

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Medicina

Dipartimento di Ingegneria Industriale

Corso di Laurea Magistrale in Scienze e Tecniche dell'Attività Motoria Preventiva e
Adattata

Tesi di Laurea

ROTTURA DEL LEGAMENTO CROCIATO ANTERIORE NELLO SCI ALPINO: DALLE CAUSE ALLA PREVENZIONE

Relatrice: Prof.ssa Chiara Giulia Fontanella

Laureanda: Giorgia Ceccarello

N° di matricola: 2087463

Anno Accademico 2023/2024

INDICE

RIASSUNTO.....	1
ABSTRACT.....	1
INTRODUZIONE.....	2
CAPITOLO 1: LA BIOMECCANICA DELLO SCI ALPINO.....	3
1.1 La biomeccanica nello sport.....	3
1.2 Lo sci alpino.....	5
CAPITOLO 2: ANATOMIA E I MOVIMENTI DEL GINOCCHIO.....	9
2.1 Struttura dell'articolazione del ginocchio.....	9
2.2 I movimenti dell'articolazione del ginocchio.....	17
CAPITOLO 3: LE PROPRIETA' MECCANICHE DEL TESSUTO LEGAMENTOSO E LA ROTTURA DEL LEGAMENTO CROCIATO ANTERIORE NELLO SCI ALPINO.....	20
3.1 La struttura del tessuto legamentoso.....	20
3.2 Proprietà meccaniche del tessuto legamentoso.....	24
3.3 Il legamento crociato anteriore e le proprietà meccaniche (alcuni studi).....	29
3.4 Meccanismo di lesione del LCA nello sci alpino.....	32
CAPITOLO 4: PREVENZIONE E RECUPERO.....	35
4.1 La prevenzione.....	36
4.2 Il recupero.....	37
CONCLUSIONE.....	42
BIBLIOGRAFIA.....	44
RINGRAZIAMENTI.....	48

RIASSUNTO

La biomeccanica è la scienza che studia le interazioni tra forze e movimenti del corpo umano e gioca un ruolo fondamentale nella comprensione degli infortuni sportivi. In questa tesi, viene analizzata la biomeccanica applicata allo sci alpino che include diverse specialità come slalom, slalom gigante e parallelo, discesa libera e super-G, ognuna caratterizzata da dinamiche biomeccaniche specifiche.

Si prosegue con una descrizione dettagliata dell'anatomia dell'articolazione del ginocchio, soffermandosi in particolare sul tessuto legamentoso. Viene approfondita la composizione del legamento crociato anteriore (LCA), con particolare attenzione alle sue proprietà meccaniche e funzionali supportate da studi scientifici. Successivamente, vengono esaminate le cause che conducono alla rottura del LCA durante la pratica dello sci alpino, un infortunio comune tra gli sciatori. La tesi si conclude con un capitolo dedicato alla prevenzione degli infortuni al LCA e al recupero post-lesione, presentando esercizi specifici volti a migliorare la stabilità e la forza del ginocchio, sia per atleti professionisti che per sciatori amatoriali.

ABSTRACT

Biomechanics is the science that studies the interactions between forces and movements of the human body and plays a fundamental role in understanding sports injuries. This thesis analyzes the biomechanics applied to alpine skiing, which includes various disciplines such as slalom, giant slalom, parallel slalom, downhill, and super-G, each characterized by specific biomechanical dynamics.

The thesis continues with a detailed description of the anatomy of the knee joint, focusing particularly on the ligamentous tissue. The composition of the anterior cruciate ligament (ACL) is explored in depth, with particular attention to its mechanical and functional properties, supported by scientific studies. Subsequently, the causes leading to ACL rupture during alpine skiing, a common injury among skiers, are examined. The thesis concludes with a chapter dedicated to the prevention of ACL injuries and post-injury recovery, presenting specific exercises aimed at improving knee stability and strength, for both professional athletes and amateur skiers.

INTRODUZIONE

Lo sci alpino rappresenta uno degli sport invernali più affascinanti e complessi ed è caratterizzato da movimenti che richiedono integrazione di forza, agilità e controllo.

In tale contesto, la biomeccanica assume un ruolo cruciale: analizzando le prestazioni degli atleti, consente di studiare le forze che agiscono sul corpo, le interazioni con l'attrezzatura e le dinamiche muscolari e articolari coinvolte. Questa comprensione approfondita non solo contribuisce a migliorare l'efficienza del gesto atletico, ma è anche fondamentale per prevenire gli infortuni, una problematica significativa in uno sport così ad alto impatto.

La presente tesi si propone di studiare la biomeccanica applicata allo sci alpino, con particolare attenzione alle discipline tecniche e veloci. L'obiettivo è analizzare come il corpo umano reagisca alle sollecitazioni e ai movimenti tipici di questa attività, enfatizzando l'importanza di mantenere una postura corretta e di utilizzare l'attrezzatura in modo efficiente. Un focus specifico sarà dedicato alle fasi di una curva sciistica, evidenziando come la posizione centrale sugli sci e le forze generate durante le diverse fasi della discesa siano determinanti per una performance ottimale.

Un'attenzione particolare sarà rivolta all'articolazione del ginocchio, una delle strutture più complesse e fondamentali del corpo umano, essenziale per le attività della vita quotidiana. La stabilità dell'arto inferiore, la capacità di resistere a carichi elevati e l'abilità di eseguire movimenti di flessione, estensione e rotazione rendono il ginocchio un elemento cruciale nello sci. Sarà quindi fornita un'analisi dettagliata della sua struttura anatomica, esaminando i movimenti fondamentali e i meccanismi biomeccanici che ne consentono il corretto funzionamento.

In particolare, il LCA sarà oggetto di un'analisi approfondita, in quanto è fondamentale per garantire la stabilità del ginocchio e frequentemente soggetto a lesioni in sport ad alto impatto come lo sci.

Comprendere le proprietà meccaniche del LCA è essenziale per identificare i fattori di rischio associati alle lesioni e per sviluppare strategie preventive efficaci.

Attraverso un'analisi dettagliata della sua struttura e delle sue caratteristiche biomeccaniche, questa tesi si propone di chiarire come questi elementi influenzino la stabilità articolare e le performance atletiche.

L'obiettivo principale è quello di migliorare le strategie di prevenzione degli infortuni e ottimizzare le prestazioni, garantendo così la salute e il benessere degli atleti impegnati in questo sport ad alta intensità.

CAPITOLO 1: LA BIOMECCANICA DELLO SCI ALPINO

1.1 La biomeccanica nello sport

La biomeccanica è lo *studio della meccanica del continuo* (ovvero lo studio dei carichi, del movimento, delle tensioni e della deformazione di solidi e fluidi) dei sistemi biologici e degli effetti meccanici sul movimento, sulle dimensioni, sulle forme e sulla struttura del corpo. Per lo studio della biomeccanica umana si parte da come funziona l'interno di una cellula, le proprietà meccaniche dei tessuti molli e duri, fino ad arrivare a come si sviluppa e si muove il sistema neuro-muscolo-scheletrico del corpo. La *biomeccanica molecolare* si occupa di come le forze meccaniche e le deformazioni vanno ad alterare la conformazione e il trasporto di biomolecole; la *biomeccanica cellulare* si concentra nello studio di come una cellula possa percepire queste forze e deformazioni e di come le possa tradurre in risposte biologiche; ed infine la *biomeccanica dei tessuti* si dedica alla crescita e al rimodellamento dei tessuti in base agli stimoli meccanici che vengono applicati. Oltre a ciò, a controllare il movimento umano è l'interazione tra ossa, muscoli, legamenti e articolazioni che fanno parte del sistema muscolo-scheletrico, controllato dal sistema nervoso, e qualsiasi tipo di lesione di uno di questi elementi modificherà l'interazione meccanica causando instabilità e disabilità nel movimento. ^[1]

La biomeccanica è necessaria in numerosi ambiti applicativi e di ricerca. Tra di essi troviamo:

- le *applicazioni mediche* (diagnosi di patologie ortopediche o fisiologiche, sviluppo di protesi passive e attive, sviluppo di organi artificiali, riabilitazione, ausili robotici per la chirurgia);
- le *applicazioni sportive* (miglioramento delle prestazioni, prevenzione degli infortuni, miglioramento delle attrezzature sportive);
- le *applicazioni relative alla sicurezza e all'ergonomia* (nel lavoro e nella vita quotidiana);

- le *applicazioni nel settore dell'intrattenimento* (nell'industria cinematografica, nella grafica computerizzata e nei simulatori). [3]

L'analisi del movimento umano invece è uno studio sistematico mediante un'attenta osservazione, integrata dalla strumentazione per misurare i movimenti del corpo, la meccanica del corpo e l'attività dei muscoli. Ha lo scopo di raccogliere informazioni quantitative sulla meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un compito motorio. [1]

A questo viene quindi integrato lo studio dei seguenti organi:

- *organi attivi*, cioè i muscoli che producono forza e quindi movimento. Può essere necessario analizzare il numero, la disposizione, la morfologia, il principio di funzionamento, le caratteristiche funzionali (forza, velocità, consumo energetico), l'evoluzione delle proprietà in funzione dell'età, dell'esercizio fisico o di altri fattori, e le modalità di reclutamento;
- *organi passivi*, che trasmettono o rendono possibile il movimento, ovvero le ossa, i tendini, i legamenti e le articolazioni. Possono interessare il numero, la posizione, la connessione, la morfologia, gli sforzi massimi sopportabili, il legame tensione-deformazione, la porosità, la densità, i coefficienti di attrito e l'evoluzione delle proprietà nel tempo;
- *organi di comando*, cioè il cervello, il sistema nervoso (centrale e periferico) e i sensori (esterocettori e propriocettori), che permettono la generazione e il controllo del movimento e tutti quei meccanismi decisionali volontari e riflessi. [3]

L'analisi dell'andatura, o "*Gait analysis*", invece è quel ramo dell'analisi del movimento umano utilizzato per quantificare e valutare i meccanismi di camminata e facilita l'identificazione delle deviazioni dai normali schemi motori, determinando le cause delle anomalie e le loro conseguenze funzionali al fine di fornire raccomandazioni sul trattamento.

[2]

Soffermandosi in modo particolare alla biomeccanica sportiva, si può dire che:

- *analizza il movimento dell'uomo nell'attuazione del gesto atletico* e si caratterizza per una maggiore complessità rispetto alla meccanica dei corpi non viventi, in quanto un

sistema vivente è caratterizzato da deformazioni o variazioni che possono andare ad influenzare il risultato finale;

- si manifesta sottoforma di *spostamenti e rotazioni*;
- interessa il *sistema neuro-muscolare e scheletrico*;
- è regolata dalle *leggi della meccanica di Newton*, le cui descrivono il comportamento di corpi solidi rigidi che non si deformano, ovvero di corpi la cui deformazione si considera trascurabile in quanto molto piccola.

L'atleta viene quindi considerato come un sistema motorio e le sue azioni come lo sviluppo dinamico di una struttura soggetta alle leggi della fisica. Il sistema si muove in uno spazio tridimensionale ove viene proiettato in termini di spostamenti nelle tre direzioni (x, y, z) e di rotazioni intorno ai tre assi cartesiani indicati; quindi, quando un corpo umano svolge un gesto atletico non è da considerarsi un insieme di singoli movimenti, bensì una struttura in movimento nello spazio, caratterizzata da una molteplicità di componenti in stretta relazione tra loro. Ad esempio, se si alza un braccio tutto il sistema sarà influenzato e le altre componenti (spalla, tronco, gambe, ...) dovranno reagire modificando il loro stato per mantenere l'equilibrio. In sostanza si può dire che la biomeccanica sportiva si pone l'obiettivo di valutare l'*efficacia* (raggiunta dell'obiettivo) e l'*efficienza* (raggiunta dell'obiettivo, ma con la minor quantità di risorse) dell'applicazione delle forze motorie al fine di migliorare il singolo gesto atletico, esaminando i movimenti con lo scopo di migliorarli con esercizi ausiliari e/o con nuovi esercizi allenanti, perfezionando così la condizione fisica e tecnica. ^[4]

1.2 Lo sci alpino

Lo sci alpino è uno sport invernale ed inizia a fare parte dei *Giochi olimpici invernali di Garmisch-Partenkirchen (Germania) nel 1963*. Consiste nello scendere a valle lungo un pendio montano scivolando sulla neve grazie ad un paio di sci ai piedi agganciati, mediante gli attacchi, ad appositi scarponi.

Include *discipline tecniche*, tra cui:

- *slalom gigante*, si trova tra le gare tecniche più veloci dove il tracciato ha più curve rispetto alle altre gare di velocità;

- *slalom*, le porte sono ancora più ravvicinate rispetto allo slalom gigante e le curve sono molto più veloci e richiedono rapidi cambi di direzione;
- *slalom parallelo*, dove gli atleti si affrontano in una competizione che si svolge su due piste parallele identiche ed il più veloce vince.

Mentre le *discipline veloci* sono:

- *discesa libera*, dove si possono raggiungere velocità massime di 160 km/h in un dislivello tra i 450 e gli 800 m per le competizioni femminili e tra i 750 e i 1100 m per quelle maschili;
- *super-G*, si colloca tra la discesa libera e lo slalom gigante perchè il dislivello è inferiore (400-600 m per le femmine e 400-600 m per i maschi) e le porte sono più ravvicinate, ma è comunque più veloce dello slalom gigante.

