



**UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA**



**UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA  
DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE  
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA**

**SVILUPPO DI UN INDICE DI RISCHIO  
DI INFORTUNIO AL LEGAMENTO  
CROCIATO ANTERIORE TRAMITE ANALISI DEL MOVIMENTO**

Relatrice:  
Prof.ssa Zimi Sawacha

Laureando:  
Giulio Rigoni

Correlatori:  
Dott.ssa Elena Pegolo  
Dott.ssa Fabiola Spolaor

Anno Accademico 2022-2023  
Data di laurea: 06/03/2023



# Indice

<b>Abstract</b>	<b>5</b>
<b>Sommario</b>	<b>7</b>
<b>Capitolo 1 : Il ginocchio</b>	
1.1 Anatomia del ginocchio.....	9
1.1.1 Articolazioni coinvolte .....	9
1.1.2 Apparato legamentoso .....	10
1.1.3 Menischi .....	12
1.1.4 Muscoli .....	13
1.2 Assi di movimento e mobilità .....	16
1.3 Eziologia lesioni LCA .....	17
1.4 Epidemiologia lesioni LCA .....	19
1.5 Fattori di rischio .....	21
1.6 Prevenzione nello sport .....	24
<b>Capitolo 2: Analisi del Movimento</b>	
2.1 Definizione.....	27
2.2 Analisi del cammino .....	28
2.3 Piani anatomici .....	30
2.4 Analisi cinematica .....	31
2.4.1 Sistemi di riferimento .....	32
2.4.2 Collocazione di un corpo rigido nello spazio .....	33
2.4.3 Posa di un sistema di riferimento.....	34
2.4.4 Angoli articolari .....	35
2.4.4.1 Convenzione di Eulero .....	36
2.4.4.2 Convenzione di Grood & Suntay .....	37
2.5 Stereofotogrammetria.....	38
2.5.1 Calibrazione del sistema optoelettronico .....	41
2.5.2 Ricostruzione e tracking .....	44
2.5.3 Errori e artefatti in stereofotogrammetria.....	45
2.5.4 Compensazione e quantificazione degli artefatti .....	46

2.5.5 Fasi dinamiche .....	47
2.6 Protocolli per l'analisi cinematica .....	48
2.6.1 Protocollo Helen-Hayes (Kadaba et Al., 1990) .....	48
2.6.2 Protocollo Davis (Davis et Al., 1991).....	50
2.6.3 Protocollo CAST (Cappozzo et Al., 1995) .....	52
2.6.4 Protocollo IORgait (Leardini, Sawacha et Al., 2007) .....	55
2.7 Analisi cinetica .....	58
2.7.1 Piattaforme di forza.....	59
2.7.2 Sensori di pressione .....	60
2.8 Modellazione muscolo-scheletrica.....	62
2.9 Analisi del movimento e prevenzione .....	62
<b>Capitolo 3: Materiali e metodi</b>	
3.1 Dataset.....	65
3.2 Laboratorio.....	66
3.2.1 Sistema Stereofotogrammetrico .....	66
3.2.2 Set up sperimentale .....	67
3.2.3 Descrizione dei task: prove di laboratorio .....	67
3.3.1 Squat bipodalico .....	68
3.3.2 Squat monopodalico.....	69
3.3.3 Drop bipodalico.....	70
3.3.4 Drop monopodalico .....	71
3.4 Software utilizzati.....	72
3.5 Analisi dei dati .....	74
3.5.1 Variabili biomeccaniche .....	74
3.5.2 Gait Deviation Index (Schwartz, Rozumalski, 2008) .....	75
3.5.3 Pre-clustering su variabili.....	77
3.5.4 Valutazione della bontà del pre-clustering .....	79
3.5.5 ACLDI (Anterior cruciate ligament deviation index).....	80
<b>Capitolo 4: Risultati e discussione</b>	<b>81</b>
<b>Capitolo 5: Conclusioni</b>	<b>91</b>
<b>Bibliografia e Sitografia</b>	<b>95</b>

# Abbreviazioni

LCA	Legamento crociato anteriore
LCP	Legamento crociato posteriore
ACL	Anterior cruciate ligament
GDI	Gait deviation index
NWI	Notch Width Index
CP	Cerebral palsy
SdR	Sistema di riferimento
RA	Repere anatomico
ATM	Artefatto da tessuto molle
AL	Anatomical landmark
COP	Centro di pressione (Center of pressure)
COM	Centro di massa (Center of mass)
ER	Estensimetro
GGI	Gillette Gait Index
FAQ	Gillette Functional Assessment Walking Scale
FMS	Functional Mobility Scale
SVD	Singular value decomposition
VAF	Variance accounted for
ACLDI	Anterior cruciate ligament deviation index



# Abstract

Nel mondo dello sport odierno si pone sempre più l'attenzione sulla preparazione fisica degli atleti il quale corpo, però, viene sottoposto a livelli di stress sempre maggiori causando un aumento della frequenza degli infortuni soprattutto di grave entità. Tra questi troviamo sicuramente la lesione del legamento crociato anteriore, la cui rottura può avvenire sia in dinamiche prive di contatto tra gli atleti, sia negli sport dove esso è previsto. Numerosi studi sono stati condotti al fine di valutare come le diverse tipologie di sport, così come sesso, età e caratteristiche fisiche degli atleti possano favorire o meno questo tipo di infortunio, mostrando come alcuni di questi fattori, effettivamente, hanno una loro incidenza sulla frequenza con cui questo tipo di lesione può verificarsi.

Lo scopo del seguente studio è quello di valutare se sia possibile o meno lo sviluppo di un indice dei fattori di rischio, basandosi su variabili biomeccaniche quali angoli, forze e momenti articolari al fine di predire e prevenire la lesione del legamento crociato, il tutto a partire dall'analisi strumentale di soggetti (atleti e non) durante l'esecuzione di task funzionali quali drop e squat, sia monopodalici che bipodalici.

Lo sviluppo dell'indice viene fatto applicando, con le dovute modifiche visto il differente contesto, quanto sviluppato da Schwartz et Al. (2008) [42] al fine di individuare possibili alterazioni nel cammino di bambini tramite il Gait Deviation Index (GDI). Tutto questo viene fatto a partire da un'analisi statistica del dataset a disposizione, formato da soggetti sedentari o praticanti diverse attività sportive sia di contatto (rugby e calcio) che prive (pallavolo), prendendo in considerazione sia uomini che donne, sia soggetti con o senza precedenti lesioni di uno o entrambi i legamenti crociati anteriori (formando così il gruppo degli infortunati e gruppo di controllo). In questo dataset sono state collezionate tutte le variabili biomeccaniche sia di natura cinematica (stereofotogrammetria e analisi video) che cinetica (pedane di forza e pressione) raccolte durante l'esecuzione dei test precedentemente citati.

Il seguente lavoro ha, inoltre, l'obiettivo di verificare se sia possibile migliorare, tramite un'ampia fase di pre-analisi, quanto analizzato in un precedente lavoro di tesi in cui, a partire da un dataset simile, si è cercato di sviluppare un indice, denominato ACLDI, per differenziarlo dal GDI di Schwartz, ma sviluppato secondo le stesse procedure.





# Sommario

La presenza di dinamiche di gioco imprevedibili, come un appoggio sbagliato dovuto ad un contatto in aria, o un salto eseguito con un posizionamento del corpo, in fase di stacco, scorretto, sono possibili eventi che aumentano il rischio di rottura delle strutture legamentose del ginocchio, che risulta una delle articolazioni più sollecitate in tutti gli sport di movimento. Risulta quindi fondamentale capire come poter prevenire questo tipo di infortunio, tramite delle preparazioni specifiche, atte a rinforzare strutture muscolari e non, che vanno a incidere sul ginocchio in modo da aumentarne la stabilità e la forza. Questo tipo di progetto però può risultare utile non solo per il meccanismo di prevenzione, ma anche di cura, in quanto si ha che la fase di riabilitazione e recupero dalla rottura del LCA, risulta ancora oggi una delle più lunghe (minimo 6 mesi per gli atleti professionisti che rispondono meglio alle cure). L'obiettivo è quello di dare alle figure professionali come il preparatore atletico, il fisioterapista o l'allenatore, tutti gli strumenti per capire su quali aspetti lavorare con l'atleta, come la cura della tecnica di esecuzione di movimenti specifici dello sport in considerazione, oppure lo sviluppo di un migliore controllo neuromuscolare. Per la definizione del seguente indice sono stati necessari alcuni passaggi matematici e statistici effettuati per ogni soggetto del campione precedentemente descritto, a partire dai dati cinematici e cinetici ricavati dall'esecuzione di due tipologie di task generiche: il drop e lo squat, in entrambi i casi sia bipodalici che monopodalici.

Nel primo capitolo della tesi verrà fatta un'analisi anatomica del ginocchio al fine di portare l'attenzione su tutte le strutture rilevanti per il suo corretto funzionamento. Ad essa seguirà una panoramica sull'eziologia, l'epidemiologia e i fattori di rischio collegati alla lesione del LCA, oggetto principale di questo studio, e i relativi meccanismi preventivi.

Il secondo capitolo riguarda l'analisi del movimento: qui verranno illustrate alcune delle caratteristiche dell'analisi cinematica del cammino, il sistema stereofotogrammetrico, i protocolli di acquisizione seguiti per il posizionamento dei marker sui soggetti studiati e gli strumenti di misurazione dell'analisi cinematica stessa. Infine, verrà riportata una breve analisi del ruolo dell'analisi del movimento in ambito di prevenzione.

Successivamente, nel terzo capitolo, verranno illustrati i materiali e metodi dello studio: verrà descritto il set up sperimentale del laboratorio, il campione a disposizione e il dataset utilizzato per l'analisi, i task compiuti dai soggetti e infine verrà riportata una descrizione del lavoro originale di

Schwartz et Al. (2008) a cui seguirà una revisione di tutte le tecniche di analisi statistica utilizzate per la fase di pre-analisi.

Seguirà poi un capitolo riguardante la discussione dei risultati, sia per quanto riguarda la fase di pre-analisi del dataset a disposizione, che in merito al calcolo dell'indice con ulteriore confronto con i risultati ottenuti nel precedente lavoro di tesi e con lo studio originale di Schwartz.

# Capitolo 1

## Il ginocchio

### 1.1 Anatomia del ginocchio

#### 1.1.1 Articolazioni coinvolte

Nell'articolazione del ginocchio troviamo coinvolte tre ossa: femore, tibia e rotula. Le prime due vanno a costituire l'articolazione femorotibiale, mentre il femore e la rotula costituiscono l'articolazione femororotulea [3]. Queste articolazioni sono circondate da una capsula articolare e si trovano in cavità articolari collegate fra di loro. È da segnalare, inoltre, anche una terza articolazione immediatamente sottostante proprio al ginocchio, ossia l'articolazione tibiofibulare prossimale, formata da tibia e per l'appunto l'estremità prossimale della fibula.

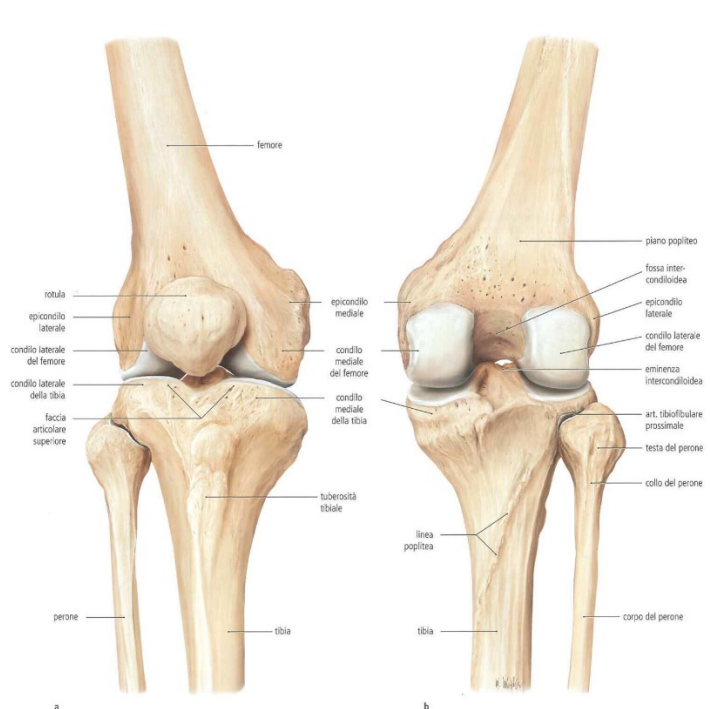


Figura 1.1 Anatomia delle ossa del ginocchio [3]

Per meglio visualizzare le strutture ossee coinvolte, l'indagine radiologica del ginocchio utilizza tre proiezioni standard: antero-posteriore, laterale e assiale secondo i tre piani anatomici convenzionali che verranno descritti nel dettaglio più avanti: la prima consente di visualizzare chiaramente la larghezza della rima articolare e il profilo della testa della tibia; la visione laterale permette, invece, la valutazione morfologica dei condili femorali e della rotula (soprattutto la sua altezza); la visione dall'alto è impiegata per valutare il reciproco posizionamento della rotula e della faccia patellare del femore.

