il CSA contribuisce al 38% della varianza nella forza muscolare post operatoria misurata con il picco del momento di forza estensorio,<sup>241</sup> mentre un altro studio<sup>240</sup> trova una forte correlazione tra volume e picco di forza del quadricipite.

Perciò ulteriori studi sono necessari e risulta anche opportuno omogeneizzare il grado di valutazione e di attuazione dei protocolli valutativi.

#### 5.1.8 ALTRI FATTORI INFLUENTI SULLE ASIMMETRIE

Abbiamo visto perciò come il quadricipite ed in particolare la sua forza, sia una fattore chiave nella determinazione delle asimmetrie di movimento in pazienti operati di ACLR; nonostante ciò, è stato riscontrato che a fronte di un miglioramento della forza del quadricipite dai 6 mesi ad un anno, le limitazioni funzionali sono rimaste invariate.<sup>80</sup>

Pertanto non solo le asimmetrie di forza del quadricipite contribuiscono alle asimmetrie di movimento negli arti inferiori ed alcuni studi rilevano che asimmetrie negli **angoli del ginocchio, nei momenti meccanici (torque) e nella forza dell'anca** persistevano nonostante i pazienti riuscissero a raggiungere una forza del quadricipite simmetrica tra i due arti<sup>79</sup>.

#### 5.1.9 ISCHIOCRURALI

Sui flessori sono presenti meno studi ed uno soltanto in questa revisione li indaga in maniera specifica: Królikowska et al.<sup>93</sup> analizza pazienti operati di ACLR con utilizzo di autograft Gracile - Semitendinoso ed osserva come vi sia:

- uno **spostamento verso l'estensione dell'angolo del PT** (Peak Torque, picco del momento) dei muscoli ischiocrurali a 7 mesi post ACLR, indipendentemente dalla durata della fisioterapia supervisionata
- una correlazione piccola, ma significativa tra **un valore più alto di PT ed una più lunga fisioterapia supervisionata (della durata di almeno 6 mesi)**
- una influenza **positiva sul LSI** della **durata della fisioterapia supervisionata superiore ai 6 mesi**

Anche precedenti studi avevano dimostrato che la fisioterapia postoperatoria supervisionata in maniera diretta dopo ACLR, di almeno sei mesi, influisce favorevolmente sul PT dei flessori bilateralmente nel caso di utilizzo di autoinnesto STGR<sup>282</sup>.

Tenendo conto degli obiettivi e della specificità delle fasi riabilitative che preparano l'atleta al ritorno allo sport ricreativo e competitivo<sup>282-284</sup>, è interessante notare come, abbreviando la durata della fisioterapia supervisionata in maniera diretta, si possa influenzare **non solo la forza, ma anche l'angolo PT** dei flessori di ginocchio nel lato operato, in quanto esso risulta significativamente più alto in chi completa almeno 6 mesi di protocollo riabilitativo supervisionato, sebbene ciò non basti per ridurre del tutto lo spostamento verso l'estensione del PT.

Il momento torcente (o *torque*, in inglese) esprime l'attitudine di una forza ad imprimere una rotazione su un corpo rigido; il picco torcente è quello massimo prodotto da una contrazione muscolare in un dato range di movimento.

I muscoli per muovere le articolazioni devono esercitare un momento che dipende dalla forza e dal braccio ( $M = F \times b$ ), più precisamente il momento è il prodotto vettoriale tra la forza e ed il vettore di distanza tra il fulcro ed il punto di applicazione della forza.

Cambiando l'angolo articolare cambia la lunghezza del muscolo, quindi anche la sua forza in base alla relazione lunghezza-tensione e cambia però anche il braccio: questo può compensare (se il braccio aumenta) o aggravare (se il braccio diminuisce) la perdita di forza dovuta all'accorciamento.

Quindi è ragionevole pensare come il deficit di forza degli ischiocrurali, riscontrato negli studi citati prima, venga sopperito da uno aumento della lunghezza muscolare nel quale è possibile riscontrare il picco di forza esercitato.

## 5.2 Asimmetrie nei task funzionali

### 5.2.1 IL SALTO

Il salto in avanti, monopodalico e/o bipodalico, è uno dei task funzionali più valutati per decretare il Return To Sport (RTS) di un atleta dopo la ricostruzione del crociato, questo poiché molti sport praticati da coloro che decidono di sottoporsi all'intervento hanno un'alta richiesta sportiva specifica che include salti, atterraggi e pivoting (rotazioni) sulle ginocchia.<sup>77 138</sup>

Inoltre l'atterraggio in gesti atletici come il salto o il drop jump è stato visto essere uno dei movimenti a maggior rischio di infortunio al legamento crociato anteriore<sup>182 183</sup>

Sebbene siano numerosi gli atleti che riescono a raggiungere l'obiettivo del RTS, le percentuali di coloro che riescono a raggiungere i livelli funzionali pre-infortunio sono piuttosto basse; analizzando i dati trovati in letteratura nello studio di Ithurburn et al.<sup>111</sup>, gli atleti possono essere suddivisi in tre categorie:

- il 56% degli atleti riesce a tornare allo stesso livello sportivo pre-infortunio;
- il 23% non riesce a tornare allo stesso livello pre-infortunio;
- il 21% ha una nuova rottura del ACL ad un anno dal RTS.

Il primo dato discosta leggermente da quello trovati da Artern e colleghi<sup>112 113</sup> in quanto questi ultimi riportano un 31% di atleti che ritornano al loro livello sportivo pre-lesionale a 1 anno dall'ACLR e il 41% a 2 anni, ma la differenza evidenziata deriverebbe dalla giovane età del campione preso in esame da Ithurburn, in quanto sarebbero meno influenti fattori personali legati alle incombenze della vita di tutti i giorni e soprattutto gli impegni lavorativi.

Il terzo dato invece conferma quello Wiggins et al. del 2016 che riporta un tasso di reinfortunio del 19% e di rottura del crociato controlaterale del 22% in atleti sotto i 25 anni dopo il RTS.<sup>114</sup>

Sono dati importanti che fanno emergere come sia necessario indirizzare verso una valutazione più qualitativa degli impairments durante i test funzionali utilizzati per decretare il RTS; in effetti la sola distanza raggiunta da un salto potrebbe non bastare a prendere una decisione definitiva, in quanto non sarebbe capace di fornire informazioni esaustive circa le variabili cinetiche e cinematiche a livello degli arti inferiori.

Inoltre questi pattern biomeccanici aberranti possono persistere anche dopo il rientro in campo e questo spiegherebbe in parte l'alta incidenza di reinfortunio sia per il crociato operato che per il controlaterale<sup>43 107 181</sup> e, considerando l'aumento di carico come strategia per sgravare l'arto operato, incrementerebbero il rischio di infortunio sull'arto non affetto.

Dall'analisi della letteratura emergono rilevanti asimmetrie riguardanti non solo il ginocchio, ma anche il bacino, il tronco e la caviglia.

Huges et al.<sup>96</sup> in una recente revisione sistematica del 2020 prende in esame il mondo giovanile, poiché il rischio di recidiva è superiore se comparata alla popolazione adulta: la percentuale di rirottura (sia controlaterale che del graft) a 5 anni dalla ricostruzione è del 9,6% nella popolazione

generale, percentuale che sale a 17,4% nei pazienti sotto i 18 anni, comparati ad un 6,7% nell'età compresa tra i 18-25 anni e 3,9% negli over 25. <sup>180</sup>

Huges <sup>96</sup> analizza l'atterraggio dal salto bipodalico e monopodalico e vengono suddivise le variabili cinetiche dalle cinematiche.

Le differenze principali e sostanziali che emergono riguardano il piano sagittale e l'atterraggio dal salto bipodalico.

Nello specifico, sul piano SAGITTALE, variabili CINETICHE:

- in CARICAMENTO → ridotta velocità di caricamento del salto bipodalico (loading rate) dal lato operato rispetto al controlaterale sano; <sup>96</sup>
- in ATTERRAGGIO → ridotto picco di forza verticale nella GRF e del momento estensorio di ginocchio sull'arto operato durante l'atterraggio dal salto bipodalico; riduzione del momento estensorio di ginocchio e dell'assorbimento di energia, sia dal salto bipodalico che monopodalico dal lato operato rispetto al sano. <sup>96</sup>

Per quanto riguarda la caviglia, è stato evidenziato un ridotto momento sul piano sagittale ed un ridotto assorbimento di energia dal lato del crociato ricostruito (dal salto bipodalico). <sup>96</sup>

Per quanto riguarda le variabili CINEMATICHES, sul piano SAGITTALE:

- in ATTERRAGGIO → riduzione del picco dell'angolo di flessione del ginocchio e di dorsiflessione di caviglia dal salto bipodalico e solamente del ginocchio dal salto monopodalico. <sup>96</sup>

Questi dati confermano quelli dello studio di Lepley and Kuenze del 2018 <sup>124</sup> che indaga le medesime variabili, ma su una popolazione adulta, confermando che la ricostruzione del crociato anteriore ha un grosso effetto sulle asimmetrie tra i due arti nel picco verticale del GRF, sul momento estensorio di ginocchio, sull'assorbimento di energia e sul tasso di caricamento nel salto bipodalico: in tutti i casi il lato operato mostra valori inferiori rispetto al controlaterale sano.

Questo starebbe ad indicare un ridotto carico dal lato del crociato ricostruito, mettendo in luce un meccanismo di protezione da parte del paziente.

Lepley and Kuenze <sup>124</sup> evidenziano anche come questi meccanismi siano assenti durante il salto monopodalico e, per quanto riguarda quest'ultimo, le asimmetrie sarebbero evidenti nel momento estensorio di ginocchio e nell'assorbimento di energia, il che suggerisce come l'atleta, non potendo scaricare peso sull'arto controlaterale, cerchi di ridurre il picco di carico distribuendolo su un tempo maggiore.



La riduzione del momento estensorio di ginocchio deriverebbe anche da una insufficiente forza del quadricipite, in particolar modo quella eccentrica <sup>125 126 138</sup> oppure risulterebbe essere un adattamento biomeccanico antalgico messo in atto per favorire l'arto sano controlaterale.

Perciò la riduzione del momento estensorio di ginocchio sarebbe da attribuire a fattori fisici e psicologici associati all'infortunio come la paura, fear avoidance (comportamento da evitamento) e debolezza quadricipitale.

Lepley <sup>124</sup> riscontra inoltre un minor angolo addutorio di ginocchio nell'atterraggio bipodalico (rispetto ai sani) e già autori precedenti <sup>127</sup> avevano suggerito che gli individui tendono ad utilizzare strategie diverse di dissipazione dell'energia durante gli atterraggi monopodali e bipodali dai salti, sottolineando come le stesse possano rappresentare un rischio per traumatismi sul ginocchio o per una seconda rottura del crociato.

Lepley <sup>124</sup> fa inoltre emergere come le strategie attuate nell'atterraggio siano diverse tra uomini e donne: i primi tendono ad attuare maggiori strategie di flessione di ginocchio, metodo più efficace e corretto in quanto la flessione di ginocchio in atterraggio dal salto risulta fondamentale per l'assorbimento delle forze d'impatto <sup>139</sup> e una riduzione del ROM in flessione del ginocchio predispone al rischio di infortuni al ginocchio in conseguenza ad un aumento delle forze compressive <sup>140</sup>.

Le donne, invece, tendono a ridurre il ROM in flessione, ma la riduzione della flessione <sup>128-130</sup>, eccessiva abduzione <sup>131, 132</sup> ed aumentata intrarotazione <sup>133-135</sup> a livello di ginocchio, sono fattori di rischio per la rottura del crociato e sono tutte alterazioni riscontrate maggiormente nelle donne rispetto agli uomini prima di un infortunio dell' ACL. <sup>130, 132, 136</sup>

Potrebbero essere osservate ulteriori alterazioni se gli studi si differenziassero tra uomini e donne, e si potrebbero definire in maniera più dettagliata le alterazioni differenti tra un sesso e l'altro; questo potrebbe aiutare a indirizzare il trattamento riabilitativo sia nelle fasi di prevenzione degli infortuni, sia nel post operatorio di ACLR.

Per quanto riguarda invece le asimmetrie a livello di ANCA, Huges <sup>96</sup> non evidenzia alcuna differenza significativa durante i movimenti sul piano sagittale: questo è in contrasto con quanto ritrovato da Lepley and Kuenze, <sup>124</sup> i quali osservano sugli adulti una differenza significativa del picco di momento estensorio sul piano sagittale durante l'atterraggio dal salto bipodalico .

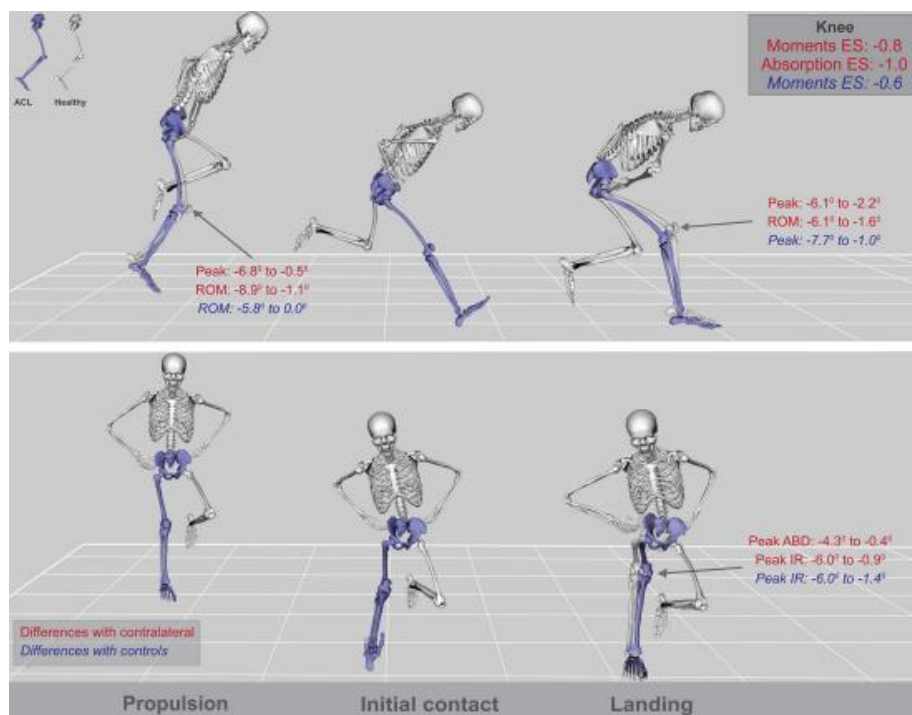
Ulteriori studi dovranno approfondire le eventuali asimmetrie e, qualora presenti, specificarne le caratteristiche.

Kotsifaki et al. <sup>119</sup> in una metanalisi del 2019 analizza invece gli articoli inerenti le performance durante un SLHD (Single Leg Hop for Distance); il primo punto chiave che sottolinea riguarda la non correlazione tra performance del salto tra arto sano ed operato e la simmetria del LSI, in

quanto non vi sarebbe una equiparazione di cinetica e cinematica tra i due arti inferiori, nonostante la maggior parte dei pazienti riesca a raggiungere un 85%-95% di LSI.

Anche nell' articolo di Kotsifaki<sup>119</sup> vengono suddivise le variabili in cinetiche e cinematiche:

VARIABILI CINEMATICHES → a livello cinematico, le alterazioni riguardano il picco flessorio (-4.2°), la rotazione interna (-3.4°) e il ROM in flessione del ginocchio (-3.9°) in atterraggio, rispetto al controlaterale e minor picco abduzione del ginocchio. (figura 4)



**Figura 4:** visione sagittale e frontale durante fasi differenti del Single Leg Hop for distance Test in pazienti con ACLR (Kotsifaki et al. <sup>119</sup>)

Un atterraggio con ridotto rom in flessione di ginocchio potrebbe indicare una strategia ad atterraggio “stiff”, ovvero a ginocchio irrigidito.

Anche Johnston et al. <sup>138</sup> riscontra il fenomeno dello “**stiffer knee**” durante l’atterraggio dal salto monopodalico in 4 differenti modalità:

- 1) in avanti (distanza massima, oppure 30 cm, oppure alla distanza equivalente all’altezza della gamba del singolo, oppure 0.75x l’altezza del singolo)
- 2) da un’altezza (varia dai 10 ai 31 cm)
- 3) verticale (ostacolo variabile dai 4 ai 7.5 cm)
- 4) in diagonale

Nello specifico rileva:

- Riduzione della flessione di ginocchio in atterraggio dal salto in avanti rispetto al controlaterale;
- Riduzione della flessione di ginocchio in atterraggio dal salto in avanti, da un'altezza e in diagonale rispetto ai sani;
- Ridotto momento estensorio di ginocchio rispetto al controlaterale nei salti in avanti, in verticale e da un'altezza;
- Ridotto momento estensorio di ginocchio rispetto ai sani nel salto in avanti e in verticale.

Questo fenomeno non è da trascurare, perché sottintende un minor ammortizzamento del ginocchio operato ed un trasferimento di parte del carico sul lato controlaterale; pertanto sarebbe auspicabile attuare a livello fisioterapico un training per i pazienti incentrato su un atterraggio più ammortizzato.<sup>119 120</sup>

A livello di cinematica di tronco Kotsifaki et al.<sup>119</sup> non rileva differenze tra individui sani ed operati, perciò considerando il ridotto rom in flessione durante l'atterraggio, questo potrebbe derivare da un'alterata attivazione del quadricipite, le cui alterazioni sono maggiormente evidenti a 45° di flessione<sup>121</sup>, oppure per ridotta forza del quadricipite<sup>122</sup> con conseguente atterraggio in posizione più verticalizzata.<sup>123</sup>

Bisogna ancora tenere in considerazione che queste variabili, per quanto statisticamente significative, sono molto piccole e quasi impercettibili all'occhio umano e parallelamente, come è facile intuire, non è conosciuto a livello clinico il MCID.<sup>119</sup>

VARIABILI CINETICHE → per Kotsifaki i pazienti operati producono minor momento flessorio di anca e ginocchio in atterraggio monopodalico dal lato operato e rispetto ai sani mostrano maggior momento adduttore di ginocchio<sup>119</sup>.