L'ultima disciplina è la *combinata alpina*, formata da una gara di discesa libera o super-G, seguita da una di slalom, svolgendo due manche dove vengono poi sommati i tempi per determinare la classifica finale. Negli ultimi anni però non si sono svolte molte gare in questa disciplina in quanto gli atleti si specializzano o nella velocità o nella tecnica. ^{[6][7]}

Gli studi biomeccanici più comuni riguardano l'analisi delle forze scambiate con il terreno durante il gesto atletico e il rilevamento delle azioni muscolari (andamento del reclutamento muscolare e tipo di sollecitazioni muscolari) al fine di migliorare le performance, intervenendo sulla postura dell'atleta o sull'attrezzatura. Altre analisi vengono effettuate al fine di realizzare il meccanismo di infortunio e identificare possibili strategie di prevenzione e di miglioramento delle condizioni di sicurezza. Possono essere utilizzati due tipi di sistemi:

- *sistemi di misura diretta*, vanno indossati o montati sull'attrezzatura (esempio: i sensori di pressione nella soletta dello scarpone). Si tratta però di attrezzatura invasiva, che potrebbe influire sulle prestazioni dell'atleta;
- *sistemi di misura indiretta*, ossia sistemi di visione (sistemi opto-elettrici 3D basati su telecamere) che ricostruiscono la traiettoria e la postura dell'atleta e si stimano i suoi parametri biomeccanici. ^[3]

Prima di entrare nella spiegazione vera e propria di come si svolge correttamente una curva nello sci alpino, bisogna prima parlare della posizione esatta da assumere, definita come "centralità" sullo sci (figura 1). Si definisce centrale uno sciatore quando la proiezione

ortogonale, in sostanza la linea retta che cade perpendicolare dal baricentro al terreno, interseca la base di appoggio degli scarponi, mentre per baricentro si intende il punto in cui la massa corporea si concentra, solitamente si trova all'altezza del bacino (tra la vertebra L3 ed S2), ma questa cambia in base all'altezza della persona, al sesso e all'età. [4]

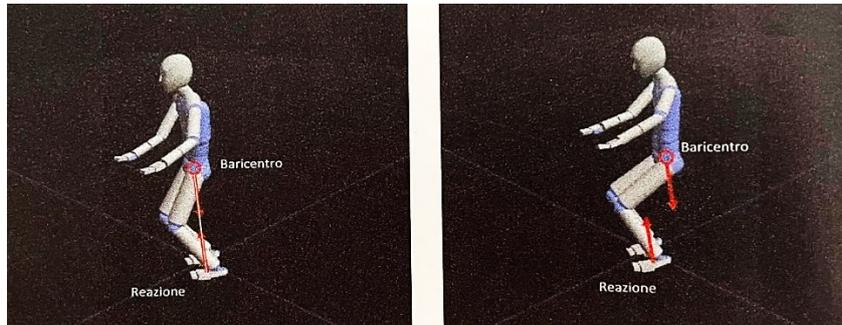


Figura 1: a sinistra la posizione corretta, a destra la posizione scorretta [4]

In generale, una posizione viene pensata come una posizione fissa, ma nello sci si cambiano sempre direzione e velocità, questo significa che la nostra *posizione è variabile*, poiché deve cambiare costantemente a seconda di variabili come direzione, velocità e angolazione del pendio.

Per precisare, una buona posizione deve:

- essere in grado di *assorbire gli urti* attraverso le gambe e consentire al corpo di flettersi, ciò significa che le ginocchia devono essere piegate, così come tutte le altre articolazioni. Non dovrebbero esserci giunti dritti poiché tutti devono potersi muovere in entrambe le direzioni;
- avere gli *sci nella posizione corretta*, cioè in base al senso di marcia e della manovra che si sta effettuando;
- *adattare la posizione del corpo agli sci* per consentirne la flessibilità e l'assorbimento degli urti;
- offrire una *buona visuale* di dove si sta andando;
- consentire al corpo di *passare facilmente alla posizione successiva* mentre si cambiano direzione/velocità;
- saper *conservare l'energia*, cioè avere una posizione efficiente dal punto di vista energetico per rendere le manovre più efficaci e consentire allo sciatore di sciare più a lungo. [5]

Si analizzano ora le sequenze di una curva di uno sciatore, che verrà scomposta in tre segmenti da 60° ciascuno (figura 2).

Il 1° terzo di curva

Questa fase è la più importante perché determinante l'impostazione dell'intera curva, anche un piccolo errore potrebbe generare delle conseguenze negative per l'intero percorso. Questa fase è caratterizzata dalla ricerca dello spigolo dello sci esterno dandogli pressione e cercando di recuperare la centralità persa nei metri precedenti. Questa azione determina una deformazione dello sci che definisce di conseguenza l'arco di curva da percorrere. Si deve specificare che questa azione viene condotta utilizzando la catena cinematica costituita dal piede, dalla caviglia, dalla tibia, dal ginocchio, dal femore e dall'anca, che insieme però ricercano la piena centralità sullo sci. Un errore che si potrebbe verificare è quello di inclinarsi con il corpo verso l'interno della curva andando a perdere così l'appoggio dello sci esterno con successiva caduta del bacino verso la parte posteriore dello sci, portando alla non riuscita della curva.

Il 2° terzo di curva

Questa è la fase dove lo sciatore sfrutta al massimo la sua forza peso sulla linea di massima pendenza, per andare a generare una velocità più alta. La posizione del corpo da essere raccolta e corta, e con gli sci a larghezza bacino, diventa sempre più allungata, cioè si aumenta l'inclinazione e aumenta la distensione della gamba esterna in modo da avere maggior velocità.

Il 3° terzo di curva

L'ultima fase, invece, è determinante per preparare l'uscita dalla curva e fondamentale per l'impostazione della curva successiva. Avviene quindi un minimo raddrizzamento del corpo che lo rende pronto per l'inversione degli spigoli e per affrontare la prossima curva, pur mantenendo sempre il baricentro il più possibile vicino al terreno. ^[4]

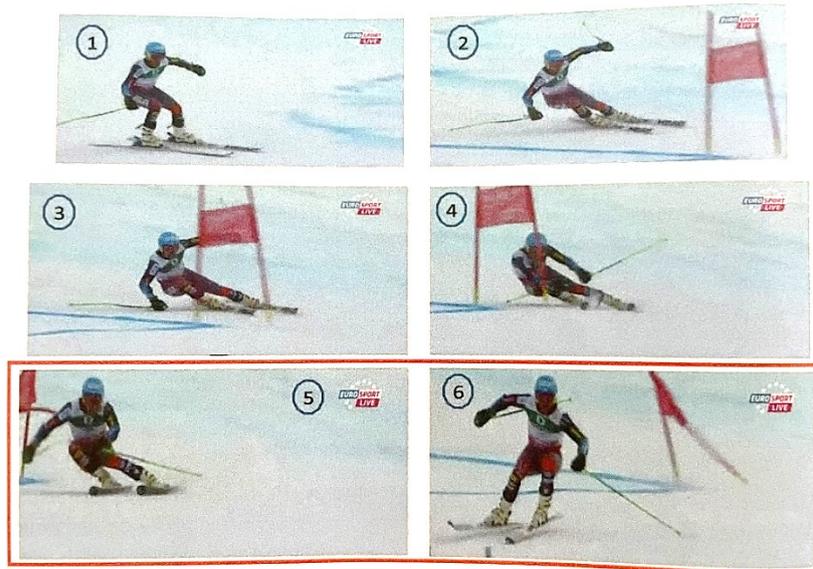


Figura 2: le tre fasi di curva insieme, eseguite da Ted Ligety, ex sciatore alpino americano ^[4]

CAPITOLO 2: ANATOMIA E I MOVIMENTI DEL GINOCCHIO

2.1 Struttura dell'articolazione del ginocchio

L'articolazione del ginocchio è la più ampia e complessa articolazione del corpo umano che unisce lo scheletro della coscia con quello della gamba, permettendo la statica, il sostenimento di grandi carichi e la mobilità necessaria per le attività locomotorie. ^{[8][10]}

È un'articolazione di tipo *sinoviale* (Figura 3), o diartrodiale, costituita:

- da *due capi articolari ossei* le cui superfici sono ricoperte da cartilagine ialina;
- dalla *capsula articolare*, che si fissa come un manicotto di connettivo fibroso ad alcuni millimetri di distanza dai capi articolari. Sul femore la capsula si inserisce anteriormente sopra la faccia patellare del femore, lateralmente e medialmente sotto gli epicondili mediale e laterale, posteriormente sopra i condili mediale e laterale e nella fossa intercondilare. Sulla tibia la capsula si fissa subito al di sotto della cartilagine articolare, posteriormente e ai lati la capsula è tesa e densa, mentre anteriormente, dove si fissa al contorno della patella, è più lassa. È ricca di vasi sanguigni, rivestita internamente da una *membrana sinoviale*, capace di filtrare dal sangue il *liquido sinoviale* che ha funzione di lubrificare e ridurre l'attrito meccanico tra le due superfici articolari contigue. Inoltre, è rinforzata da legamenti, che possono essere intrarticolari o

extrarticolari, con funzione di stabilizzazione, ma importanti anche nella meccanica del movimento;

- infine, dalla *cavità articolare*, cioè uno spazio compreso fra i capi articolari contenente la sinovia o il liquido sinoviale. [8][9][10]

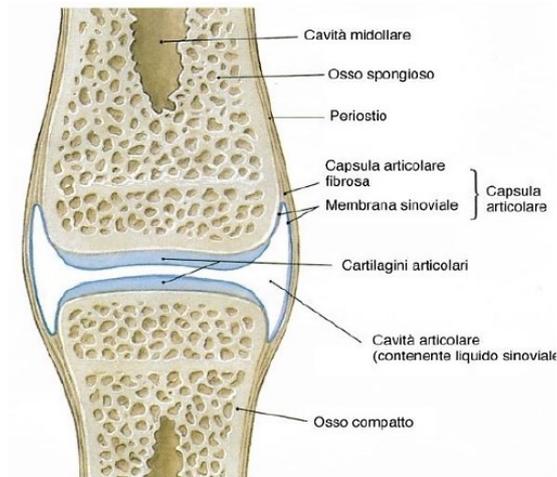


Figura 3: articolazione sinoviale, visione su piano sagittale [15]

Le diartrosi vengono distinte in base alle forme dei capi articolari, l'articolazione del ginocchio fa parte delle *articolazioni trocleari* (o *ginglimi angolari*) (Figura 4), quando gli assi della superficie articolare e dell'osso sono perpendicolari tra di loro permettendo l'esecuzione di movimenti angolari (Figura 5), tra cui flessione, estensione, rotazioni interne ed esterne, che verranno approfonditi nel punto 2.2. [9]



Figura 4: articolazione troclearare [8]

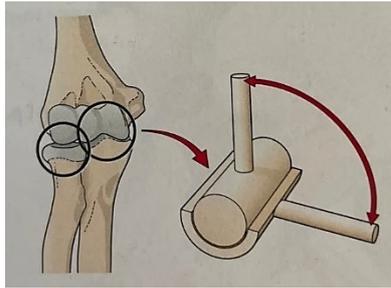


Figura 5: movimento angolare ^[9]

L'articolazione del ginocchio è composta dall'*articolazione tibiofemorale e patellofemorale, menischi, legamenti, capsula articolare e borse.*

Articolazione tibiofemorale

Formata dai *condili mediale e laterale del femore*, la cui superficie articolare si estende nella faccia patellare, e dai *condili mediale e laterale della tibia* che formano lievi depressioni separate da una regione nota come *eminenza intercondiloidea* (Figure 6-7). Queste depressioni creano una sproporzione fra le due superfici articolari, poiché i condili femorali sono curvilinei e molto più sviluppati sul piano sagittale mentre i condili tibiali sono quasi pianeggianti. Quindi la differenza per dimensione, forma ed orientamento fa sì che la tibia ruoti lateralmente sul femore durante gli ultimi gradi di estensione per andare a “bloccare” il ginocchio, questo fenomeno si chiama “screw-home”, cioè porta il ginocchio nella posizione compatta di estensione completa.

Ogni individuo presenta una curvatura diversa del piatto tibiale, pertanto alcune ginocchia possono risultare significativamente più stabili e resistenti alle lesioni rispetto ad altre.

[8][9][10]

Articolazione patellofemorale

Si compone tra la *faccia patellare del femore* e la *faccia articolare della patella* (Figura 6).

La patella è posta superiormente alla tibia, alla quale è fissata dal legamento patellare (o rotuleo), ed è situata anteriormente all'estremità distale del femore, con la quale si articola.