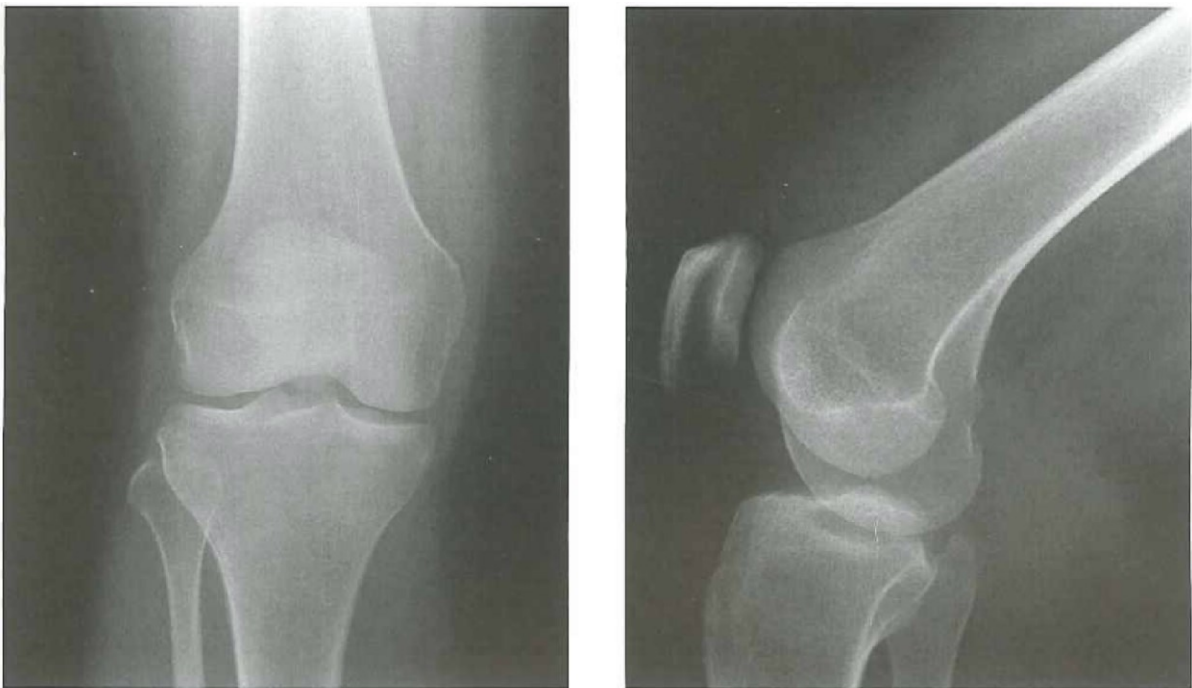


Figura 1.2 Visione frontale e laterale del ginocchio da immagini radiografiche

### 1.1.2 Apparato legamentoso

A causa della struttura ossea ridotta, la stabilità e i movimenti del ginocchio devono essere permessi e comandati da un apparato legamentoso robusto: a conferma di ciò troviamo sia legamenti intra che extra-articolari.

Oltre che da legamenti che la stabilizzano (ossia il popliteo obliquo e l'arcuato), nell'area della fossa poplitea, la capsula articolare viene rinforzata dai tendini di origine e di inserzione dei muscoli che vi decorrono. In alcuni punti vi è la comunicazione con le borse sinoviali prossime all'articolazione.

Sul lato anteriore, l'apparato capsulo-legamentoso ha soprattutto la funzione di tendere e posizionare la rotula. Esso è formato dai tendini di inserzione del muscolo retto femorale, dei muscoli vasti mediale e laterale, il legamento patellare, i retinacoli longitudinali e trasversali della rotula e, infine, i legamenti dei menischi.

Tra i legamenti più noti di questa articolazione troviamo i crociati, rispettivamente l'anteriore (LCA, sarà il focus di questo elaborato) e il posteriore (LCP): il primo decorre dall'area intercondiloidea anteriore alla superficie mediale del condilo laterale del femore mentre il secondo, maggiormente robusto, si sviluppa lievemente ad angolo retto andando dall'area intercondiloidea posteriore alla superficie laterale del condilo mediale del femore (risultano, inoltre, essere tutti e due rivestiti dalla membrana sinoviale). Entrambi concorrono alla stabilità del ginocchio e, a dimostrazione di ciò, si ha che in qualsiasi sua posizione, infatti, alcune loro porzioni risultano sempre essere in tensione: in estensione sono tese le porzioni mediali di entrambi, in flessione la loro parte laterale, mentre in intrarotazione troviamo in tensione tutta la porzione posteriore e la parte mediale del LCA. In questo modo possiamo vedere come questi legamenti contribuiscono a stabilizzare l'articolazione, qualsiasi posizione essa dovesse assumere.

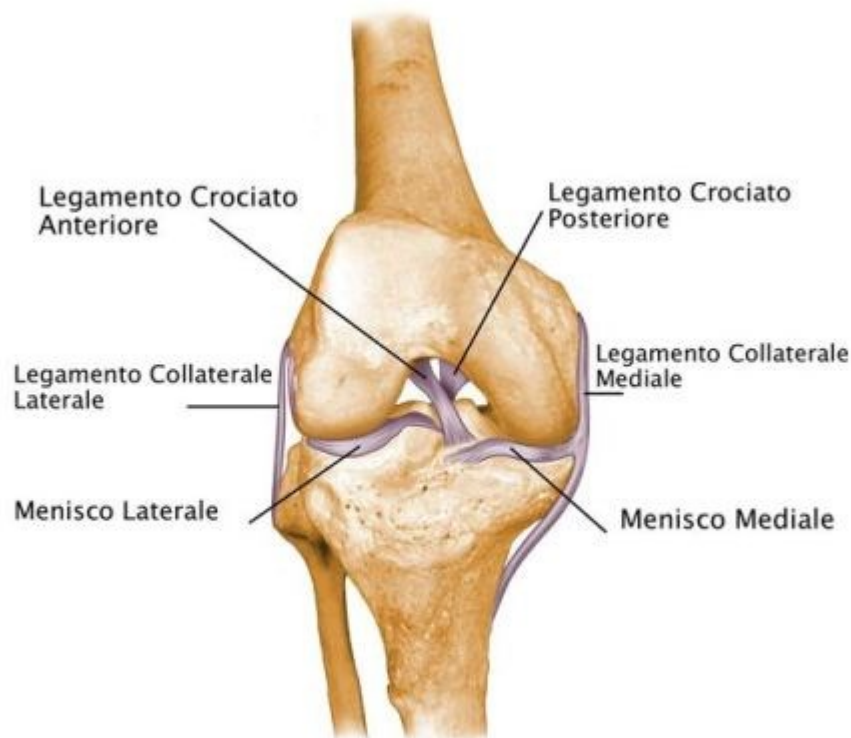


Figura 1.3 Apparato legamentoso del ginocchio [48]

A rinforzare ulteriormente questa articolazione abbiamo due legamenti collaterali: a decorrere sul lato interno dell'articolazione del ginocchio troviamo il mediale, il quale aderisce strettamente sia alla capsula articolare sia al menisco mediale, aspetto che ne determina la scarsa mobilità e la maggiore tendenza a lesioni, mentre sul lato esterno troviamo il laterale. Il primo è il più largo dei due, esso decorre dall'epicondilo mediale del femore obliquamente, in direzione antero-distale, e si inserisce a circa 7-8 cm al di sotto del piatto tibiale, sulla superficie mediale della tibia; esso non presenta alcun contatto diretto né con la capsula articolare né con il menisco laterale. Il secondo si sviluppa a partire dall'epicondilo laterale del femore obliquamente, in direzione postero-distale, verso la testa del perone passando sul lato esterno dell'articolazione del ginocchio. In estensione entrambi i legamenti risultano tesi mentre in flessione, per entrambi i casi, si ha l'avvicinamento reciproco tra l'origine e l'inserzione dei legamenti stessi, che ne determina perciò il rilassamento.

### 1.1.3 Menischi

Sulla superficie tibiale troviamo i due menischi, valutabili per morfologia con una visione dal piano trasverso: presentano entrambi una forma a mezzaluna (in latino *meniscus*=semiluna). Alle estremità sono fissati all'osso a livello delle aree intercondiloidee anteriori e posteriori mediante legamenti brevi. Il menisco esterno, o laterale, corrisponde, per forma, a un cerchio pressoché completo, mentre quello interno è più falciforme: quest'ultimo risulta, inoltre, meno mobile del laterale in quanto le sue inserzioni distano maggiormente l'una dall'altra, oltre che a essere strettamente collegato al legamento collaterale mediale (il laterale, invece, non risulta legato al legamento collaterale laterale): questa ridotta mobilità lo rende più soggetto a lesioni soprattutto a causa di movimenti improvvisi di estensione o rotazione con il ginocchio in flessione o con la gamba bloccata.

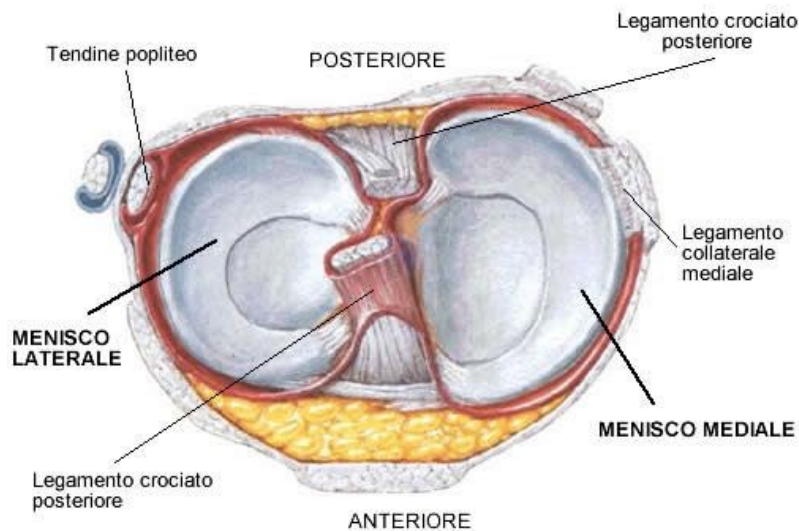


Figura 1.4 Struttura dei menischi del ginocchio destro [49]

Entrambi decorrono nel connettivo subsinoviale della capsula articolare e vengono irrorati dall'arteria media del ginocchio proveniente dalla fossa poplitea. Presentano una sezione trasversale cuneiforme dove il lato che poggia sulla cavità glenoidea della tibia è piatto, mentre, quello superiore, adiacente ai condili femorali, è concavo. I due terzi centrali sono fibrocartilaginei, mentre, il terzo esterno, è di tessuto connettivo compatto dove le fibre presentano un decorso circolare, indicativo delle forze di trazione elevate a cui sono sottoposte queste strutture anatomiche. La funzione principale dei menischi è quella di aumentare la superficie articolare deputata all'assorbimento delle forze a compensare l'incongruenza fisiologica di femore e tibia.

### 1.1.4 Muscoli

Andiamo ora a vedere alcuni dei principali muscoli che concorrono al movimento e alla stabilizzazione dell'articolazione del ginocchio:

- sartorio: parte dalla spina iliaca anteriore superiore per inserirsi sull'estremità superiore della faccia mediale della tibia; la sua contrazione porta alla flessione della gamba sulla coscia e di quest'ultima sul bacino. Inoltre, serve per abduzione e extrarotazione della coscia. È innervato dal nervo femorale (L2-4);
- quadricipite femorale: formato a sua volta da retto femorale, il quale origina dalla spina iliaca anteriore inferiore, dal vasto mediale che diparte dal labbro laterale della linea aspra del femore, dal vasto intermedio la cui inserzione prossimale si trova sul labbro laterale della linea aspra del femore e dal muscolo articolare del ginocchio, il quale parte dalla faccia anteriore della diafisi

del femore a livello del recesso sovrapatellare. La struttura nel suo complesso si inserisce poi mediante il legamento patellare alla tuberosità tibiale, mediante i retinacoli della patella a livello dei condili della patella e infine troviamo una sua inserzione distale a livello del recesso sovrapatellare della capsula articolare del ginocchio. Questo muscolo si occupa dell'estensione della gamba, della flessione della coscia e del bacino sulla stessa. E' innervato anch'esso dal nervo femorale. La sua funzione risulta di fondamentale importanza, tant'è vero che nei casi di deficit o persino paralisi di questo muscolo, oltre che a una riduzione della capacità di estensione della gamba si osserva che, per mantenere la posizione eretta, la struttura è costretta a mettersi in iperestensione del ginocchio di cui sarà l'apparato legamentoso a garantire la stabilità;

- bicipite femorale: osserviamo un capo lungo che parte dalla tuberosità ischiatica, e un capo breve che origina dal terzo medio del labbro laterale della linea aspra del femore. L'inserzione distale la troviamo sulla testa della fibula. È responsabile della flessione e extrarotazione della gamba, inoltre si occupa anche dell'estensione della coscia. Il capo lungo risulta innervato dal nervo tibiale (L5-S2) mentre il capo breve si interfaccia con il nervo peroniero (L4-S1);
- semimembranoso: origina dalla tuberosità ischiatica per andare ad inserirsi sulla parte posteriore del condilo mediale della tibia. È coinvolto nella flessione e rotazione interna della gamba, inoltre si occupa dell'estensione della coscia. È innervato dal nervo tibiale (L5-S2);
- semitendinoso: origina anch'esso dalla tuberosità ischiatica per inserirsi sulla parte superiore della faccia mediale della tibia. Le sue funzioni sono identiche a quelle del semimembranoso, così come l'innervazione tramite il nervo tibiale;
- popliteus: origina dalla faccia esterna del condilo femorale per inserirsi sul labbro superiore della linea obliqua del ginocchio. È coinvolto nella intrarotazione e nella flessione della gamba. È innervato anch'esso dal nervo tibiale;



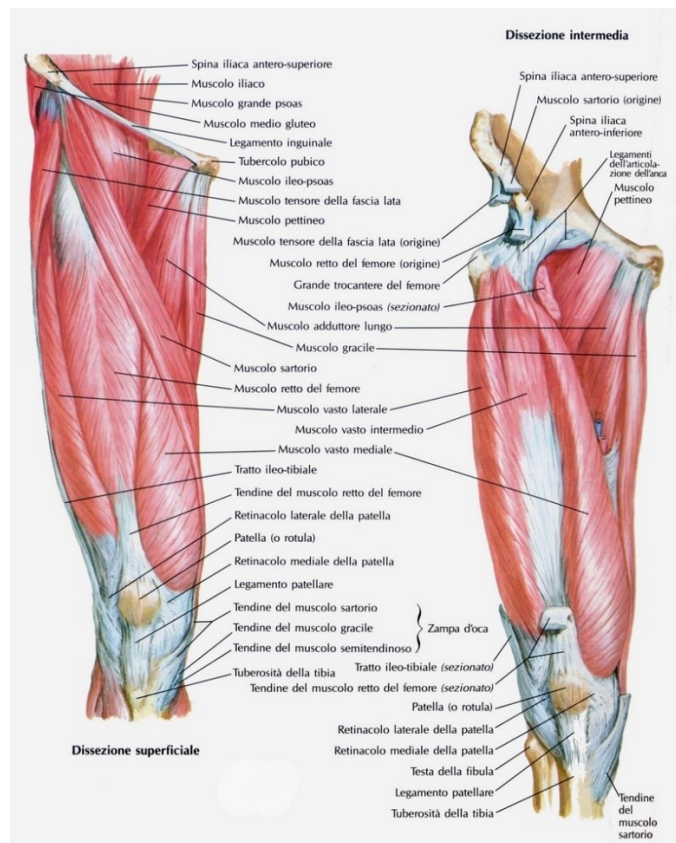


Figura 1.5 Schema muscoli della coscia [3]

- tricipite della sura: formato da soleo che diparte dalla faccia dorsale e dal margine laterale della fibula e dal gastrocnemio che origina contemporaneamente dall'epicondilo mediale e da quello laterale del femore. Nel complesso si inserisce sulla tuberosità del calcagno tramite il tendine d'Achille. È coinvolto nella flessione della gamba e risulta innervato dal nervo tibiale;
- Plantare: origina vicino al capo laterale del gastrocnemio per andare ad inserirsi sulla faccia mediale del calcagno. Innervazione e funzione sono le stesse del tricipite della sura.