Perciò considerando i dati nell'insieme, i pazienti operati di ACL, sia che abbiano raggiunto un LSI comparabile al controlaterale, sia che risultino ancora asimmetrici, mostrano un ridotto assorbimento di energia da parte del ginocchio, segno che tutti i pazienti operati tendono a scaricare peso dal lato operato.<sup>119</sup>

Ithurburn et al.<sup>111</sup> confronta 124 giovani atleti nel lungo termine, al momento del Return To Sport I task esaminati sono:

- A) La funzionalità del ginocchio percepita soggettivamente, valutata tramite la scala KOOS
- B) La funzionalità del ginocchio legata alla performance del salto monopodalico singolo, triplo e crossover
- C) Forza del quadricipite e degli ischiocrurali, valutata tramite il dinamometro isocinetico

D) Partecipazione allo sport valutata con la Tegner Activity scale sia al momento del RTS, sia un anno dopo

Su questa suddivisione vengono poi effettuate le analisi dei dati sulle performance di forza, degli hop test e della scala KOOS, dai quali emerge che:

-non vi è differenza sulla funzionalità percepita soggettivamente (scala KOOS)

-sia nel single hop test for distance che nel triple hop le performance migliori vengono eseguite dal gruppo che ritorna ai livelli pre-infortunio così come da chi subisce un secondo reinfortunio ad un anno rispetto a coloro che non ritornano ai livelli sportivi pre-infortunio

Questi dati confermerebbero che coloro che riescono a tornare ai livelli competitivi pre-infortunio mostrerebbero migliori performance, funzionalità, forza e assenso per il RTS rispetto a coloro che non riescono; stesse considerazioni varrebbero per coloro che vanno incontro ad una seconda rottura del ACL entro un anno dall'operazione.<sup>111</sup>

Nello studio però non emergerebbero asimmetrie di performance tra arto sano ed arto operato nel salto monopodalico sia negli atleti che tornano ai livelli competitivi pre-infortunio, sia in coloro che non tornano, questo poiché alterazioni neuromuscolari e il decondizionamento fisico riguarderebbero entrambi gli arti inferiori, effetto già evidenziato in precedenti studi.<sup>115-118</sup>

Perciò utilizzare il LSI potrebbe sovrastimare le performance dell'arto operato, poiché le stesse alterazioni sarebbero presenti nell'arto controlaterale, anche se proporzionalmente in maniera minore. Pertanto la riabilitazione post chirurgica dovrebbe mirare ad un ricondizionamento bilaterale.

#### 5.2.2.1 IL CONTROLLO NEUROMUSCOLARE NEL SALTO

Infine la revisione sistematica di He et al.<sup>98</sup> del 2020 analizza il salto sotto il punto di vista del controllo motorio, analizzando gli studi elettromiografici eseguiti sull'arto coinvolto nella ricostruzione del crociato e comparandolo ad una popolazione sana e all'arto controlaterale sano.

Per prevenire il reinfortunio al crociato, il ginocchio necessita di stabilità e protezione, data non solo dalla parte passiva, la componente legamentosa, ma anche dalla contrazione muscolare attiva.

Successivamente alla ricostruzione del crociato anteriore sono diversi i deficit riscontrati a livello di forza muscolare, attività motoria e controllo motorio<sup>98</sup> e nonostante possa avvenire un normale recupero della simmetria di forza muscolare in tempi più brevi, possono persistere deficit nel controllo motorio anche più a lungo nel tempo.<sup>107</sup>

Il controllo motorio viene definito come "un'attivazione inconscia del controllo dinamico, che si verifica in preparazione di, e in risposta a, il movimento articolare e il carico, allo scopo di mantenere e/o ripristinare la stabilità funzionale articolare"<sup>184</sup>

Un adeguato controllo motorio favorisce una efficace contrazione muscolare ed attenua le forze durante gli impatti sul ginocchio<sup>185</sup>

Il controllo neuromuscolare può essere valutato durante i movimenti, in base allo schema dell'attività muscolare che comprende ampiezza, timing e frequenza, valutate mediante elettromiografia (EMG).

Durante il salto, una pre-attivazione muscolare in preparazione all'atterraggio aumenta la stabilità delle articolazioni, il che consente ai muscoli di avere abbastanza tempo per generare una forza che riduce la forza d'impatto del ginocchio<sup>187 188</sup>; è stato suggerito che un ritardo nell'attivazione muscolare può essere associato a lesioni del LCA<sup>189</sup> e coloro che non subiscono una seconda lesione al crociato utilizzano maggiormente i muscoli posteriori della coscia prima dell'atterraggio.<sup>190</sup>

Inoltre un incremento dell'attività del quadricipite e glutei associato ad una minore attività degli ischiocrurali e del gastrocnemio è correlato a una diminuzione degli angoli di flessione del ginocchio e questo può predisporre all'aumento delle forze di impatto sul ginocchio durante l'atterraggio.<sup>191</sup>

La co-attivazione della muscolatura del ginocchio durante le attività dinamiche è individuata come un tentativo di stabilizzare l'articolazione e di ridurre le forze sul ginocchio.<sup>192</sup>

I risultati principali dello studio in esame<sup>98</sup> riguardano la pre-attivazione del quadricipite e degli ischiocrurali, prima dell'atterraggio monopodalico dal salto<sup>188</sup> come meccanismo di protezione per l'arto operato rispetto al controlaterale sano, ed una aumentata la cocontrazione di quadricipite/ischiocrurali (H/Q ratio) rispetto a soggetti non operati, nell'atterraggio dal salto e non tra arto operato e sano.<sup>194</sup> che potrebbe derivare da precedenti esperienze negative provate dall'individuo sottoposto ad ACLR come episodi di "giving way" prima della ricostruzione chirurgica.

Restano invece molte controversie circa la preattivazione del grande gluteo, gastrocnemio e soleo in preparazione all'atterraggio.<sup>98</sup>

#### 5.2.2.2 RUOLO DELLA FISIOTERAPIA

A livello generale, i ricercatori evidenziano molte più differenze per quanto riguarda la cinetica rispetto alla cinematica e questo suggerisce come sia necessario ad oggi valutare un eventuale return to play sulla base non soltanto di variabili come: il tempo trascorso dall'operazione chirurgica, la simmetria di forza tra arto sano e operato, la distanza dal salto e l'analisi qualitativa del movimento sport-specifico, ma come evidenziano i risultati di questa tesi sarebbe necessario introdurre nella pratica clinica misurazioni cinetiche, tramite l'impiego per esempio di accelerometri, oppure dove possibile economicamente, tramite utilizzo di piattaforme di misurazione del GRF e piattaforme di forza e sistemi di analisi del movimento 3dimensionali, con particolare attenzione al movimento di atterraggio dal salto.

Laddove ciò non sia facilmente attuabile, tenere in considerazione che le strategie alterate di movimento sono modificabili non solo con le moderne tecnologie, ma anche tramite l'utilizzo di

esercizi specifici comuni nella pratica clinica ed il loro miglioramento rappresenta un importante obiettivo per il successo terapeutico. Di Stasi et al <sup>137</sup> hanno analizzato la capacità degli interventi di training neuromuscolare di identificare i deficit associati al rischio di ri-rottura del ACL e hanno mostrato evidenze per specifici esercizi, compresi gli affondi e le progressioni per il tuck-jump (salto a ginocchia alte), programmi di rinforzo della stabilità del ginocchio e del tronco ed esercizi multidirezionali, in modo da migliorare la biomeccanica alterata identificata in fase valutativa, senza ricorrere ad attrezzi esterni o di difficile reperibilità.

Sulla base dei risultati ottenuti, i fisioterapisti dovrebbero prendere in considerazione una progressione di esercizi che mirino ad un ripristino graduale di:

- Velocità di caricamento del salto bipodalico (loading rate), tendenzialmente ridotta nell'arto operato;
- Picco di forza della GRF verticale (ridotta nel ACL);
- Momento estensorio e parallelamente del ROM in flessione di ginocchio durante l'atterraggio mediante lavoro mirato all'ammortizzamento del salto sia dal salto bipodalico che monopodalico in orizzontale, da un'altezza, in diagonale ed in verticale con miglioramento della strategia di assorbimento dell'energia tramite flessione del ginocchio (soprattutto sulle donne)
- Riequilibrio dei carichi tra i due arti inferiori
- Rinforzo selettivo del quadricipite, in particolar modo sulla forza eccentrica
- Asimmetrie riguardanti non solo il ginocchio, ma anche il bacino, il tronco e la caviglia: per la caviglia miglioramento dell'ammortizzamento dal salto; per il tronco si può migliorare la posizione verticalizzata in atterraggio dal salto, tramite assorbimento dell'energia del salto da parte del quadricipite (rinforzo muscolare)
- Rinforzo degli ischiocrurali, tenendo in considerazione il rapporto H/Q ratio al fine di migliorare l'ammortizzamento in atterraggio dal salto
- Timing di attivazione muscolare in preparazione all'atterraggio dal salto, in particolar modo sulla preattivazione di quadricipite e ischiocrurali al fine di aumentare la stabilità articolare durante l'impatto al suolo
- Ricondizionamento fisico neuromuscolare da attuarsi anche nel lato controlaterale
- Raggiungimento di un LSI pari al 85%-95% rispetto al controlaterale, ma non utilizzarlo come unico obiettivo per decidere un eventuale RTS di un atleta
- Lavorare sui fattori di rischio per rottura del crociato: migliorare la flessione di ginocchio in atterraggio (ammortizzamento), controllare l'intrarotazione e l'eccessiva abduzione di ginocchio

Bisogna inoltre considerare i fattori psicologici che portano ad una riduzione inconscia del carico sull'arto operato o alla fear avoidance belief

Lo studio di Huges<sup>96</sup> prende in esame soggetti tra il 4 e il 12esimo mese riabilitativo post chirurgia e sottolinea come le differenze tra arto operato e arto sano siano tanto maggiori quanto minore è il tempo dall'operazione; inoltre alcuni partecipanti sono stati testati con sessioni multiple, nelle quali le differenze tendevano a ridursi, questo a testimonianza di come la pratica riabilitativa potesse essere effettivamente efficace nel migliorare le asimmetrie

Ulteriori evidenze suggeriscono che esercizi con feedback aumentati grazie all'utilizzo di audio, video o altre forme di informazione esterna come le pedane di forza per la misurazione della GRF, possono essere utili per correggere gli impairment in maniera specifica e settare il trattamento in maniera personalizzata e individualizzata per il singolo paziente dopo ACLR.

## 5.2.2 IL CAMMINO

Il task di maggior interesse da esaminare nei pazienti sottoposti ad intervento di ACLR è sicuramente il cammino, poiché riguarda tutte le tipologie di pazienti operati, sia giovani che anziani, sportivi e sedentari.

Le moderne tecnologie permettono di analizzare in maniera dettagliata tutte le fasi del ciclo del passo mediante l'utilizzo di markers passivi riflettenti posizionati nei punti di repere di interesse.

Le traiettorie vengono poi analizzate da sistemi di telecamere di cattura del movimento, in numero variabile, tipicamente 6 o 8 telecamere.<sup>66</sup>

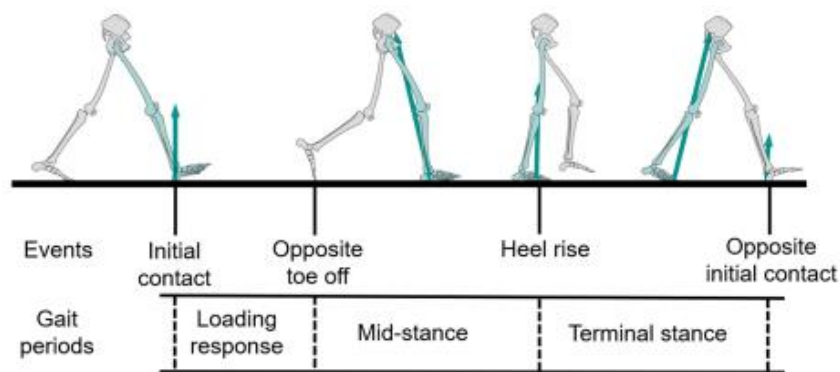
Il ciclo del passo è definito come il periodo compreso tra il contatto iniziale del tallone di un piede al suolo, fino al successivo contatto del tallone dello stesso lato; il ciclo è diviso in due fasi, quella di appoggio (stance 60%) e la fase di oscillazione (swing 40%).

La fase di stance è ulteriormente suddivisa in una fase iniziale di doppio appoggio, che indica il momento in cui entrambi i piedi toccano il terreno, seguita dal single stance (o appoggio monopodalico) ed infine nuovamente la fase finale di doppio appoggio.

Durante il cammino deve esserci una fase di doppio appoggio, mentre durante la corsa questo periodo è sostituito dalla fase di volo in cui nessuno dei due piedi tocca il terreno.

Nella fase iniziale di stance il contatto al suolo è del tallone, l'appoggio prosegue poi nel mesopiede esternamente, fino a raggiungere l'avampiede medialmente, terminando nella fase finale di "toe-off" di distacco.

Nella fase di doppio appoggio il carico passa da un piede al controlaterale e durante l'appoggio monopodalico il centro di massa passa al di sopra del piede in preparazione allo spostamento verso l'arto opposto.<sup>195</sup>



**Figure 1.** Three phases during walking. Four major events (Initial contact, opposite toe off, heel rise, opposite initial contact) subdivide corresponding phase into three periods (Loading response phase, mid-stance phase, and terminal stance phase) in this study.

**Figura 5:** le fasi del passo, estrapolata dall'articolo Huijuan Shi<sup>66</sup>



Considerando che un americano medio in 3 anni effettua all'incirca 4 milioni di passi <sup>101</sup>, vale la pena andare ed analizzare quelle che sono le alterazioni triplanari persistenti in seguito all'operazione di ACLR, poiché è chiaro come possano avere un impatto sostanziale sulla salute dell'articolazione, nello specifico della cartilagine, nel lungo termine.

Difatti lo sviluppo di artrosi post traumatica (PTOA) in seguito all'intervento di ACLR è un fenomeno conosciuto ed analizzato da tempo <sup>43</sup> e le alterazioni biomeccaniche nel cammino vengono identificate come fattore primario contribuente ad esso. <sup>44</sup>

#### 5.2.2.1 PIANO SAGITTALE

Partiamo dall'analisi da questa prospettiva poiché l'85% del lavoro meccanico compiuto durante il cammino viene eseguito sul piano sagittale <sup>84</sup>; inoltre la letteratura mostra che il momento del ginocchio sul piano sagittale è positivamente correlato allo spessore della cartilagine articolare mediale negli individui sani <sup>85</sup>, perciò i momenti sul piano sagittale per l'articolazione del ginocchio sembrano essere più rilevanti nel discorso degenerativo della cartilagine articolare post ACLR rispetto al piano frontale.

Huijuan Shi et al. <sup>66</sup> in uno studio del 2018 che prende in esame il cammino semplice (single task) ed il cammino in dual task, ovvero con inserimento di un compito cognitivo, e mostra come nel cammino a single task nell'arto operato rispetto al controlaterale vi sia un minor angolo flessorio nella fase di accettazione del carico e nell'appoggio intermedio, un minor ROM del ginocchio operato nella fase di appoggio intermedio e finale, ed un minor momento flessorio nella fase finale di carico monopodalico.

Già nel 2016 Hart <sup>150</sup> in una revisione sistematica specifica per le alterazioni del cammino post ACLR, riportava alterazioni significative sul piano sagittale, facendo emergere un aumento dell'angolo e momento flessorio di ginocchio a meno di 6 mesi post ACLR rispetto ai sani, fattore che tendeva a invertirsi nelle fasi successive con un minor angolo flessorio di ginocchio da 1 anno in poi (e anche oltre i 3 anni), parallelamente ad un minor momento flessorio di ginocchio 6-12 mesi post ACLR; la spiegazione della tendenza inversa nei primi 6 mesi sarebbe attribuibile a meccanismi adattivi del cammino dovuti al gonfiore articolare, al dolore e all'inibizione muscolare.

La **diminuzione dell'angolo flessorio del ginocchio durante la fase di accettazione del carico** è perciò il fenomeno più riscontrato nell'analisi del cammino in questi pazienti, ed era già stato osservato in precedenza in altri studi <sup>81-83</sup>, a testimonianza ancora una volta della presenza dello "stiffed knee response" <sup>57</sup>, meccanismo già descritto nel task funzionale dell'atterraggio dal salto.

Slater et al. <sup>99</sup> afferma poi che le alterazioni sul piano sagittale e frontale presentino un rischio non solo come meccanismo accelerativo della degenerazione della cartilagine articolare, visto che individui che presentano PTOA 5 anni dopo l'intervento di ACLR mostrano minori angoli di flessione di ginocchio e minori momenti sul piano sagittale durante il cammino con una tendenza

verso momenti maggiori sul piano frontale rispetto a chi non sviluppa PTOA <sup>45</sup>, ma anche in termini di fattori intrinseci per infortuni; infatti nello studio si riportano:

#### VARIABILI CINEMATICHE →

- minor angolo flessorio, adduttore e intrarotatorio di ginocchio rispetto al controlaterale e ai sani

#### VARIABILI CINETICHE →

- momenti esterni flessorio, estensorio, adduttore ed extrarotatorio del ginocchio ridotti rispetto ai sani e rispetto al controlaterale

#### 5.2.2.2 PIANO FRONTALE

Shi, Huijuan, et al. <sup>66</sup> osservano sul piano frontale una significativa **riduzione del momento abduzione dell'anca durante la fase di carico intermedio**, fattore correlato alla debolezza dei muscoli abduttori d'anca: essi concorrono a stabilizzare la pelvi sul piano frontale in quanto una loro debolezza può causare una caduta del bacino dal lato controlaterale. <sup>86</sup>

Lo studio di Wellsandt et al del 2017 <sup>87</sup> evidenzia come pazienti che sviluppano OA del compartimento mediale del ginocchio a 5 anni dalla ricostruzione ACL abbiano la tendenza a camminare con un ridotto momento abduzione d'anca rispetto a chi non lo sviluppa.

Questi studi combinati insieme suggeriscono che alterazioni del movimento d'anca sul piano frontale sono predittivi per la degenerazione articolare e devono essere considerati in fase valutativa e riabilitativa.

Le alterazioni biomeccaniche presenti sul piano sagittale e frontale emergerebbero maggiormente grazie all'introduzione di un focus attentivo neurocognitivo durante la deambulazione, il cosiddetto "*dual task*", in quanto si è visto come ciò possa influenzare i pattern di movimento di anca e ginocchio, diminuendone i momenti durante il cammino: minor momento flessorio e abduzione del ginocchio in fase di accettazione e medio carico e ridotto momento flessorio, estensorio e abduzione d'anca nelle medesime fasi.

Un esempio di *dual task* è far contare alla rovescia da un numero prestabilito, utilizzando un sottraendo diverso da 1 (ad esempio "conta alla rovescia da 150 a 0 togliendo 7 ogni volta).

Un precedente studio di Baumeister et al <sup>89</sup> riporta come individui operati di ACLR incrementino l'attivazione cerebrale nelle aree sensoriali ed attentive durante compiti di produzione di forza rispetto ad individui sani, il che riflette un aumentato coinvolgimento cognitivo; facendo però riferimento alla teoria del deficit dell'attenzione, quando viene richiesto un compito cognitivo durante l'esecuzione di un task motorio, l'esecuzione di entrambi richiede una maggior capacità

attentiva che può superare quella effettiva del soggetto; così uno o entrambi i compiti possono ricevere non sufficiente concentrazione da parte di chi lo deve eseguire.<sup>90</sup>

Perciò richiedere un compito mentale durante un task motorio, come ad esempio il cammino, ne ridurrebbe l'attenzione dedicata e di conseguenza la qualità di esecuzione, mostrando in maniera evidente le asimmetrie presenti.