La patella ha diverse funzioni meccaniche:

- aumenta l'angolo di trazione del tendine del quadricipite sulla tibia, migliorando così il vantaggio meccanico dei muscoli quadricipiti nel produrre l'estensione del ginocchio;

- centralizza la tensione divergente dai muscoli quadricipiti che viene trasmessa al legamento rotuleo, riducendo lo stress da contatto sull'articolazione patellofemorale;
- infine, fornisce protezione alla parte anteriore del ginocchio e aiuta a proteggere il tendine del quadricipite dall'attrito contro le ossa adiacenti. [8][10]

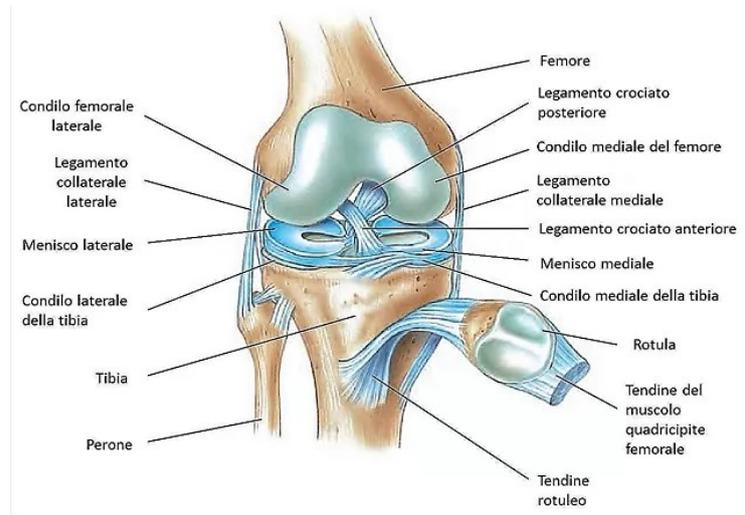


Figura 6: visione anteriore dell'articolazione del ginocchio destro [11]

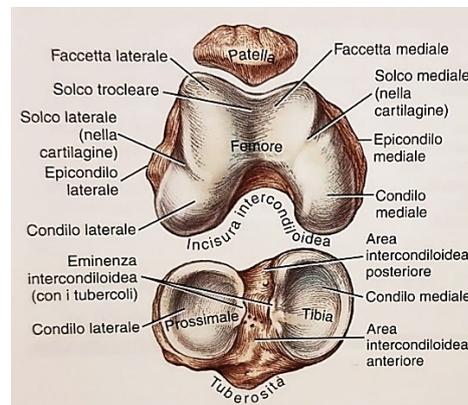


Figura 7: visione faccia articolare inferiore del femore e visione faccia articolare superiore della tibia [12]

Menischi

Come già anticipato in precedenza, tra la superficie femorale e quella tibiale c'è irregolarità, che però viene mediata dalla presenza di due menischi fibrocartilaginei intracapsulari, laterale e mediale (figura 8), di forma semilunare, che rendono maggiormente concordanti le superfici articolari coinvolte. Entrambi hanno la base esterna aderente alla capsula articolare e l'apice rivolto all'interno della cavità articolare; la faccia superiore, concava, si

mette in rapporto con i condili femorali e la faccia inferiore, piana, è in rapporto con la faccia articolare superiore della tibia.

Il *menisco mediale* è a forma di “C” ed è più ampio di quello laterale e con le sue estremità si inserisce alle aree intercondilari anteriore e posteriore. Il margine periferico è aderente alla capsula articolare e alla superficie profonda del legamento collaterale tibiale; nel loro insieme, queste inserzioni, garantiscono che il menisco mediale sia relativamente fisso e si muova molto meno rispetto al menisco laterale.

Il *menisco laterale* ha una forma quasi completamente circolare e si interrompe medialmente per inserirsi con l'estremità all'eminenza intercondilare. A questo livello, il menisco laterale aderisce anche ai legamenti crociati anteriore e posteriore. Originano due fasci, i legamenti meniscofemorali anteriore e posteriore, che lo uniscono al condilo mediale del femore, mentre la parte periferica del menisco laterale aderisce anche al legamento collaterale fibulare. [8]

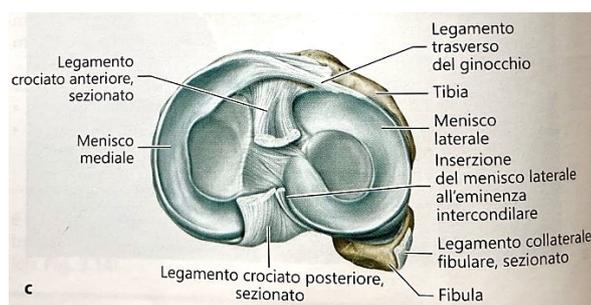


Figura 8: articolazione del ginocchio destro, visione della faccia articolare superiore dei menischi mediale e laterale [8]

La porzione esterna di ciascun menisco è innervata e fornisce informazioni propriocettive riguardanti la posizione del ginocchio, nonché la velocità e l'accelerazione dei movimenti del ginocchio. Oltre a ciò, i menischi approfondiscono le depressioni articolari dei piatti tibiali e aiutano nella trasmissione del carico e nell'assorbimento degli urti a livello del ginocchio. [10]

Legamenti

Oltre ai due menischi vi sono numerosi legamenti che provvedono alla stabilità e alla limitazione dei movimenti reciproci di femore e tibia. Il sistema legamentoso è composto dai legamenti collaterali (tibiale e fibulare), dai legamenti crociati (anteriore e posteriore),

dai retinacoli laterale e mediale della patella, dal legamento patellare e dai legamenti poplitei (obliquo e arcuato).^[9]

Il *legamento collaterale tibiale* origina dall'epicondilo mediale del femore e si inserisce alla faccia mediale della tibia, aderendo alla capsula articolare e al menisco mediale. Il *legamento collaterale fibulare*, invece, è un cordone fibroso che origina dall'epicondilo laterale del femore e si inserisce alla testa della fibula, senza aderire alla capsula articolare. Questi due legamenti garantiscono stabilità al ginocchio in senso trasversale, soprattutto a ginocchio esteso, impedendo sollecitazioni eccessive in varo e in valgo (Figura 9).^{[8][14]}

I *legamenti crociati anteriore e posteriore* sono due robusti cordoni fibrosi che rappresentano i mezzi di unione più importanti tra il femore e la tibia. Così chiamati perché si incrociano a livello della fossa intercondilare del femore, all'interno della capsula ma all'esterno della cavità articolare. Quello anteriore origina dall'area intercondilare anteriore della tibia e si inserisce alla faccia mediale del condilo laterale del femore, mentre quello posteriore è più robusto ed è teso tra l'area intercondilare posteriore della tibia e la faccia laterale del condilo mediale del femore. Entrambi garantiscono la stabilità antero-posteriore del ginocchio, in quanto il crociato anteriore si tende in estensione e il crociato posteriore si tende in flessione, opponendosi a movimenti estremi in questo senso (Figura 6).^{[8][14]} Il legamento crociato anteriore sarà poi approfondito nel Capitolo 3.

Il *legamento patellare* è un robusto cordone fibroso appiattito che unisce il margine inferiore della patella alla tuberosità della tibia, è quindi la continuazione verso il basso del tendine del muscolo quadricipite femorale, in cui la patella è inserita. I *retinacoli laterale e mediale della patella* sono due lamine fibrose che originano dalle aponeurosi dei muscoli vasto laterale e mediale e, decorrendo ai lati della patella, si inseriscono sulla superficie anteriore della tibia, ai lati della tuberosità della tibia (Figura 9).^[8]

Infine, il *legamento popliteo obliquo* corrisponde all'espansione del tendine del muscolo semimembranoso, sulla faccia posteriore della capsula, si porta dal basso all'alto e lateralmente per raggiungere la porzione della capsula che riveste il condilo laterale del femore; dall'estremità laterale del legamento popliteo obliquo origina il *legamento popliteo*

arcuato, che si porta in basso incrociando il tendine del muscolo popliteo, per terminare sulla testa della fibula (Figura 10). [8]

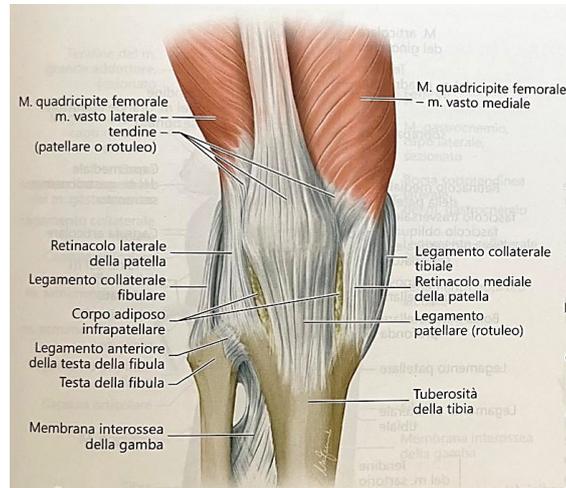


Figura 9: articolazione del ginocchio destro, visione anteriore della capsula e degli altri mezzi di unione dell'articolazione [9]

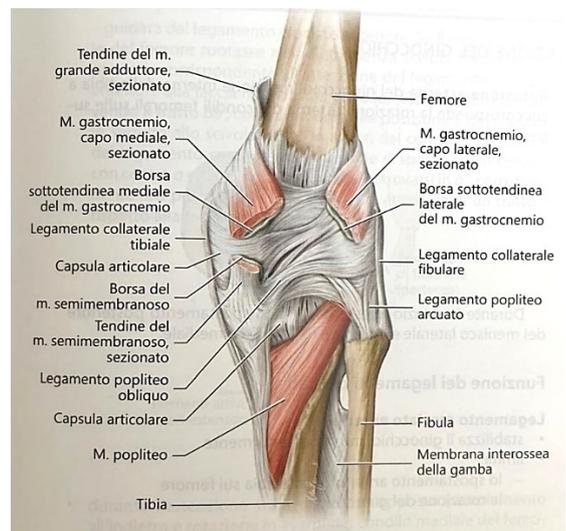


Figura 30: articolazione del ginocchio destro, visione posteriore [9]

La capsula articolare e le borse

All'interno e attorno alla capsula articolare si trovano numerose borse per ridurre l'attrito durante i movimenti del ginocchio, una delle borse più grandi del corpo è la *borsa soprapatellare* (Figura 11), posizionata tra il femore e il tendine del muscolo quadricipite femorale. Altre borse sono importanti come la *borsa sottopoplitea* situata tra il condilo laterale del femore e il muscolo popliteo, e la *borsa semimembranosa*, situata tra la testa

mediale del gastrocnemio e i tendini semimembranosi. Infine, altre tre borse chiave (Figura 12) associate alla capsula articolare sono la *borsa sottocutanea prepatellare* situata tra la pelle e la superficie anteriore della rotula, consentendo il libero movimento della pelle sopra la rotula durante la flessione e l'estensione; la *borsa infrapatellare superficiale* fornisce ammortizzazione tra la pelle e il legamento patellare; mentre la *borsa infrapatellare profonda* riduce l'attrito tra la tuberosità tibiale e il legamento patellare. Sopra quest'ultima borsa, tra il legamento patellare e la rima articolare, è presente un cuscinetto di tessuto adiposo, il *corpo adiposo infrapatellare*. [8][10]

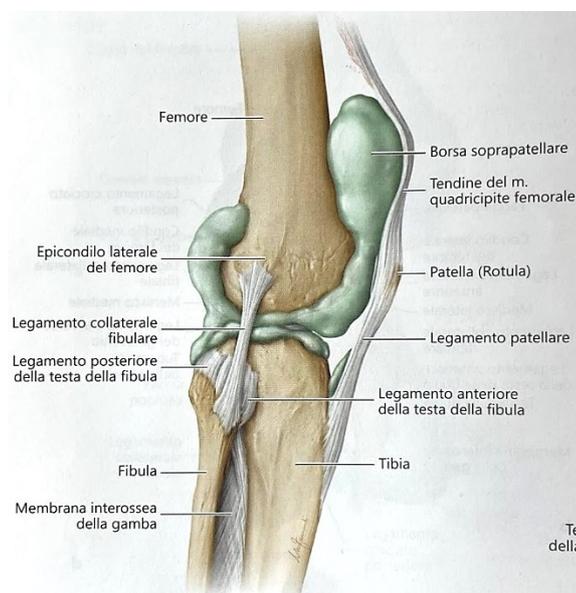


Figura 11: articolazione del ginocchio destro [8]

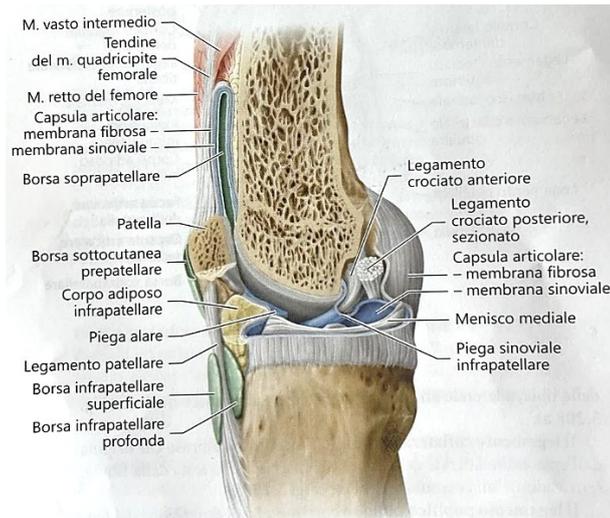


Figura 12: articolazione del ginocchio destro [8]

2.2 I movimenti dell'articolazione del ginocchio

Il ginocchio è un'articolazione a due gradi di libertà che permette movimenti lungo due piani, flessione ed estensione nel piano sagittale, e rotazione esterna e interna nel piano trasversale.