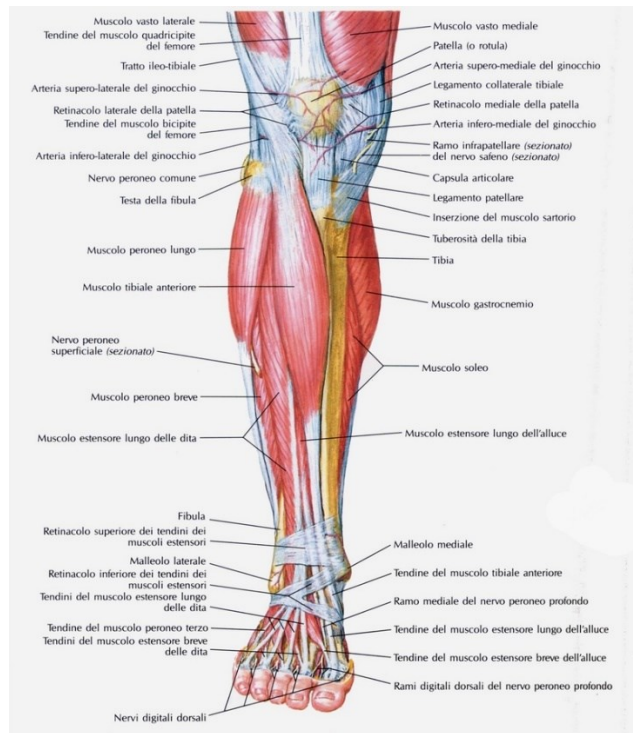


Figura 1.7 Schema muscoli della gamba [3]

Tutti questi muscoli sono cosiddetti biarticolari, di conseguenza la loro contrazione ha delle conseguenze su entrambe le articolazioni che essi attraversano.

## 1.2 Assi di movimento e mobilità

In questa articolazione il movimento di flesso-estensione avviene intorno a un asse trasversale che passa, in ogni posizione, attraverso il punto di rotazione del momento e, lungo il suo percorso, troviamo le inserzioni di entrambi i legamenti crociati e anche dei laterali. Aumentando il grado di flessione, l'asse si muove ad arco in direzione postero-superiore.

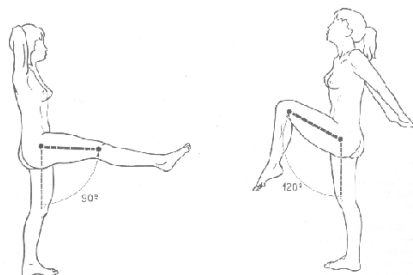


Figura 1.8 Flesso-estensione del ginocchio [50]

Ponendo il ginocchio in flessione a 90° possiamo analizzare invece il movimento di intra-extra rotazione il cui asse di rotazione passa verticalmente attraverso la porzione interna del condilo mediale della tibia. Il movimento di intrarotazione risulta inoltre fortemente più limitato (circa 10° di ROM -*range of movement*- massimo) rispetto a quello di extrarotazione (30-40°) a causa del progressivo avvolgimento reciproco dei legamenti crociati durante l'esecuzione di questo movimento, ed ecco perché la maggior parte delle rotture si verifica in intrarotazione, soprattutto a carico del LCA.

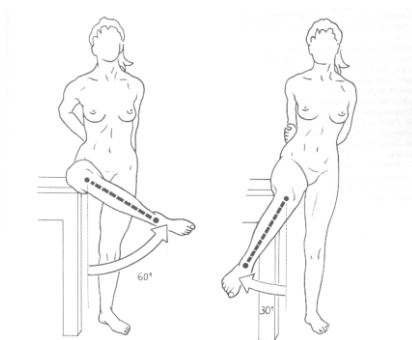


Figura 1.9 Intra-extra rotazione del ginocchio in abbinamento a flessione di 90° gradi [50]

In caso di lacerazione totale del legamento crociato, la gamba può essere traslata in avanti o indietro come fosse un 'cassetto' a seconda di quale delle due strutture legamentose risulti coinvolta. La rottura del legamento crociato anteriore avviene con una frequenza pari a 10 volte quella del posteriore e generalmente è causata da un trauma derivante da intrarotazione forzata, generalmente con gamba bloccata. Se ad essa si accompagnano anche la lesione del menisco interno e del legamento mediale, ecco che si parla della cosiddetta *unhappy triad*.

### 1.3 Eziologia lesioni LCA

Come già affermato, i vari tipi di infortunio che possono riguardare questa articolazione possono sia avvenire a causa di dinamiche di contrasto, come quelle che si possono osservare nel calcio, nel basket o nel rugby, oppure in seguito a movimenti articolari che eccedono la massima escursione articolare che le varie strutture legamentose, tendinee, ossee e muscolari concedono al ginocchio stesso. Oltre alle parti ossee, le strutture anatomiche maggiormente coinvolte nei fenomeni traumatici sono i

menischi, i legamenti crociati e i collaterali: il rischio per queste parti aumenta con l'intensificarsi delle forze e dei momenti che vengono a verificarsi a livello dell'articolazione.



Figura 1.10 Immagine radiografica di lesione del LCA (rottura completa) [51]

Il legamento crociato anteriore, focus di questo studio, è generalmente sollecitato da forze di taglio, soprattutto laddove troviamo frequenti cambi di direzione o arresti improvvisi della corsa.

La lesione del LCA avviene generalmente a causa di fenomeni di contatto (70%), piuttosto che quando questo non è presente (30% restante), dove generalmente si osserva una posizione del ginocchio in estensione pressoché completa durante una repentina decelerazione o in fase di atterraggio con annessa rotazione della tibia.

Generalmente le principali cause alla base della lesione da contatto del LCA sono:

- Impatti con la superficie mediale del ginocchio;
- Impatti con la superficie laterale del ginocchio;
- Traumi in fase di iperestensione o iperflessione.



Figura 1.11 Iperestensione laterale del ginocchio [51]

Nel caso di eventi traumatici senza contatto, come nello sci o nella maggior parte delle azioni di pallavolo sono:

- con gamba fissa, movimenti involontari di valgo-rotazione, ossia quando si verifica una rotazione della tibia e del piede verso l'esterno, e contemporaneamente, il femore ruota verso l'interno con gli assi longitudinali di femore e tibia che convergono verso l'interno;
- distorsione in varo-rotazione, quando piede e tibia ruotano all'interno e il femore verso l'esterno con gli assi longitudinali di femore e tibia che, anche in questo caso, vanno a convergere;
- lesione in iperestensione con possibile lesione del menisco annessa.

## 1.4 Epidemiologia lesioni LCA

Di particolare interesse per questo studio, così come per la letteratura in generale, è l'analisi dei fenomeni di rottura del legamento crociato anteriore in dinamiche prive di contatto, le quali costituiscono circa il 75% dei casi secondo alcuni studi (Boden et al. 2010) [5], ossia quei casi in cui le cause dell'infortunio sono maggiormente analizzabili consentendo anche una maggiore prevedibilità e prevenzione di questo tipo di evento.

In letteratura troviamo vari studi che si concentrano sul mettere in evidenza come questa tipologia di lesione, soprattutto in ambito sportivo, tra quelle considerabili ‘gravi’ (*severe* in inglese), sia una delle più frequenti:

- Bjordal et al. (1997) [6] hanno evidenziato come in Danimarca, unico paese al mondo a tenere un registro nazionale contenente tutte le lesioni del LCA, l’incidenza di questo tipo di lesione sia di 0.063 infortuni su 1000 ore di gioco, e una frequenza di 38 casi ogni 100.000 abitanti, una tra le più alte riscontrabili nei paesi dove sono stati condotti studi del genere. In questo studio viene evidenziato come questo tipo di lesione abbia un’incidenza nettamente maggiore nelle donne (oltre 0.1 su 1000 ore di gioco) che sugli uomini (0.057 su 1000 ore);
- Walden et al. (2011) [33] hanno evidenziato come ad oggi alcuni dei possibili fattori di rischio come l’età o il tipo di attività praticata dai soggetti risultino ancora scarsamente investigati. La maggior parte degli studi si concentra in fatti sul genere, andando ad evidenziare come la frequenza con cui tale infortunio si presenta negli individui di sesso femminile sia mediamente dalle 2 alle 3 volte maggiore che in quelli di sesso femminile con alcuni studi che alzano questo rapporto fino a 4/6 volte maggiore;
- LaBella et al. (2014) [15] hanno posto, invece, l’accento sul fatto che l’incidenza della lesione del LCA abbia subito un notevole aumento negli ultimi anni, soprattutto per quanto riguarda gli atleti minorenni, senza considerare il fatto che, aldilà dei trattamenti per il recupero post operatorio, gli atleti che hanno subito questo tipo di infortunio hanno un rischio fino a 10 volte maggiore di sviluppare artriti degenerative a livello del ginocchio;
- Harmon et al. (2000) [29] si sono concentrati sulle cause alla base di questa differenza uomo-donna nel rischio di andare incontro a lesione del LCA in dinamiche prive di contatto, andando quindi a definire una serie di possibili fattori di rischio definiti estrinseci ed intrinseci che andremo a meglio definire nel prossimo paragrafo.

Esistono poi una moltitudine di ulteriori studi che vanno ad indagare aspetti molto simili a quelli appena elencati, senza però giungere, nella maggior parte dei casi, a conclusioni che si discostino particolarmente da quanto appena discusso. Una limitazione per quanto riguarda questi studi è però possibile riscontrarla nel fatto che, molto spesso, il campione preso in esame risulta costituito da soggetti tutti praticanti lo stesso tipo di attività sportiva, limitando notevolmente l’estendibilità dei risultati osservati all’intera popolazione, senza considerare che un soggetto praticante sport è maggiormente esposto al rischio di lesione del LCA rispetto ad un individuo sedentario.

## 1.5 Fattori di rischio

Al fine di dare un'idea del perché all'interno di questo lavoro di tesi verranno prese in considerazione alcune variabili biomeccaniche piuttosto che altre, di seguito vengono elencati alcuni dei fattori di rischio che Boden et Al. (2013) [7] hanno identificato come principali per la prevenzione della lesione del LCA, considerando la teoria delle forze di impulso assiali, le quali sarebbero responsabili della rottura della struttura legamentosa. Di seguito quelle principali:

- *Impingement*, ossia la condizione di conflitto di una struttura anatomica, nel nostro caso il legamento crociato, quando compressa tra due contigue, tra cui il bordo mediale della tacca intercondiloidea. Questa situazione potrebbe verificarsi con il ginocchio in iperestensione (Uhorchak et Al. 2003 [10]), anche se rimangono ancora molti dubbi su questo fattore, proprio per il fatto che la maggior parte di questi infortuni avvengono con il ginocchio in parziale flessione (Boden et Al. 2009 [7]); inoltre, anche il fatto che generalmente la lesione si verifichi vicino all'inserzione sul femore sembra confutare la possibilità che l'impingement abbia un ruolo centrale;
- Anche la forza anteriore generata dal quadricipite sul ginocchio è stata spesso considerata una delle chiavi di lettura principali per interpretare la rottura del LCA (deMorat et Al. 2004 [19]) ma anche in questo caso ci sono forti dubbi in quanto l'angolo del tendine rotuleo risulta fortemente limitato, da 10° a 25° di estensione mentre il quadricipite genera principalmente forza a livello dell'articolazione tibiofemorale, di conseguenza la forza anteriore risulta una componente minore. L'unico studio che ha tentato di dimostrare la relazione diretta tra attività del quadricipite e rottura del LCA ha prodotto esito positivo solo in 6 degli 11 campioni cadaverici presi in considerazione;
- Compensazione del bicipite femorale: la co-contrazione dei bicipiti femorali era stata proposta come meccanismo di protezione del LCA ma si è dimostrato (Shelburne et Al. 2005 [28]) che, a causa della loro struttura, in estensione risulta loro impossibile portare a compimento tale funzione che quindi si riduce alla creazione di forze compressive per l'articolazione tibiofemorale, come già osservato, per quanto riguarda il quadricipite;
- Forze compressive assiali: Meyer et Al. (1966-1977) sono stati i primi a dimostrare che eccessivi carichi di compressione e momenti interni possono portare alla completa rottura del LCA su campioni cadaverici. Hanno registrato che picchi di carico dai 2900 N ai 7800 N con un angolo di estensione variabile tra i 30° e i 120° possono portare a rottura. È stato quindi ipotizzato che una forza compressiva che agisce sul versante posteriore della tibia, derivante da un assorbimento

inadeguato da parte della porzione inferiore della gamba può risultare in una deformazione posteriore del condilo femorale sul piatto tibiale, mettendo quindi a rischio il legamento crociato;