### 5.2.2.3 PIANO TRASVERSALE

Slater<sup>99</sup> rileva una riduzione dell'angolo di extrarotazione del ginocchio evidente ai 17 mesi post ACLR e dalla riduzione del momento di extrarotazione del ginocchio evidenziabile ancora ai 34 mesi e ciò potrebbe indicare deficit persistenti nel tempo anche sul piano trasversale correlati ad un incremento di carico sulla cartilagine articolare e ad una riduzione nello spessore della stessa, meccanismo di possibile degenerazione nel tempo.<sup>70 75 100</sup>

### 5.2.2.4 ALTERAZIONI SOMATOSENSORIALI e COATTIVAZIONE FLESSO/ESTENSORI

Secondo Slater<sup>99</sup> nonostante ci siano miglioramenti nelle misurazioni oggettive e soggettive riportate dai pazienti, anche dopo 12 mesi di fisioterapia i pattern alterati sul piano frontale e sagittale durante il cammino rimarrebbero tali; ciò implicherebbe l' influenza **di fattori neuromuscolari** sottostanti o di **deficit propriocettivi** non correttamente valutati nel processo riabilitativo.

In letteratura esistono controversie circa la presenza o meno di disfunzioni somatosensoriali, negli individui sottoposti ad ACLR evidenziabili, secondo Blackburn et al.<sup>42</sup> primariamente in maniera diretta tramite alterazione del senso di posizione articolare (propriocezione) e della sensazione di movimento (chinestesia)<sup>50-52</sup> ed in maniera indiretta tramite analisi della percezione vibratoria, che costituisce una valida alternativa clinica: difatti essa condivide i medesimi recettori sensoriali e viene trasmessa parallelamente nel midollo spinale<sup>53</sup>; Blackburn et al.<sup>42</sup> indaga nello specifico questi fattori nel suo studio del 2019<sup>42</sup>.

La propriocezione può essere valutata tramite il Joint Position Sense (JPS) con sensori elettromagnetici posizionati in modo da rilevare il movimento del ginocchio<sup>42</sup> ed il movimento può essere effettuato attivamente o passivamente: questo sembrerebbe creare differenze rilevanti in termini di esiti statistici, poiché negli studi che utilizzano un JPS attivo in carico parziale o totale, la propriocezione non mostrerebbe differenze tra arto sano ed operato;<sup>42 62 63</sup> viceversa gli studi che utilizzano il JPS passivo evidenzerebbero differenze tra i due arti.<sup>51 61</sup>

La percezione vibratoria (o VPT, Vibratory Perception Threshold), invece può essere analizzata tramite l'utilizzo di un Biotensimetro, dispositivo che fornisce vibrazioni ad una frequenza costante e ad ampiezze variabili controllate dal clinico, in modo da analizzare la sensibilità del soggetto alle varie intensità vibratorie.<sup>42</sup>

Secondo i risultati di Blackburn<sup>42</sup> le disfunzioni somatosensoriali alterano potenzialmente il pattern del cammino e contribuiscono all'alterazione della funzione del quadricipite<sup>49</sup>, fattore associato ad un aumento dei carichi articolari e ad inferiori momenti del ginocchio sul piano sagittale durante il cammino negli individui post ACLR<sup>54</sup>.

In particolare, tanto maggiore è l'errore nel JPS, tanto minore sarà l'angolo flessorio del ginocchio e maggiore sarà la probabilità di sviluppare PTOA a distanza di anni dopo l'ACLR.<sup>42 45</sup>

Parallelamente, una maggior coattivazione di flessori ed estensori di ginocchio durante il cammino è stata osservata in individui con OA<sup>55</sup>, con deficit di ACL<sup>57</sup> e con ACLR,<sup>56 42</sup> questo poiché la disfunzione somatosensoriale può potenzialmente portare a percepire instabilità, che viene contrastata tramite un aumento della coattivazione della muscolatura circostante, che a sua volta può però provocare un irrigidimento degli arti (con conseguente diminuzione dei momenti e degli angoli del ginocchio sul piano sagittale)<sup>55 57</sup> che infine provoca un aumento delle forze compressive femorotibiali<sup>55 57 58 59</sup>: è il cosiddetto "stiffed knee response"

A riprova di questo, è stato studiato come un miglioramento della funzione somatosensoriale riduca i carichi e la coattivazione dei flessoestensori durante il cammino nei pazienti con OA.<sup>59 60</sup>

Infine, una diminuzione del VPT (percezione vibratoria) è associata ad un **aumento del momento interno di valgo di ginocchio**<sup>42</sup>, fattore notoriamente correlato ad un aumento di stress sul legamento crociato e quindi fattore di rischio di rottura.

#### 5.2.2.5 RUOLO DELLA FISIOTERAPIA

Riassumendo per punti:

-Dallo studio di Blackburn<sup>42</sup> si evidenzia come una riabilitazione specifica per la **propriocezione** e la **percezione del senso di vibrazione** possa essere un fattore chiave per il trattamento degli impairment presenti durante la deambulazione ed un fattore riducente il rischio di sviluppo di artrosi al ginocchio (PTOA) post ACLR.

-Shi, Huijuan, et al.<sup>66</sup> suggeriscono una valutazione della forza degli abductori d'anca sul piano frontale, alla ricerca del drop pelvico controlaterale, in quanto predittivo di sviluppo di OA nel compartimento mediale del ginocchio a 5 anni dall'operazione.<sup>66</sup>

-Sempre Shi, Huijuan, et al.<sup>66</sup> propongono inoltre l'inserimento dei **compiti psico-cognitivi** durante l'esecuzione di task motori (*dual task*), in quanto contribuiscono in maniera importante a far emergere le asimmetrie presenti negli arti inferiori soprattutto a livello di anca, che a loro volta influenzerebbero i meccanismi tibiofemorali e patellofemorali su più piani<sup>91</sup>.

### 5.2.3 LA CORSA

La corsa è uno dei punti cardine dei moderni programmi di riabilitazione ed è una disciplina richiesta sia negli sport di campo che su terreno naturale.<sup>196</sup>

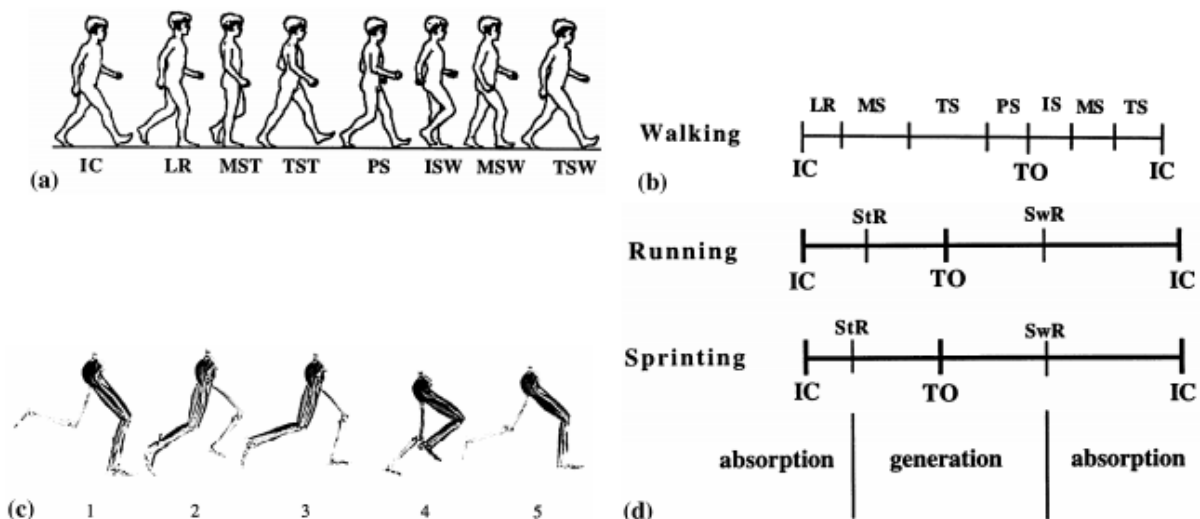
Un ritorno sicuro alla corsa è un punto critico per il successo clinico di ciascun atleta che effettua manovre sportive di taglio e rotazione (cutting e pivoting) e che mira al ritorno in campo dopo la ricostruzione del LCA.<sup>99</sup>

Inoltre molti atleti che non riescono o non vogliono ritornare al loro precedente sport, possono optare per la corsa come parte integrante del loro nuovo stile di vita<sup>197 198</sup>, poiché essa rappresenta una modalità preziosa di esercizio in ogni momento della vita per prevenire malattie croniche e migliorare sia l'aspetto fisico che mentale.<sup>199</sup>

La corsa è un'attività ciclica ad alte sollecitazioni per tutto l'arto inferiore, suddivisa in fasi, così come per il ciclo del cammino, con la differenza che la corsa non presenta la fase di doppio appoggio, ma vi è la fase di volo in cui entrambi i piedi non sono in contatto con il terreno<sup>202</sup>; proprio per questo essa richiede grande equilibrio.

Il motivo di questa mancanza è dovuto alla brevità della fase di stance (meno del 50%) rispetto al cammino, dove la fase di stance dura circa il 60% del ciclo totale.<sup>202</sup>

La fase di stance comprende il periodo tra il contatto iniziale del piede al suolo fino al momento in cui il corpo è sopra il piede: questo è il periodo di impatto e assorbimento. Non appena il corpo passa davanti al piede, si passa alla fase di oscillazione dell'andatura (swing), ovvero quando il piede lascia il suolo: il "toe off" segna l'inizio della fase swing e nella corsa avviene prima del 50% del raggiungimento del ciclo totale.<sup>202</sup>



**Figura 6:** comparazione delle fasi del passo (a e b) e della corsa (c e d); IC – initial contact, si nota un accorciamento della fase di stance (MS midstance+ TS terminal stance) con anticipo del TO (Toe Off).

Novacheck TF. The biomechanics of running<sup>202</sup>

Il ritorno alla corsa può avvenire già dalle 6-8 settimane post-operatorie <sup>196</sup>, mentre il tempo medio di ritorno allo sport senza restrizioni varia dai 6 ai 12 mesi dopo ACLR. <sup>200 201</sup>

Ma, come è già noto, in questo periodo riabilitativo si possono riscontrare delle combinazioni di pattern aberranti durante differenti task funzionali a livello degli arti inferiori quali: movimento alterato del ginocchio, modificazione della cinetica ed attivazioni muscolari non fisiologiche, che possono modificare il carico sul ginocchio spostando la zona di accettazione del carico sulla cartilagine articolare non ancora adattata per quel compito. <sup>204- 209</sup>

Perciò sollecitazioni cicliche durante attività ad alto impatto come la corsa, in presenza di alterazioni biomeccaniche, possono verosimilmente portare a future sintomatologie al ginocchio e osteoartrosi.

Risulta quindi necessario conoscere le alterazioni specifiche in modo da ripristinare le prestazioni biomeccaniche alterate degli arti inferiori durante la corsa e ridurre la disabilità a lungo termine dopo la ricostruzione del crociato.

Dagli articoli estrapolati per questa tesi, due soli trattano le alterazioni durante la corsa, ma la revisione sistematica di Kaur M <sup>141</sup> non rileva particolari asimmetrie cinetiche o cinematiche nel ginocchio operato e non porta a conclusioni significative su questo specifico task; fa però notare come negli studi ci sia bisogno di omogenizzare, o quanto meno specificare, le velocità di andatura sia del passo che della corsa, in quanto possibili fattori confondenti poiché correlati con i momenti esterni di adduzione e flessione del ginocchio. <sup>226</sup>

Pairot-de-Fontenay et al. <sup>94</sup> in una revisione sistematica del 2019 analizza le alterazioni cinetiche e cinematiche presenti durante la corsa in soggetti operati di ACLR nel breve, medio e lungo termine, dai 3 mesi ai 5 anni post-operatori, confrontando il ginocchio operato con il controlaterale sano e con soggetti di controllo.

Dai risultati emerge che gli impairments statisticamente significativi si riscontrano sul piano sagittale durante la fase di stance e riguardano il movimento in flessione ed il momento interno estensorio, nello specifico:

- **riduzione dell'escursione flessoria del ginocchio** di circa 4,5° a lungo termine (fino a 5 anni post-operatori) tra la fase del foot strike fino al picco flessorio nel midstance
- **deficit del picco estensorio del ginocchio** di circa 2,5° in midstance a più di 6 mesi post intervento
- **riduzione del momento estensorio** a medio e lungo termine dai 3 mesi ai 5 anni
- **asimmetrie di forza del quadricipite e degli ischiocrurali** sono associate ad una ridotta escursione flessoria ed estensoria durante la fase di stance a breve termine, ma non a medio e lungo termine ed è stata osservata una importante rotazione esterna del ginocchio durante la fase di foot strike e la fase di accettazione del carico nei pazienti con asimmetrie di forza negli ischiocrurali (Limb Symmetry Index<85%) rispetto a soggetti simmetrici (LSI >90%)

- **alterazione delle forze di contatto patellofemorali e tibiofemorali** ai 2 anni e mezzo dall'intervento
- durante una corsa a ritmo sostenuto per 10 minuti, l'attività del vasto laterale del lato operato rimane stabile, mentre tende ad aumentare nel controlaterale e nei soggetti sani di controllo; mentre in una corsa a ritmo moderato non si riscontrano differenze di attivazione né per il vasto laterale, mediale, gastrocnemio o ischiocrurali.
- un **più basso livello di soddisfazione circa la funzione del ginocchio <85%** (misurato con la Cincinnati Knee Rating Scale e LSI nell'hop test) mostra una correlazione diretta con la **riduzione del momento interno estensorio** (-12%) ed il **picco verticale della Ground Reaction Force** (-8%)

Perciò i pazienti dopo aver subito ACLR presentano anomalie cinematiche e cinetiche del ginocchio sul piano sagittale durante la corsa, rilevabili sia a breve, medio che lungo termine (anche fino a 5 anni).

Nello specifico, i risultati combinati degli studi hanno indicato che la **flessione del ginocchio** e l'**iKEM (picco del momento interno estensorio)** sono **ridotti** (effetto più pronunciato a breve termine) nell'arto coinvolto nella ricostruzione chirurgica.

Basandosi sugli studi di Leweket al. <sup>54</sup>, Karanikas et al. <sup>206</sup> e Perraton et al. <sup>217</sup>, il picco interno del momento estensorio e la flessione del ginocchio sembrano essere proporzionali sia alle asimmetria di forza di quadricipite e ischiocrurali, sia alla funzionalità del ginocchio dopo l'operazione <sup>54 206 216-218</sup> e il deficit di forza del quadricipite è stato correlato a scarsi risultati funzionali <sup>219-222</sup>, aumentato rischio di recidiva <sup>223</sup> e sviluppo di OA di ginocchio <sup>224</sup>.

Le alterazioni sul piano sagittale identificate in questa revisione (in particolar modo la ridotta capacità di generare il momento interno estensorio e una diminuzione della flessione del ginocchio operato rispetto all'arto controlaterale e ai sani) modificano i pattern di carico ed i punti di applicazione delle superfici articolari, perciò è possibile che il carico venga applicato su punti che non sono adattati a quel compito: vengono ridotte le forze di contatto dell'articolazione femoro-tibiale e parallelamente aumentate quelle sulla femoro-rotulea, come riportato da Saxby et al. <sup>203</sup> e Herrington et al. <sup>204</sup>

L'aumento delle forze di contatto sulla femoro-rotulea nel medio termine <sup>204</sup> può eccedere la tolleranza al carico dell'articolazione, accelerando la degenerazione della cartilagine già pochi mesi dopo l'intervento di ricostruzione <sup>227</sup>.

Non soltanto il carico eccessivo rappresenta un problema per l'integrità della cartilagine articolare, in quanto un carico insufficiente, dovuto ad una diminuzione delle forze di contatto dell'articolazione tibio-femorale durante la corsa (come riportato da Saxby et al. <sup>203</sup>) può essere associato ad una composizione più povera di cartilagine (studi di Pfeifer et al. <sup>228</sup>) e ciò riduce progressivamente la tolleranza della cartilagine al carico ed aumenta il rischio di OA dell'articolazione tibiofemorale.

Inoltre, le forze di contatto patellofemorali e tibiofemorali sono risultate alterate anche dopo 2,5 anni e mezzo dalla ricostruzione: questi dati indicano come una biomeccanica alterata durante la corsa non sembra risolversi da sé durante gli anni.

Un training selettivo mirato al rinforzo del quadricipite è quindi altamente raccomandato nella riabilitazione<sup>196</sup> di modo da limitare le alterazioni durante la corsa e migliorare i risultati a lungo termine dopo ACLR e, come suggerimento clinico per il recupero della forza del quadricipite, Lepley et al.<sup>225</sup> han mostrato come il rinforzo eccentrico sia l'intervento più efficace per ripristinare una quasi normale attivazione e forza del quadricipite nell'adulto dopo ACLR.

Inoltre si raccomanda di ripristinare una corretta biomeccanica subito dopo l'intervento di modo da riequilibrare le superfici articolari ai nuovi carichi, tramite interventi atti a ridurre le forze impattanti sul ginocchio durante la corsa, poiché in questo caso specifico la tolleranza della cartilagine può essere ridotta.

Considerando inoltre che che Sigward e Pratt<sup>207</sup> hanno riportato associazioni tra le asimmetrie biomeccaniche degli arti durante la deambulazione (1 e 3 mesi dopo ACLR) ed asimmetrie nella corsa (4 mesi dopo ACLR) e che parallelamente e Decker et al.<sup>210</sup> han dimostrato che un aumento di circa il 10% della frequenza del passo durante la deambulazione migliora le alterazioni dell'andatura nei partecipanti dopo ACLR, si consiglia di porre maggiore attenzione al ripristino della biomeccanica della deambulazione alterata nelle prime fasi della riabilitazione, con la speranza che questa trasferisca effettivamente i benefici in un secondo momento sulla biomeccanica nella corsa: a tal fine, un aumento del 10% della frequenza del passo durante il cammino, e successivamente durante la corsa, riduce efficacemente le forze di contatto dell'articolazione tibiofemorale e femoro-rotulea negli individui dopo ACLR (da - 5% a - 19%).<sup>229</sup> Questa modifica dell'andatura, associata con il ripristino della biomeccanica alterata della corsa, può essere particolarmente utile a breve e medio termine dopo ACLR, quando le forze di contatto femoro-rotulee sono particolarmente elevate<sup>204</sup> e gli atleti sono in procinto di tornare a correre.

In recenti indagini<sup>211 212 234</sup> interventi neuromuscolari mirati sono risultati efficaci per migliorare gli impairment della meccanica del ginocchio durante la corsa e nel salto dopo ACLR: una singola sessione su pedana vibratoria a corpo intero (whole body vibration, WBV) aumenta l'escursione della flessione di ginocchio durante la corsa nei pazienti dopo ACLR : è stata dimostrata l'efficacia di questa metodica nell'incrementare la funzione quadricipitale in pazienti operati di crociato tramite aumento dell'eccitabilità corticomotoria e incremento dell'attività volontaria e riflessa grazie alla stimolazione dei recettori muscolari spinali<sup>234</sup>; ma non tutti i clinici possono avere facile accesso a pedane vibratorie nei propri studi di riabilitazione.

Tuttavia è stato visto come utilizzare un altro task motorio differente come il salto possa essere una valida ed efficace strategia per il miglioramento di altri task motori complessi; nello specifico due tipologie di allenamento del salto hanno portato ad ottimi miglioramenti sul piano sagittale



della meccanica di atterraggio del ginocchio nei pazienti dopo ACLR rispetto ai gruppi di controllo che utilizzavano l'allenamento a corpo libero e facilitazioni con focus interni; essi sono:

- 1) il salto a carico corporeo aumentato tramite supporti esterni <sup>211</sup>
- 2) facilitazione tramite utilizzo di focus esterni <sup>212</sup>

Nelle persone sane l'allenamento neuromuscolare con focus esterno verbale o con istruzione visiva ha dimostrato di essere il metodo più efficace per migliorare la flessione del ginocchio durante l'atterraggio, con mantenimento del miglioramento della tecnica a 1 settimana e trasferimento delle abilità apprese in task differenti, come il sidestep cutting (dribbling con passo laterale) <sup>213 214</sup>.