[14]

La *flessione* è il movimento che avvicina la faccia posteriore della gamba alla faccia posteriore della coscia consentendo una flessione di 140° con l'anca in flessione e di 120° con l'anca in estensione. L'*estensione*, invece, è di 0° , ma sono possibili $5-10^\circ$ di estensione solo passivamente, partendo dalla posizione anatomica (Figure 13-14). [13]

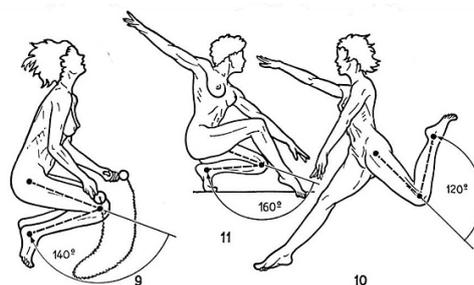


Figura 13: flessione del ginocchio [13]

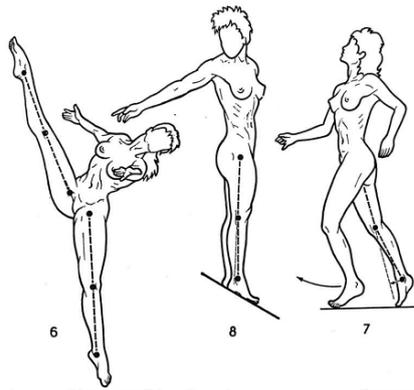


Figura 14: estensione del ginocchio ^[13]

La flesso-estensione è garantita dall'insieme dei movimenti di rotazione e scivolamento da parte dei condili femorali sul piatto tibiale, tutto ciò garantito dalla tensione dei crociati nelle varie direzioni. I menischi sono mobili e devono seguire questi movimenti spostandosi in avanti nell'estensione e indietro nella flessione grazie a forze passive e attive che li trascinano. La rotula si muove con movimento circolare dalla troclea femorale fino alla fossa intercondiloidea, favorendo l'azione del quadricipite e preservando un braccio di leva più favorevole durante la sua azione. ^[14]

I muscoli che garantiscono la flessione sono il bicipite femorale, il semimembranoso, il semitendinoso (che fanno parte dei muscoli ischiocrurali), il sartorio, il gracile, il popliteo e il gastrocnemio. I muscoli che garantiscono l'estensione sono il vasto laterale, il vasto intermedio, il vasto mediale e il retto del femore, che insieme formano il quadricipite femorale (Figura 16). ^[8]

I *movimenti di rotazione interna ed esterna* avvengono solitamente quando il ginocchio è flesso a 90° e non sostiene il peso (Figura 15). Partendo da una posizione di riferimento, come in questo caso nella figura 15 dove il soggetto è seduto a gambe pendenti, si noterà una rotazione interna di 30°, portando quindi la punta del piede in dentro, e una rotazione esterna di 40°, dove la punta del piede viene portata verso fuori. ^[13]

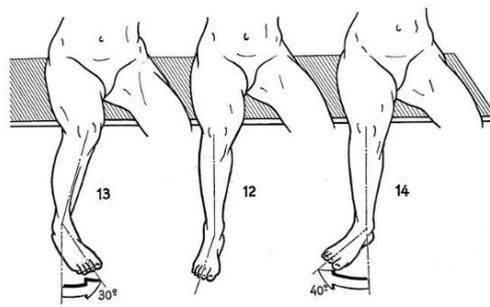


Figura 15: rotazione interna ed esterna del ginocchio [13]

I muscoli coinvolti nella rotazione interna sono il semimembranoso, il semitendinoso, il gracile, il sartorio e il popliteo. I muscoli coinvolti nella rotazione esterna sono il bicipite femorale, il tensore della fascia lata e il vasto laterale (Figura 16). [8]

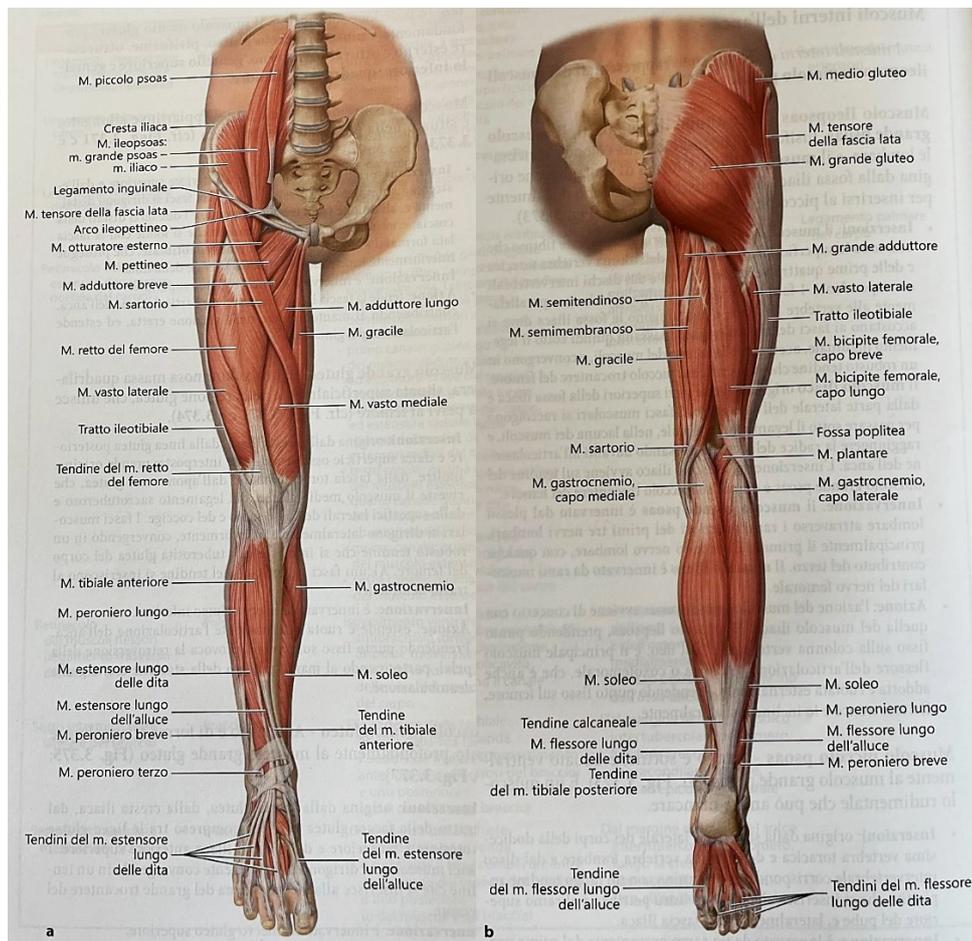


Figura 16: muscoli arto inferiore (figura a. lato destro - visione anteriore; figura b: lato destro – visione posteriore) [8]

CAPITOLO 3: LE PROPRIETA' MECCANICHE DEL TESSUTO LEGAMENTOSO E LA ROTTURA DEL LEGAMENTO CROCIATO ANTERIORE NELLO SCI ALPINO

I tendini e i legamenti rivestono un ruolo fondamentale nelle catene cinematiche che generano *forza e movimento*. Hanno una composizione simile, ma presentano ruoli funzionali diversi: i *tendini* hanno la principale funzione di trasferire alle ossa la forza che viene generata dai muscoli durante la contrazione, così da consentire il movimento di arti e articolazioni e il mantenimento della postura; i *legamenti* collegano osso con osso, hanno il ruolo di trasmettere delle forze, di guida, di stabilizzazione e di limitazioni nei movimenti delle articolazioni e di ammortizzazione dei carichi. ^{[16][19]}

3.1 La struttura del tessuto legamentoso

I legamenti sono *tessuti connettivi densi* che presentano una *matrice extracellulare (ECM)* abbondante. Questa matrice conferisce loro viscosità, consistenza, resistenza meccanica e funge da collante, lubrificante e ammortizzatore di urti. Oltre a svolgere funzioni strutturali, ha anche un ruolo nella trasmissione di informazioni: grazie alla presenza di molecole proteiche che fungono da segnali biochimici, regola lo sviluppo, la migrazione, la proliferazione, la forma e la funzione delle cellule in contatto con essa. Sebbene contengano poche *cellule*, queste sono comunque presenti per mantenere il tessuto in buone condizioni. La matrice extracellulare è costituita dalle proteine fibrose, come il *collagene* e l'*elastina*, e dagli eteropolisaccaridi, noti anche come sostanza di fondo, che comprendono i *glicosamminoglicani* e i *proteoglicani*.

Mentre la componente cellulare è rappresentata dai *fibroblasti*. ^{[17][18]}

In riferimento al LCA le quantità sono:

- 90% collagene di tipo I e 10% collagene di tipo III;
- elastina <5%;
- sostanza di fondo 60% del peso netto in condizioni fisiologiche. ^[35]

Le proteine fibrose: il collagene e l'elastina

Le proteine fibrose, collagene ed elastina, intercalate con i proteoglicani formano un reticolo di legami trasversali che conferisce *consistenza e resistenza* all'intera matrice extracellulare. [18]

Il *collagene* è la proteina più abbondante nel corpo umano, rappresentando circa un quarto delle proteine totali, e svolge funzioni di *supporto e collegamento*.

Le proprietà del collagene derivano dagli *aminoacidi specifici* presenti nella sua struttura e dalle interazioni particolari che si instaurano tra le catene che lo costituiscono. *L'unità fondamentale* è la *molecola di tropocollagene* formata dall'avvolgimento di tre catene, denominate *catene α* , che si organizzano in una *superelica destrorsa*, mentre ogni singolo filamento si organizza in una *superelica sinestrosa*.

Le molecole di tropocollagene sono stabilizzate da legami a idrogeno, legami ionici e reticolazioni intercatena (cross links), che uniscono le tre catene α in una *superelica*. Grazie a questi legami, il tropocollagene si unisce per formare le *microfibrille*, che si aggregano in *fibrille di collagene* dove queste rappresentano la loro tipica configurazione ondulata nello stato non deformato. Le fibrille, a loro volta, si uniscono a formare *fibre di collagene*, le quali si organizzano in fasci secondari e terziari, dando origine al tendine o al legamento vero e proprio (Figura 17).

La struttura delle singole catene è composta da *oltre 1400 aminoacidi* ed è caratterizzata dalla frequente ripetizione di triplette di sequenza: la *glicina* (Gly), grazie alle sue piccole dimensioni, si inserisce perfettamente all'interno della tripla elica, mentre la *prolina* (Pro) e l'*idrossiprolina* (Hyp) favoriscono il caratteristico avvolgimento a spirale delle catene. [16][18][19][22]

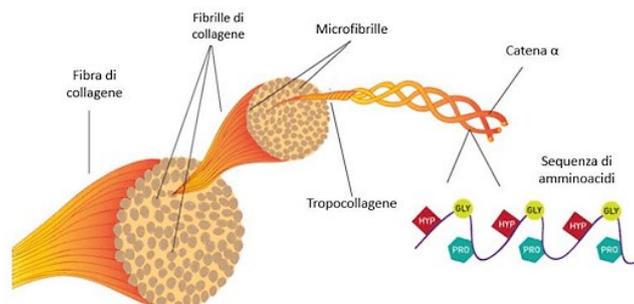


Figura 17: struttura delle fibre di collagene

Esistono vari tipi di collagene, tra cui il più abbondante nei legamenti è quello di *tipo I* che costituisce il 95% del peso a secco e si distingue per conferire maggiore *rigidità* ai tessuti. Sono presenti anche altri tipi di collagene, tra cui collagene di *tipo III e V*, che costituiscono il 3% del peso a secco. ^[19]

L'*elastina*, estremamente flessibile, è un'altra proteina abbondante nei tessuti molli. Ha come precursore la *tropoelastina*, che presenta due principali tipi di domini: i domini idrofili, composti principalmente da *lisina* (Lys) e *alanina* (Ala), e i domini idrofobi, costituiti da *valina* (Val), *prolina* (Pro) e *glicina* (Gly). Inoltre, contiene amminoacidi speciali come la *desmosina*, l'*iso-desmosina* e la *lisino-norleucina*, che sono particolarmente adatti per la reticolazione, un processo fondamentale per conferire all'*elastina* le sue caratteristiche elastiche.

Lo scheletro di questa proteina adotta una *conformazione spiraliforme disordinata* (random coil), simile a quella di una molla. Questa struttura, insieme ai numerosi legami reticolari, conferisce alle fibre di elastina la capacità di estendersi sotto tensione e di ritornare alla loro posizione originale una volta cessata la sollecitazione (Figura 18). Inoltre, l'intrecciamento con le fibrille di collagene, che possiedono un'elevata resistenza alla trazione, *limita la deformazione*, prevenendo così la lacerazione dei tessuti. ^{[16][18]}

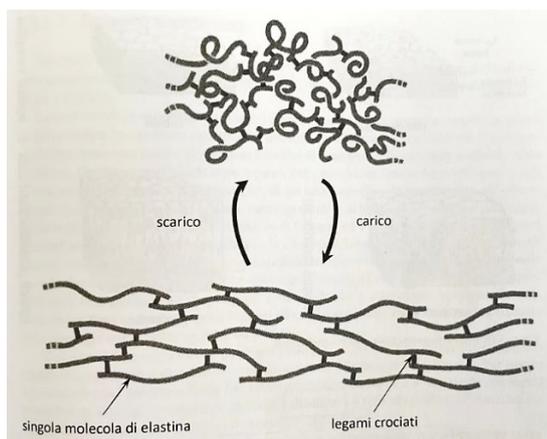


Figura 18: avvolgimento random coil responsabile del comportamento elastico dell'elastina ^[18]

La sostanza di fondo: i glicosamminoglicani e i proteoglicani

La sostanza di fondo è un *gel viscoelastico, incolore, trasparente e uniforme*, contribuisce alla rigidità a compressione e unisce lo spazio vuoto tra le cellule e le fibre del tessuto connettivo grazie alla soluzione elettrolitica acquosa. [17][22]

È composta dai *proteoglicani (PGs)* e dai *glicosamminoglicani (GAGs)*.

I PGs sono una classe di glicoproteine coinvolte nella *riparazione e nell'organizzazione tridimensionale* del tessuto. Le loro componenti glucidiche sono rappresentate dai GAGs ed influiscono sull'idratazione, la dimensione del diametro delle fibre di collagene, la rigidità e le proprietà viscoelastiche del tessuto.