- Dinamica corporea: ogni struttura anatomica, legamentosa, tendinea o muscolare durante un atterraggio, un cambio di direzione o una decelerazione è coinvolta nell'assorbire le forze vincolari di reazione (*ground reaction forces* – GRF). Nelle dinamiche di lesione del LCA senza contatto il piede si trova in posizione molto simile a quella del piede piatto, facendo sì che il piede stesso e la gamba agiscano da unico segmento perdendo capacità di assorbimento che viene quindi ad essere richiesta al ginocchio che sarà maggiormente sollecitato (Boden et Al. 2010 [5]). Di conseguenza in questi tipi di task è fondamentale la posizione di tutti i distretti anatomici coinvolti, con particolare attenzione a caviglia e piede, il cui orientamento influenza la possibile per il polpaccio di assorbire le forze vincolari. Sempre Boden ha voluto evidenziare come nei soggetti a rischio rottura del LCA l'angolo di flessione dell'anca risulti maggiore nella fase di contatto iniziale con il terreno;
- In un altro studio (2009) Boden [7] ha posto l'attenzione su come la posizione dell'articolazione tibiofemorale giochi un ruolo chiave in questi meccanismi di infortunio in quanto, nelle posizioni cosiddette provocatorie, ossia quelle che portano a lesione, l'inclinazione della tibia rispetto al femore risulta significativamente più verticale ( $p < 0,001$ ) determinando che il punto di contatto sul versante laterale sia più vicino al solco sul condilo femorale laterale che entra a sua volta in contatto con il piatto tibiale sulla sua superficie anteriore piuttosto che sulla superficie posteriore più rotonda, una posizione più vicina alla sublussazione, nella quale si verificano le contusioni ossee. Questo aumento dell'inclinazione nelle posizioni di provocazione può favorire lo spostamento anteriore della tibia causando così una sollecitazione maggiore del LCA, soprattutto in fase di atterraggio;

Di seguito invece l'elenco di fattori intrinseci ed estrinseci che, secondo lo studio di Harmon et al. (2000) [29] permettono di prevenire la lesione del LCA, soprattutto considerando come una delle cause principali il sesso del soggetto. Partiamo quindi dai fattori intrinseci, ossia quelli legati all'individuo dal punto di vista fisico, e quindi tendenti a risultare simili a persone dello stesso sesso, di fatto non prevenibili:

- Lassità legamentosa: numerosi studi hanno cercato di dimostrare come l'aumento della lassità dei legamenti li esponga maggiormente a possibili lesioni anche se nessuno di questi è stato validato, e soprattutto non è possibile paragonarli tra di loro in quanto hanno differenti criteri per stabilire una soglia oltre la quale si possa parlare di lassità articolare;



- **Influenze ormonali:** gli ormoni che vengono prodotti in diverse quantità da individui di sesso femminile rispetto a quelli di sesso maschile vanno a influenzare alcuni fattori che a loro volta possono essere alla base della lesione del LCA come la stessa lassità legamentosa che ad esempio si è dimostrato aumentare nelle donne incinte a causa della variazione nella produzione di estrogeno e progesterone i cui recettori sono stati riscontrati sul LCA sia di uomini che donne. Gli estrogeni a loro volta vanno a modificare la produzione di collagene da parte dei fibroblasti;
- **Allineamento biomeccanico:** alcuni fattori intrinseci come questo sono più facilmente quantificabili. Le donne hanno le anche più ampie, a favorire una maggiore antero-versione femorale, aumentata torsione esterna della tibia, e un angolo coscia-piede diverso da quello maschile. Tutte queste differenze contribuiscono quasi certamente al tensionamento che si viene quindi a registrare a livello del LCA anche se risulta ancora difficile la progettazione di uno studio che abbia il controllo di tutte queste (e altre) variabili;
- **Dimensione della fossa intercondiloidea:** oggetto di numerosi studi, è stato dimostrato che un indice di larghezza della fossa (NWI) limitato è premonitore di rottura del LCA. Tale indice indica il rapporto tra la fossa intercondiloidea e la distanza reciproca tra i condili femorali. Un NWI, e quindi una fossa, troppo piccoli, significano un LCA più fine, piccolo e debole, di conseguenza in grado di assorbire carichi fortemente ridotti.

I fattori estrinseci, invece, dipendono dal tipo di sport, le condizioni ambientali, il grado di riscaldamento dell'atleta, l'attrezzatura usata oltre che a tutti quei fattori che risultano controllabili e modificabili ai fini di ridurre il rischio di eventuali lesioni o traumi. Tra questi troviamo:

- **Livello di allenamento dell'atleta:** maggiore risulta il grado di allenamento, maggiore sarà l'omogeneità tra atleti e atlete. Negli atleti meno allenati lo stress da fatica si viene a verificare, infatti, molto prima, influenzando quindi la stabilità articolare e aumentando la frequenza con cui vengono a verificarsi traumi e lesioni delle strutture articolari stesse;
- **Tecnica:** fattore difficilmente quantificabile in quanto risulta dalla combinazione di più elementi quali il livello di allenamento, l'esperienza pregressa, la coordinazione, la propriocezione, il controllo neuromuscolare e la competenza in un dato sport. Risulta vero che gli atleti con la miglior tecnica competono generalmente a livelli più alti, venendo quindi sottoposti a carichi di lavoro maggiori, ma nonostante questo, non sono state evidenziate particolari differenze nell'occorrenza di lesioni del LCA né tra diversi sport, né tra i due sessi. Unico punto interessante risulta essere che, in ambito calcistico, gli uomini partecipanti a livelli di competizione maggiore esibiscono una predisposizione all'infortunio di queste strutture legamentose maggiore che negli atleti di categorie minori;

- Forza e reclutamento muscolare: la stabilizzazione dinamica del ginocchio attraverso i muscoli ischio-crurali, i quadricipiti e il gastrocnemio risulta importante per la prevenzione della lesione al legamento crociato anteriore soprattutto per quanto riguarda l'attività dei primi citati, che risultano essere quei muscoli che le donne sviluppano nettamente meno rispetto agli uomini. Nelle donne, inoltre, proprio a causa di quanto appena detto, è richiesto più tempo per poter sviluppare un momento maggiore e nei movimenti di flessione-estensione del ginocchio la forza esibita risulta nettamente minore rispetto alla controparte maschile;
- Tecniche di atterraggio: l'attivazione muscolare condiziona anche le tecniche di atterraggio, fondamentali per garantire un corretto assorbimento del carico vincolare che si viene a creare con il contatto del corpo dopo la fase di volo.

In ogni caso, questi fattori, sono difficili da valutare quantitativamente come si è potuto notare, perciò risulta molto complessa anche una loro analisi. Non a caso, all'interno di questo studio, se non a scopo informativo, nessuno di questi fattori 'controllabili' è stato preso in considerazione nella parte di analisi statistica.

## 1.6 Prevenzione nello sport

Quando si tratta con infortuni dove la dinamica principale risulta essere senza contatto risulta possibile trovare un modo, anche se difficile, di diminuire il rischio che tali eventi si verifichino, generalmente andando ad intervenire sulla condizione neuromuscolare dell'atleta: un esempio molto comune riguarda le distorsioni delle caviglie, che per essere prevenute richiedono generalmente che l'atleta svolga degli esercizi, cosiddetti propriocettivi, al fine di rinforzare tutte le strutture muscolari e legamentose che concorrono alla stabilità della caviglia stessa, allo stesso tempo migliorando i riflessi 'nervosi' che ne regolano l'attività muscolare stessa. Per quanto riguarda la prevenzione rispetto alla lesione del LCA sono stati avanzati molti studi e ipotesi in merito a quale possa essere la miglior soluzione affinché un atleta sano possa evitare di incorrere in questo tipo di infortunio:

- Dargo et al. (2017) [32], a partire dalla revisione di 24 articoli pubblicati precedentemente, hanno calcolato che con degli esercizi di allenamento neuromuscolare e propriocettivo, il tasso di incidenza, ossia la frequenza di infortunio in una popolazione su un determinato periodo di tempo, sia di 0.731 (intervallo di confidenza al 95%) per un generico infortunio del ginocchio, che scende a 0.493 nel caso più specifico concernente il legamento crociato anteriore. Ciò indica che c'è effettivamente un collegamento tra prevenzione e allenamento, anche se in questo studio non è stato possibile individuare quale tra i vari gruppi di esercizi proposti fosse il migliore;

- In uno studio molto recente di Arundale et al. (2021) [1] vengono indicate le migliori strategie di allenamento/prevenzione tra cui troviamo: rafforzamento strutturale, pliometrie, controllo prossimale, gestione dell'equilibrio, uso di spunti esterni al fine di dirigere l'attenzione dell'atleta al di fuori del proprio corpo o verso un risultato ben definito, conoscenza dei principi dell'apprendimento motorio (come l'apprendimento implicito) che risultano facilmente implementabili nei programmi di prevenzione, e video per il feedback visivo in tempo reale, soprattutto durante lavori individuali. Tutti questi strumenti, conclude lo studio, possono avere successo solo se applicati correttamente e con dedizione, per questo si richiede la collaborazione tra le parti coinvolte;
- Una serie di altri studi ha dimostrato come la disfunzione neuromuscolare sia un elemento che ha grande influenza sullo stato dell'atleta prima, dopo e durante la lesione del LCA, di conseguenza si rende necessario identificare quei parametri che possano permettere di predire con buona probabilità il rischio che tale infortunio avvenga. Di conseguenza, individuando questi parametri di rischio si potranno sviluppare dei programmi ancor più mirati che vadano direttamente ad agire su tali fattori di rischio, al fine di ridurre le possibilità che l'atleta si infortuni per cause che potremmo definire 'interne', ossia dovute alla sua attuale condizione neuromuscolare.



# Capitolo 2

## Analisi del Movimento

### 2.1 Definizione

Con l'avvento di nuove tecnologie che permettono di riprodurre in maniera sempre più affidabile i movimenti del corpo nello spazio dal punto di vista computazionale, l'analisi del movimento è diventata uno strumento sempre più utilizzato in diversi campi, da quello medico (ortopedia, chirurgia, fisioterapia, chinesioterapia, psichiatria ecc.) a quello sportivo (allenamento, prevenzione infortuni, controllo motorio, progettazione di strumentazione sportiva). In letteratura possiamo trovare diverse definizioni su che cosa sia l'analisi del movimento:

*“La disciplina che descrive, analizza, definisce il movimento dell'uomo, dal cammino al sollevamento di un oggetto, alla performance di un'atleta. Tutto è regolato dagli stessi principi biologici, ciò che cambia è lo specifico task motorio”*

così viene descritta da David A. Winter, professore emerito dell'Università di Waterloo, in Canada, nonché fondatore della Canadian Society for Biomechanics e inventore di metodi e concetti fondamentali della biomeccanica del movimento [41].

Il fine di questo ambito di studio è quello di ottenere informazioni, durante atti motori selezionati, su:

- Il movimento di punti selezionati;
- Il movimento di parti o dell'intero corpo;
- I movimenti articolari;
- La funzione muscolare;
- I carichi agenti sui tessuti.

Questo avviene tramite l'osservazione che si divide in tre rami:

- Diretta, ossia quella svolta semplicemente tramite la vista;
- Registrazione, con l'ausilio di strumenti quali videocamere, cineprese e macchine fotografiche, tramite la quale è ora possibile fare i tracking e l'elaborazione del movimento umano stesso (si pensi a tutti i sistemi di *motion capture*);
- Misurazione, tramite sensori quali cronometri e tutti quelli coinvolti nella stereofotogrammetria.

Tutto ciò permette una profonda analisi delle caratteristiche concernenti la postura e il movimento umano, e può essere di enorme utilità per la diagnosi di patologie a carico del sistema considerato, così come per la conoscenza del livello di limitazione funzionale conseguente la patologia o per la pianificazione di specifici trattamenti riabilitativi (chirurgico, ortesico, ecc.).

L'analisi del movimento prevede lo studio, nonché la misura, di variabili di carattere cinematico e/o dinamico. Le prime, stiamo parlando cioè di posizioni, velocità e accelerazioni, sono ottenute con i precedentemente citati sistemi di *Motion Capture (MoCap System)* che possono essere *marker-based*, quindi sfruttare marcatori fisici, o *markerless*, che sfruttano altri tipi di principi per tracciare gli elementi di interesse. Le variabili dinamiche, invece, si ottengono in modo indiretto a partire dalla misurazione delle forze esterne agenti sul soggetto per mezzo di piattaforme di forza. Le forze interne, ossia momenti e potenze, che agiscono sulle diverse articolazioni, sono ottenute mettendo in relazione la cinematica articolare e le GRF [35].