Pertanto queste metodiche possono essere utilizzate come strumenti validi per migliorare le performance neuromuscolari dell'arto inferiore al fine di migliorare gli impairment residui nelle attività funzionali.

#### 5.2.3.1 RUOLO DELLA FISIOTERAPIA

Nonostante sia stato possibile comparare ed analizzare un esiguo numero di articoli, gli spunti per la pratica clinica sono diversi e stimolanti; rivedendo per punti le indicazioni sulla corsa, il fisioterapista durante la riabilitazione dovrebbe:

- porre maggiore attenzione al ripristino della biomeccanica della deambulazione alterata nelle prime fasi della riabilitazione, con la speranza che questa trasferisca effettivamente i benefici in un secondo momento sulla biomeccanica nella corsa; In clinica la cinematica degli arti inferiori, soprattutto sul sagittale, può essere quantificata mediante **l'utilizzo di video-analisi a due dimensioni**, tramite ad esempio il semplice utilizzo di una telecamera, che risulta comparabile a livello di efficacia con l'analisi 3 dimensionale, ma di sicuro più facilmente e rapidamente applicabile nella pratica di tutti i giorni, così come suggeriscono Schurr e Dingenen <sup>232 233</sup> : durante la corsa Dingenen <sup>233</sup> riporta una minima differenza rilevabile di 2,9 ° (sulla destra) e 3,8 ° (sulla sinistra) per l'analisi video bidimensionale dell'angolo di flessione del ginocchio e secondo i risultati della revisione sistematica di Pairot-de-Fontenay <sup>99</sup>, l'escursione della flessione del ginocchio durante la corsa è diminuita di 4,7 ° nell'arto interessato rispetto all'arto controlaterale. L'analisi video bidimensionale potrebbe quindi essere clinicamente significativa per rilevare e monitorare le alterazioni della flessione del ginocchio durante la corsa negli individui operati di ACLR.
- aumentare del 10% la frequenza del passo nelle prime fasi riabilitative, utilizzando **un metronomo o un orologio da corsa** che fornisca feedback in tempo reale sulla frequenza dei passi, così come suggerito da Heiderscheit <sup>230</sup> e Willy RW <sup>231</sup>.

- Attuare **un training selettivo mirato al rinforzo del quadricipite**<sup>196</sup> di modo da limitare le alterazioni durante la corsa e migliorare i risultati a lungo termine, in particolare utilizzare il **rinforzo eccentrico**, poichè sembra essere l'intervento più efficace per ripristinare una quasi normale attivazione e forza del quadricipite nell'adulto dopo ACLR.<sup>225</sup>

**Interventi neuromuscolari** mirati per modificare le alterazioni biomeccaniche devono costituire una componente critica nella riabilitazione di soggetti post-ACLR che mirano a tornare a correre<sup>211-215</sup>; in particolar modo **l'allenamento del salto a carico aumentato, con utilizzo di focus esterni o con istruzioni visive** sembrano avere maggior efficacia nel migliorare la flessione del ginocchio durante l'atterraggio<sup>211 212</sup>

## 5.2.4 LO SQUAT

L'esercizio dello squat, che prevede un accovacciamento tramite flessione d'anca, ginocchio e tibiotarsica, è da sempre uno degli esercizi cardine in ambito riabilitativo, ma la sua importanza non risiede solamente nel fatto che esso possa costituire un valido strumento per il rinforzo muscolare di tutto l'arto inferiore con coinvolgimento multiarticolare, ma questo movimento è in realtà presente in molti movimenti della vita quotidiana come l'alzarsi e sedersi da una sedia, dal WC o nell'abbassarsi per sollevare un peso da terra.

È un esercizio particolarmente rilevante in quanto viene utilizzato già nelle fasi precoci di riabilitazione sia nei trattamenti conservativi che post ricostruzione del crociato e viene utilizzato con lo scopo di rinforzare il quadricipite e per fornire informazioni qualitative in base a come viene eseguito, di modo da indirizzare verso un trattamento selettivo.<sup>162-164</sup>

Comportamenti asimmetrici tra i due arti possono limitare l'efficacia dell'esercizio ed essendo un esercizio bipodalico e che coinvolge più articolazioni, è facile che si verifichino strategie di compenso.

In effetti nell'articolo del 2014 di Roos et al.<sup>161</sup> che indaga le performance durante l'esecuzione dello squat bipodalico, viene evidenziato come pazienti post ACLR a più di un anno dall'operazione (24±17 mesi post ACLR) tendano ad eseguire uno **squat meno profondo rispetto ad una popolazione sana** e vi è un **minor momento estensorio** nel lato operato negli ACLR rispetto al controlaterale; ma considerati questi due dati e considerato che **non vi è riduzione del momento totale dell'arto coinvolto rispetto al controlaterale**, viene suggerito che negli ACLR il contributo del ginocchio sia minore rispetto alle altre articolazioni coinvolte nel movimento.

Dall'analisi delle percentuali della distribuzione del momento tra le varie articolazioni infatti emerge che:

-vi è una **riduzione del contributo del ginocchio al momento totale dell'arto** sia negli ACLR rispetto al controlaterale e ai sani, sia negli ACLD rispetto ai sani

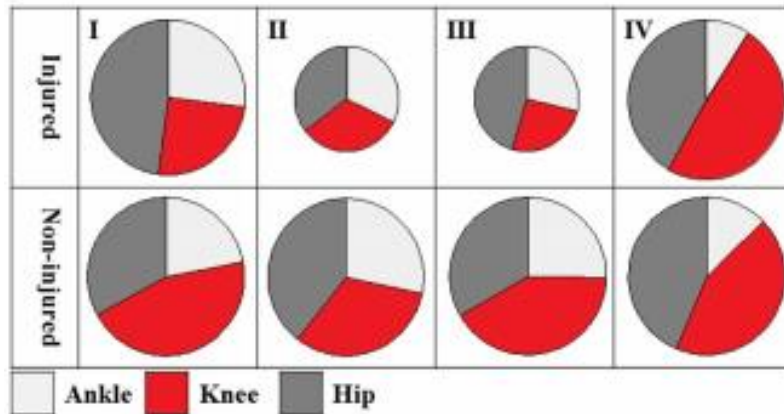
-negli ACLR **aumento del contributo dell'anca e della caviglia al momento totale nell'arto operato per compensare quello mancante del ginocchio**; quest'ultimo dato è in accordo con un articolo precedente di Salem et al.<sup>165</sup>.

Non tutti gli individui con ACLR o ACLD utilizzano però la stessa strategia, ma possono essere combinate tra loro ed emergere così 4 differenti modalità di esecuzione dello squat:

- I) Simmetria tra i momenti di supporto nei due arti (carico distribuito simmetricamente), ma riduzione del contributo del ginocchio al momento totale (utilizzato da ACLR e ACLD);
- II) Riduzione del momento totale di supporto sull'arto coinvolto, ma uguale contributo del ginocchio (ACLR e ACLD);

- III) Riduzione del momento e riduzione del contributo del ginocchio combinati insieme (solo negli ACLD);
- IV) Simmetria di carico e del contributo del ginocchio (ACLR e ACLD e SAN);

In figura 7 è fornita una rappresentazione grafica delle 4 strategie di carico con i diversi contributi delle tre articolazioni coinvolte



**Figura 7:** percentuali di supporto del momento e 4 strategie di carico; Roos et al. <sup>161</sup>

#### 5.2.4.1 RUOLO DELLA FISIOTERAPIA

Da questa analisi emerge come l'esercizio dello squat necessiti di particolare attenzione da parte del clinico in quanto possono verificarsi strategie adattamento del controllo motorio in maniera anche combinata e non facilmente riscontrabile in prima istanza.

Lo squat può non essere efficace se non eseguito in maniera simmetrica e vanno analizzati i contributi delle singole articolazioni coinvolte al fine di riequilibrare le percentuali di attivazione a favore del ginocchio.

Infine utilizzare la profondità del movimento in maniera isolata, non può essere considerata come misura di outcome efficace, ma va posta attenzione sulla qualità di esecuzione: come già suggerito per i precedenti task, a tal fine può essere utile l'utilizzo di video-analisi a due dimensioni anche per poter monitorare i progressi effettuati nel tempo.

## 5.2.5 L'EQUILIBRIO

Anche quest'ultima abilità presa in esame in questa revisione sistematica risulta di particolare importanza data la presenza nella pratica clinica di innumerevoli test inerenti e items dedicati nelle scale di valutazione; partendo proprio dall'articolo di Sugimoto del 2016 <sup>175</sup> che esamina le performance di un noto test clinico, il Balance Error Scoring System (BESS) in una popolazione di adolescenti sportivi, emergono differenze sulle performance in equilibrio monopodalico rispetto ai sani, ma non nella parte di bipodalica e di tandem, ad indicare ancora una volta come individui operati di ACLR tendano ad **affidarsi all'arto sano controlaterale** per una corretta esecuzione dei compiti motori.

Gandolfi et al. <sup>166</sup> in un studio del 2018 prende in esame la capacità di equilibrio ed il controllo sensorimotorio a 3, 6 e 12 mesi post operatori in pazienti con ricostruzione del crociato con utilizzo del graft GST; dai risultati emerge come vi sia un **prevalente utilizzo della vista nei primi 3 mesi** post ACLR per il mantenimento dell'equilibrio, mentre dai 6 ai 12 mesi post operatori vi sia un netto miglioramento delle performance anche ad occhi chiusi.

La spiegazione del primo fenomeno deriverebbe dalla difficoltà a processare le informazioni derivanti dagli arti inferiori in seguito all'evento chirurgico, compensato in parte dall'utilizzo della vista; mentre il secondo dato ci indica come vi sia un miglioramento nelle capacità sensorimotorie per il controllo della postura nel tempo.

La stabilità articolare del ginocchio è data dall'azione combinata di stabilizzatori primari e secondari <sup>167 168</sup>; il Legamento crociato Anteriore detiene un ruolo chiave nella trasmissione di informazioni somatosensoriali per il sistema nervoso centrale, fornendo input afferenti circa la posizione articolare e sul movimento <sup>169</sup>: studi su animali hanno dimostrato un' eccitazione muscolare degli ischiocrurali e un'attivazione dei motoneuroni gamma della muscolatura circostante il ginocchio quando il crociato viene stirato e messo in tensione.

Negli individui sani il sistema posturale di equilibrio si basa sulle informazioni ricevute da: <sup>170</sup>

- 1) Il sistema vestibolare per il 10%
- 2) La vista per il 20%
- 3) Il sistema somatosensitivo per il 70%

Pertanto risulta chiaro come i pazienti sottoposti alla ricostruzione di una struttura cardine come il crociato per il ruolo propriocettivo debbano sopperire alla perdita di informazioni tramite l'utilizzo della vista.

Parallelamente in questo studio emerge come tra i 6 e i 12 mesi post-operatori vi sia un miglioramento della CSA del **muscolo semitendinoso** e vi sia una **correlazione positiva con l'incremento delle capacità somatosensitive**; da qui emergerebbe un importante spunto per i

clinici per indirizzare verso un lavoro che punti a migliorare le proprietà viscoelastiche dei flessori di ginocchio di modo da migliorare parallelamente anche le strategie sensorimotorie.<sup>166</sup>

Wikstrom et al.<sup>171</sup> in una revisione dell'anno precedente aveva fatto emergere come non ci fossero differenze tra individui sani ed operati di ACLR nell'utilizzo preferenziale della vista per il mantenimento dell'equilibrio, sottolineando però come il fatto potesse essere spiegato tramite una **reinnervazione sensitiva del graft che avverrebbe tra i 18 e 28 mesi post operatori**<sup>172 173</sup> e la riabilitazione sembra giocare un ruolo chiave per il recupero e la riorganizzazione delle strategie sensorimotorie.

Wikstrom<sup>171</sup> suggeriscono inoltre che l'obiettivo specifico della riabilitazione non deve essere orientato a ristabilire input sensoriali, ma deve essere orientato su uno scopo funzionale<sup>174</sup>; questo perché il raggiungimento di un pattern di movimento richiede al paziente di sviluppare strategie efficaci di organizzazione sensoriale insieme alle variabili funzionali inerenti ad esse.

#### 5.2.5.1 RUOLO DELLA FISIOTERAPIA

Dai risultati di questa analisi emerge che:

-In prima battuta individui sottoposti all'operazione di ricostruzione del crociato, tendono ad affidarsi al supporto dell'arto controlaterale sano per eseguire correttamente compiti motori come il mantenimento dell'equilibrio ad occhi chiusi in bipodalica o in tandem, mentre nell'esecuzione monopodalica, non potendo fare affidamento sul supporto controlaterale, sarebbero maggiormente evidenti i deficit ed i compensi.

-La vista sembra essere il secondo supporto maggiormente utilizzato come aiuto per il mantenimento dell'equilibrio, per far fronte alla mancanza di informazioni propriocettive soprattutto nei primi mesi dopo l'operazione: i clinici dovrebbero pertanto riequilibrare le informazioni per il controllo dell'equilibrio, stimolando con esercizi che non prevedano l'utilizzo della vista o con distrazioni, di modo da far riemergere le informazioni somatosensoriali provenienti dall'articolazione.

-La reinnervazione sensitiva del graft avverrebbe tra i 18 e 28 mesi post operatori<sup>172 173</sup> e la riabilitazione dovrebbe guidare soprattutto in questo periodo il recupero delle strategie sensorimotorie, aiutandone la riorganizzazione.

-Il miglioramento delle proprietà viscoelastiche dei flessori di ginocchio, in particolar modo del semitendinoso, può portare a dei miglioramenti nelle strategie sensorimotorie per il mantenimento della postura.<sup>166</sup>

-Il miglioramento delle funzioni somatosensoriali deve essere stimolato tramite obiettivi funzionali per il paziente, di modo da sviluppare strategie efficaci di organizzazione sensoriale insieme a variabili funzionali inerenti alle esse. <sup>171</sup>

## 6. DISCUSSIONE

L'operazione chirurgica di ricostruzione del crociato mira a ripristinare l'anatomia del legamento e la funzionalità del ginocchio, ma per un corretto ripristino della biomeccanica è necessaria una fisioterapia attenta e supervisionata che valuti fin dai primi giorni post-intervento quelli che sono i compensi dovuti al trauma chirurgico e che possono portare a successive asimmetrie con conseguenze indesiderate, quali una nuova rottura del graft, o del crociato controlaterale o lo sviluppo di OA di ginocchio negli anni.

Non solo i task funzionali più comunemente analizzati, come lo squat, il cammino o la salita e discesa dalle scale, presentano disuguaglianze di performance tra i due arti, ma anche gesti motori più dinamici e complessi come la corsa ed il salto meritano un'attenta analisi e una correzione dei compensi durante le sedute riabilitative; tutto questo non solo per prevenire conseguenze negative, ma anche poiché è emerso dagli studi la possibilità di trasferire i cambiamenti positivi ottenuti in un task verso un miglioramento degli altri. <sup>207 210 213 214</sup>

Nonostante da questa revisione siano emersi numerosi dati e spunti pratici utili per impostare le sedute riabilitative, è emersa anche una forte disomogeneità degli studi presenti in letteratura sia nella raccolta dei campioni sperimentali (sovente mancano di specificare la tipologia del graft, il tempo trascorso dall'operazione, la proporzione tra uomini e donne prese in esame) sia della metodologia di rilevamento dei parametri (strumenti utilizzati, posizionamento del paziente, tipo di contrazione utilizzata, velocità a cui vengono rilevate le contrazioni, ...ecc) ed infine anche la tipologia di casi controllo (arto controlaterale, individui sani, individui sani testati solo su arto dominante), il che rende difficile trarre delle conclusioni definitive e valide per tutti i casi.

Per la stesura di questa tesi è stata scelta un'analisi principalmente dei dati di confronto tra arto operato e controlaterale, con poche eccezioni sul confronto con individui sani, in modo da avere come riferimento, non una popolazione di individui senza problematiche, ma l'individuo stesso in base alle proprie caratteristiche peculiari.

Sebbene le analisi dei dati che comparano individui operati con persone sane fanno emergere differenze notevolmente più numerose e rilevanti, bisogna tenere in considerazione che gli obiettivi settati durante la pratica clinica dal fisioterapista devono incentrarsi sul singolo paziente con i suoi obiettivi specifici, e non devono mirare al ripristino di una biomeccanica comparabile a quella di altro individuo.

Perciò gli studi dovrebbero cercare di omogeneizzare il campione preso come riferimento, comparando l'arto operato con il controlaterale, in modo da impostare quanto più possibile la rieducazione tarata sul singolo individuo, valutando caso per caso singolarmente.

Le analisi delle asimmetrie devono essere valutate accuratamente anche tramite aiuto di supporti esterni di facile reperibilità, come le video- analisi, in modo da fornire feedback immediati al paziente sui movimenti compiuti e poter così lavorare in maniera diretta ed efficace.



Infine, considerando il persistere di pattern aberranti durante i task motori anche ben oltre l'anno post operazione, varrebbe la pena inserire dei follow up a lungo termine, anche oltre i due anni post operatori tentando di correggere il più possibile i pattern aberranti di movimento, in modo da assicurare la più alta qualità di vita possibile al paziente negli anni.

## **7. LIMITI**

Questa revisione narrativa presenta dei limiti da tenere in considerazione; in primis l'esiguo numero di articoli esaminati non consente di avere un ventaglio più ampio e definitivo di dati presenti in letteratura circa le asimmetrie trovate; sono stati inoltre inclusi tutti gli articoli senza tener conto della qualità metodologica, al fine di avere una idea quanto più possibile generale sull'argomento e di modo da poter raccogliere più spunti possibile per il trattamento fisioterapico

## **8. CONCLUSIONI**

La fisioterapia post ricostruzione del crociato anteriore, nonostante i notevoli progressi già realizzati negli ultimi anni, necessita di continua ricerca ed attenta analisi dei pazienti caso per caso, e deve porre attenzione a tutti quei task che coinvolgono il quotidiano e le attività sportive.

Le analisi delle asimmetrie devono essere valutate accuratamente e gli obiettivi devono essere individuati con il paziente e settati in base alle sue esigenze.

La fisioterapia non può limitarsi a seguire il paziente nel periodo strettamente necessario al RTS, ma dovrebbe monitorare e continuare a valutare e correggere i pattern di movimento anche oltre il lungo termine, in modo da assicurare una più soddisfacente qualità di vita anche a distanza di anni dall'operazione, prevenendo quelle che sono le conseguenze negative ed invalidanti che l'evento chirurgico porta con sé.

**Tabella 1:** Informazioni descrittive degli articoli inclusi nella revisione narrativa comprendenti: Autore principale ed anno di pubblicazione, task preso in esame, numero di individui, età, sesso, tipo di graft utilizzato per l' ACLR, tempo passato dall'operazione di ricostruzione, tipologia di confronto e principali asimmetrie riscontrate (vengono prese in considerazione quelle rispetto al controlaterale mentre quelle rispetto alla popolazione sana vengono citate laddove risultino particolarmente significative).