I PGs sono costituiti da un *asse proteico* al quale sono legate covalentemente numerose catene di GAGs, che rappresentano circa il 90% della loro struttura. I GAGs, a loro volta, sono lunghe catene costituite da un elevato numero di unità disaccaridiche, idrofiliche e capaci di legarsi facilmente con molecole d'acqua, il che provoca "rigonfiamento" della molecola di GAGs.

Tutta questa struttura si organizza attorno ad un asse centrale costituito da acido ialuronico (Figura 19). [19][22][25][26]

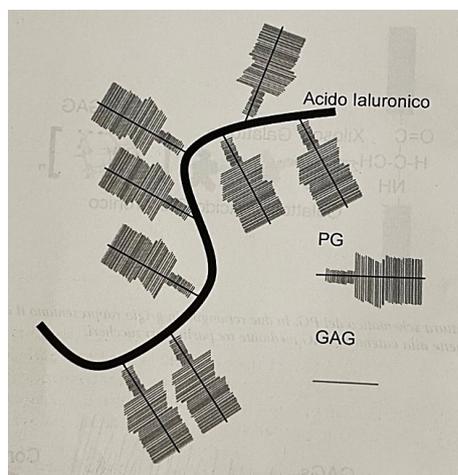


Figura 19: struttura PGs e GAGs [16]

Alla luce di tutto ciò, l'ECM si può considerare come un *materiale composito rinforzato con fibre*, composto da fibre di collagene che conferiscono la caratteristica risposta anisotropa. Dato che gli elementi del collagene sono caratterizzati da una rigidità maggiore rispetto alla sostanza di fondo, essi sono responsabili del comportamento in trazione dei tessuti connettivi

molli. Al contrario, le proprietà a compressione dei tessuti connettivi molli sono in parte garantite dai PGs, che resistono alla compressione grazie alla repulsione tra i GAGs a causa delle loro cariche negative. [22]

La componente cellulare: i fibroblasti

I *fibroblasti*, noti anche come tenociti, sono le cellule predominanti nei legamenti.

Presentano una *forma fusiforme* e sono allineati in colonne lungo la direzione delle fibre di collagene; se osservati in sezione trasversale, appaiono come strutture a forma di stella tra i fasci di collagene.

Queste cellule secernono i componenti che costituiscono la matrice extracellulare ed inoltre ne contribuiscono nell'organizzazione, poiché l'orientamento del loro citoscheletro determina l'orientamento della matrice che producono. [16]

3.2 Proprietà meccaniche del tessuto legamentoso

Le proprietà meccaniche dei legamenti, grazie ad una maggiore concentrazione di fibre di elastina conferiscono loro una *maggiore flessibilità e capacità di deformarsi*. Questa caratteristica è fondamentale per permettere ai legamenti di sopportare gli allungamenti necessari durante i movimenti naturali delle ossa. [19]

Elasticità non lineare

Una delle caratteristiche meccaniche più rilevanti di questa tipologia di tessuto è il loro *comportamento elastico non lineare*.

Come illustrato nella Figura 20, attraverso una prova di trazione monoassiale, questo comportamento si articola in diverse fasi, ciascuna delle quali corrisponde a specifici e distinti cambiamenti nella struttura interna del tessuto. [16][19]

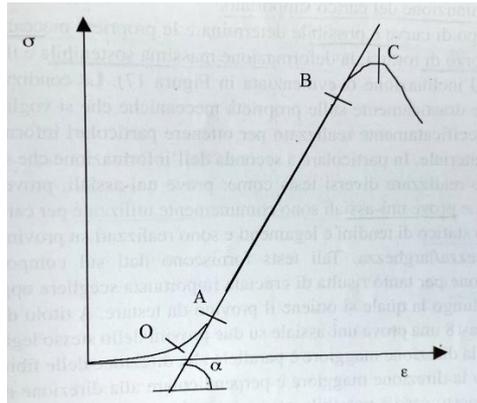


Figura 20: curva sforzo-deformazione del legamento ^[16]

Distinguiamo 5 parti differenti della curva:

- dall'origine fino al punto O, si osserva un tratto in cui l'aumento della deformazione non provoca un incremento significativo del carico. Questa fase di carico è determinata principalmente dall'elastina e da un progressivo *riallineamento delle fibre e delle fibrille di collagene* nella direzione del carico applicato, fenomeno noto come reclutamento;
- nel tratto che va da O ad A, il carico aumenta esponenzialmente con l'allungamento. Questo segmento, noto come "*toe region*", corrisponde ai valori di sforzo e di deformazione che si verificano nel legamento durante il normale funzionamento. In questa fase, le fibre di collagene entrano progressivamente in azione: alcune sono già completamente distese e in grado di trasmettere il carico, mentre altre rimangono parzialmente avvolte. Al punto A, i legamenti inter e intra-fibrillari man mano vengono reclutati e tutte le fibre sono attivamente coinvolte e allineate lungo la direzione del carico applicato;
- nel tratto compreso tra i punti A e B, la *relazione tra sforzo e deformazione diventa quasi lineare*. L'inclinazione α della retta tangente a questa curva rappresenta il modulo elastico, che esprime la proporzionalità tra sforzo e deformazione in questa fase lineare (noto anche come *modulo elastico tangente o Modulo di Young*);
- nel tratto da B a C, il comportamento diventa localmente non lineare. In un test fino a rottura, si può ipotizzare che la ridotta capacità del legamento di sopportare ulteriori incrementi di forza, in risposta a un aumento dello stress, sia causata da un *progressivo danneggiamento delle fibrille di collagene e dei proteoglicani*;
- il punto C segna la *rottura* del legamento, caratterizzata da una riduzione del carico sostenuto. ^[16]

Queste curve permettono di determinare le proprietà meccaniche del tessuto, come lo *sforzo di rottura* (MPa), la *deformazione massima sostenibile* (%) e il *modulo elastico tangente* (MPa) (Tabella 1). ^[16]

Riferimento	Tipo campione	Modulo elastico tangente (MPa)	Sforzo a rottura (MPa)	Deformazione a rottura (%)
Quapp and Weiss, 1998	Legamento collaterale mediale umano	332.2+-58.3	38.6+-4.8	17.1+-1.5
Woo et al., 1990	Legamento collaterale mediale di coniglio	740+-90	77.7+-1.9	12.9+-1.2
Race e Amis, 1994	Legamento collaterale posteriore umano	248+-119	35.9+-15.2	18.0+-5.3
Woo et al., 1986	Legamento crociato anteriore di coniglio	516+-64	62.3+-5.2	12.5+-1.5
Butler et al., 1986	Legamento crociato anteriore umano	345.0+-22.4	36.4+-2.5	15.0+-0.8
Butler et al., 1986	Tendine patellare umano	643.1+-53.0	68.5+-6.0	13.5+-0.7
Gibbons et al., 1991	Tendine patellare porcino	1939.1+-435.9	126.8+-20.8	15.2+-3.9

Tabella 1: proprietà meccaniche di legamenti e tendini ^[16]

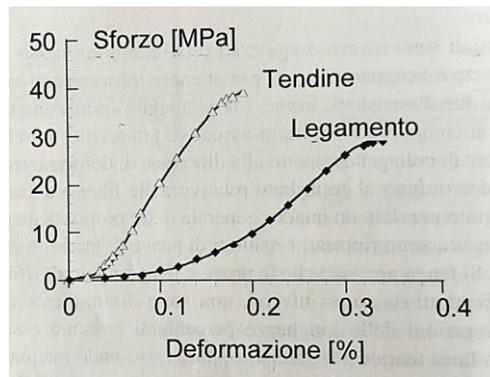


Figura 21: curva sforzo/deformazione del tendine patellare e del legamento crociato anteriore ^[16]

Come evidenziato nella Tabella 1 e nella Figura 21, i valori del modulo elastico risultano inferiori nei legamenti rispetto ai tendini poiché i tendini presentano uno sforzo a rottura più elevato rispetto ai legamenti. Questo comportamento è dovuto al fatto che i tendini contengono una quantità maggiore di collagene rispetto ai legamenti e questa superiore quantità di matrice fibrosa conferisce ai tendini migliori proprietà meccaniche. ^[16]

Grazie alla curva sforzo-deformazione possiamo osservare che la *deformazione elastica lineare del legamento può essere pari al 20-40%* (invece nel tendine questo valore si limita al 2-5% circa) e le *deformazioni di rottura possono raggiungere fino al 60%*. Naturalmente questi valori variano a seconda della specie, della storia e dell'età del donatore e delle procedure dei test. Ad influire sulla risposta meccanica dei legamenti è la velocità di deformazione, cioè in caso di deformazioni rapide è caratterizzata da elevati valori di rigidità e tensione, mentre per quanto riguarda le deformazioni più lente, la tensione sarà minore. ^{[19][23]}

Viscoelasticità

Un'altra proprietà importante è la *viscoelasticità*, ossia la risposta meccanica del materiale è tempo dipendente e risulta influenzato dalla velocità di carico. In altre parole, se il carico viene applicato su un materiale per un periodo prolungato, il materiale può mostrare deformazioni continue e graduali causate da un riassetto della sua struttura interna. Si evidenziano quindi due fenomeni principali: creep e rilassamento. ^[24]

Il *fenomeno del creep* valuta la deformazione di un campione di legamento sottoposto a un carico costante per un certo periodo, seguito da una rimozione improvvisa del carico (Figura 22).

All'applicazione del carico si mostra subito un allungamento istantaneo dovuto alla risposta elastica del materiale. Quando il carico viene mantenuto nel tempo si nota un progressivo aumento della deformazione, detta creep attivo. Alla rimozione del carico si ha un parziale recupero elastico, seguito da un graduale recupero della forma originale, detta creep passivo. Questo avviene perché, essendo un tessuto viscoso, richiede del tempo per completare i processi di rilassamento e riorganizzazione del tessuto. ^{[16][17][24]}

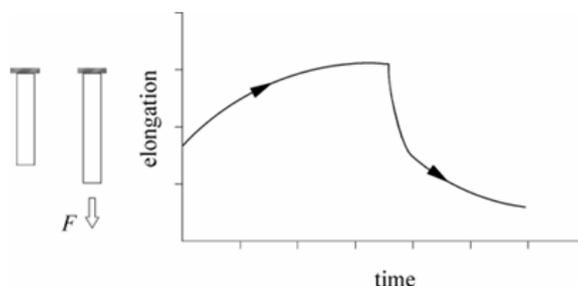


Figura 22: fenomeno del creep ^[24]

Il *fenomeno del rilassamento* si manifesta inizialmente con un allungamento rapido, che viene successivamente mantenuto costante nel tempo (Figura 23).

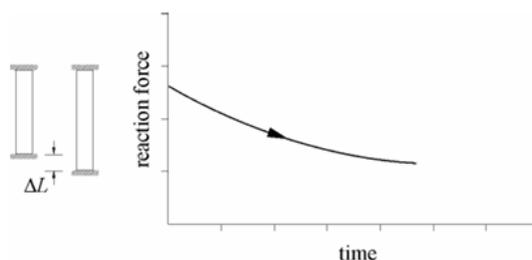


Figura 23: fenomeno del rilassamento ^[24]

Anisotropia

Infine, il tessuto legamentoso è anche *anisotropo*, il che significa che risponde in modo differente a seconda della direzione della sollecitazione meccanica a cui viene sottoposto. In altre parole, se il tessuto legamentoso viene sollecitato lungo una direzione di principale

sviluppo delle fibre mostrerà una certa risposta meccanica, mentre sotto una direzione perpendicolare allo sviluppo delle fibre ne avrà una differente. [17]

3.3 Il legamento crociato anteriore e le proprietà meccaniche (alcuni studi)

Il LCA è attaccato medialmente alla tibia e si inserisce alla superficie postero-mediale del condilo femorale laterale, passando posteriormente e lateralmente. È una banda densa di tessuto connettivo con una lunghezza di circa 38 mm e lo spessore medio di 11 mm, in un adulto. Ha un ruolo principale nella propriocezione e nella stabilizzazione meccanica. Come stabilizzatore, limita sia la traslazione anteriore della tibia, previene l'iperestensione, limita la rotazione mediale e laterale, e gli stress in varo e valgo. [30][33]

Può essere diviso in due fasci: il *fascio anteromediale (AM)* e il *fascio posterolaterale (PL)*. Questi due fasci del legamento crociato anteriore si avvolgono a spirale e si allargano a ventaglio sul condilo femorale. (Figura 24)

Il fascio anteromediale è *teso in flessione e rilassato in estensione* ed è principalmente responsabile della limitazione della traslazione anteriore della tibia.

Il fascio posterolaterale è *teso in estensione e rilassato in flessione* e stabilizza il ginocchio a pochi gradi dall'estensione completa, in particolare contro i carichi rotazionali.