## 2.2 Analisi del cammino

Uno dei principali campi di applicazioni dell'analisi del movimento è, sicuramente, quello dell'analisi del cammino, di fondamentale importanza per questo studio, in quanto, come vedremo nel prossimo Capitolo, il *Gait Deviation Index* ideato da Schwartz et al. (2008), è stato costruito come strumento per un'analisi più profonda di patologia pediatriche concernenti il cammino per l'appunto. La *Gait Analysis* intende il cammino come:

*“una serie di movimenti ritmici degli arti inferiori, superiori, del bacino e del tronco che, determinando uno spostamento in avanti del centro di gravità, producono, attraverso una serie di traslazioni e di rotazioni dei segmenti ossei e delle articolazioni interessate, lo spostamento del corpo in avanti”*

*(Dr. Jacquelin Perry, Gait Analysis: Normal and Pathological Function, 1992)*

I presupposti neuro-meccanici per la locomozione in posizione eretta bipede sono i seguenti:

- Supporto antigravitazionale del corpo: abbiamo, infatti, che il mantenimento della posizione eretta (in quanto tutto ciò che non è postura eretta è da considerarsi patologico) risulta dipendere dai riflessi di raddrizzamento e dai riflessi antigravitari che consentono il passaggio da supino a seduto e eretto (impulsi vestibolari, propriocettivi, tattili e visivi, a livello del midollo spinale tronco, gangli della base);
- Effettuazione dei passi, abilità integrata a livello del midollo, mesencefalo, diencefalo;
- Mantenimento dell'equilibrio;

- Cammino come mezzo di propulsione.

In riferimento a uno dei due arti (generalmente quello considerato “patologico”), il ciclo del passo, ossia il periodo di tempo che va dall’appoggio del piede fino al riappoggio finale dello stesso, viene diviso in varie fasi, ognuna delle quali ha una sua rilevanza clinica, fondamentale ai fini dell’analisi. Di seguito viene riportata la suddivisione presa in considerazione:

- Fase di appoggio, o *stance*, dove il piede risulta appoggiato, in diverse proporzioni, a terra (valida per il 60 % dell’intero ciclo di cammino) e a sua volta divisa in: doppio appoggio iniziale (10% del ciclo totale), appoggio singolo (40%), doppio appoggio terminale (10%);
- Oscillazione, o fase di volo, in inglese *swing* (40%), che risulta in una fase di propulsione dove non c’è contatto tra piede e terreno.

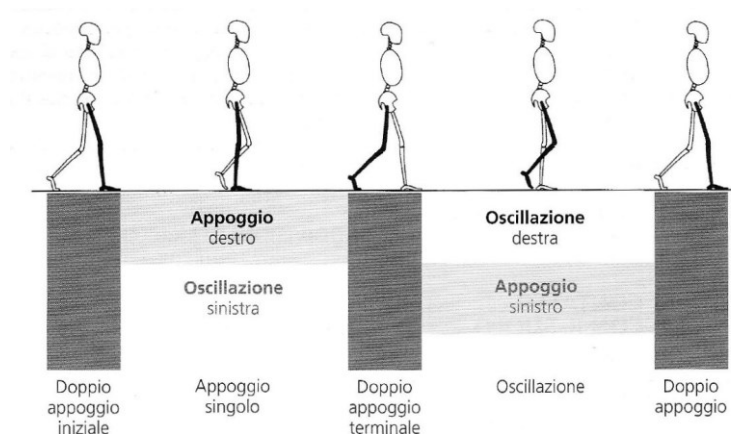


Figura 2.1: Ciclo del cammino [53]

Come si può notare per più della metà del ciclo di camminata, il piede risulta in contatto con il terreno, con alcune fasi di appoggio bipodalico, dove avremo, quindi, che il centro di pressione (*center of pressure -COP-*), ossia il punto di applicazione della risultante delle forze piede-suolo, risulterà proiettato in posizione più centrale, grazie ad una più uniforme distribuzione del peso, e una prolungata fase monopodalica, dove, sempre il COP, si troverà proiettato esattamente all’interno dell’area di appoggio del piede. I vari periodi di appoggio, inoltre, permettono all’arto di assolvere i tre compiti fondamentali che sono richiesti per la corretta esecuzione del movimento: accettazione del carico, appoggio singolo e avanzamento dell’arto.

Grazie alla ricerca condotta da Roberts et Al. (2017) [34] è possibile trovare anche una lista contenente tutti i parametri biomeccanici principalmente presi in considerazione, storicamente parlando, da tutte quelle ricerche condotte da diversi gruppi di studio nell’ambito dell’analisi del cammino tra i quali troviamo, per esempio, tutti i picchi di energia e potenza sui tre piani spaziali, per le tre articolazioni

principalmente coinvolte nell'esecuzione di questo tipo di movimento (anca, ginocchio, caviglia), ma soprattutto i parametri spazio-temporali, generalmente più facilmente analizzabili, quali la velocità di cammino, l'ampiezza e la larghezza del passo, la cadenza, i tempi occupati dalle varie fasi precedentemente elencate e diverse altre. Vengono inoltre indicati altri parametri quali tutti gli angoli e i momenti articolari, oltre che le forze, le accelerazioni e gli spostamenti del centro di massa (*center of mass* -COM) e del COP.

## 2.3 Piani anatomici

Al fine di capire meglio quando verrà detto in seguito è necessario fare una breve digressione per descrivere quelli che vengono definiti piani anatomici, fondamentali per descrivere i vari movimenti articolari, in quanto è attraverso di loro che si sviluppa il moto del corpo, il quale viene tagliato da questi lungo le tre direzioni principali. Questi tre piani sono ottenuti dall'intersezione proprio degli assi principali e sono:

- Piano frontale (o coronale) che separa la parte anteriore del corpo da quella posteriore e rispetto al quale si osservano i movimenti di abduzione e adduzione di arti e tronco. Con l'abduzione si ha l'avvicinamento del segmento anatomico (generalmente l'arto considerato) alla linea mediana anteriore del corpo, mentre con l'adduzione si descrivere l'allontanamento dell'arto dalla stessa;
- Piano sagittale (o longitudinale) il quale divide il lato sinistro da quello destro e, rispetto al quale, si definiscono i movimenti di flessione e estensione articolare. Per flessione si intende la diminuzione dell'angolo tra le due parti dell'arto separate dall'asse articolare, nonché il loro avvicinamento, mentre con estensione si intende invece l'aumento di tale angolo, e, di conseguenza, l'allontanamento delle parti anatomiche coinvolte;
- Piano trasversale (o assiale) che separa la parte superiore del corpo da quella inferiore e rispetto al quale si possono descrivere la rotazione interna (intra-rotazione) e esterna (extra-rotazione) dei diversi segmenti anatomici di interesse. Con l'intra-rotazione si ha che l'arto risulterà orientato maggiormente verso la linea mediana mentre con l'extra-rotazione si ottiene esattamente la situazione opposta.



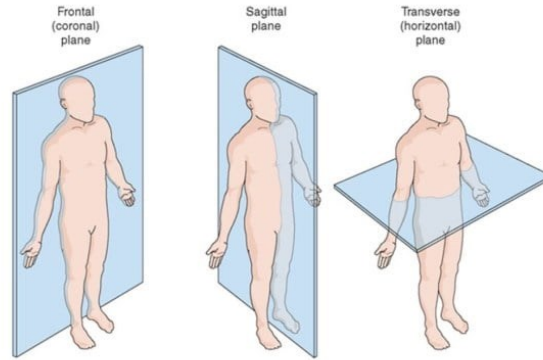


Figura 2.2: Da sinistra, piano frontale, sagittale e trasversale. [54]

## 2.4 Analisi cinematica

L'analisi cinematica mira a definire la posizione e l'orientamento di un qualsiasi segmento anatomico in ogni istante di tempo durante l'esecuzione di un task specifico. Questi segmenti anatomici, come per esempio il femore, sono, morfologicamente parlando, molto complessi per cui risulta utile e funzionale allo scopo, sostituirli con delle forme più semplici di geometria nota: tutto ciò si ottiene definendo dei sistemi di riferimento che ci permettano di definirne posizione e orientamento in qualsiasi istante. Inoltre, al fine di descrivere il moto di questi segmenti risulta opportuno avvalersi dell'ipotesi di corpo rigido, ossia un corpo che, se in movimento, mantiene inalterate le sue caratteristiche, ossia tutti i suoi punti sono coinvolti nella stessa tipologia di moto (rigido), di conseguenza le mutue distanze tra essi rimangono invariate rispetto ad un osservatore fisso indipendentemente dalla tipologia di spostamento. Con il termine 'osservatore' si intende un sistema cartesiano ortogonale, ad orientamento fissato, ossia per il quale l'origine, l'unità di misura delle lunghezze, i tre assi ortogonali orientati (con ciò si intende che gli assi  $x,y,z$  sono disposti come le dita pollice, indice e medio della mano destra) e un orologio per la misura del tempo, sono tutti completamente definiti [34].

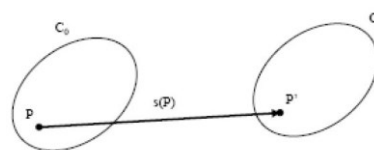


Figura 2.6: Il corpo rigido. [41]

Questa ipotesi ci permette di concludere che nel momento in cui conosciamo gli spostamenti di anche solo due punti, automaticamente, il campo di spostamenti  $s(P)$ , ossia l'insieme di tutti i possibili spostamenti ( $P' - P$ ), risulta completamente definito per qualsiasi punto del corpo iniziale, ossia del dominio iniziale. Il vettore posizione  $T$  contiene invece le informazioni su come sono avvenuti gli spostamenti del corpo rigido rispetto agli assi del sistema di riferimento globale (o assoluto) e quanto ognuno di questi sia ruotato rispetto all'asse analogo proprio di quest'ultimo.

## 2.4.1 Sistemi di riferimento

Al fine di poter sviluppare una vera e propria analisi del movimento, come si può evincere dai paragrafi precedenti, risulta fondamentale la definizione dei sistemi di riferimento in quanto, questo, ci dà la possibilità di identificare il sistema di coordinate con il quale descrivere posizione e orientamento di un qualsiasi segmento anatomico di interesse nel volume di registrazione utilizzato. Per poter derivare alcuni dei parametri biomeccanici di interesse come, per esempio, gli angoli articolari, si ha l'associazione dei sistemi di riferimento con i segmenti corporei in analisi, di conseguenza, arriviamo all'identificazione di tre possibili (diversi) sistemi di riferimento (SdR):

- **Globale:** definito arbitrariamente, generalmente a coincidere con quello di laboratorio. Risulta di fondamentale importanza per quanto affermato in precedenza, oltre che ad essere ricostruito dalle fotocamere del set up sperimentale che andremo a descrivere in seguito;
- **Locale:** associato al corpo umano, più comunemente al segmento corporeo di interesse, e quindi solidale ad esso, ciò significa che un qualsiasi punto anatomico di quel segmento osseo, per l'ipotesi di corpo rigido, non cambierà mai la sua posizione (le sue coordinate) rispetto all'origine di tale SdR locale. Questo sistema viene ricostruito a partire dalla reciproca posizione di tre marker (fisici e non) non allineati, posizionati secondo uno specifico protocollo di quelli che descriveremo in seguito;

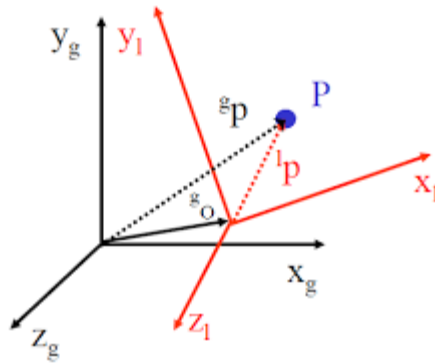


Figura 2.3: Rappresentazione della relazione tra SdR globale e locale [41]

- Anatomico, molto simile al concetto di SdR ma in questo caso viene definito a partire dai punti di repere anatomico;

Come già detto parlando del SdR locale, la costruzione di un sistema di riferimento avviene a partire da tre punti non allineati, scegliendo uno di questi come sua origine e quindi definendo i tre versori perpendicolari tra di loro. Ad esempio, se prendiamo in considerazione i tre generici punti non allineati  $P_1$ ,  $P_2$  e  $P_3$  e  $i, j, k$  versori del sistema di riferimento che vogliamo definire basterà porre  $O=P_1$ ,  $i=\text{vers}(P_2-P_1)$  e  $j=\text{vers}(i \wedge (P_3-P_1))$  e infine  $k=i \wedge j$ . Uno degli obiettivi dell'analisi del movimento risulta proprio quello di calcolare i parametri cinematici (posizioni, velocità, accelerazioni, angoli, momenti, ecc) a partire dal SdR locale, descrivendone posizione e orientamento rispetto a quello globale, o assoluto. Di conseguenza si otterrà un vettore  $T$ , ottenuto come distanza tra l'origine del SdR globale e quella del SdR locale, e una matrice  $R$ , definita dai coseni direttori degli angoli formati dagli assi del sistema di riferimento relativo al segmento anatomico di interesse rispetto a quello assoluto (i coseni direttori sono i coseni degli angoli convessi che una retta, o la retta su cui giace un vettore come in questo caso, forma con gli assi cartesiani).

## 2.4.2 Collocazione di un corpo rigido nello spazio

Una volta definiti un SdR globale ( $g$ ) e uno locale ( $l$ ), qualsiasi punto generico  $P$  nello spazio può essere individuato tramite la terna ordinata di coordinate che ne definiscono la posizione in riferimento ad uno dei due sistemi [35]. Di conseguenza, avremo che:

$$P^g = \begin{bmatrix} P_x^g \\ P_y^g \\ P_z^g \end{bmatrix}$$

sarà il vettore posizione di P per il SdR globale, mentre:

$$P^l = \begin{bmatrix} P_x^l \\ P_y^l \\ P_z^l \end{bmatrix}$$

sarà quello per il locale.