AUTORI	ANNO DI PUBBLICAZIONE	TASK ESAMINATO	POPOLAZIONE/ETA' INNESTO/ TEMPO dall'OPERAZIONE	CONFRONTO	RISULTATI
Blackburn et al. <sup>42</sup>	2019	Cammino	72 ACLR (20 M+ 52 F) 21±3 anni 41 patellare, 25 GST, 3 quadricipitale; 3 allograft 27±16 mesi	Arto controlaterale	<p>-Minor senso di posizione JPS (propriocezione) in entrambi gli arti inferiori, correlato ad un minor loading rate, ad un minor momento estensorio di ginocchio, una maggior coattivazione di flessori ed estensori di ginocchio durante il cammino</p> <p>-Minor percezione vibratoria correlata ad un minor loading rate, maggior momento in valgismo, maggior l'angoli in varo, maggior coattivazione di flessori ed estensori</p> <p>ACLR RISPETTO AL CONTROLATERALE. NEL SINGLE TASK:  <b>-Deficit di forza del quadricipite nell'arto operato</b>  <b>-Minor angolo flessorio nella fase di accettazione del carico</b> e nel <b>medio carico</b> nell'arto operato nel cammino semplice (single task)            -Minor ROM del ginocchio operato nella fase di appoggio intermedio e finale nel cammino semplice            -Minor momento flessorio nella fase finale di carico monopodalico            -minor adduzione d'anca nell'appoggio intermedio            -maggior ROM di anca nella fase di accettazione del carico</p> <p>-maggior angolo estensorio d'anca nell'appoggio terminale  <b>-minor momento abduzione d'anca In accettazione e medio carico</b></p> <p>ENTRAMBI GLI ARTI INFERIORI, NEL DUAL TASK:            -minor angolo flessorio e minor ROM di ginocchio in fase di accettazione del carico e nella fase di appoggio intermedio            -minor momento flessorio nelle stesse fasi intermedio            -minor momento abduzione di ginocchio nell'appoggio intermedio            -minor ROM di anca nell'accettazione e medio carico            -minor angolo flessorio, estensorio e adduttore d'anca nelle fasi di appoggio (accettazione e medio carico)            -minor momento flessorio, estensorio e abduzione d'anca nelle fasi di accettazione e medio carico</p>
Huijuan Shi et al. <sup>66</sup>	2018	Cammino in single task + dual task (cognitivo)	26 uomini 32 ±8,2 anni GST 10 mesi	Arto controlaterale	

Slater LV et al. <sup>99</sup>	2017	Cammino	479 individui con ACLR 15-52 anni Graft non specificato 6 settimane – 8,5 anni	Arto controlaterale e Individui sani	<p>VARIABILI CINEMATICHE rispetto al controlaterale e ai sani:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>-minor picco di angolo flessorio di ginocchio in tutti i momenti riabilitativi, eccetto ai 24 mesi</li> <li>-maggio picco di angolo flessorio d'anca dai 9-11 mesi</li> <li>-minor angolo di picco adduttore di ginocchio a 11 e 20 mesi, maggiore a 48 e 64 mesi</li> <li>-minor angolo intrarotatorio di ginocchio a 14, 17, 48 mesi</li> <li>-maggiore picco di angolo adduttore d'anca a 64 mesi</li> </ul> <p>VARIABILI CINETICHE</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- momento esterno flessorio del ginocchio ridotto rispetto ai sani a 10, 11, 26 mesi e rispetto al controlaterale a 11 e 26 mesi</li> <li>-momento esterno estensorio ridotto a 9 11 e 26 mesi comparato sia al controlat che ai sani</li> <li>-momento esterno flessorio ed estensorio d'anca ridotto a 11 mesi rispetto ai sani</li> <li>-momento esterno adduttore di ginocchio ridotto a 9, 26, 34 mesi rispetto ai sani e a 34 mesi rispetto al controlaterale</li> <li>-momento esterno extrarotatorio ridotto a 26 e 34 mesi rispetto ai sani e a 34 mesi rispetto al controlaterale</li> </ul>
Hart et al. <sup>150</sup>	2016	Cammino	646 ACLR 44-15 anni 31 giorni- 18 anni Patellar Achilles tendon HS BTB Allograft Cadavere	Arto controlaterale e Individui sani	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Maggior angolo e momento flessorio di ginocchio &lt;6 mesi post ACLR rispetto ai sani</li> <li>-Minor angolo flessorio di ginocchio &gt;1 anno post ACLR</li> <li>-Minor momento flessorio di ginocchio 6-12 mesi post ACLR</li> <li>-Nessuna differenza nell'adduzione dopo i 3 anni post ACLR</li> </ul>

Kaur et al. <sup>141</sup>	2016	Cammino, Scale (salita e discesa) e corsa	20- 32.7 anni 2 settimane- 18 anni Patellar Achilles tendon HS BTB Allograft HS+ peroniero lungo BTB + LAD (ligament augmentation device)	Arto controllaterale e Individui sani	-Minor momento flessorio rispetto al controllaterale e ai sani sia nel cammino che nella s/d dalle scale -Minor momento adduttore rispetto al controllaterale nel cammino e nella s/d dalle scale e rispetto ai sani nella discesa dalle scale -Nessuna differenza tra piccolo flessorio nelle scale, salita delle scale e corsa rispetto ai sani, ma -Minor flessione e intrarotazione rispetto al controllaterale nel cammino -Angoli di flessione del ginocchio ripristinati entro 6 anni dall'operazione -momenti adduttori minori nei primi anni post ACLR, ma superiori nel lungo termine (5 anni) rispetto ai sani -cinematica del ginocchio recuperata a circa 6 anni dall'operazione, mentre risultano persistenti i deficit dei momenti esterni flessori di ginocchio
Hajizadeh et al. <sup>151</sup>	2016	Scale	118 ACLR (+altri ACLD non considerati) Età non disponibile 3 mesi- 18 anni post ACLR Graft non specificati (misti)	Arto controllaterale e Individui sani	-Minor flessione di ginocchio al contatto iniziale durante la salita delle scale rispetto al controllaterale -Minor momento flessorio esterno nella salita e discesa dalle scale rispetto ai sani e al controllaterale -deficit persistenti nel lungo termine (oltre 1 anno)
Pairot-de-Fontenay et al. <sup>94</sup>	2019	Corsa	Uomini e donne Nr Follow up a 0-6 mesi 6-12 mesi >12 mesi	Arto controllaterale e Individui sani	-Ridotta escursione del ROM in flessione del ginocchio nella fase del medio carico rispetto al controllaterale e ai sani nel medio e lungo termine (3 mesi- 5 anni) -Ridotto momento estensorio rispetto al controllaterale e ai sani nel medio e lungo termine (3 mesi- 5 anni) -Alterazione delle forze di contatto patellofemorali e tibiofemorali ai 2 anni e mezzo

Hughes et al. <sup>96</sup>	2020	Salto bipodatico e monopodatico	180 maschi + 330 femmine 11- 18 anni 4-12 mesi	Arto controlaterale	<p>SALTO BIPODALICO</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Ridotta velocità di caricamento del salto (loading rate)</li> <li>- Riduzione del picco di forza verticale nella GRF in fase di atterraggio</li> <li>- Riduzione del momento estensorio di ginocchio in fase di atterraggio</li> <li>- Riduzione degli angoli di picco di flessione del ginocchio e di dorsiflessione di caviglia</li> </ul> <p>SALTO MONO E BIPODALICO</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Riduzione del momento estensorio di ginocchio in fase di atterraggio</li> <li>- Riduzione dell' assorbimento di energia in fase di atterraggio</li> <li>- Riduzione del picco di angolo flessorio di ginocchio</li> <li>- minor picco di angolo flessorio di ginocchio in atterraggio</li> <li>- minor momento flessorio di ginocchio in atterraggio</li> <li>- nessuna differenza di cinematica del tronco</li> <li>- minor picco abduzione di ginocchio rispetto al controlaterale</li> <li>- nessuna differenza nella GRF verticale</li> </ul>
Kotsifaki et al. <sup>119</sup>	2020	Salto monopodatico	624 individui (424 M +200 F) Età media 30 anni Da un minimo di 3 mesi fino ad un massimo di 20 anni post ACLR	Arto controlaterale e confronto con sani	<ul style="list-style-type: none"> <li>- preattivazione del quadricipite, ischiocrurali, grande gluteo, gastrocnemio e soleo prima l'atterraggio monopodatico dal salto (meccanismo di protezione)</li> <li>- riduzione significativa dell' attivazione muscolare del quadricipite in preparazione all'atterraggio bipodatico dal salto</li> <li>- significativa riduzione della preattivazione del gastrocnemio mediale prima dell'atterraggio monopodatico, ma in assenza differenze di attivazione degli ischiocrurali o quadricipite</li> <li>- controverse sulla reattività del gluteo e del gastrocnemio in atterraggio monopodatico</li> <li>- aumento della cocontrazione H/Q rispetto ai soggetti sani durante l'atterraggio</li> </ul>
He X et al. <sup>98</sup>	2020	Atterraggio dal salto	398 individui (208 M + 190 F) 16-29 anni Graft non specificati 6mesi- 6 anni	Arto controlaterale e Individui sani	

Johnston et al. <sup>138</sup>	2018	Atterraggio da 4 diversi salti monopodalici: -in avanti -da un'altezza -verticale -in diagonale	1061 individui (409 F+ 642 M) 11-50. 1 anni  Dai 4.4 mesi ai 20.1 anni post ACLR  Patellar 472 HS 466 Allograft 76 Patellar+sintetico 19 Sintetico 9 LARS (ligament advanced reinforcement system) 32 + altri non specificati	Arto controlaterale e Confronto con sani	-Riduzione della flessione di ginocchio in atterraggio dal salto in avanti rispetto al controlaterale -Riduzione della flessione di ginocchio in atterraggio dal salto in avanti, da un'altezza e in diagonale rispetto ai sani -Ridotto momento estensorio di ginocchio rispetto al controlaterale nei salti in avanti, in verticale e da un'altezza -Ridotto momento estensorio di ginocchio rispetto ai sani nel salto in avanti e in verticale
Lepley et al. <sup>124</sup>	2018	Atterraggio bipodalico e monopodalico dal salto	Non possibile il conteggio degli individui  Graft misti, non specificati  Non specificato il tempo dall'intervento	Arto controlaterale e Confronto con sani	-Ridotto momento estensorio di ginocchio in atterraggio bipodalico e non nel monopodalico -Ridotta GRF verticale in entrambi i task -minor angolo adduttore di ginocchio nell'atterraggio bipodalico (rispetto ai sani) e non nel monopodalico -minor momento estensorio d'anca in atterraggio bipodalico e non monopodalico -maggior adduzione d'anca (dati eterogenei) -strategie coerenti di atterraggio negli uomini mediante flessione di ginocchio; tendenza alla riduzione del ROM in flessione nelle donne
Ithurburn et al. <sup>111</sup>	2019	Percezione soggettiva Salto monopodalico: singolo, triplo, crossover Forza Q e H Partecipazione allo sport	124 atleti M e F 17.1±2.4 anni  Testati in due momenti: 1)Al momento del RTS (> 1 anno dal ACLR) + 2)1 anno dopo il RTS  STGR, BPTB, allograft	Arto controlaterale e Confronto tra gruppi: A)atleti che ritornano al livello sportivo pre-infortunio B) coloro che non ritornano al livello pre-infortunio C) nuovo infortunio ACL	sia nel single hop test for distance che nel triple hop le performance migliori vengono eseguite dal gruppo che ritorna ai livelli pre-infortunio così come da chi subisce un secondo re-infortunio ACL ad un anno rispetto a coloro che non ritornano ai livelli sportivi pre-infortunio

Roos et al. <sup>161</sup>	2014	Squat bipodalico	21 ACLR + 20 ACLD + 21 Sani 29± 9 anni 24±17 mesi post ACLR GST	Controlaterale, ACLD e Sani	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Riduzione della profondità dello squat sia in ACLR che ACLD rispetto ai sani</li> <li>-Minor momento estensorio negli ACLR nel lato operato rispetto al controlaterale</li> <li>-Nessuna differenza di momento di supporto totale dell'arto inferiore</li> <li>- riduzione del contributo del ginocchio al momento totale sia negli ACLR rispetto al controlaterale e ai sani, sia negli ACLD rispetto ai sani</li> <li>-negli ACLR aumento del contributo dell'anca al momento totale nell'arto operato per compensare quello mancante del ginocchio</li> <li>-emergono 4 strategie di controllo motorio differenti</li> <li>-miglioramento del controllo posturale nei primi 6 mesi, poi declino dai 6-12 mesi</li> <li>-prevalente utilizzo della vista nei primi 3 mesi post ACLR per il mantenimento dell'equilibrio</li> <li>-minor area di oscillazione ad occhi chiusi dai 6 ai 12 mesi post operatori</li> <li>-miglioramento della morfometria del semitendinoso tra i 6-12 mesi post operatori (aumento della CSA)</li> <li>-Correlazione tra l'aumento della CSA del semitendinoso e miglioramento dell'equilibrio tra i 6-12 mesi</li> </ul>
Gandolfi et al. <sup>166</sup>	2018	Equilibrio	27 ACLR 29,6±10,8 anni Follow up a 3 mesi, 6 mesi, 1 anno GST	Re-test	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Maggior utilizzo della vista per il mantenimento della postura da parte dei ACLD rispetto ai sani</li> <li>-Nessuna differenza nell'utilizzo della vista negli ACLR rispetto ai sani</li> </ul>
Wilkstrom et al. <sup>171</sup>	2017	Equilibrio	133 ACLR Età non disponibile Non specificato tempo Patellar GST	ACLD e Individui sani	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Maggior utilizzo della vista per il mantenimento della postura da parte dei ACLD rispetto ai sani</li> <li>-Nessuna differenza nell'utilizzo della vista negli ACLR rispetto ai sani</li> </ul>
Sugimoto et al. <sup>175</sup>	2016	Equilibrio monopodalico, bipodalico e in tandem	24 ACLR 16,4±2,8 anni 1,2±1,1 anno post chirurgia	Arto controlaterale E Individui sani	<ul style="list-style-type: none"> <li>-minor capacità a tenere l'equilibrio monopodalico rispetto ai sani durante il BESS</li> <li>-nessuna differenza di punteggio BESS nell'equilibrio bipodalico e in tandem rispetto ai sani</li> </ul>
Lisee et al. <sup>92</sup>	2019	Forza ed attivazione volontaria del quadricipite	549 ACLR (312 F + 227 M + 10 nr) 18-28 anni Grafti non specificati 212 giorni – 14 anni	Arto controlaterale e Individui sani	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Deficit bilaterale di attivazione volontaria del quadricipite (CAR)</li> <li>-deficit di forza del quadricipite nell'arto operato</li> <li>-i deficit persistono nel tempo anche oltre i 6</li> </ul>

						mesi post operatori
Królikowska et al. <sup>93</sup>	2019	Peak torque dei flessori	143 uomini 27-29 anni GST 29±6 settimane	Arto controlaterale e Individui sani	-Spostamento verso l'estensione dell'angolo del PT degli ischiocrurali a 7 mesi post ACLR, indipendentemente dalla durata della fisioterapia supervisionata -Correlazione piccola ma significativa tra un valore più alto di PT ed una più lunga fisioterapia supervisionata (almeno 6 mesi) -la durata della fisioterapia supervisionata influenza positivamente anche il LSI (>6 mesi)	
Nuccio et al. <sup>95</sup>	2020	MFVC nel vasto mediale e laterale, CSA quadricipite	9 calciatori 19-25 anni 5-9 mesi BPTB o STGR	Arto controlaterale	-Riduzione della MFVC nei vasti L e M rispetto al controlaterale (-20.5%) -Riduzione della CSA del Q del 12.7% con diminuzione della forza del 9.6% rispetto al controlaterale	
Maestroni et al. <sup>97</sup>	2021	Forza, RFD/potenza e forza reattiva di flessori ed estensori	Uomini 97 BPTB 292 STGR 118 PATELLAR 204 NR 28±11 anni	Arto controlaterale e Individui sani	-Asimmetrie persistenti di forza tra i due arti a 6, 7, 9 mesi post operatori e a 2, 3,5 anni -Riduzione del 13% potenza in un contromovimento al salto (CMJ) dopo 2 anni di ricostruzione ed ai 6 mesi -Riduzione del picco di potenza in un CMJ bilaterale ai 6 mesi e oltre i 9 mesi dall'operazione e ridotta RFD in decelerazione eccentrica - deficit del 21% della forza reattiva (RS) a 9 mesi rispetto al controlaterale - Riduzione del RSI durante un salto ai 2 anni dal ACLR (indicativo di un forte LSI)	
Birchmeier et al. <sup>176</sup>	2020	Dimensione del quadricipite	248 ACLR 21.3 – 31.3 anni < 12 mesi- 29 mesi Graft non disponibili	Arto controlaterale	-ridotta CSA e volume del quadricipite del lato operato rispetto al controlaterale -poche evidenze circa il significato clinico di queste differenze -minor CSA e volume quadricipitale spiegano solo in parte la debolezza muscolare persistente tra gli ACLR	
Petersen et al. <sup>177</sup>	2014	Forza muscolare	Non disponibile n tot/ età SGT PT Achilleo	Arto controlaterale e confronto con sani	-debolezza muscolare dei flessori ed estensori di ginocchio e dei muscoli di anca -i deficit sono maggiormente pronunciati nei primi 6 mesi post ACLR ma possono persistere fino a 2 anni dopo	



			3 mesi- > 6anni post ACLR		-i deficit muscolari sono correlati al graft utilizzato: -maggior debolezza sui quadricipite quando viene utilizzato il tendine rotuleo e maggior deficit nei flessori quando viene utilizzato il GST -tempi discordanti sul recupero muscolare
Xergia et. Al <sup>179</sup>	2011	Influenza del graft sulla forza muscolare	1072 ACLR Età non disponibile 4-24 mesi post ACLR GST BPTB	Arto controllaterale	-la forza isochinetica degli estensori di ginocchio a 60°/s e 120°/s è inferiore nei pazienti operati con graft BPTB -viceversa è inferiore nei flessori nei pazienti operati con GST graft