In estensione, entrambi i fasci sono paralleli, mentre in flessione si incrociano. [30]

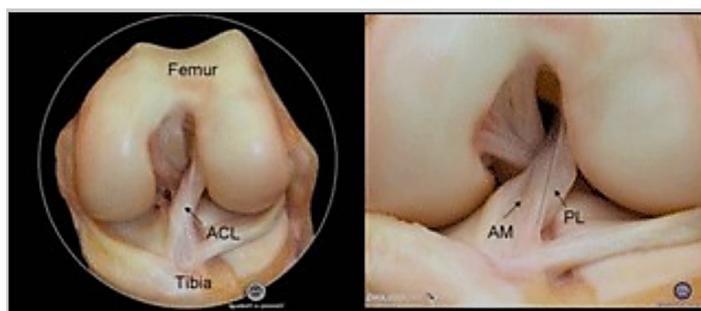


Figura 24: Fascio anteromediale e fascio posterolaterale

Nei test di trazione, il fatto che i fasci di fibre sono di lunghezze diverse e sono collegati all'osso in più punti, rende difficile applicare un carico uniforme su tutto il legamento. Per questo motivo, il complesso femore-LCA-tibia (FATC) viene testato in due orientamenti differenti (Figura 25):

- *orientamento anatomico*, dove il legamento viene testato mantenendo la sua posizione naturale e i suoi angoli normali rispetto alle ossa (femore e tibia), applicando il carico lungo l'asse naturale del LCA;
- *orientamento tibiale*, il carico è applicato lungo le inserzioni tibiale e femorale, ignorando l'allineamento naturale del LCA. [31]

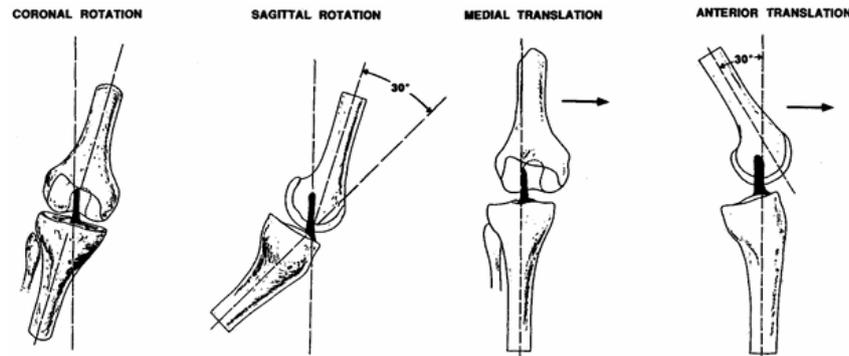


Figura 25: i primi due da sinistra sono orientati anatomicamente; gli altri due sono ad orientamento tibiale

[31]

In uno studio condotto da *Takeda et al. (1994)*, sono state testate 27 coppie di FATC prelevati da cadaveri di età compresa tra i 22-35 anni. I campioni sono stati sottoposti a prove di trazione con un angolo di flessione del ginocchio di 30°, assegnando casualmente un ginocchio di ogni coppia al test in orientamento anatomico e l'altro al test in orientamento tibiale. Nel gruppo di età 22-35 anni, i valori di rigidità, carico massimo ed energia assorbita al cedimento nell'orientazione anatomica sono risultati rispettivamente di 242 ± 28 N/mm, 2.160 ± 157 N e $11,6 \pm 1,7$ Nm. In confronto, nell'orientazione tibiale, questi valori erano significativamente più bassi: 218 ± 27 N/mm, 1.602 ± 167 N e $8,3 \pm 2,0$ Nm. Questi risultati mostrano che, testando il legamento nell'orientamento anatomico, esso risulta più resistente, più rigido e capace di assorbire una maggiore quantità di energia prima di rompersi rispetto all'orientamento tibiale. Ciò è dovuto al fatto che nella posizione anatomica una porzione maggiore delle fibre del legamento viene caricata simultaneamente, permettendo una distribuzione più efficace delle forze (Figura 26). [31]

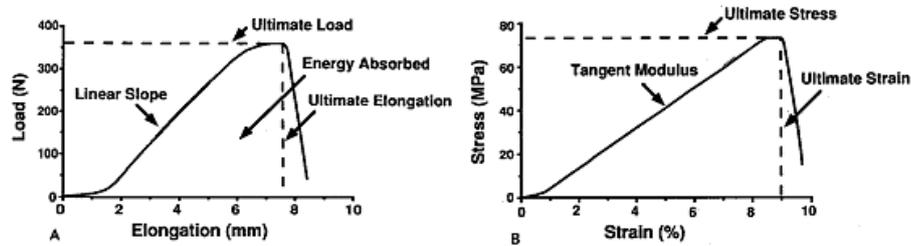


Figura 46: A: proprietà strutturali del complesso osso-legamento-osso. Allungamento sotto carico. B: proprietà meccaniche della sostanza legamentosa. Curve sforzo-deformazione.

Infine, nello studio condotto da Jones *et al.* (1995), sono stati analizzati 28 campioni di LCA umano prelevati da cadaveri. I campioni, provenienti da donatori con un'età media di 67 anni e un peso medio di 75 kg, sono stati suddivisi in due gruppi di età: 40-60 anni e oltre 60 anni. I campioni con evidenza di patologie o interventi chirurgici pregressi al ginocchio sono stati esclusi dall'analisi. I campioni sono stati sottoposti a test meccanici utilizzando una macchina universale di prova Hounsfield H25KM, con velocità di carico di 50 e 500 mm/min e con l'articolazione del ginocchio posizionata a tre diversi angoli di flessione: 0°, 10° e 30°, applicando un carico pari a 0,5 volte il peso corporeo. Tali tests hanno permesso di determinare la rigidità del legamento a varie velocità e angoli di flessione. Successivamente, i campioni sono stati sottoposti a test di trazione fino a rottura a 500 mm/min e con l'articolazione in flessione a 30°, per valutarne le caratteristiche di resistenza. Dai test condotti con carichi moderati (0,5 volte il peso corporeo), non sono emerse differenze significative nella rigidità del LCA in funzione della velocità di deformazione o dell'angolo di flessione. Tuttavia, nei test di rottura, sono state osservate differenze importanti: nei campioni del gruppo di età avanzata, sette sono falliti a causa di avulsioni ossee, mentre negli altri si sono verificate lacerazioni all'interno della sostanza del legamento. Tra i gruppi di età non sono emerse differenze significative nelle proprietà meccaniche, fatta eccezione per il coefficiente di resistenza (definito come il valore ultimo a rottura diviso per l'indice di massa corporea), che ha mostrato una differenza significativa ($P = 0,0436$). Inoltre, è stato rilevato che le avulsioni ossee presentavano una resistenza significativamente inferiore rispetto alle lacerazioni della sostanza del legamento ($P < 0,0001$). È emersa anche una correlazione significativa tra il peso corporeo e il carico massimo di rottura ($P < 0,001$). Sebbene nei test con carichi moderati la velocità di deformazione non abbia influenzato la rigidità del legamento, l'impiego di carichi e velocità maggiori potrebbe rivelare ulteriori dettagli sulla risposta meccanica del LCA.

Infine, l'influenza dell'età e del peso corporeo sulle proprietà meccaniche del legamento è risultata evidente, sottolineando l'importanza di considerare tali fattori nei modelli biomeccanici (Tabella 2). [32]

Gruppo	Rigidità (N/mm)		
	Basso	Medio	Alto
1. 40-60	64.13 (16.80)	124.15 (25.12)	119.30 (31.97)
2. > 60 MS	65.92 (22.76)	118.62 (33.50)	121.30 (40.89)
3. > 60 BA	46.45 (25.80)	75.01 (19.48)	-

Tabella 2: media della rigidità del LCA nei range di carico basso, medio e alto per i gruppi di mezza età, anziani (lacerazione nella sostanza) e anziani (avulsione ossea) (500 mm/min, 30°)

3.4 Meccanismo di lesione del LCA nello sci alpino

Epidemiologia

Secondo il rapporto della Federazione Internazionale Sci (FIS), lo sci alpino presenta un elevato tasso di infortuni, che varia tra il 23,5% e il 36,7% per stagione. Gli studi epidemiologici indicano che è molto probabile subire lesioni agli arti inferiori, come strappi dei legamenti o dei muscoli, fratture tibiali e distorsioni della caviglia. Tra queste lesioni, la lesione del LCA è la più frequente.

Uno studio sulle tendenze degli infortuni nello sci alpino nel Vermont (Stati Uniti), tra il 1972 e il 1994, ha osservato che le distorsioni del ginocchio di grado I (fibre si allungano senza rompersi, mantenendo stabile l'articolazione) e II (fibre hanno subito una torsione e uno strappo parziale; il ginocchio inizia a gonfiarsi e può verificarsi una perdita di stabilità o un cedimento durante l'esercizio fisico), che di solito coinvolgono il legamento collaterale mediale sono diminuite del 67%. Sempre nello stesso periodo, le distorsioni gravi di grado III (legamento completamente strappato e non riesce più a controllare il movimento dell'articolazione), che di solito coinvolgono il LCA, sono incrementate significativamente.

[19][21][27]

Cause

Le cause più comuni di lesione al LCA nello sci alpino sono:

- *valgo-extrarotazione della gamba*: durante la caduta in avanti, quando il bordo mediale dello sci tocca la neve, lo sciatore viene spinto in avanti e la gamba inferiore ruota verso l'esterno rispetto alla coscia (Figura 27).

Questo provoca l'abduzione e la rotazione esterna della tibia, portando ad una forza in valgo attorno al ginocchio. Solitamente si lesiona il legamento collaterale mediale e una concomitante distorsione del LCA. In circa il 20% dei casi, si danneggia anche il LCA; [21][34]

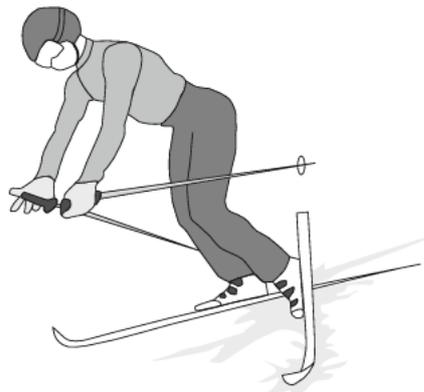


Figura 27: il meccanismo di lesione del ginocchio da rotazione esterna in valgo nello sci [21]

- *rotazione interna in flessione* (“*meccanismo di lesione del Piede Fantasma*”): in questa tipologia di infortunio lo sciatore perde l'equilibrio e si sposta all'indietro eccessivamente (Figura 28). La flessione profonda del ginocchio implica che le anche si trovino al di sotto del livello delle ginocchia e con il busto rivolto verso lo sci in discesa. Lo sci in salita non sopporta il peso corporeo, mentre invece è distribuito prevalentemente sul bordo interno dello sci in discesa. Il braccio corrispondente alla salita è mantenuto all'indietro, lontano dalla neve. Questo meccanismo determina una brusca rotazione interna del ginocchio, che si trova in una posizione di iperflessione, provocando una lesione del LCA della gamba in discesa.

Questo movimento è stato definito come "meccanismo di lesione del piede fantasma", poiché è collegato alla parte posteriore dello sci che sporge e porta a lesioni dannose. Si ritiene che questo tipo di lesione sia il modo più comune in cui avvengono le lesioni del LCA nello sci alpino moderno. [21]



Figura 28: il meccanismo di lesione del ginocchio con rotazione interna in flessione [21]

- *meccanismo del cassetto anteriore indotto dallo scarpone*: si verifica quando la parte superiore dello scarpone da sci spinge la tibia in avanti, generando una forza anteriore rispetto al femore, provocando una "manovra del cassetto anteriore" che può provocare la rottura del LCA. Questo tipo di lesione avviene spesso durante atterraggi violenti dopo un salto, specialmente negli sciatori che perdono l'equilibrio. [21]

Fattori di rischio

- *Fattori di rischio degli atleti*: si è dimostrato che una lesione al LCA può essere dovuta da una *ridotta forza del core* a causa di un rapporto non ottimale tra la forza di flessione e la forza di estensione del tronco, influenzando la stabilità e la performance. [28]

Le *donne* presentano un rischio maggiore di lesione rispetto agli uomini. L'ipotesi più accreditata è il maggiore valgo anatomico del ginocchio (circa 170° nella donna e circa 175° nell'uomo) poiché per motivi di gestazione e di parto presenta un bacino più largo rispetto all'uomo e questo condiziona l'asse del femore. Di conseguenza, una grande forza, di solito determinata dal peso del corpo in caduta da un salto, si scarica in maniera non equilibrata sul ginocchio. [29]

Non ci sono molti studi per affermare che questo sia un rischio di lesione al LCA, ma anche la *coordinazione non adeguata della contrazione dei muscoli posteriori della coscia e dei quadricipiti* si trova tra i fattori di rischio. [28]

La *fatica* è stata riconosciuta come un fattore di rischio specialmente nella fase finale di una gara, quando l'affaticamento è più pronunciato. [28]

La *tecnica e le tattiche*, secondo alcune analisi video, si è notato come gli sciatori fossero spesso fuori equilibrio e commettevano errori tattici. Il meccanismo di atterraggio con il peso indietro è stato preceduto da una tecnica di salto scadente ed errori tattici. [28]

- *Fattori di rischio legati all'attrezzatura*: fattori come il *raggio di curvatura* e la *lunghezza degli sci*, la *rigidità degli scarponi* e la *configurazione degli attacchi* influenzano significativamente il rischio di lesioni al LCA. Una riduzione del raggio di curvatura degli sci aumenta la difficoltà nel controllarli, specialmente in situazioni di potenziale infortunio. Anche la *velocità* dello sciatore, in combinazione con i salti, accresce il rischio di lesioni. Sebbene la Federazione Internazionale Sci (FIS) abbia modificato i regolamenti sugli sci nel tentativo di ridurre gli infortuni, non è stato riscontrato un impatto significativo sulle lesioni al LCA. Gli scarponi rigidi e la forza elevata del quadricipite durante l'atterraggio con il peso arretrato sono associati a un aumento del carico sul LCA, ma ridurre la rigidità potrebbe compromettere le prestazioni. Anche gli attacchi, che dovrebbero rilasciare lo sci in caso di carichi pericolosi, possono fallire nel prevenire gli infortuni, come dimostrato nei casi di lesioni legate a meccanismi di rotazione interna. [28]
- *Fattori di rischio ambientali*: come le *condizioni della neve*, la *velocità* e la *configurazione del tracciato*. Gli allenatori indicano che *condizioni irregolari della neve*, *sezioni di pista impegnative*, *scarsa visibilità* e *neve particolarmente dura* aumentano il rischio di lesioni al LCA. [28]

CAPITOLO 4: PREVENZIONE E RECUPERO

Considerate le proprietà meccaniche del legamento e le cause della rottura del LCA nello sci alpino descritte nel capitolo precedente, è importante adottare misure preventive mirate a ridurre al minimo i rischi, oltre a seguire un percorso di recupero adeguato per gli atleti che subiscono questo tipo di infortunio.