Interessante notare come conoscendo la posizione reciproca dei due sistemi di riferimento sia sempre possibile, a partire dalla conoscenza della posizione di P rispetto solo ad uno di essi, tramite un cambio di coordinate, risalire alla sua posizione rispetto all'altro SdR tramite la seguente relazione:

$$P^g = (R_l^g)(P^l) + (O_l^g)$$

dove abbiamo che  $O_l^g$  è il vettore posizione dell'origine del sistema locale rispetto al globale e  $R_l^g$  risulta essere la matrice di rotazione per passare dal sistema locale al globale di dimensione 3x3 in quanto un sistema rigido che si muove nello spazio ha 6 gradi di libertà (3 traslazioni e 3 rotazioni). Questa formulazione può essere resa più compatta come segue:

$$P^g = (T_l^g)(P^l)$$

Dove T risulta essere quindi la matrice di rototraslazione tra i due SdR ed è definita nel seguente modo:

$$R_l^g = \begin{bmatrix} \cos\theta_{x_g x_l} & \cos\theta_{x_g y_l} & \cos\theta_{x_g z_l} & O_{lx}^g \\ \cos\theta_{y_g x_l} & \cos\theta_{y_g y_l} & \cos\theta_{y_g z_l} & O_{ly}^g \\ \cos\theta_{z_g x_l} & \cos\theta_{z_g y_l} & \cos\theta_{z_g z_l} & O_{lz}^g \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

### 2.4.3 Posa di un sistema di riferimento

Dopo aver definito un sistema di riferimento, lo step successivo è quello della posa del SdR stesso sui segmenti corporei, tale passaggio si compone a sua volta di 5 fasi:

- 1) Note le posizioni dei marker nel SdR globale del laboratorio

$$P_i^g = \begin{bmatrix} P_{xl}^g(t) \\ P_{yl}^g(t) \\ P_{zl}^g(t) \end{bmatrix}$$

viene ricostruito un sistema locale per ogni segmento corporeo;

- 2) Si determinano le coordinate dei punti di repere anatomico rispetto al SdR tecnico del segmento corporeo corrispondente (mettere formulazione)
- 3) Ricostruzione dei punti di repere anatomico rispetto al SdR globale del laboratorio tramite l'espressione descritta nel paragrafo precedente

$$a_j^{tec} = \begin{bmatrix} x_j(t) \\ y_j(t) \\ z_j(t) \end{bmatrix}^{tec}$$

- 4) Ricostruzione della posizione e dell'orientamento di ciascun sistema anatomico rispetto al SdR globale

$$[R_{ana}^g(t), T_{ana}^g(t)] = f(a_1^g, 2, \dots, m(t))$$

- 5) Calcolo di posizione e orientamento relativo dei sistemi anatomici dei due segmenti adiacenti rispetto alla convenzione opportuna (questo per ogni articolazione)

$$[R_p^d(t), T_p^d(t)] = f(R_{ana}^g(t)_p, T_{ana}^g(t)_p, R_{ana}^g(t)_d, T_{ana}^g(t)_d)$$

Dove  $R_p^d$  e  $T_p^d$  fanno riferimento alla posizione e all'orientamento del sistema anatomico distale rispetto a quello prossimale, ossia quello più vicino al tronco.

#### 2.4.4 Angoli articolari

Esistono diversi metodi che permettono il calcolo degli angoli articolari per descrivere il moto rigido di un corpo attraverso la definizione dei sei parametri indipendenti descritti dalla matrice di rototraslazione T vista in precedenza. In particolare, abbiamo:

1. Calcolo dei tre spostamenti lineari e della sequenza ordinata di tre rotazioni attorno agli assi coordinati;
2. Calcolo dei tre spostamenti lineari e di un'unica rotazione attorno ad un asse;
3. Utilizzo degli assi di rototraslazione per spostamenti di ampiezza finita (FHA).

Tra queste, le strategie più utilizzate sono quelle della prima categoria descritta e tra le varie troviamo la convenzione di Eulero e quella di Grood & Suntay [23].

#### 2.4.4.1 Convenzione di Eulero

La convenzione di Eulero prevede, come primo step, il calcolo delle tre traslazioni che portano il SdR globale ad avere la stessa origine di quello locale, la quale rimarrà fissa per tutto il resto delle operazioni. Viene fissata una posizione mutua dei due SdR di modo che gli assi dei due sistemi non siano sovrapposti e non coincidano tra di loro gli assi  $Z$  che vengono quindi ad intersecarsi in una retta detta linea dei nodi. A questo punto, si può portare il sistema “mobile” locale a coincidere con quello “fisso” globale mediante tre rotazioni specifiche: gli angoli di queste rotazioni forniranno i parametri ricercati. Siano  $i, j, k$  i versori degli assi del SdR locale ed  $e_1, e_2, e_3$  quelli del SdR globale. Sia  $n$  il versore della linea dei nodi orientato in modo che la terna formata con  $k$  e  $e_3$ , rispettivamente i versori di  $z_{loc}$  e  $z_{glo}$ , sia positivamente orientata. Siano  $\theta, \varphi, \psi$  i tre angoli rispettivamente formati dalle coppie di versori  $(k, e_3), (n, i), (e_1, n)$ .

Gli angoli da andare a calcolare saranno quindi i seguenti:

1. L'angolo di nutazione, ossia un angolo  $\varphi$  di rotazione attorno a  $z_{loc}$  che porta l'asse delle  $x_{loc}$  a coincidere con linea dei nodi;
2. L'angolo di rotazione propria, ossia un angolo  $\psi$  di rotazione attorno all'asse  $Y_{glo}$  che porta la linea dei nodi a coincidere con l'asse delle  $Z_{glo}$  e quindi con l'asse delle  $x_{loc}$  ;
3. L'angolo di precessione, ossia di un angolo  $\theta$  attorno alla linea dei nodi, che porta l'asse delle  $z_{loc}$  a coincidere con l'asse delle  $Y_{glo}$

Di conseguenza, abbiamo che gli angoli di Eulero risultano indefiniti per tutte quelle posizioni del SdR locale in cui l'asse  $z$  viene a sovrapporsi con quello del sistema globale

Si ottiene quindi la seguente relazione di prodotti matriciali:

$$R_j^g = R_z(\varphi)R_x(\psi)R_y(\theta)$$

Con questa convenzione, però, gli angoli risultanti cambiano notevolmente a seconda della sequenza utilizzata e non presentano una specifica valenza anatomica in quanto dipendono dagli assi scelti e dalla sequenza di rotazione presa in considerazione, il che porterebbe delle inevitabili imprecisioni a livello clinico

#### 2.4.4.2 Convenzione di Grood & Suntay

Al fine di avere una ricostruzione del SdR locale attorno al globale senza le limitazioni, come osservato con la convenzione di Eulero, viene per l'appunto utilizzata quella di Grood & Suntay, la quale risulta indipendente dalle rotazioni successive. Anche in questo caso si hanno tre passaggi:

1. Una prima rotazione di un angolo  $\alpha$  attorno all'asse di flessione-estensione del sistema anatomico prossimale che verrà indicato come  $e_1$ ;

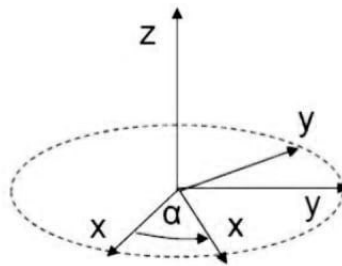


Figura 2.7: Prima rotazione attorno all'asse di flessione-estensione. [41]

2. La seconda rotazione riguarda l'angolo  $\beta$  che viene fatto ruotare attorno all'asse di intra-extra rotazione del segmento anatomico distale dopo che è avvenuta la prima rotazione. L'asse viene chiamato asse flottante e viene indicato come  $e_3$ ;

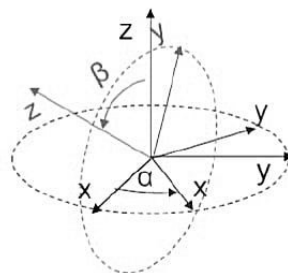


Figura 2.8: Seconda rotazione intorno all'asse di intra-extra rotazione. [41]

3. La terza e ultima rotazione avviene sull'angolo  $\gamma$  attorno all'asse di ab-adduzione del segmento anatomico distale, dopo aver effettuato le altre due rotazioni. Tale asse viene indicato come  $e_2$ .

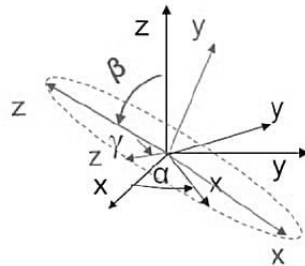


Figura 2.9: Terza rotazione attorno all'asse di ab-adduzione. [41]

Avremo quindi che la prima rotazione corrisponde alla rotazione articolare di flessione-estensione, la seconda sarà quella di intra-extra rotazione mentre l'ultima quella di ab-adduzione dell'asse flottante (F).

## 2.5 Stereofotogrammetria

Una delle tecniche maggiormente utilizzate in ambito di analisi cinematica è quella della stereofotogrammetria, la quale si basa sul rilevamento, tramite dei sistemi optoelettronici della posizione di marcatori, o *marker*, delle sfere retroriflettenti posizionate sulla superficie corporea secondo dei protocolli ben precisi.

Esistono due possibili tipologie di marker:

- Attivi, dotati ossia di diodi i quali emettono luce nello spettro degli infrarossi;





Figura 2.10: Esempio di applicazione con marker attivi. [55]

- Passivi, con una geometria sferica per una migliore e completa visualizzazione in materiale plastico o simile ricoperti con una pellicola catarifrangente.



Figura 2.11: Esempio di marker passivi. [56]

La tipologia di marker determina la tipologia di sistema optoelettronico utilizzato: per i secondi e richiesta una strumentazione in grado di emettere luce, generalmente un segnale infrarosso con lunghezza d'onda tra 780-820 nm. Per i marcatori attivi, in quanto l'emissione è gestita proprio dal marcatore stesso, questo tipo di requisito per la strumentazione non è richiesto, ma l'unica necessità è quella di un collegamento via cavo ad una sorgente di alimentazione, aspetto che potrebbe limitare l'applicabilità dello studio in quanto il volume di analisi potrebbe risultare fortemente limitato. In ogni caso i marker vengono posizionati secondo regole specifiche sul corpo del soggetto in analisi a seconda del protocollo seguito e vengono individuati dalle telecamere come punti luminosi sulla scena, generalmente di colore bianco. Ogni videocamera, insieme al suo obiettivo, viene descritta

tramite un modello matematico e l'immagine acquisita non è altro che una proiezione bidimensionale di una scena in tre dimensioni.

Per digitalizzare un movimento, qualsiasi esso sia, e quindi fornirne un'interpretazione matematica, si utilizza la *Motion Capture*, che consente la registrazione del movimento del corpo umano o di un qualsiasi altro tipo di oggetto al fine di rendere il movimento facilmente fruibile come input per successivi studi ed elaborazioni. L'obiettivo finale della stereofotogrammetria risulta essere quello di, dato un punto che si muove all'interno di un volume di registrazione, ricostruire la posizione che esso ha all'interno in riferimento al SdR del volume stesso in ciascun istante di tempo secondo la frequenza di campionamento applicata, cioè le sue coordinate 3D  $(x,y,z)$ .

Per poter definire la sua posizione nello spazio è necessario che il punto venga osservato da due telecamere distinte e sincronizzate (con i punti focali non coincidenti) secondo quello che si chiama processo di triangolazione. La prima cosa da fare è definire un sistema di assi ortogonali che risulti solidale al laboratorio. La posizione del punto P viene calcolata come P1 sul piano immagine (quindi bidimensionale) della prima telecamera e come P2 sul piano della seconda. Ora, noti i punti nodali N1 e N2, posizione e orientamento dei piani principali, ossia quelli che vengono definiti parametri di sistema e implementandoli con i punti P1 e P2 risulta quindi possibile definire completamente il modello matematico stereofotogrammetrico e tramite l'applicazione di questo ultimo e delle informazioni in nostro possesso, risalire alle coordinate tridimensionale dell'oggetto nel volume di registrazione.

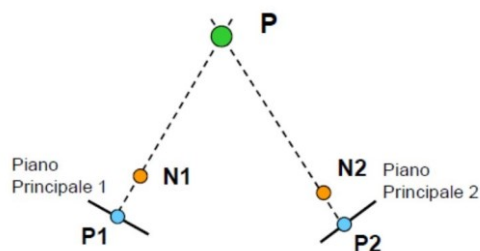


Figura 2.12: Ricostruzione della posizione del punto P a partire dalle sue proiezioni P1 e P2. [41]

## 2.5.1 Calibrazione del sistema optoelettronico

Al fine di determinare i parametri di sistema delle telecamere, ossia quei parametri geometrici tramite i quali è possibile passare dalle informazioni planari a quelle tridimensionali, si rende necessaria la loro calibrazione. La calibrazione dell'ottica ha lo scopo di poter avere informazioni metriche sulla scena rilevata, ossia dati due punti sul piano immagine, risulta possibile conoscerne la distanza. Inoltre, risulta possibile ottenere le informazioni sulla posizione relativa della telecamera rispetto al SdR del laboratorio.

Questi parametri di sistema possono essere divisi in due categorie:

- Parametri interni: tra di questi troviamo la lunghezza focale, le coordinate del piano principale e i coefficienti di distorsione;
- Parametri esterni: qui abbiamo la posizione del sistema di riferimento delle diverse telecamere rispetto al SdR assoluto.