## Bibliografia

- 1) Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrey J. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006 Mar;14(3):204-13. doi: 10.1007/s00167-005-0679-9. Epub 2005 Oct 19. PMID: 16235056.
- 2) Markatos K, Kaseta MK, Lallos SN, Korres DS, Efstathopoulos N. The anatomy of the ACL and its importance in ACL reconstruction. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2013 Oct;23(7):747-52. doi: 10.1007/s00590-012-1079-8. Epub 2012 Sep 22. PMID: 23412211.
- 3) Beynnon BD, Johnson RJ, Fleming BC, et al (1997) The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weightbearing and nonweightbearing knee. *Am J Sports Med* 25:353–359
- 4) Matsumoto H, Suda Y, Otani T, et al (2001) Roles of the anterior cruciate ligament and the medial collateral ligament in preventing valgus instability. *J Orthop Sci* 6:28–32
- 5) Sakane M, Fox RJ, Woo SL-Y, Livesay GA, Li G, Fu F (1997) In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 15:285–293
- 6) Bannister LH, Berry MM, Collins P et al (1995) Knee joint. In: Gray's anatomy, 38th edn. Churchill Livingstone, UK, pp 697– 709
- 7) Clarke HD, Scott WN, Insall JN et al (2006) Anatomy. In: Inshall and scott surgery of the knee, 4th edn. Churchill Livingstone, USA, pp 3–66
- 8) Arnoczky SP (1983) Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res* 172:19–25
- 9) Woo SL, Wu C, Dede O, Vercillo F, Noorani S (2006) Biomechanics and anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Surg Res* 1:2
- 10) Von Porat A, Roos EM, Roos H (2004) High prevalence of osteoarthritis 14 years after an anterior cruciate ligament tear in male soccer players: a study of radiographic and patient relevant outcomes. *Ann Rheum Dis* 63:269–273

- 11) Buoncristiani AM, Tjoumakaris FP, Starman JS, Ferretti M, Fu FH (2006) Anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 22(9):1000–1006
- 12) Welsh PR (1980) Knee joint structure and function. *Clin Orthop* 147:7
- 13)Reider B, Marshall JL, Koslin B et al (1981) The anterior aspect of the knee joint: an anatomical study. *J Bone Joint Surg Am* 63:351
- 14) Ryder SH, Johnson RJ, Beynon BD, Ettliger CF (1997) Prevention of ACL injuries. *J Sports Rehabil* 6:80–96
- 15) Bach BR Jr, Levy ME, Bojchuk J, Tradonsky S, Bush-Joseph CA, Khan NH (1998) Single-incision endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction using patellar tendon autograft. Minimum two-year follow-up eval
- 16) Jacobson K (1977) Osteoarthritis following insufficiency of the cruciate ligament in man: a clinical study. *Acta Orthop Scand* 48:520–526
- 17) Amis AA, Dawkins GPC (1991) Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg* 73(B):260–267
- 18) Souryal TO, Moore HA, Evans JP (1988) Bilaterality in anterior cruciate ligament injuries: associated intercondylar notch stenosis. *Am J Sports Med* 16:449–454
- 19) . Girgis FG, Marshall JL, Monajem ARSA (1975) The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop* 106:216–231
- 20) . Hollis JM, Takai S, Adams DJ, Horibe S, Woo SL-Y (1991) The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (ACL): a kinematic study. *J Biomech Eng* 113:208–214
- 21) Amis AA (1985) Biomechanics of ligaments. In: Jenkins DHR (ed) *Ligament injuries and their treatment*. Chapman and Hall, London, pp 3–28
- 22) Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC (1982) Nerve supply of the human knee and its functional importance. *Am J Sports Med* 10:329–335

- 23) . Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L (1984) Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg* 66A:1072–1076
- 24) Haus J, Halata Z (1990) Innervation of the anterior cruciate ligament. *Int Orthop* 14(3):293–296
- 25) . Zimny ML, Schutte M, Dabezies E (1986) Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. *Anat Rec* 214(2):204–209
- 26) Konishi Y, Fukubayashi T, Takeshita D (2002) Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament. *Med Sci Sports Exerc* 34:1414–1418
- 27) Konishi Y, Suzuki Y, Hirose N, Fukubayashi T (2003) Effects of lidocaine into knee on QF strength and EMG in patients with ACL lesion. *Med Sci Sports Exerc* 35:1805–1808
- 28) Krogsgaard MR, Dyhre-Poulsen P, Fischer-Rasmussen T (2002) Cruciate ligament reflexes. *J Electromyogr Kinesiol* 12:177–182
- 29) Beynnon BD, Pope MH, Wertheimer CM, et al (1992) The effect of functional knee-braces on strain on the anterior cruciate ligament in vivo. *J Bone Joint Surg* 74A:1298–1312
- 30) Beynnon BD, Johnson RJ (1994) Relevant biomechanics. In: DeLee JC, Drez D (eds) *Orthopaedic sports medicine*, pp 1113–1133
- 31) Woo SL-Y, Hollis M, Adams DJ, et al (1991) Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament–tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med* 19:217–225
- 32) Losee RE (1994) Pivot shift. In: Feagin JJA (ed) *The crucial ligaments*. Churchill Livingstone, New York, NY, pp 407–422
- 33) Filbay SR, Grindem H. Evidence-based recommendations for the management of anterior cruciate ligament (ACL) rupture. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2019 Feb;33(1):33-47. doi: 10.1016/j.berh.2019.01.018. Epub 2019 Feb 21. PMID: 31431274; PMCID: PMC6723618.
- 34) Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynnon BD, DeMaio M, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *Am J Sports Med* 2006;34(9):1512e32.

- 35) Duchman KR, Lynch TS, Spindler KP. Graft Selection in Anterior Cruciate Ligament Surgery: Who gets What and Why? *Clin Sports Med.* 2017; 36(1):25–33. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2016.08.013> PMID: 27871659
- 36) 1. Sanders TL, Maradit Kremers H, Bryan AJ, et al. Incidence of anterior cruciate ligament tears and reconstruction: a 21-year population-based study. *Am J Sports Med* 2016;44:1502–7
- 37) . Gottlob CA, Baker CL Jr, Pellissier JM, et al. Cost effectiveness of anterior cruciate ligament reconstruction in young adults. *Clin Orthop Relat Res* 1999;367: 272–82.
- 38) Ardern CL, Webster KE. Knee flexor strength recovery following hamstring tendon harvest for anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review. *Orthopedic reviews.* 2009; 1(2):e12. <https://doi.org/10.4081/or.2009.e12> PMID: 21808674
- 39) Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Sakai Y, Kuriwaka M, Fujihara A. Harvesting hamstring tendons for ACL reconstruction influences postoperative hamstring muscle performance. *Archives of orthopaedic and trauma surgery.* 2003; 123(9):460–5. <https://doi.org/10.1007/s00402-003-0572-2> PMID: 12920536
- 40) Nakamura N, Horibe S, Sasaki S, Kitaguchi T, Tagami M, Mitsuoka T, et al. Evaluation of active knee flexion and hamstring strength after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association.* 2002; 18(6):598–602.
- 41) Irie K, Tomatsu T. Atrophy of semitendinosus and gracilis and flexor mechanism function after hamstring tendon harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthopedics.* 2002; 25(5):491–5. PMID: 12046907
- 42) Blackburn JT, Pietrosimone B, Spang JT, Goodwin JS, Johnston CD. Somatosensory Function Influences Aberrant Gait Biomechanics Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Orthop Res.* 2020 Mar;38(3):620-628. doi: 10.1002/jor.24495. Epub 2019 Oct 24. PMID: 31608488.
- 43) Luc B, Gribble P, Pietrosimone B. 2014. Osteoarthritis prevalence following anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and numbers needed to treat analysis. *J Athl Train* 49:806–819.

- 44) Chu CR, Andriacchi TP. 2015. Dance between biology, mechanics, and structure: a systems-based approach to developing osteoarthritis prevention strategies. *J Orthop Res* 33:939–947
- 45) Khandha A, Manal K, Wellsandt E, et al. 2017. Gait mechanics in those with/without medial compartment knee osteoarthritis 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res* 35:625–633.
- 46) Chen CT, Burton-Wurster N, Lust G, et al. 1999. Compositional and metabolic changes in damaged cartilage are peak- stress, stress-rate, and loading-duration dependent. *J Orthop Res* 17:870–879.
- 47) Radin EL, Martin RB, Burr DB, et al. 1984. Effects of mechanical loading on the tissues of the rabbit knee. *J Orthop Res* 2:221–234.
- 48) Blackburn JT, Pietrosimone B, Harkey MS, et al. 2016. Inter- limb differences in impulsive loading following anterior cruciate ligament reconstruction in females. *J Biomech* 49: 3017–3021
- 49) Co FH, Skinner HB, Cannon WD. 1993. Effect of reconstruction of the anterior cruciate ligament on proprioception of the knee and the heel strike transient. *J Orthop Res* 11:696–704
- 50) Courtney CA, Atre P, Foucher KC, et al. 2018. Hypoesthesia after anterior cruciate ligament reconstruction: the relationship between proprioception and vibration perception deficits in individuals greater than one year post-surgery. *Knee* 26: 194–200.
- 51) Bonfim TR, Jansen Paccola CA, Barela JA. 2003. Proprioceptive and behavior impairments in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Arch Phys Med Rehabil* 84:1217–1223.
- 52) Fremerey RW, Lobenhoffer P, Zeichen J, et al. 2000. Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament: a prospective, longitudinal study. *J Bone Joint Surg Br* 82:801–806.
- 53) Gilman S. 2002. Joint position sense and vibration sense: anatomical organisation and assessment. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 73:473–477.

- 54) Lewek M, Rudolph K, Axe M, et al. 2002. The effect of insufficient quadriceps strength on gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 17:56–63.
- 55) Schmitt LC, Rudolph KS. 2007. Influences on knee movement strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 57:1018–1026.
- 56) Blackburn T, Pietrosimone B, Goodwin JS, et al. 2019. Co-activation during gait following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Biomech* 67:153–159.
- 57) Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, et al. 2001. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9:62–71
- 58) Tsai LC, McLean S, Colletti PM, et al. 2012. Greater muscle co-contraction results in increased tibiofemoral compressive forces in females who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res* 30:2007–2014.
- 59) Collins A, Blackburn JT, Olcott C, et al. 2011. The impact of stochastic resonance electrical stimulation and knee sleeve on impulsive loading and muscle co-contraction during gait in knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 26:853–858.
- 60) Collins AT, Blackburn JT, Olcott CW, et al. 2011. Stochastic resonance electrical stimulation to improve proprioception in knee osteoarthritis. *Knee* 18:317–322.
- 61) San Martin-Mohr C, Cristi-Sanchez I, Pincheira PA, et al. 2018. Knee sensorimotor control following anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison between reconstruction techniques. *PLoS ONE* 13:e0205658.
- 62) Hopper DM, Creagh MJ, Formby PA, et al. 2003. Functional measurement of knee joint position sense after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch Phys Med Rehabil* 84: 868–872
- 63) Mir SM, Hadian MR, Talebian S, et al. 2008. Functional assessment of knee joint position sense following anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med* 42:300–303
- 64) Riskowski JL, Mikesky AE, Bahamonde RE, et al. 2005. Proprioception, gait kinematics, and rate of loading during walking: are they related? *J Musculoskelet Neuronal Interact* 5:379–387.

- 65) Shakoor N, Lee KJ, Fogg LF, et al. 2012. The relationship of vibratory perception to dynamic joint loading, radiographic severity, and pain in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 64: 181–186.
- 66) Shi, H., Huang, H., Yu, Y., Liang, Z., Zhang, S., Yu, B., ... & Ao, Y. (2018). Effect of dual task on gait asymmetry in patients after anterior cruciate ligament reconstruction. *Scientific reports*, 8(1), 1-10.
- 67) Shelbourne, K. D., Sullivan, A. N., Bohard, K., Gray, T. & Urch, S. E. Return to basketball and soccer after anterior cruciate ligament reconstruction in competitive school-aged athletes. *Sports Health* 1, 236–241, <https://doi.org/10.1177/1941738109334275> (2009).
- 68) Magnussen, R. A. et al. Graf size and patient age are predictors of early revision after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring autograft. *Arthroscopy* 28, 526–531, <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2011.11.024> (2012).
- 69) Øiestad, B. E. et al. Knee function and prevalence of knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective study with 10 to 15 years of follow-up. *Am J Sports Med* 38, 2201–2210 (2010).
- 70) Butler, R. J., Minick, K. I., Ferber, R. & Underwood, F. Gait mechanics after ACL reconstruction: implications for the early onset of knee osteoarthritis. *Br J Sports Med* 43, 366–370 (2009).
- 71) Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, et al. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med*. 2010;38:1968–78
- 72) Webster, K. E. & Feller, J. A. The knee adduction moment in hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20, 2214–2219, <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1835-z> (2012).
- 73) Arokoski, J. P., Jurvelin, J. S., Vaatainen, U. & Helminen, H. J. Normal and pathological adaptations of articular cartilage to joint loading. *Scand J Med Sci Sports* 10, 186–198 (2000).
- 74) Carter, D. R. et al. The mechanobiology of articular cartilage development and degeneration. *Clin Orthop Relat Res* 427, S69–77 (2004).



- 75) Oiestad BE, Engebretsen L, Storheine K, Risberg MA. Knee osteoarthritis after anterior cruciate injury: a systematic review. *Am J Sports Med.* 2009;37(7):1434–1443
- 75) Chmielewski, T. L. Asymmetrical Lower Extremity Loading After ACL Reconstruction: More Than Meets the Eye. *J Orthop Sports Phys Ther* 41, 374–376, <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.0104> (2011).
- 76) . Keays, S. L., Bullock-Saxton, J. E., Newcombe, P. & Keays, A. C. The relationship between knee strength and functional stability before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res* 21, 231–237, [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(02\)00160-2](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(02)00160-2) (2003).
- 77) Schmitt, L. C., Paterno, M. V., Ford, K. R., Myer, G. D. & Hewett, T. E. Strength Asymmetry and Landing Mechanics at Return to Sport after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 47, 1426–1434 (2015).
- 78) Schmitt, L. C., Paterno, M. V. & Hewett, T. E. The Impact of Quadriceps Femoris Strength Asymmetry on Functional Performance at Return to Sport Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther* 42, 750–759, <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.4194> (2012).
- 79) Roewer, B. D., Di Stasi, S. L. & Snyder-Mackler, L. Quadriceps strength and weight acceptance strategies continue to improve two years after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Biomech* 44, 1948–1953, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.04.037> (2011).
- 80) Lentz, T. A. et al. Comparison of physical impairment, functional, and psychosocial measures based on fear of reinjury/lack of confidence and return-to-sport status after ACL reconstruction. *Am J Sports Med* 43, 345–353, <https://doi.org/10.1177/0363546514559707> (2015)
- 81) White, K., Logerstedt, D. & Snyder-Mackler, L. Gait Asymmetries Persist 1 Year After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthop J Sports Med* 1, <https://doi.org/10.1177/2325967113496967> (2013).
- 82) Takayuki, H. et al. Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Does Not Fully Restore Normal 3D Knee Kinematics at 12 Months During Walking and Walk-Pivoting: A Longitudinal Gait Analysis Study. *J Appl Biomech* 31, 330–339 (2015).

- 83) Luc-Harkey, B. A. et al. Sagittal plane kinematics predict kinetics during walking gait in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 39, 9–13, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.08.011> (2016)
- 84) Eng, J. J. & Winter, D. A. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a threedimensional model? *J Biomech* 28, 753 (1995).
- 85) Schmitz, R. J., Harrison, D., Wang, H. M. & Shultz, S. J. Sagittal-Plane Knee Moment During Gait and Knee Cartilage Thickness. *J Athl Train* 52, 560–566, <https://doi.org/10.4085/1062-2050-52.4.05> (2017).
- 86) Nadeau, S., McFadyen, B. J. & Malouin, F. Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking? *Clin Biomech* 18, 950–959 (2003)
- 87) Wellsandt, E., Zeni, J. A., Axe, M. J. & Snyder-Mackler, L. Hip joint biomechanics in those with and without post-traumatic knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament injury. *Clin Biomech* 50, 63–69, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.10.001> (2017).
- 88) Pamukof, D. N., Montgomery, M. M., Moft, T. J. & Vakula, M. N. Quadriceps Function and Knee Joint Ultrasonography after ACL Reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 50, 211–217, <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001437> (2018)
- 89) Baumeister, J., Reinecke, K., Schubert, M. & Weiss, M. Altered electrocortical brain activity after ACL reconstruction during force control. *J Orthop Res* 29, 1383–1389, <https://doi.org/10.1002/jor.21380> (2011).
- 90) Lathrop, G. M. & Soubrier, F. Genetic basis of hypertension. *Curr Opin Nephrol Hypertens* 3, 200–206 (1994)
- 91) Powers, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 40, 42–51, <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337> (2010).
- 92) Lisee C, Lepley AS, Birchmeier T, O'Hagan K, Kuenze C. Quadriceps Strength and Volitional Activation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Health*. 2019 Mar/Apr;11(2):163-179. doi: 10.1177/1941738118822739. Epub 2019 Jan 14. PMID: 30638441; PMCID: PMC6391557.

- 93) Królikowska A, Reichert P, Czamara A, Krzemińska K. Peak torque angle of anterior cruciate ligament-reconstructed knee flexor muscles in patients with semitendinosus and gracilis autograft is shifted towards extension regardless of the postoperative duration of supervised physiotherapy. *PLoS One*. 2019 Feb 5;14(2):e0211825. doi: 10.1371/journal.pone.0211825. PMID: 30721251; PMCID: PMC6363225.
- 94) Pairoto-de-Fontenay B, Willy RW, Elias ARC, Mizner RL, Dubé MO, Roy JS. Running Biomechanics in Individuals with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *Sports Med*. 2019 Sep;49(9):1411-1424. doi: 10.1007/s40279-019-01120-x. PMID: 31102111.
- 95) Nuccio, S, Del Vecchio, A, Casolo, A, et al. Muscle fiber conduction velocity in the vastus lateralis and medialis muscles of soccer players after ACL reconstruction. *Scand J Med Sci Sports*. 2020; 30: 1976– 1984. <https://doi.org/10.1111/sms.13748>
- 96) Hughes G, Musco P, Caine S, Howe L. Lower Limb Asymmetry After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Adolescent Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Athl Train*. 2020 Aug 1;55(8):811-825. doi: 10.4085/1062-6050-0244-19. PMID: 32607546; PMCID: PMC7462171.
- 97) Maestroni L, Read P, Turner A, Korakakis V, Papadopoulos K. Strength, rate of force development, power and reactive strength in adult male athletic populations post anterior cruciate ligament reconstruction - A systematic review and meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2021 Jan;47:91-104. doi: 10.1016/j.ptsp.2020.11.024. Epub 2020 Nov 10. PMID: 33232907.
- 98) He X, Leong HT, Lau OY, Ong MT, Yung PS. Altered Neuromuscular Activity of the Lower-Extremities During Landing Tasks in Patients With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review of Electromyographic Studies. *J Sport Rehabil*. 2020 Nov 1;29(8):1194-1203. doi: 10.1123/jsr.2019-0393. Epub 2020 May 1. PMID: 32357316.
- 99) Slater LV, Hart JM, Kelly AR, Kuenze CM. Progressive Changes in Walking Kinematics and Kinetics After Anterior Cruciate Ligament Injury and Reconstruction: A Review and Meta-Analysis. *J Athl Train*. 2017;52(9):847-860. doi:10.4085/1062-6050-52.6.06
- 100) Andriacchi TP, Koo S, Scanlan SF. Gait mechanics influence healthy cartilage morphology and osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91(suppl 1):95–101.