La prevenzione, attraverso un allenamento specifico e l'applicazione di tecniche corrette, costituisce il punto di partenza per proteggere l'integrità del legamento. Il recupero, invece,

richiede un approccio multidisciplinare che comprenda fisioterapia, riabilitazione funzionale e un graduale ritorno all'attività sportiva.

4.1 La prevenzione

Un programma di prevenzione dagli infortuni del LCA è preferibile *durante la pre-stagione* (circa 6 settimane prima), insieme ad un *programma di mantenimento* durante la stagione.

^[36] La maggior parte degli studi di Trent Nessler et al (2017) afferma che 20-30 minuti dell'allenamento dedicati ad un programma di prevenzione abbia una maggiore incidenza nella diminuzione del rischio di infortunio. ^[39]

Questi programmi di prevenzione includono ^[39]:

- la *pliomatria*, focalizzata sulla tecnica appropriata e sulla meccanica corporea, contribuisce soprattutto a ridurre il rischio di infortuni gravi al LCA;
- *l'allenamento neuromuscolare* ha l'obiettivo di migliorare la capacità di attivare schemi muscolari ottimali, incrementare la stabilità dinamica delle articolazioni e perfezionare i movimenti e le abilità richieste negli sport. Questo tipo di allenamento può comprendere esercizi di equilibrio, attività propriocettive su tavole instabili, esercizi di stabilità su una gamba, attività mirate alla stabilità articolare dinamica, allenamento ai salti, esercizi pliometrici, drill di agilità ed esercizi specifici per la disciplina sportiva. Queste tecniche di allenamento propriocettivo e di equilibrio possono contribuire a migliorare il controllo posturale e ridurre le asimmetrie laterali degli arti inferiori;
- *l'allenamento di forza* tra i più efficaci nella riduzione degli infortuni al LCA. Tuttavia, l'allenamento di forza da solo potrebbe non essere sufficiente per prevenire tali lesioni. Alcuni programmi hanno dimostrato di ridurre il rischio di infortuni al LCA anche senza l'inclusione di esercizi di forza. L'allenamento di resistenza può contribuire alla prevenzione delle lesioni al LCA se integrato con altri componenti di allenamento.

Ad esempio, i muscoli ischiocrurali sono fondamentali in un allenamento di forza perché prevengono la traslazione anteriore della tibia e fungono da agonisti del LCA. Un esercizio eccentrico che si è rivelato efficace è il russian hamstring curl, utile per aumentare il rapporto tra i muscoli ischiocrurali e il quadricipite. La forza del grande e medio gluteo è importante per ridurre la rotazione femorale e il valgismo del ginocchio durante l'atterraggio, i cambi di direzione o i tagli. Gli esercizi che possono essere proposti sono lo squat monopodalico o gli stacchi da terra a gamba singola. Anche la

forza del core, compresi esercizi di propriocezione e la correzione angolare laterale del tronco sono essenziali in un programma di prevenzione. Tra gli esercizi consigliati esiste ad esempio il plank in tutte le sue varianti. [30]

Oltre a questi tipo di allenamenti di prevenzione che si concentrano sui fattori di rischio intrinseci, sarebbe consigliato che tutti gli atleti vengano educati anche sui fattori di rischio estrinseci modificabili, per esempio la scelta ottimale della superficie su cui allenarsi. [30]

4.2 Il recupero

Dopo la ricostruzione chirurgica del LCA la guarigione si sviluppa in tre fasi principali che, attraverso studi sugli animali e sugli esseri umani, sono fondamentali per il ripristino della funzionalità del legamento. [40]

La *fase iniziale di guarigione*, che dura fino alla quarta settimana post-operatoria, è caratterizzata dalla necrosi centrale dell'innesto e da ipocellularità, con un accumulo di cellule provenienti dal liquido sinoviale e dal moncone del LCA nella periferia dell'innesto. La necrosi può compromettere la ri-vascularizzazione e favorire la formazione di un tessuto granulare temporaneo. Sebbene inizi la disintegrazione delle fibrille di collagene, la struttura generale e il modello di ondulazione del collagene rimangono intatti, rallentando il declino delle proprietà meccaniche. In questa fase critica della guarigione, una fissazione meccanica adeguata è essenziale per evitare il distacco dell'innesto. [40]

La *fase proliferativa*, che va dalla quarta alla dodicesima settimana post-operatoria, è caratterizzata da intensa attività cellulare e cambiamenti significativi nella matrice extracellulare. La necrosi dell'innesto rilascia fattori di crescita che stimolano la migrazione cellulare e la sintesi della matrice. Aumenta la densità di fibroblasti, noti come miofibroblasti, fondamentali per ripristinare la tensione del legamento. La ri-vascularizzazione inizia alla quarta settimana, ma le proprietà meccaniche dell'innesto raggiungono il punto più debole tra la sesta e l'ottava settimana a causa dell'aumento della ri-vascularizzazione, della perdita dell'orientamento del collagene e della riduzione della densità delle fibrille di collagene. La sintesi di collagene di tipo III, meno resistente rispetto al tipo I, contribuisce alla mancata restaurazione completa della resistenza meccanica del LCA. [40]

La *fase di legamentizzazione* inizia 12 settimane dopo la ricostruzione, con un rimodellamento progressivo dell'innesto verso le caratteristiche morfologiche e meccaniche dell'LCA intatto. Studi su animali indicano che la cellularità dell'innesto ritorna ai livelli normali tra i 3 e i 6 mesi, mentre la vascolarizzazione e l'organizzazione delle fibrille di collagene si stabilizzano tra i 6 e i 12 mesi. Tuttavia, la struttura del collagene e il suo allineamento, alterati nella fase proliferativa, vengono parzialmente ripristinati. Sebbene le proprietà meccaniche dell'articolazione del ginocchio migliorino significativamente, raggiungendo il massimo a un anno dall'intervento, le proprietà strutturali dell'innesto non superano il 50-60% di quelle dell'LCA sano. Gli studi umani mostrano un rimodellamento più prolungato e efficace rispetto ai modelli animali. [40]

Proprio per questo, il percorso riabilitativo è suddiviso in fasi, *prima fase (o Early Stage)*, *seconda fase (o Mid Stage)*, *terza fase (o Late Stage)* e la *quarta fase (o fase di ritorno allo sport)*, ognuna con determinati obiettivi. [30]

Prima fase o Early Stage

È la fase che inizia subito dopo l'intervento chirurgico e il termine è previsto entro le prime 6 settimane riabilitative ed è la fase a carico del fisioterapista.

Questo intervallo di tempo si può suddividere in:

- *immediato post-operatorio* (0-2 settimane): dove ci dovrà essere un maggior controllo sul gonfiore, si dovrà verificare un ripristino del ROM e l'attivazione del quadricipite;
- *post-operatorio tardivo* (2-6 settimane): l'obiettivo principale è quello del recupero completo del ROM, soprattutto in estensione, allenamento ad un corretto schema del passo e la ripresa della forza muscolare. [30]

L'atleta, per poter accedere alla seconda fase, l'articolazione femoro-rotulea deve presentare una mobilità normale, dove *l'estensione deve essere di almeno 0° e la flessione di 120/130°*. Questo recupero immediato del ROM, con l'attenzione rivolta verso l'estensione completa, stimola l'omeostasi della cartilagine, previene problemi femororotulei, alterazioni dello schema del passo e atrofia del quadricipite. Inoltre, deve essere in grado di *reclutare efficacemente il muscolo quadricipite*. [30][38]

Possono essere introdotti *esercizi isometrici, isotonici e isocinetici* senza causare danni per aumentare la forza del quadricipite e degli ischiocrurali. [38] Le contrazioni eccentriche/concentriche preferibilmente dalla 3-4^a settimana. [30]

Alcuni esempi di esercizi proposti dal fisioterapista [30]:

Recupero dell'estensione



Wall Slide: recupero della flessione



Anche la *perdita della propriocezione* è una conseguenza comune delle lesioni del LCA, e il training neuromuscolare riveste un ruolo fondamentale nel recupero funzionale post-operatorio. Include il riprendere a camminare il prima possibile senza stampelle, praticando

esercizi semplici e graduali con un carico minimo. Sono previsti anche esercizi per migliorare l'equilibrio, sia statico che dinamico. [38]

Seconda fase o Mid Stage

Sono da prendere in considerazione tre elementi fondamentali, come la *forza muscolare*, la *qualità del movimento* e il *fitness cardio-respiratorio*.

Ma l'obiettivo principale di questa fase è il *ripristino della forza dei muscoli estensori del ginocchio*, i quadricipiti. In questa fase entra anche la figura del chinesiologo. [30]

La forza muscolare degli stabilizzatori del ginocchio sarà potenziata tramite esercizi *a catena cinetica chiusa (CC)* e *aperta (OC)*, che costituiscono la base per un allenamento funzionale specifico per lo sport. [38]

Alcuni esercizi per il miglioramento della qualità del quadricipite [30]:

Esercizi di forza isolata (lex extension)



Esercizi di forza funzionale (squat nelle sue varianti, in base alla tolleranza dell'atleta)



Esercizi di forza funzionale (step up)



Terza fase o Late Stage

Il controllo neuromuscolare può essere ulteriormente migliorato aumentando progressivamente *l'allenamento dell'equilibrio*, integrando *esercizi pliometrici* e *attività sempre più mirate per lo sport specifico*. [30][38]

Gli esercizi pliometrici prevedono un ciclo di allungamento-accorciamento del muscolo grazie all'uso di salti, balzi e/o slanci. Si tratta di movimenti rapidi ed esplosivi, ideali per sviluppare potenza e incrementare la massa muscolare, utilizzando i muscoli a contrazione rapida, che saranno fondamentali per aumentare la velocità e, per quanto interessa lo sport dello sci alpino, è fondamentale per rendere più fluide e veloci le curve sugli sci. [37]

Quarta fase o fase di ritorno allo sport

Il ritorno in campo di un atleta dovrebbe essere il risultato di una *decisione condivisa tra diverse figure professionali* che lo hanno seguito durante il lungo periodo post-operatorio, tra cui medico, fisioterapista, preparatore atletico e psicologo dello sport. Per garantire un ritorno in campo con un rischio ridotto di re-infortunio, sono necessari *più di 9 mesi di recupero*. Tornare prima di questo periodo comporta un rischio sette volte maggiore di subire una nuova lesione al LCA. [30]

Tra il 55% e il 65% degli atleti che subiscono un infortunio al LCA riescono a *tornare ai livelli di prestazione pre-infortunio*. L'età alla quale si verifica l'infortunio è un fattore determinante per i risultati a lungo termine, con esiti più favorevoli osservati negli sciatori più giovani. Il 19% degli sciatori che ha subito una ricostruzione del LCA ha riportato una nuova lesione allo stesso ginocchio, mentre il 31% ha subito una rottura bilaterale del legamento. Questi dati sottolineano l'importanza di eseguire valutazioni funzionali per

garantire un ritorno sicuro allo sport. Per gli sciatori d'élite, test funzionali predittivi del rischio di re-infortuni, che valutano asimmetrie tra gli arti, rapporti di forza tra ischiocrurali e quadricipiti, capacità di generare forza esplosiva, coattivazione muscolare e resistenza alla fatica, sono strumenti essenziali. Inoltre, la preparazione psicologica riveste un ruolo cruciale, poiché durante il passaggio dalla riabilitazione all'allenamento sulla neve gli sciatori possono essere esposti a decisioni rischiose. [28]

Studi osservazionali su sciatori alpini d'élite, sia con che senza ricostruzione del LCA, mostrano che deficit neuromuscolari persistono nonostante il ritorno allo sport. Questi includono un'aumentata asimmetria funzionale tra gli arti durante decollo e atterraggio nei salti verticali, una maggiore disparità di forza tra ischiocrurali e quadricipiti, e una riduzione dell'attività dei quadricipiti rispetto agli ischiocrurali in queste fasi. Le conseguenze del ritorno alle competizioni con questi deficit non sono ancora del tutto chiare, e non è noto se tali alterazioni siano caratteristiche degli sciatori con ricostruzione del LCA che riescono a tornare con successo. Tuttavia, la chirurgia per la riparazione del LCA e delle lesioni articolari del ginocchio correlate è comunemente ritenuta efficace nel garantire un esito favorevole per gli sciatori alpini. [28]