Ogni costruttore definisce, per il proprio sistema di acquisizione, il metodo più appropriato per la sua calibrazione che, solitamente, risulta, indipendentemente dal sistema stesso, articolarsi in due fasi:

1. Calibrazione dinamica, nella quale tramite una bacchetta (*wand*) avente due o più marker disposti a distanza note, viene mossa all'interno del volume di interesse in modo che il sistema individui i confini del volume di lavoro. Inoltre, tramite questa operazione di ottimizzazione dell'accuratezza della rilevazione della distanza dei marker della bacchetta su tutto il volume, si calcolano i parametri di calibrazione delle telecamere
2. Calibrazione statica, nella quale inserendo un oggetto all'interno del volume di misura stesso, generalmente un insieme di aste a formare almeno due assi coordinati e avente dei marker di cui risultano note le posizioni relative per definire il SdR del laboratorio. Questa fase dura generalmente un paio di secondi, il sistema andrà ad assumere come SdR fisso quello formato dall'oggetto di calibrazione utilizzato

Grazie ai parametri di sistema è quindi possibile andare ad eseguire le seguenti operazioni:

- La trasformazione di coordinate dal sistema assoluto a quello della telecamera localizzato nel centro di prospettiva
- La trasformazione prospettica dallo spazio 3D allo spazio 2D della camera
- Trasformazione 2D dal sistema di coordinate del piano immagine al sistema di riferimento del sensore

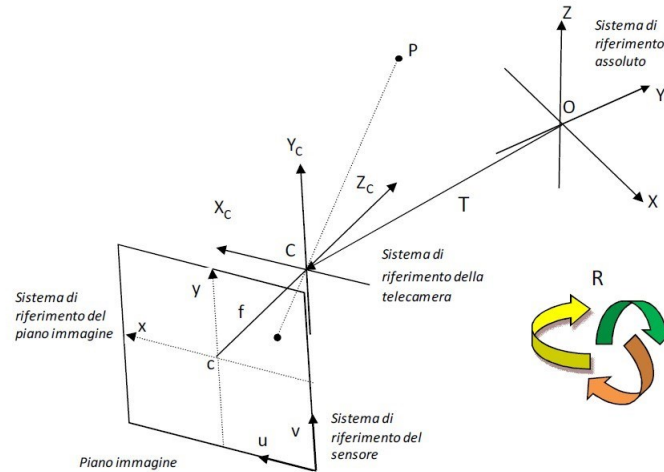


Figura 2.13: Proiezione sul piano immagine di un punto P nello spazio 3D. [41]

Il primo step da seguire ai fini di calibrare correttamente il sistema è quello di definire il modello matematico delle telecamere. Nella maggior parte dei casi si ricorre a quello del foro stenopeico, comunemente conosciuto come modello *pin-hole*, in cui si interpreta l'ottica come un foro di diametro infinitesimo posto al centro di prospettiva.

Di conseguenza, un raggio di luce proveniente dal punto generico P dello spazio attraverserà il foro e inciderà sul punto p del piano immagine. Ora, prendendo in considerazione una terna cartesiana con l'origine posta nel centro della prospettiva della camera e l'asse Z coincidente con l'asse ottico, si ottiene la seguente relazione tra le coordinate  $(x_p, y_p)$  sul piano immagine e quelle  $(X_p, Y_p, Z_p)$  espresse nel SdR delle camera  $(C, X_c, Y_c, Z_c)$  dei punti p e P rispettivamente:

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \end{pmatrix} = -f \begin{pmatrix} \frac{1}{z_p} & 0 \\ 0 & \frac{1}{z_p} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \end{pmatrix}$$

Dove  $f$  risulta essere la lunghezza focale, ossia la distanza che intercorre tra il centro di prospettiva della camera e il piano immagine. La formula precedente può essere, ovviamente, riscritta tramite le coordinate omogenee come segue:

$$\lambda \begin{pmatrix} X_p \\ y_p \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{pmatrix}$$

Bisogna però far notare che il sensore della camera presenta un proprio SdR centrato nell'angolo inferiore destro del piano immagine, nel quale troviamo descritte le coordinate 2D in uscita dalla camera. Date le dimensioni orizzontale e verticale di un qualsiasi pixel  $(k_u, k_v)$  e le coordinate del punto principale  $(u_0, v_0)$  (sarebbe il punto di intersezione della perpendicolare condotta dal centro di proiezione con in piano di proiezione), le coordinate  $(u, v)$  del punto  $p$  saranno, nel SdR del sensore:

$$P = \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{k_u} & 0 & u_0 \\ 0 & \frac{1}{k_v} & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{pmatrix}$$

Essendo poi il punto P originariamente espresso rispetto al SdR assoluto (O,X,Y,Z) si ha:

$$P_p = \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_a \\ Y_a \\ Z_a \\ 1 \end{pmatrix}$$

Dove la matrice formata da R e T risulta essere la matrice di rototraslazione per il cambio di sistema di riferimento come visto nei paragrafi in precedenza. Compattando il tutto abbiamo che il modello *pin-hole* della camera può essere espresso come una matrice 3 X 4 ottenuta come composizione delle tre precedenti espressioni:

$$A = \begin{pmatrix} \frac{1}{k_u} & 0 & u_0 \\ 0 & \frac{1}{k_v} & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Una volta definito il modello delle telecamere si passa alla calibrazione delle stesse, ovvero alla definizione dei parametri geometrici utilizzando, come anticipato, punti di controllo distribuiti internamente al volume di calibrazione. Abbiamo diversi metodi di risoluzione possibili tra cui:

- La soluzione in forma chiusa delle equazioni di collinearità assumendo note le coordinate dei punti di controllo
- Utilizzo di punti di controllo le cui coordinate non sono note e parametri di calibrazione che vengono iterativamente stimati

## 2.5.2 Ricostruzione e tracking

Una volta conclusa la calibrazione, sarà possibile risalire alla posizione di qualunque marker all'interno del volume di lavoro. In questo caso, come anticipato, si ricorre alla procedura di triangolazione per la quale si ha che, quando almeno due telecamere distinte riprendono allo stesso tempo un punto nello spazio, allora risulterà possibile, a partire dalle immagini formatesi sui piani principali delle telecamere e dalla conoscenza della posizione dei punti nodali (ossia il centro ottico dell'obiettivo) e della posizione e orientamento dei piani principali, ricostruire la posizione di quel punto tramite semplici procedure di retroproiezione.

Il punto quindi ricostruito coinciderà con l'intersezione delle rette che originano dalle coordinate 2D sul piano immagine di ciascuna telecamera e passano dal relativo centro ottico dell'obiettivo. A causa del rumore, però, tali rette potrebbero, in alcuni casi, risultare sghembe e quindi la proiezione del punto si ottiene per soluzione ai minimi quadrati (*least square method*) delle equazioni di collinearità.

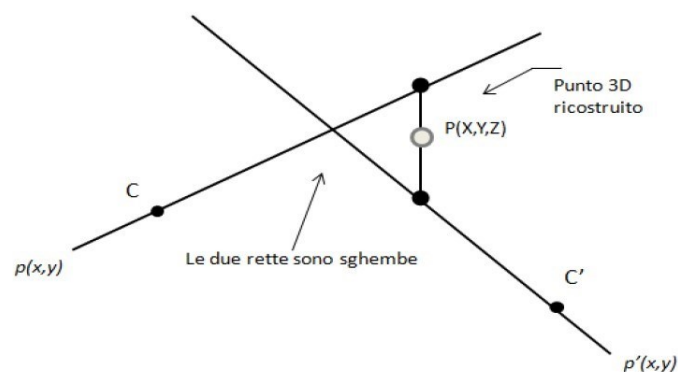


Figura 2.14: Ricostruzione tramite triangolazione in presenza di rumore. [41]

A questo punto viene effettuato il riconoscimento, sia automatico che manuale, dei marcatori, operazione che viene definita *labelling*, che deve però essere prima completata opportunamente dalla ricostruzione vera e propria delle traiettorie (*tracking*). Questo passaggio può essere svolto secondo approcci differenti:

- Basandosi sulla regolarità della traiettoria, andando quindi ad utilizzare stimatori ricorsivi dello stato di sistemi dinamici che vanno a calcolare la posizione del marcatore in base alle misure ottenute nell'istante precedente e ad algoritmi di predizione
- Sfruttando conoscenze a priori su alcune caratteristiche dello studio, come la forma del soggetto o la tipologia di movimento eseguito. In questo caso, meno generalizzabile del primo, avremo che

i marcatori vengono disposti su corpi rigidi, cosicché distanze ed angoli risultino costanti, e possano quindi essere utilizzati per risolvere il problema di identificazione

In generale, si ha che la complessità dell'operazione di *tracking* è legata al numero di marcatori utilizzati e al tipo di gesto compiuto dal soggetto in analisi

### 2.5.3 Errori e artefatti in stereofotogrammetria

Una volta calcolate le coordinate 3D e le traiettorie dei marcatori, è possibile stimare la cinematica articolare. Per questa operazione è necessario ricostruire posizione e orientamento relativo di tutti i SdR solidali con i segmenti ossei presi in esame. L'accuratezza di questo passaggio operativo risulta di particolare importanza per poter poi sfruttare i risultati in futuro per diversi scopi, primo tra i quali quello della decisione clinica. La bontà del risultato ottenuto però, non è sempre garantita, e non sempre è possibile ottenerla, in quanto diverse sono le possibili fonti di errore che possono presentarsi portando ad un'errata determinazione delle coordinate dei marcatori nello spazio (*Cappozzo et al., 2005*). Le principali tipologie di errore, o artefatto, sono:

- Errori strumentali: stiamo parlando di errori intrinseci al sistema di misura stereofotogrammetrico stesso a causa dei quali, anche in condizioni statiche, le coordinate semplicemente ricostruite, in diversi istanti di tempo, non risultino costanti. Tali errori strumentali possono, a loro volta, essere: sistematici, in genere a bassa frequenza e generalmente dipendenti da un'errata calibrazione del sistema, o casuali, quindi rappresentabili come variabili aleatorie imprevedibili in termini di intensità, generalmente ad alta frequenza e prodotti da rumore elettronico (*flickering*) e dalla quantizzazione intrinseca della digitalizzazione, con la quale le coordinate immagine vengono sostituite da valori numerici. Per i primi risulta necessario ricorrere a una quantificazione degli stessi attraverso i cosiddetti *spot checks*, i quali consistono in una serie di prove atte a verificare la bontà del sistema e del mantenimento delle sue prestazioni. I secondi invece possono essere contenuti tramite il filtraggio nel dominio del tempo o delle frequenze (es. filtro *Butterworth* con frequenza di taglio che dipende dal tipo di task in analisi);
- Errori nella individuazione dei punti di repere anatomico: questa tipologia di errore può essere dovuta al fatto che proprio i punti di repere spesso non sono veri e propri punti, bensì superfici oppure, in altri casi, dalla presenza di uno strato di tessuto molle più o meno spesso che li ricopre;

- Artefatti da tessuto molle: tali errori trovano la loro causa in effetti inerziali, nella deformazione o nello scorrimento della pelle (generalmente in prossimità delle articolazioni) e dalle deformazioni dovute alle contrazioni muscolari in corrispondenza di un cluster di marcatori. Questa tipologia di artefatto può essere causa della variazione delle distanze relative tra i marcatori appartenenti al medesimo cluster così come dello spostamento rigido del cluster al completo rispetto al segmento osseo a cui esso si riferisce;

## 2.5.4 Compensazione e quantificazione degli artefatti

La quantificazione, e di conseguenza la limitazione (detta più precisamente compensazione) degli errori strumentali sono sempre possibili, anche se in alcuni casi, come per gli errori nella individuazione dei punti di repere anatomico, risultano più complesse da effettuare. La fonte di errori più critica risulta essere sicuramente quella degli artefatti da tessuto molle in quanto non è possibile attenuarli con il semplice filtraggio così come accennato in precedenza, in quanto il loro contenuto in frequenza è pari a quello della cinematica dei segmenti corporei che nel caso di applicazione di un filtro passa banda, risulterebbe più difficilmente ricostruibile.

Per quanto riguarda l'individuazione dei punti di repere anatomico e il posizionamento corretto dei marker su di essi, il problema risiede nel fatto che, l'eventuale errore che si può venire a verificare si andrà a propagare al calcolo della posa del SdR e di conseguenza a quello degli angoli articolari. Questa tipologia di errore può essere limitata dando delle direttive precise e scegliendo dei punti di repere facilmente localizzabili quindi, generalmente, si parla di prominenze ossee facilmente palpabili. Per testare quindi la robustezza del protocollo, argomento di cui si parlerà nei prossimi paragrafi, vengono effettuate tre diverse tipologie di test di validazione:

- Intra-operatore: in questo caso la stima dell'errore avviene tramite la misura della variabilità nel calcolo delle coordinate del punto di repere anatomico posizione da uno stesso operatore sullo stesso soggetto ripetutamente nella stessa posizione di acquisizione;
- Inter-sessione: in questo caso la stima dell'errore avviene tramite la misura della variabilità nel calcolo delle coordinate del punto di repere anatomico posizione da uno stesso operatore sullo stesso soggetto in due diverse sessione di acquisizione separate da almeno una settimana;
- Inter-operatore: in questo caso la stima dell'errore avviene tramite la misura della variabilità nel calcolo delle coordinate del punto di repere anatomico posizione da diversi operatori (minimo tre) sullo stesso soggetto ripetutamente nella stessa posizione di acquisizione;



Conseguentemente a tali prove viene verificato quali risultano essere gli angoli più robusti rispetto alla ripetibilità ed eliminati dal calcolo quelli più “deboli”.

Per la risoluzione degli artefatti da tessuto molle, ossia errori di carattere tempo-variante come si può evincere dalla loro descrizione, inizialmente si era provato con l'utilizzo di placche rigide in modo che le distanze tra i marcatori formanti il cluster rimanessero invariate ma, a causa del peso elevato proprio delle placche stesse, risolvendo l'artefatto da tessuto molle si introduceva un'altra tipologia di errore, ossia l'accelerazione di massa, che si sovrappone alle traiettorie dei punti di reperi che si sta cercando di costruire.