- 101) Bassett DR Jr, Wyatt HR, Thompson H, Peters JC, Hill JO. Pedometer-measured physical activity and health behaviors in U.S. adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(10):1819–1825.
- 102) Mall NA, Chalmers PN, Moric M, et al. Incidence and trends of anterior cruciate ligament reconstruction in the United States. *Am J Sports Med.* 2014;42(10):2363–2370.
- 103) Otzel DM, Chow JW, Tillman MD. Long-term deficits in quadriceps strength and activation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther Sport.* 201
- 104) Kuenze CM, Hertel J, Weltman A, Diduch D, Saliba SA, Hart JM. Persistent neuromuscular and corticomotor quadriceps asymmetry after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Athl Train.* 2015; 50(3):303–312.
- 105) Gardinier ES, Manal K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Gait and neuromuscular asymmetries after acute anterior cruciate ligament rupture. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(8):1490–1496.
- 106) Kuenze C, Hertel J, Hart JM. Effects of exercise on lower extremity muscle function after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Sport Rehabil.* 2013;22(1):33–40.
- 107) Di Stasi SL, Logerstedt D, Gardinier ES, Snyder-Mackler L. Gait patterns differ between ACL-reconstructed athletes who pass return-to-sport criteria and those who fail. *Am J Sports Med.* 2013;41(6): 1310–1318.
- 108) Yamazaki J, Muneta T, Ju YJ, Sekiya I. Differences in kinematics of single leg squatting between anterior cruciate ligament-injured patients and healthy controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(1):56–63.
- 109) Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE. Incidence of second ACL injuries 2 years after primary ACL reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med.* 2014;42(7):1567–1573.
- 110) Barenius B, Ponzer S, Shalabi A, Bujak R, Norlen L, Eriksson K. Increased risk of osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction: a 14-year follow-up study of a randomized controlled trial. *Am J Sports Med.* 2014;42(5):1049–1057.

- 111) Ithurburn MP, Longfellow MA, Thomas S, Paterno MV, Schmitt LC. Knee Function, Strength, and Resumption of Preinjury Sports Participation in Young Athletes Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2019 Mar;49(3):145-153. doi: 10.2519/jospt.2019.8624. Epub 2019 Feb 15. PMID: 30770031.
- 112) Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Whitehead TS, Webster KE. Psychological responses matter in returning to preinjury level of sport after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Am J Sports Med.* 2013;41:1549-1558. <https://doi.org/10.1177/0363546513489284>
- 113) Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Whitehead TS, Webster KE. Sports participation 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction in athletes who had not returned to sport at 1 year: a prospective follow-up of physical function and psychological factors in 122 athletes. *Am J Sports Med.* 2015;43:848-856. <https://doi.org/10.1177/0363546514563282>
- 114) Wiggins AJ, Grandhi RK, Schneider DK, Stanfield D, Webster KE, Myer GD. Risk of secondary injury in younger athletes after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2016;44:1861- 1876. <https://doi.org/10.1177/0363546515621554>
- 115) Gokeler A, Welling W, Benjaminse A, Lemmink K, Seil R, Zaffagnini S. A critical analysis of limb symmetry indices of hop tests in athletes after anterior cruciate ligament reconstruction: a case control study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017;103:947-951. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2017.02.015>
- 116) Lepley AS, Gribble PA, Thomas AC, Tevald MA, Sohn DH, Pietrosimone BG. Quadriceps neural alterations in anterior cruciate ligament reconstructed patients: a 6-month longitudinal investigation. *Scand J Med Sci Sports.* 2015;25:828-839. <https://doi.org/10.1111/sms.12435>
- 117) Lynch AD, Logerstedt DS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Quadriceps activation failure after anterior cruciate ligament rupture is not mediated by knee joint effusion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42:502- 510. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3793>
- 118) Wellsandt E, Failla MJ, Snyder-Mackler L. Limb symmetry indexes can overestimate knee function after anterior cruciate ligament injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2017;47:334-338. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.7285>

- 119) Kotsifaki A, Korakakis V, Whiteley R, Van Rossom S, Jonkers I. Measuring only hop distance during single leg hop testing is insufficient to detect deficits in knee function after ACL reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2020 Feb;54(3):139-153. doi: 10.1136/bjsports-2018-099918. Epub 2019 May 29. PMID: 31142471.
- 120) Laughlin WA, Weinhandl JT, Kernozek TW, et al. The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *J Biomech* 2011;44:1845–51.
- 121) Krishnan C, Theuerkauf P. Effect of knee angle on quadriceps strength and activation after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Appl Physiol* 2015;119:223–31.
- 122) Xergia SA, Pappas E, Zampeli F, et al. Asymmetries in functional hop tests, lower extremity kinematics, and isokinetic strength persist 6 to 9 months following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013;43:154–62.
- 123) Deneweth JM, Bey MJ, McLean SG, et al. Tibiofemoral joint kinematics of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee during a single-legged hop landing. *Am J Sports Med* 2010;38:1820–8.
- 124) Lepley AS, Kuenze CM. Hip and Knee Kinematics and Kinetics During Landing Tasks After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Athl Train.* 2018 Feb;53(2):144-159. doi: 10.4085/1062-6050-334-16. Epub 2018 Jan 19. PMID: 29350551; PMCID: PMC5842905.
- 125) Andriacchi TP, Mündermann A, Smith RL, Alexander EJ, Dyrby CO, Koo S. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann Biomed Eng.* 2004;32(3):447–457.
- 126) Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Hart JM. Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clin Sports Med.* 2008;27(3):383–404, vii.
- 127) Zampeli F, Pappas E, Giotis D, Hantes ME, Georgoulis AD. Kinematic predictors of subjective outcome after anterior cruciate ligament reconstruction: an in vivo motion analysis study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(4):785–792
- 128) Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med.* 2006;34(2):299–311.

- 129) Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. *Br J Sports Med.* 2007;41(suppl 1):i47–i51.
- 130) Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18(7):662–669.
- 131) Colby S, Francisco A, Yu B, Kirkendall D, Finch M, Garrett W Jr. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. Implications for anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med.* 2000;28(2):234–240
- 132) Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005;33(4):492–501
- 133) Beaulieu ML, Oh YK, Bedi A, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Does limited internal femoral rotation increase peak anterior cruciate ligament strain during a simulated pivot landing? *Am J Sports Med.* 2014;42(12):2955–2963.
- 134) Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res.* 1995;13(6):930–935.
- 135) Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. Valgus plus internal rotation moments increase anterior cruciate ligament strain more than either alone. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(8):1484–1491.
- 136) Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(10):1745–1750.
- 137) Di Stasi S, Myer GD, Hewett TE. Neuromuscular training to target deficits associated with second anterior cruciate ligament injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43(11):777–792, A1–A11.
- 138) Johnston PT, McClelland JA, Webster KE. Lower Limb Biomechanics During Single-Leg Landings Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-

Analysis. *Sports Med.* 2018 Sep;48(9):2103-2126. doi: 10.1007/s40279-018-0942-0. PMID: 29949109.

139) Podraza JT, White SC. Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: implications for the noncontact mechanism of ACL injury. *Knee.* 2010;17(4):291–5. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2010.02.013>.

140) Meyer EG, Haut RC. Excessive compression of the human tibiofemoral joint causes ACL rupture. *J Biomech.* 2005;38:2311

141) Kaur M, Ribeiro DC, Theis JC, Webster KE, Sole G. Movement Patterns of the Knee During Gait Following ACL Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med.* 2016 Dec;46(12):1869-1895. doi: 10.1007/s40279-016-0510-4. PMID: 26936269.

142) Andriacchi TP, Dyrby CO. Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee. *J Biomech.* 2005;38(2):293–8.

143) Nyland J, Klein S, Caborn DN, et al. Lower extremity compensatory neuromuscular and biomechanical adaptations 2 to 11 years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2010;26(9):1212–25.

144) Kartus J, Magnusson L, Stener S, et al. Complications following arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a 2- to 5-year follow-up of 604 patients with special emphasis on anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1999;7(1):2–8.

145) Hodges PW, Tucker K. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain.* 2011;152(3):S90–8.

146) Hart JM, Ko WK, Konold T, et al. Sagittal plane knee joint moments following anterior cruciate ligament injury and reconstruction: a systematic review. *Clin Biomech.* 2010;25(4):277–83.

147) Courtney CA, Rine RM. Central somatosensory changes associated with improved dynamic balance in subjects with anterior cruciate ligament deficiency. *Gait Posture.* 2006;24(2):190–5.



- 148) .Roos H, Adalberth T, Dahlberg L, et al. Osteoarthritis of the knee after injury to the anterior cruciate ligament or meniscus: the influence of time and age. *Osteoarthritis Cartilage*. 1995;3(4):261–7.
- 149) Roos PJ, Neu CP, Hull ML, et al. A new tibial coordinate system improves the precision of anterior-posterior knee laxity measurements: a cadaveric study using Roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Orthop Res*. 2005;23(2):327–33
- 150) Hart HF, Culvenor AG, Collins NJ, Ackland DC, Cowan SM, Machotka Z, Crossley KM. Knee kinematics and joint moments during gait following anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2016 May;50(10):597-612. doi: 10.1136/bjsports-2015-094797. Epub 2015 Aug 11. PMID: 26265562.
- 151) Hajizadeh M, Hashemi Oskouei A, Ghalichi F, Sole G. Knee Kinematics and Joint Moments During Stair Negotiation in Participants With Anterior Cruciate Ligament Deficiency and Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *PM R*. 2016 Jun;8(6):563-579.e1. doi: 10.1016/j.pmrj.2016.01.014. Epub 2016 Feb 9. PMID: 26872590.
- 152) Gao B, Cordova ML, Zheng N. Three-dimensional joint kinematics of ACL-deficient and ACL-reconstructed knees during stair ascent and descent. *Hum Mov Sci* 2012;31:222-235
- 153) . Hooper DM, Morrissey MC, Drechsler WI, Clark NC, Coutts FJ, McAuliffe TB. Gait analysis 6 and 12 months after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Clin Orthop Relat Res* 2002;403: 168-178.
- 154) Kutzner I, Heinlein B, Graichen F, et al. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *J Biomech* 2010;43:2164-2173
- 155) Rosenberg T, Rasmussen G. The function of the anterior cruciate ligament during anterior drawer and Lachman's testing. An in vivo analysis in normal knees. *Am J Sports Med* 1984;12:318-322.
- 156) Clark RA, Howells B, Feller J, Whitehead T, Webster KE. Clinicbased assessment of weight-bearing asymmetry during squatting in people with anterior cruciate ligament reconstruction using Nintendo Wii balance boards. *Arch Phys Med Rehabil* 2014;95:1156- 1161.

- 157) Reiman MP, Rogers ME, Manske RC. Interlimb differences in lower extremity bone mineral density following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther* 2006;36:837
- 158) Van Ginckel A, Verdonk P, Witvrouw E. Cartilage adaptation after anterior cruciate ligament injury and reconstruction: Implications for clinical management and research? Asystematic review of longitudinal MRI studies. *Osteoarthritis Cartilage* 2013;21: 1009-1024
- 159) Andriacchi TP. Dynamics of pathological motion: Applied to the anterior cruciate deficient knee. *J Biomech* 1990;23:99-105.
- 160) Reed-Jones RJ, Vallis LA. Kinematics and muscular responses to a ramp descent in the ACL deficient knee. *Knee* 2008;15:117-124.
- 161) Roos, Paulien E., Kate Button, and Robert WM van Deursen. "Motor control strategies during double leg squat following anterior cruciate ligament rupture and reconstruction: an observational study." *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 11.1 (2014): 1-8.
- 162) Palmitier RA, An KN, Scott SG, Chao EY: Kinetic chain exercise in knee rehabilitation. *Sports Med* 1991, 11:402–413.
- 163) Escamilla RF, Macleod TD, Wilk KE, Paulos L, Andrews JR: Anterior cruciate ligament strain and tensile forces for weight-bearing and non-weightbearing exercises: a guide to exercise selection. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012, 42:208–220.
- 164) Wilk KE, Macrina LC, Cain EL, Dugas JR, Andrews JR: Recent advances in the rehabilitation of anterior cruciate ligament injuries. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012, 42:153–171
- 165) Salem GJ, Salinas R, Harding FV: Bilateral kinematic and kinetic analysis of the squat exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch Phys Med Rehabil* 2003, 84:1211–1216.
- 166) Gandolfi M, Ricci M, Sambugaro E, Valè N, Dimitrova E, Meschieri A, Grazioli S, Picelli A, Foti C, Rulli F, Smania N. Changes in the sensorimotor system and semitendinosus muscle morphometry after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective cohort study with 1-year follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2018 Dec;26(12):3770-3779. doi: 10.1007/s00167-018-5020-5. Epub 2018 Jun 21. PMID: 29931483.

- 167) Gokeler A, Welling W, Zaffagnini S, Seil R, Padua D (2017) Development of a test battery to enhance safe return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 25:192–199
- 168) Zlotnicki JP, Naendrup JH, Ferrer GA, Debski RE (2016) Basic biomechanic principles of knee instability. *Curr Rev Musculoskelet Med* 9:114–12
- 169) Ageberg E, Zätterström R, Fridén T, Moritz U (2001) Individual factors affecting stabilometry and one-leg hop test in 75 healthy subjects, aged 15–44 years. *Scand J Med Sci Sports* 11:47–53
- 170) Horak FB (2006) Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing* 35(Suppl 2):ii7–ii11
- 171) Wikstrom EA, Song K, Pietrosimone BG, Blackburn JT, Padua DA. Visual Utilization During Postural Control in Anterior Cruciate Ligament- Deficient and -Reconstructed Patients: Systematic Reviews and Meta-Analyses. *Arch Phys Med Rehabil.* 2017 Oct;98(10):2052-2065. doi: 10.1016/j.apmr.2017.04.010. Epub 2017 May 5. PMID: 28483655.
- 172) Ochi M, Iwasa J, Adachi N et al. The regeneration of sensory neurones in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br* 1999; 81(5):902- 906.
- 173) Ochi M, Iwasa J, Uchio Y et al. Induction of somatosensory evoked potentials by mechanical stimulation in reconstructed anterior cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg Br* 2002; 84(5):761-766.
- 174) Shumway-cook A, Wollacott MH, Motor control: translating research into clinical practice. Fourth ed. 2012, Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins
- 175) Sugimoto D, Howell DR, Micheli LJ, Meehan WP 3rd. Single-leg postural stability deficits following anterior cruciate ligament reconstruction in pediatric and adolescent athletes. *J Pediatr Orthop B.* 2016 Jul;25(4):338-42. doi: 10.1097/BPB.0000000000000276. PMID: 26863483.
- 176) Birchmeier T, Lisee C, Kane K, Brazier B, Triplett A, Kuenze C. Quadriceps Muscle Size Following ACL Injury and Reconstruction: A Systematic Review. *J Orthop Res.* 2020 Mar;38(3):598-608. doi: 10.1002/jor.24489. Epub 2019 Oct 16. PMID: 31608490.

- 177) Petersen W, Taheri P, Forkel P, Zantop T. Return to play following ACL reconstruction: a systematic review about strength deficits. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2014 Oct;134(10):1417-28. doi: 10.1007/s00402-014-1992-x. Epub 2014 Aug 5. PMID: 25091127.
- 178) Eitzen I, Holm I, Risberg MA (2009) Preoperative quadriceps strength is a significant predictor of knee function two years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med* 43(5):371–376
- 179) Xergia SA, McClelland JA, Kvist J, Vasiliadis HS, Georgoulis AD. The influence of graft choice on isokinetic muscle strength 4-24 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011 May;19(5):768-80. doi: 10.1007/s00167-010-1357-0. Epub 2011 Jan 14. PMID: 21234542.
- 180) Shelbourne KD, Gray T, Haro M. Incidence of subsequent injury to either knee within 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft. *Am J Sports Med.* 2009 Feb;37(2):246-51. doi: 10.1177/0363546508325665. Epub 2008 Dec 24. PMID: 19109531.]
- 181) Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, Hewett TE. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med.* 2010 Oct;38(10):1968-78. doi: 10.1177/0363546510376053. Epub 2010 Aug 11. PMID: 20702858; PMCID: PMC4920967
- 182) Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clin J Sport Med.* 2007;17(4):263–268. PubMed ID: 17620779 doi:10.1097/JSM.0b013e31811f415b
- 183) Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Hum Mov Sci.* 2011;30(3):624–635. PubMed ID: 21411162 doi:10.1016/j.humov.2010.11.010
- 184) Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 2002; 37(1):71. PubMed ID: 16558670

- 185) Lephart SM, Ferris CM, Riemann BL, Myers JB, Fu FH. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;401:162–169. doi:10.1097/00003086-200208000-00019
- 186) Abrams GD, Harris JD, Gupta AK, McCormick FM, Bush-Joseph CA, Verma NN, Cole BJ, Bach BR Jr. Functional Performance Testing After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *Orthop J Sports Med.* 2014 Jan 21;2(1):2325967113518305. doi:10.1177/2325967113518305. PMID: 26535266; PMCID: PMC455525.
- 187) Solomonow M, Krogsgaard M. Sensorimotor control of knee stability: a review. *Scand J Med Sci Sports.* 2001;11(2):64–80. PubMed ID: 11252464 doi:10.1034/j.1600-0838.2001.011002064.x
- 188) Gokeler A, Hof AL, Arnold MP, Dijkstra PU, Postema K, Otten E. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. *Scand J Med Sci Sports.* 2010;20(1):e1–e19. doi:10.1111/j.1600-0838.2008.00873.]
- 189) Saunders N, McLean SG, Fox AS, Otago L. Neuromuscular dysfunction that may predict ACL injury risk: a case report. *Knee.* 2014;21(3):789–792. PubMed ID: 24529986 doi:10.1016/j.knee.2014.01.005
- 190) Palmieri-Smith R, Strickland M, Lepley LK. Hamstring muscle activity after primary anterior cruciate ligament reconstruction—a protective mechanism in those who do not sustain a secondary injury? A preliminary study. *Sports Health.* 2019;11(4):316–323. PubMed ID: 31194624 doi:10.1177/1941738119852630]
- 191) Walsh M, Boling MC, McGrath M, Blackburn JT, Padua DA. Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. *J Athl Train.* 2012;47(4):406–413. PubMed ID: 22889656 doi:10.4085/1062-6050-47.4.17
- 192) Olmstead TG, Wevers HW, Bryant JT, Gouw GJ. Effect of muscular activity on valgus/varus laxity and stiffness of the knee. *J Biomech.* 1986;19(8):565–577. doi:10.1016/0021-9290(86)90162-4]
- 193) Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W. Asymmetry and thigh muscle coactivity in fatigued anterior cruciate ligament–reconstructed elite skiers. *Med Sci Sports Exerc.* 2017;49(1):11–20. PubMed ID: 27532454 doi:10.1249/MSS.0000000000001076

- 194) Vairo G, Myers J, Sell T, Fu F, Harner C, Lephart S. Neuromuscular and biomechanical landing performance subsequent to ipsilateral semitendinosus and gracilis autograft anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16(1): 2–14. PubMed ID: 17973098 doi:10.1007/s00167-007-0427-4
- 195) Motion Analysis and Biomechanics by Robert W. Soutas-Little, Ph.D.
- 196) Adams D, Logerstedt DS, Hunter-Giordano A, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Current concepts for anterior cruciate ligament reconstruction: a criterion-based rehabilitation progression. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42:601–14.
- 197) Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Webster KE. Return-to-sport outcomes at 2 to 7 years after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Am J Sports Med.* 2012;40:41–8.
- 198) Grindem H, Eitzen I, Engebretsen L, Snyder-Mackler L, Risberg MA. Nonsurgical or surgical treatment of acl injuries: knee function, sports participation, and knee reinjury: the Delaware-Oslo ACL cohort study. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96:1233–41.
- 199) Rowe GC, Safdar A, Arany Z. Running forward: new frontiers in endurance exercise biology. *Circulation.* 2014;129:798–810.
- 200) Cascio BM, Culp L, Cosgarea AJ. Return to play after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Sports Med.* 2004;23(395–408):ix.
- 201) Kvist J. Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury: current recommendations for sports participation. *Sports Med.* 2004;34:269–80.
- 202) Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture.* 1998 Jan 1;7(1):77-95. doi: 10.1016/s0966-6362(97)00038-6. PMID: 10200378.
- 203) Saxby DJ, Bryant AL, Modenese L, Gerus P, Killen BA, Konrath J, et al. Tibiofemoral contact forces in the anterior cruciate ligament-reconstructed knee. *Med Sci Sports Exerc.* 2016;48:2195–206.
- 204) Herrington L, Alarif S, Jones R. Patellofemoral joint loads during running at the time of return to sport in elite athletes with ACL reconstruction. *Am J Sports Med.* 2017;45:2812–6.