CONCLUSIONE

La rottura del legamento crociato anteriore (LCA) è uno degli infortuni più frequenti tra gli sciatori agonistici di sci alpino. Questa tesi ha esplorato in dettaglio la biomeccanica dello sci alpino e l'anatomia del ginocchio, con particolare attenzione alle proprietà meccaniche del LCA e ai meccanismi che ne causano la rottura. Si è dimostrato che la biomeccanica applicata allo sci alpino è importante per comprendere e migliorare la performance atletica, oltre a svolgere un ruolo centrale nella prevenzione degli infortuni. Attraverso l'analisi dei movimenti, delle forze e dell'interazione tra muscoli, ossa e articolazioni, è possibile ottimizzare i gesti tecnici essenziali dello sciatore. Ad esempio, l'analisi delle tre fasi di una curva mette in luce l'importanza di un corretto posizionamento del corpo e della gestione delle forze per eseguire una curva efficace e sicura. L'articolazione del ginocchio, anche se una struttura complessa, svolge un ruolo fondamentale nella locomozione e nel mantenimento della postura, offrendo stabilità e aiuta ad assorbire gli urti. La struttura del ginocchio comprende l'articolazione tibiofemorale e patellofemorale, i legamenti, i menischi, la capsula articolare, le borse e i muscoli associati, consentendo movimenti

complessi come la flessione-estensione e la rotazione, rendendolo cruciale non solo nello sci alpino, ma in tutte le attività fisiche. L'analisi del tessuto del LCA ha evidenziato la sua composizione principalmente di collagene di tipo I (90%), elastina (<5%) e sostanza di fondo (60%) che conferiscono resistenza e flessibilità, permettendo al LCA di sopportare carichi elevati e movimenti articolari complessi. Le componenti della matrice extracellulare permettono una risposta meccanica non lineare, anisotropa e viscoelastica, essenziali per assorbire e distribuire le forze durante le sollecitazioni. Gli studi sui test di trazione di Takeda et al. (1994) hanno dimostrato che il LCA è maggiormente resistente e rigido quando testato nel suo orientamento anatomico rispetto a quello tibiale, poiché un carico uniforme coinvolge una maggiore porzione di fibre, garantendo una distribuzione più efficace delle forze. Tuttavia, il legamento può cedere a causa di sollecitazioni eccessive, come evidenziato dagli studi di Jones et al. (1995) su modelli cadaverici. Le cause più comuni di rottura del LCA nello sci alpino sono legate a meccanismi biomeccanici specifici, tra cui il movimento di rotazione esterna in valgo e il "meccanismo del piede fantasma", che si verifica con una rotazione interna del ginocchio in iperflessione. Questi movimenti, associati a errori tecnici o condizioni sfavorevoli, mettono sotto stress il legamento fino al punto di rottura. L'allenamento preventivo, basato su esercizi di forza e neuromuscolari, è essenziale per ridurre i rischi di infortunio, mentre il recupero post-operatorio deve seguire un percorso strutturato in fasi, mirato a ristabilire mobilità, forza e propriocezione. Tuttavia, anche dopo una riabilitazione completa, le asimmetrie neuromuscolari possono persistere, aumentando il rischio di re-infortunio. In conclusione, nonostante la complessità e i lunghi tempi di recupero, gli sciatori che affrontano un infortunio al LCA possono ritornare a livelli di successo sportivo se il percorso riabilitativo viene eseguito seguendo tutte le fasi. La prevenzione resta però la parte più efficace per ridurre il rischio di tali infortuni, garantendo una carriera sportiva longeva e sicura.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Tung-Wu Lu*, Chu-Fen Chang, *Biomechanics of human movement and its clinical applications*, Kaohsiung Journal of Medical Sciences (2012) 28, S13eS25
- [2] Victoria L. Chester, PhD; Edmund N. Biden, DPhil; Maureen Tingley, PhD, *Gait Analysis*, 1 January 2005
- [3] Giovanni Legnani, Giacomo Plamieri, Irene Fassi, *Introduzione alla biomeccanica dello sport*, Novara, De Agostini Scuola Spa, 1^a edizione: marzo 2018
- [4] Pimpinella Luigi, *Biomeccanica dello sci alpino*, Tricase, Youcanprint Self-Publishing, 1^a edizione 2014
- [5] Mechanism of sport. Tratto da: https://www.mechanicsofsport.com/skiing/basic_mechanics.html
- [6] Sci alpino. Tratto da: https://it.wikipedia.org/wiki/Sci_alpino
- [7] Quali sono le discipline nelle gare di sci alpino. Tratto da: [https://www.salomon.com/it-it/alpine/alpine-advice/what-are-the-disciplines-alpine-ski-racing#:~:text=Lo%20sci%20alpino%20include%20sei,\(o%20parallelo\)%20e%20combinata](https://www.salomon.com/it-it/alpine/alpine-advice/what-are-the-disciplines-alpine-ski-racing#:~:text=Lo%20sci%20alpino%20include%20sei,(o%20parallelo)%20e%20combinata)
- [8] Giuseppe Anastasi et al., *Anatomia umana sistematica e funzionale – volume 1*, Peschiera Borromeo, Aziende Grafiche Printing, luglio 2020
- [9] Giorgio Barbatelli et al., *Anatomia umana – fondamenti – con istituzioni di Istologia*, Milano, Faenza Printing Industries SpA, febbraio 2019
- [10] Susan J. Hall, *Basic Biomechanics*, New York, McGraw-Hill Education, 2015
- [11] Struttura ossea del ginocchio. Tratto da: <https://www.physiolifenetwork.it/riabilitazione-ginocchio/struttura-ossea-ginocchio/>
- [12] Il ginocchio: anatomia, biomeccanica e traumatologia. Tratto da: <https://deartegymnastica.blogspot.com/2020/01/il-ginocchio-anatomia-biomeccanica-e.html>
- [13] Biomeccanica – Parte 3. Tratto da: <https://www.valentiniweb.com/Piermo/bio3.htm>
- [14] Andrea Roncari, *Project exercise – Biomeccanica applicate al Fitness e al bodybuilding - volume 2*, Brescia (MI), IGB GROUP S.r.l., 2022
- [15] Artrosi. Tratto da: <https://www.antoniotorella.it/patologie/artrosi>

- [16] Alberto Redaelli e Franco Montevecchi, *Biomeccanica – Analisi multiscala di tessuti biologici*, Bologna, Pàtron editore, 2012
- [17] Chiara Giulia Fontanella, *Biomeccanica dei tessuti tendinei e legamentosi*, appunti di biomeccanica, anno accademico 2022-2023
- [18] Carlo Di Bello e Andrea Bagno, *Biomateriali – Dalla scienza dei materiali alle applicazioni cliniche*, Bologna, Pàtron editore, 2022
- [19] Chiara Giulia Fontanella, *Caratterizzazione istologica meccanica tendini legamenti*, appunti di biomeccanica, anno accademico 2022-2023
- [20] Jones R, Nawana N, Percy M, et al. Mechanical properties of the human anterior cruciate ligament. *Clinical Biomechanics*. 1995;10(7):339-344. doi:10.1016/0268-0033(95)98193-x
- [21] Natri A, Beynnon BD, Ettliger CF, Johnson RJ, Shealy JE. Alpine ski bindings and injuries. *Sports Medicine*. 1999;28(1):35-48. doi:10.2165/00007256-199928010-00004
- [22] Alice Berardo, Lorenza Bonaldi, Chiara Giulia Fontanella, *The mechanical behavior of the fascial system*
- [23] Roger Bartlett, *Sports Biomechanics – Reducing injury and improving performance*, London, E & EN Spon, 1999
- [24] Natali A, Carniel EL, *Meccanica solidi*
- [25] Membrana Plasmatica – Glicocalice. Tratto da: <https://www.didascienze.it/files/glicocalice.pdf>
- [26] Glicosamminoglicano. Tratto da: <https://it.wikipedia.org/wiki/Glicosamminoglicano>
- [27] Gong T, Li Z, Mössner M, et al. A biomechanical analysis of skiing-related anterior cruciate ligament injuries based on biomedical imaging technology. *Medical Engineering & Physics*. 2022;110:103907. doi:10.1016/j.medengphy.2022.103907
- [28] Jordan M, Aagaard P, Herzog W. Anterior cruciate ligament injury/reinjury in alpine ski racing: a narrative review. *Open Access Journal of Sports Medicine*. 2017;Volume 8:71-83. doi:10.2147/oajsm.s106699
- [29] Saverio Colonna, *Le catene miofasciali in medicina manuale - arto inferiore: ginocchio*, Edizioni Martina
- [30] Legamento Crociato Anteriore. Tratto da: <https://www.fisioscience.it/wp-content/uploads/2023/03/ebook-legamento-crociato-anteriore-PDF.pdf>

- [31] Takeda Y, Xerogeanes JW, Livesay GA, Fu FH, Woo SL. Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy the Journal of Arthroscopic and Related Surgery*. 1994;10(2):140-147. doi:10.1016/s0749-8063(05)80081-7
- [32] Jones R, Nawana N, Percy M, et al. Mechanical properties of the human anterior cruciate ligament. *Clinical Biomechanics*. 1995;10(7):339-344. doi:10.1016/0268-0033(95)98193-x
- [33] Gong T, Li Z, Mössner M, et al. A biomechanical analysis of skiing-related anterior cruciate ligament injuries based on biomedical imaging technology. *Medical Engineering & Physics*. 2022;110:103907. doi:10.1016/j.medengphy.2022.103907
- [34] Davey A, Endres NK, Johnson RJ, Shealy JE. Alpine skiing injuries. *Sports Health a Multidisciplinary Approach*. 2018;11(1):18-26. doi:10.1177/1941738118813051
- [35] Markatos K, Kaseta MK, Lалlos SN, Korres DS, Efstathopoulos N. The anatomy of the ACL and its importance in ACL reconstruction. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. 2012;23(7):747-752. doi:10.1007/s00590-012-1079-8
- [36] Acevedo RJ, Rivera-Vega A, Miranda G, Micheo W. Anterior cruciate ligament injury. *Current Sports Medicine Reports*. 2014;13(3):186-191. doi:10.1249/jsr.0000000000000053
- [37] Preparazione per lo sci: allenare la potenza in palestra. Tratto da: <https://www.technogym.com/it/newsroom/4-modi-per-allenare-potenza-sci/#:~:text=La%20pliometria%20implica%20movimenti%20veloci,curve%20pi%C3%B9%20veloci%20sugli%20sci>
- [38] Il Legamento Crociato Anteriore: meccanismi di lesione nel calcio e riabilitazione. Tratto da: https://www.formativezone.it/il-legamento-crociato-anteriore-meccanismi-di-lesionenel-calcio-e-riabilitazione/?srsltid=AfmBOooxFeZjOHpfVA_zRMoE59MD5cXWnI-tra6KkW-M48SDT9_n2jOu
- [39] Nessler T, Denney L, Sampley J. ACL injury prevention: What does research tell us? *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*. 2017;10(3):281-288. doi:10.1007/s12178-017-9416-5
- [40] Janssen RP, Scheffler SU. Intra-articular remodelling of hamstring tendon grafts after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014

Sep;22(9):2102-8. doi: 10.1007/s00167-013-2634-5. Epub 2013 Aug 27. PMID:
23982759; PMCID: PMC4142140.

RINGRAZIAMENTI

Un ringraziamento va alla mia relatrice, la Prof.ssa Chiara Giulia Fontanella, per il prezioso supporto e la guida costante nella realizzazione di questa tesi. La sua competenza e i suoi consigli mi hanno aiutata a superare le difficoltà incontrate lungo il percorso, ma sono stati fondamentali per portare a termine questo lavoro.

Alla mia famiglia, che mi ha sempre sostenuto con amore e comprensione, sia nei momenti più felici che in quelli più complicati. Vi sono immensamente grata per avermi dato la libertà di perseguire i miei sogni senza mai mettermi limiti, ma sempre con il vostro appoggio costante.

A Edo, il mio posto sicuro. Anche se da 1 anno ad oggi c'è più odio che amore, è la persona che mi ha sostenuto lungo tutto questo percorso, nonostante le mie insicurezze e le giornate di stress, è sempre stato al mio fianco, spronandomi a non mollare e a credere nelle mie capacità.

A Giorgia ed Emma, per essere state le mie compagne di università di questi 5 anni, senza di voi non so come avrei affrontato i primi anni. Grazie per avermi supportata nei momenti difficili, non solo nello studio ma anche nella vita di tutti i giorni. Ad altre mille pasta pomodoro e pancetta insieme (fortunatamente non più pre-esame)!

A tutti i miei amici, che hanno condiviso con me risate, avventure e momenti indimenticabili. Ogni istante passato insieme ha contribuito a formare ricordi che porterò sempre nel cuore. Vi ringrazio per il vostro supporto costante, per le risate che mi hanno aiutato a scaricare lo stress e per la vostra presenza anche nei momenti più difficili.

Alla nonna Nori, che anche se non vedendola spesso è sempre nei miei pensieri e io nei suoi. Spesso mi chiama per chiedermi come sono andati gli esami anche se li ho finiti da mesi!

Ai nonni che non ci sono più, ma che sono sempre nel mio cuore. Nonno ha sempre creduto un po' di più di me nelle mie capacità e ora, da qui giù, posso finalmente dirgli "ce l'ho fatta nonno!".

A Kingolo, che nel suo piccolo mi ha sempre fatto compagnia (dormendo) nei momenti di studio e stesura della tesi. Solo lui sa quanto gli ho stressato quelle orecchiette che adoro tanto.

Infine, un grazie a me stessa, per non aver mai mollato di fronte alle difficoltà e per aver stretto i denti fino alla fine. Quest'ultimo mese è stato particolarmente tosto, ma posso dire con orgoglio di essere arrivata fino a qui grazie alla mia determinazione. Sono fiera del percorso che ho fatto e della forza che ho dimostrato nel superare ogni ostacolo.

Vai Giorgia, questa avventura è terminata, ma è solo la prima tappa di un lungo viaggio pieno di soddisfazioni!