- 205) Andriacchi TP, Mündermann A. The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol*. 2006;18:514–8
- 206) Karanikas K, Arampatzis A, Brüggemann GP. Motor task and muscle strength followed different adaptation patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2009;45:37
- 207) Pratt KA, Sigward SM. Knee loading deficits during dynamic tasks in individuals following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2017;47:411–9.
- 208) Noehren B, Abraham A, Curry M, Johnson D, Ireland ML. Evaluation of proximal joint kinematics and muscle strength following ACL reconstruction surgery in female athletes. *J Orthop Res*. 2014;32:1305–10.
- 209) Tashman S, Kolowich P, Collon D, Anderson K, Anderst W. Dynamic function of the ACL-reconstructed knee during running. *Clin Orthop*. 2007;454:66–73.
- 210) Decker MJ, Torry MR, Noonan TJ, Sterett WI, Steadman JR. Gait retraining after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85:848–56.
- 211) . Elias ARC, Harris KJ, LaStayo PC, Mizner RL. Clinical efficacy of jump training augmented with body weight support after ACL reconstruction: a randomized controlled trial. *Am J Sports Med*. 2018;46:1650–60.
- 212) Gokeler A, Benjaminse A, Welling W, Alferink M, Eppinga P, Otten B. The effects of attentional focus on jump performance and knee joint kinematics in patients after ACL reconstruction. *Phys Ther Sport*. 2015;16:114–20.
- 213) Welling W, Benjaminse A, Gokeler A, Otten B. Retention of movement technique: implications for primary prevention of ACL injuries. *Int J Sports Phys Ther*. 2017;12:908–20.
- 214) Benjaminse A, Welling W, Otten B, Gokeler A. Transfer of improved movement technique after receiving verbal external focus and video instruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2018;26:955–62.
- 215) Christensen JC, Foreman KB, LaStayo PC, Marcus RL, Pelt CE, Mizner RL. Comparison of 2 forms of kinetic biofeedback on the immediate correction of knee extensor moment asymmetry

following total knee arthroplasty during decline walking. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2019;49:105–11.

216) Pamukof DN, Montgomery MM, Choe KH, Moft TJ, Garcia SA, Vakula MN. Bilateral alterations in running mechanics and quadriceps function following unilateral anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2018;48:960–7.

217) Perraton LG, Hall M, Clark RA, Crossley KM, Pua Y-H, Whitehead TS, et al. Poor knee function after ACL reconstruction is associated with attenuated landing force and knee flexion moment during running. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;26:391–8.

218) Abourezk MN, Ithurnburn MP, McNally MP, Thoma LM, Briggs MS, Hewett TE, et al. Hamstring strength asymmetry at 3 years after anterior cruciate ligament reconstruction alters knee mechanics during gait and jogging. *Am J Sports Med.* 2017;45:97–105.

219) Decker MJ, Torry MR, Noonan TJ, Riviere A, Sterett WI. Landing adaptations after ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34:1408–13.

220) Keays SL, Bullock-Saxton JE, Newcombe P, Keays AC. The relationship between knee strength and functional stability before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res.* 2003;21:231–7.

221) Wojtys EM, Huston LJ. Longitudinal effects of anterior cruciate ligament injury and patellar tendon autograft reconstruction on neuromuscular performance. *Am J Sports Med.* 2000;28:336–44.

222) Petschnig R, Baron R, Albrecht M. The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;28:23–31.

223) Grindem H, Snyder-Mackler L, Moksnes H, Engebretsen L, Risberg MA. Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction: the Delaware–Oslo ACL cohort study. *Br J Sports Med.* 2016;50:804–8.

224) Tourville TW, Jarrell KM, Naud S, Slauterbeck JR, Johnson RJ, Beynnon BD. Relationship between isokinetic strength and tibiofemoral joint space width changes after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2014;42:302–1



- 225) Lepley LK, Wojtys EM, Palmieri-Smith RM. Combination of eccentric exercise and neuromuscular electrical stimulation to improve quadriceps function post-ACL reconstruction. *Knee*. 2015;22:270–7.
- 226) Muñdermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, et al. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum*. 2004;50(4):1172–8
- 227) Culvenor AG, Collins NJ, Guerhazi A, Cook JL, Vicenzino B, Whitehead TS, et al. Early patellofemoral osteoarthritis features one year after anterior cruciate ligament reconstruction: symptoms and quality of life at three years. *Arthritis Care Res*. 2016;68:784–92.
- 228) Pfeifer SJ, Spang J, Nissman D, Lalush D, Wallace K, Harkey MS, et al. Gait mechanics and T1rho MRI of tibiofemoral cartilage 6 months after ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*. 2019;51:630–9.
- 229) Bowersock CD, Willy RW, DeVita P, Willson JD. Reduced step length reduces knee joint contact forces during running following anterior cruciate ligament reconstruction but does not alter inter-limb asymmetry. *Clin Biomech*. 2017;43:79–85
- 230) Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43:296–302.
- 231) Willy RW, Meardon SA, Schmidt A, Blaylock NR, Hadding SA, Willson JD. Changes in tibiofemoral contact forces during running in response to in-field gait retraining. *J Sports Sci*. 2016;34:1602–11.
- 232) Schurr SA, Marshall AN, Resch JE, Saliba SA. Two-dimensional video analysis is comparable to 3d motion capture in lower extremity movement assessment. *Int J Sports Phys Ther*. 2017;12:163–72.
- 233) Dingenen B, Staes FF, Santermans L, Steurs L, Eerdekens M, Geentjens J, et al. Are two-dimensional measured frontal plane angles related to three-dimensional measured kinematic profiles during running? *Phys Ther Sport*. 2018;29:84–92

- 234) Pamukof DN, Montgomery MM, Choe KH, Mofit TJ, Vakula MN. Effect of whole-body vibration on sagittal plane running mechanics in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized crossover trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2018;99:973–80.
- 235) Chaudhari AMW, Briant PL, Bevill SL, Koo S, Andriacchi TP. Knee kinematics, cartilage morphology, and osteoarthritis after ACL injury. *Med Sci Sports Exerc* 2008;40:215-222.
- 236) Harput G, Kilinc HE, Ozer H, Baltaci G, Mattacola CG. Quadriceps and hamstring strength recovery during early neuromuscular rehabilitation after ACL hamstring-tendon autograft reconstruction. *J Sport Rehabil.* 2015;24:398- 404
- 237) Krishnan C, Williams GN. Factors explaining chronic knee extensor strength deficits after ACL reconstruction. *J Orthop Res.* 2011;29:633-640.
- 238) Blackburn JT, Pietrosimone B, Harkey MS, Luc BA, Pamukoff DN. Quadriceps function and gait kinetics after anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sport Exerc.* 2016;48:1664-1670.
- 239) Noehren B, Andersen A, Hardy P, et al. Cellular and morphological alterations in the vastus lateralis muscle as the result of ACL injury and reconstruction. *J Bone Joint Surg Am.* 2016;98:1541-1547.
- 240) Norte GE, Knaus KR, Kuenze C, et al. MRI-based assessment of lower extremity muscle volumes in patients before and after ACL reconstruction. *J Sport Rehabil.* 2018;27:201-212.
- 241) Thomas AC, Wojtys EM, Brandon C, Palmieri-Smith RM. Muscle atrophy contributes to quadriceps weakness after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Sci Med Sport.* 2016;19:7-11.
- 242) Kent-Braun JA, Le Blanc R. Quantitation of central activation failure during maximal voluntary contractions in humans. *Muscle Nerve.* 1996;19(7):861–869.
- 243) Stackhouse SK, Dean JC, Lee SC, Binder-MacLeod SA. Measurement of central activation failure of the quadriceps femoris in healthy adults. *Muscle Nerve.* 2000;23(11):1706–1712.

- 244) Lepley AS, Grooms DR, Burland JP, Davi SM, Kinsella-Shaw JM, Lepley LK. Quadriceps muscle function following anterior cruciate ligament reconstruction: systemic differences in neural and morphological characteristics. *Exp Brain Res*. 2019;237(5):1267-1278.
- 245) Rice DA, McNair PJ. Quadriceps Arthrogenic Muscle Inhibition: Neural Mechanisms and Treatment Perspectives. *Semin Arthritis Rheum*. 2010;40(3):250-266.
- 246) Mirkov DM, Knezevic OM, Maffiuletti NA, Kadija M, Nedeljkovic A, Jaric S. Contralateral limb deficit after ACL-reconstruction: an analysis of early and late phase of rate of force development. *J Sports Sci*. 2017;35(5):435-440.
- 247) Palmieri-Smith RM, Thomas AC, Wojtys EM. Maximizing Quadriceps Strength After ACL Reconstruction. *Clin Sports Med*. 2008;27(3):405-424
- 248) Lindström M, Strandberg S, Wredmark T, et al. 2013. Functional and muscle morphometric effects of reconstruction. A prospective CT study with 1 year follow-up. *Scand J Med Sci Sports* 23:431–442.
- 249) Setuain I, Izquierdo M, Idoate F, et al. 2017. Differential effects of 2 rehabilitation programs following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Sport Rehabil* 26:544–555.
- 250) Kaeding CC, Léger-St-Jean B, Magnussen RA. Epidemiology and diagnosis of anterior cruciate ligament injuries. *Clin Sports Med*. 2017;36:1-8
- 251) Kuenze CM, Foot N, Saliba SA, Hart JM. Drop-landing performance and kneeextension strength after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Athl Train*. 2015;50:596-602.
- 252) Bell DR, Pfeiffer KA, Cadmus-Bertram LA, et al. Objectively measured physical activity in patients after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2017;45:1893-1900.
- 253) Kuenze C, Eltouhky M, Thomas A, Sutherland M, Hart J. Validity of torque-data collection at multiple sites: a framework for collaboration on clinical-outcomes research in sports medicine. *J Sport Rehabil*. 2016;25:173-180
- 254) Kuenze C, Hertel J, Saliba S, Diduch DR, Weltman A, Hart JM. Clinical thresholds for quadriceps assessment after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Sport Rehabil*. 2015;24:36-46.

- 255) Akagi R, Takai Y, Ohta M, et al. 2009. Muscle volume compared to cross-sectional area is more appropriate for evaluating muscle strength in young and elderly individuals. *Age Ageing* 38:564–569.
- 256) Palmieri-Smith RM, Thomas AC. 2009. A neuromuscular mechanism of posttraumatic osteoarthritis associated with ACL injury. *Exerc Sport Sci Rev* 37:147–153.
- 257) Hopkins JT, Ingersoll CD. 2000. Arthrogenic muscle inhibition: a limiting factor in joint rehabilitation. *J Sport Rehabil* 9:135–159.
- 258) Kuenze CM, Blemker SS, Hart JM. 2016. Quadriceps function relates to muscle size following ACL reconstruction. *J Orthop Res* 34:1656–1662.
- 259) Gerber JP, Marcus RL, Dibble LE, et al. 2007. Effects of early progressive eccentric exercise on muscle structure after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Bone Joint Surg Am* 89:559–570.
- 260) Gerber JP, Marcus RL, Dibble LE, et al. 2009. Effects of early progressive eccentric exercise on muscle size and function after anterior cruciate ligament reconstruction: a 1-year follow-up study of a randomized clinical trial. *Phys Ther* 89:51–59
- 261) O'Malley E, Richter C, King E, Strike S, Moran K, Franklyn-Miller A, Moran R. Countermovement Jump and Isokinetic Dynamometry as Measures of Rehabilitation Status After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Athl Train*. 2018 Jul;53(7):687-695. doi: 10.4085/1062-6050-480-16. Epub 2018 Aug 15. PMID: 30109947; PMCID: PMC6138270.
- 262) Almeida AM, Santos Silva PR, Pedrinelli A, Hernandez AJ. Aerobic fitness in professional soccer players after anterior cruciate ligament reconstruction. *PLoS One*. 2018 Mar 22;13(3):e0194432. doi: 10.1371/journal.pone.0194432. PMID: 29566090; PMCID: PMC5864031.
- 263) Miles, J. J., King, E., Falvey, É. C., & Daniels, K. A. J. (2019). Patellar and hamstring autografts are associated with different jump task loading asymmetries after ACL reconstruction. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 29(8), 1212-1222. <https://doi.org/10.1111/sms.13441>

- 264) Holsgaard-Larsen A, Jensen C, Mortensen NH, Aagaard P. Concurrent assessments of lower limb loading patterns, mechanical muscle strength and functional performance in ACL-patients--a cross-sectional study. *Knee*. 2014 Jan;21(1):66-73. doi: 10.1016/j.knee.2013.06.002. Epub 2013 Jul 5. PMID: 23835518.
- 265) Timmins RG, Bourne MN, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Biceps Femoris Architecture and Strength in Athletes with a Previous Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*. 2016 Mar;48(3):337-45. doi: 10.1249/MSS.0000000000000783. PMID: 26429732.
- 266) Castanharo R, da Luz BS, Bitar AC, D'Elia CO, Castropil W, Duarte M. Males still have limb 655 asymmetries in multijoint movement tasks more than 2 years following anterior cruciate 656 ligament reconstruction. *J Orthop Sci*. 2011;16(5):531-535
- 267) Read PJ, Michael Auliffe S, Wilson MG, Graham-Smith P. Lower Limb Kinetic Asymmetries in 855 Professional Soccer Players With and Without Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: 856 Nine Months Is Not Enough Time to Restore "Functional" Symmetry or Return to 857 Performance. *The American Journal of Sports Medicine*. 2020:0363546520912218.
- 268) Welling W, Benjaminse A, Lemmink K, Dingenen B, Gokeler A. Progressive strength training 908 restores quadriceps and hamstring muscle strength within 7 months after ACL 909 reconstruction in amateur male soccer players. *Phys Ther Sport*. 2019;40:10-18
- 269) King E, Richter C, Franklyn-Miller A, et al. Whole-body biomechanical differences between 740 limbs exist 9 months after ACL reconstruction across jump/landing tasks. *Scand J Med Sci Sports*. 2018
- 270) Flanagan EP, Galvin L, Harrison AJ. Force production and reactive strength capabilities after 685 anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of athletic training*. 2008;43(3):249-257.
- 271) Mohammadi F, Salavati M, Akhbari B, Mazaheri M, Mohsen Mir S, Etemadi Y. Comparison of 805 functional outcome measures after ACL reconstruction in competitive soccer players: a 806 randomized trial. *J Bone Joint Surg Am*. 2013;95(14):1271-1277.
- 272) Haff, G. Gregory PhD, CSCS\*D, FNSCA1; Stone, Michael H. PhD, FNSCA2 *Methods of Developing Power With Special Reference to Football Players, Strength and Conditioning Journal*: December 2015 - Volume 37 - Issue 6 - p 2-16 doi: 10.1519/SSC.0000000000000153

- 273) Haff, G. Gregory PhD, CSCS\*D, FNSCA, ASCC; Nimphius, Sophia PhD, CSCS\*D Training Principles for Power, Strength and Conditioning Journal: December 2012 - Volume 34 - Issue 6 - p 2-12 doi: 10.1519/SSC.0b013e31826db467
- 274) Case MJ, Knudson DV, Downey DL. Barbell Squat Relative Strength as an Identifier for Lower Extremity Injury in Collegiate Athletes. *J Strength Cond Res.* 2020 May;34(5):1249-1253. doi: 10.1519/JSC.0000000000003554. PMID: 32084107.
- 275) Beattie K, Carson BP, Lyons M, Kenny IC. The Relationship Between Maximal Strength and Reactive Strength. *Int J Sports Physiol Perform.* 2017 Apr;12(4):548-553. doi: 10.1123/ijsp.2016-0216. Epub 2016 Sep 6. PMID: 27618527.
- 276) Suchomel, T.J.; Wagle, J.P.; Douglas, J.; Taber, C.B.; Harden, M.; Haff, G.G.; Stone, M.H. Implementing Eccentric Resistance Training—Part 1: A Brief Review of Existing Methods. *J. Funct. Morphol. Kinesiol.* 2019, 4, 38. <https://doi.org/10.3390/jfmk4020038>
- 277) Li F, Newton RU, Shi Y, Sutton D, Ding H. Correlation of Eccentric Strength, Reactive Strength, and Leg Stiffness With Running Economy in Well-Trained Distance Runners. *J Strength Cond Res.* 2019 Dec 4. doi: 10.1519/JSC.0000000000003446. Epub ahead of print. PMID: 31809458.
- 278) Maloney SJ, Richards J, Nixon DG, Harvey LJ, Fletcher IM. Do stiffness and asymmetries predict change of direction performance? *J Sports Sci.* 2017 Mar;35(6):547-556. doi: 10.1080/02640414.2016.1179775. Epub 2016 Apr 30. PMID: 27133586
- 279) Angelozzi M, Madama M, Corsica C, Calvisi V, Properzi G, McCaw ST, Cacchio A. Rate of force development as an adjunctive outcome measure for return-to-sport decisions after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012 Sep;42(9):772-80. doi: 10.2519/jospt.2012.3780. Epub 2012 Jul 19. PMID: 22814219.
- 280) Pua YH, Mentiplay BF, Clark RA, Ho JY. Associations Among Quadriceps Strength and Rate of Torque Development 6 Weeks Post Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Future Hop and Vertical Jump Performance: A Prospective Cohort Study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2017 Nov;47(11):845-852. doi: 10.2519/jospt.2017.7133. Epub 2017 Oct 13. PMID: 29029566.

281) Flück M, Vecelli C, Bapst AM, et al. Knee Extensors Muscle Plasticity Over a 5-Years Rehabilitation Process After Open Knee Surgery. *Front Physiol.* 2018;9(SEP).

282) Czamara A, Tomaszewski W, Bober T, Lubarski B. The effect of physiotherapy on knee joint extensor and flexor muscle strength after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendon. *Med Sci Monit.* 2011; 17(1):Cr35–41. PMID: 21169908

283) Czamara A. Moments of muscular strength of knee joint extensors and flexors during physiotherapeutic procedures following anterior cruciate ligament reconstruction in males. *Acta Bioeng Biomech.* 2008; 10(3):37–44. PMID: 19152471

284) Czamara A. Evaluation of physiotherapeutic procedures after ACL reconstruction in males. *Archives of Budo.* 2010; 6(2):73–81.