Un cluster di marcatori, proposto per la prima volta nel 1995 da Capozzo et al., si compone di una placca rigida di plastica alle cui estremità troviamo i marker: questo andrà a costituire il SdR locale associato a quello sottostante che non si deforma e non scorre: questo ci permette di mantenere l'ipotesi di corpo rigido, che come sappiamo, risulta fondamentale per poter applicazione tutte le relazioni viste in precedenza.

Altre soluzioni sono state quelle di posizionare il cluster direttamente sulla cute o su delle fasce elastiche: come si può intuire, in questo caso, il problema risiede nel garantire l'invariabilità delle distanze reciproche tra i marcatori formanti il cluster, in quanto se quest'ultimo dovesse subire delle deformazioni anche il relativo SdR si andrà a modificare rispetto all'osso sottostante.

## 2.5.5 Fasi dinamiche

In dinamica si mantiene l'informazione relativa a come il cluster fosse orientato durante l'acquisizione statica, tutto in riferimento ai punti di reperi infatti, non vengono più acquisite le coordinate dei marker, anche se questi vengono comunque lasciati addosso al paziente, per permettere l'analisi della velocità. La compensazione avverrà tramite degli argomenti creati per modellare i fenomeni di deformazione del corpo rigido, ossia per ricostruire la deformazione del cluster e associarla di conseguenza all'osso sottostante. Esistono diversi di questi metodi che, però, non verranno trattati all'interno di questo trattato, ma che vengono comunque menzionati di seguito: Solidificazione (Czech et Al., 1995), Modellazione della superficie deformabile (Ball e Pierrynowski, 1998), Point Cluster Technique (Andriacchi et al., 1998), Calibrazione dinamica (Lucchetti et al., 1998), Ottimizzazione globale (Lue O'Connor, 1999) e Calibrazione multipla (Cappello et al. 1997).

## 2.6 Protocolli per l'analisi cinematica

Quando si parla di protocollo si fa riferimento ad un insieme di procedure standard che consentono di acquisire la camminata del soggetto in analisi e di elaborarne i dati sia cinematici che dinamici. Esso si descrive tramite la definizione del set di marcatori che consentono di ricavare la posizione migliore per i vari SdR tecnici e anatomici, la convenzione per gli angoli articolari ed il metodo di stima dei parametri inerziali.

Tra i vari, i requisiti da considerare nella scelta del protocollo da utilizzare in uno studio possono essere:

- Possibilità di riuscire a vedere ogni marker con almeno due telecamere tenendo conto anche di visibilità e eventuali occlusioni
- Semplicità di applicazione dei marcatori in termini di tempo, palpazione e identificazione dei punti di repere
- Riduzione di eventuali ingombri per il soggetto (es. pazienti pediatrici)
- Affidabilità nella definizione dei piani anatomici
- Tridimensionalità, ossia almeno tre marcatori, non allineati, per ogni segmento anatomico
- Velocità di preparazione del paziente soprattutto nel caso di pazienti con eventuali patologie
- Riduzione del tempo per la raccolta dati
- Variabilità dei risultati inter-operatore, intra-operatore e intra-soggetto

Andremo ora ad analizzare alcuni dei più importanti protocolli che si sono succeduti negli ultimi decenni e che hanno portato alla definizione di quelli che oggi vengono maggiormente analizzati in campo di analisi del movimento, per studi come quello affrontato nel seguente lavoro di tesi.

### 2.6.1 Protocollo Helen-Hayes (Kadaba et Al., 1990) [27]

Questo protocollo, sviluppato nel 1990 da Kadaba et Al., ancora oggi risulta essere uno dei più utilizzati per l'analisi quantitativa del cammino al fine di quantificare le differenze tra i pattern locomotori di soggetti sani e patologici. Generalmente i dati che vengono collezionati riguardano le posizioni relative e l'orientamento dei segmenti corporei, le *ground reaction forces*, le distanze relative tra i segmenti e le attività muscolari degli arti inferiori. Per gli angoli articolari si ricorre alla convenzione di Eulero descritta in precedenza seguendo la sequenza di rotazioni rispettivamente su  $x, z, y$ .

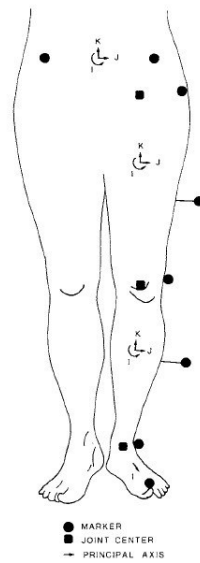


Figura 2.15: Configurazione dei marker per il protocollo Helen-Hayes. [41]

Come si può vedere in Figura 2.15 i marker vengono posti nelle seguenti posizioni:

- Due marcatori sulla spina iliaca superiore destra e sinistra (ASIS);
- Un marcatore su un bastoncino in corrispondenza del sacro, posizionato tramite una piastra triangolare a sua volta legata al corpo tramite una fascia elastica;
- Un marcatore sul gran trocantere;
- Una bacchetta sulla coscia e una sulla tibia, piazzate con lo stesso metodo visto per la precedente;
- Un marcatore sull'epicondilo femorale laterale;
- Un marcatore sul malleolo laterale;
- Un marcatore tra la seconda e la terza testa metatarsale;

Il posizionamento tramite bacchette (che in questo riguarda ben tre punti) rappresenta una criticità di questo protocollo, in quanto le bacchette stesse, durante il cammino, effettueranno dei movimenti sia a causa della contrazione muscolare, sia per il movimento vero e proprio, ciò comporta che l'allineamento tra marcatore e bacchetta non è sempre certo. In ogni caso bacchette e punti di repere anatomico evidenziati tramite marcatori vengono utilizzati per definire i SdR tecnici mentre sulle articolazioni si utilizzano i SdR anatomici centrati nel centro derivato tramite calcolo delle articolazioni stesse.

Anche il posizionamento sul sacro, in quanto formato da tre vertebre fuse, risulta critico visto che la palpazione non permette sempre una corretta distinzione tra le tre parti coinvolte. Il posizionamento del marcatore su una vertebra piuttosto che l'altra fa sì che l'angolo di flesso-estensione cambi notevolmente in quanto inclinato in modo diverso. Per ovviare a questo problema si posizionano due

marcatori sulle spine iliache posteriore (PSIS) e si calcola il punto medio, di modo che in tutte le misurazioni si abbia lo stesso punto di riferimento e la posizione del sacro sia la medesima in quanto le PSIS sono facilmente identificabili tramite palpazione.

I piani anatomici, di conseguenza, con questo protocollo, non risultano sempre univocamente identificabili e ripetibili. Al fine di ovviare a queste criticità è stato quindi definito il protocollo Davis; in ogni caso, il protocollo appena descritto rimane ancora oggi uno dei più utilizzati su scala globale non solo in campo medico.

## 2.6.2 Protocollo Davis (Davis et Al., 1991) [17]

Sviluppato nel 1991, quindi solo un anno dopo il protocollo Helen-Hayes, nasce come la versione “migliorata” proprio di quest’ultimo, e rappresenta oggi uno degli standard per applicazioni concernenti studi su soggetti affetti da paralisi cerebrale, ictus e altre patologie riguardanti il sistema nervoso. Il protocollo propone l’acquisizione del movimento di un soggetto su cui è stato applicato il marker-set così come definito in tabella ... oltre alla rilevazione di alcune misure antropometriche quali il peso, l’altezza, la lunghezza della tibia, la distanza tra i condili femorali, la distanza tra le spine iliache superiori e la distanza verticale tra le spine iliache superiori e il gran trocantere sul piano sagittale, con il soggetto in posizione supina. Tutte queste misure servono a tenere traccia delle masse dei vari segmenti anatomici e di conseguenza dei loro momenti d’inerzia.

<b>Struttura ossea</b>	<b>Descrizione</b>	<b>Acronimo</b>
Tronco	Giunzione sterno-clavicolare destra	RS
	Giunzione sterno-clavicolare sinistra	LS
	Apofisi spinosa	N
Bacino	Spina iliaca superiore anteriore destra	R
	Spina iliaca superiore anteriore sinistra	B
	Sacro	H
Femore	Gran Trocantere	RH
	Femore	RF

	Epicondilo femorale	RK
Gamba	Testa fibula	RP
	Tibia	RB
	Malleolo laterale	RA
Piede	Seconda testa metatarsale	RT
	Calcagno	RQ

Tabella 2.1: Marker set del Protocollo Davis.

Viene fatta un'acquisizione statica del soggetto in posizione eretta per qualche secondo al fine di ottenere una stima dei centri di rotazione articolari. Insieme alle misure per la dinamica, è possibile ricavare le misure cinematiche dei segmenti corporei quali angoli articolari, velocità ed accelerazioni. La convenzione angolare utilizzata è sempre quella di Eulero, come per il protocollo Helen-Hayes ma con una sequenza di rotazioni differente:  $y,x,z$ .

La visibilità risulta essere uno dei punti di forza di questo protocollo, in quanto tutti i marker sono posizionati sui lati esterni dei segmenti corporei: tuttavia, nel caso di acquisizioni di movimenti rapidi ed intensi le bacchette possono essere soggette a vibrazioni. Conclusasi l'acquisizione statica, verrà richiesto al soggetto di iniziare a camminare a partire da un punto fisso con un'andatura normale per un numero di ripetizioni sufficienti a garantire la ripetibilità dell'analisi.

Dalle traiettorie dei marker, ricostruite tramite il *MoCap System*, si ottengono gli spostamenti relativi dei segmenti corporei, gli angoli articolari, le velocità e le accelerazioni dei segmenti corporei. Sulla base di equazioni che utilizzano le misure antropometriche si calcolano, infine, i centri di rotazione articolari.

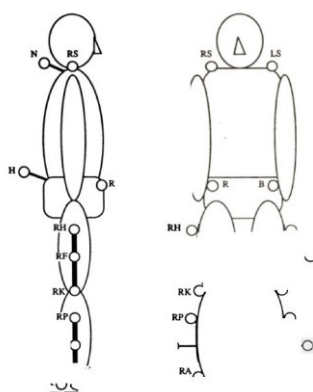


Figura 2.16: Configurazione del markerset nel protocollo Davis. [41]

### 2.6.3 Protocollo CAST (Cappozzo et Al., 1995) [12]

Questo protocollo, acronimo di *Calibrated Anatomical System Technique* definito da Cappozzo et Al. si pone l'obiettivo di descrivere quantitativamente parlando la dinamica e la cinematica articolare utili sia per le applicazioni cliniche che nel campo della ricerca, introducendo in concetto di *calibrazione anatomica*.

L'obiettivo finale era quello di fornire un protocollo sperimentale per la stima dei SdR anatomici solidali con i segmenti ossei adiacenti che, come sappiamo, risultano di fondamentale importanza per la definizione di posizione e orientamento del segmento osseo stesso.

Il primo step prevede la definizione di un SdR tecnico per ogni segmento anatomico a partire dalle coordinate globali dei marcatori che, in ogni caso, come evidenziato da Cappozzo et al., sarà comunque il risultato di una stima, a causa di possibili errori strumentali e artefatti sperimentali. Particolarità del protocollo è quella del posizionamento dei marker appartenenti ai diversi cluster in zone dove lo slittamento dei tessuti rispetto all'osso sottostante risulta notevolmente ridotto, ciò al fine di minimizzare i possibili artefatti da movimento che potrebbero venire a presentarsi. Con lo step successivo si ha l'identificazione dei punti di repere anatomico ricostruendone la posizione rispetto ai SdR tecnici definiti nel passo precedente, in quella procedura che viene comunemente chiamata "calibrazione anatomica" e che può essere portata avanti secondo due diverse modalità:

1. Nel primo caso si colloca un marker sulla prominenza ossea d'interesse e se ne determinano le coordinate nel SdR tecnico, sfruttando le coordinate dei marcatori che identificano il cluster sul segmento osseo sotto analisi. Viene poi effettuata l'acquisizione statica del soggetto in posizione eretta in modo che tutti i marker siano visibili e tale procedura viene poi riproposta per ogni punto di repere anatomico. I marker utilizzati per l'identificazione dei punti di repere vengono poi rimossi prima che venga effettuato l'atto motorio
2. Viene utilizzata una *wand* sulla quale sono posizionati due marker sferici a una nota distanza nota dalla punta della bacchetta stessa. *La wand* viene indirizzata sulla prominenza ossea stessa così come raffigurato in figura ... . Sfruttando poi la distanza tra marker e bacchetta e la sua lunghezza complessiva si ricostruisce la posizione dei punti di repere anatomico nel SdR tecnico. Anche in questo caso, sia i marker appartenenti alla bacchetta, sia quelli appartenenti al cluster devono essere visibili ad almeno due telecamere. Anche in questa procedura, ogni passaggio viene ripetuto per ogni punto di repere anatomico. Questa

metodologia risulta più applicabile rispetto alla precedente, soprattutto qualora il punto di repere anatomico dovesse trovarsi in una posizione particolarmente scomoda.

Nello studio di Cappozzo et al. viene inoltre posto l'accento sul fatto che la posizione di un punto di repere anatomico nel relativo SdR potrebbe essere definita partendo dal presupposto che, durante una determinata postura, questa possa coincidere con quella di un altro punto di repere calcolabile più facilmente.

I cluster tecnici per i vari segmenti ossei e le informazioni derivate dalla calibrazione anatomica verranno utilizzate per definire il SdR anatomico. Per il cluster tecnico viene utilizzata una placca rigida o quattro marcatori in ogni caso piazzati in una zona dove lo slittamento sia minimo e di conseguenza trascurabile. I punti di repere anatomico definiti nella calibrazione anatomica sono ricostruiti rispetto al SdR globale. Ciò comporta che, una volta conclusasi la calibrazione anatomica e rimossi i marcatori o la bacchetta, i punti ricostruiti risulteranno essere la rappresentazione dei marker virtuali non rilevabili durante le acquisizioni dinamiche almeno che non si utilizzi un cluster tecnico di riferimento.

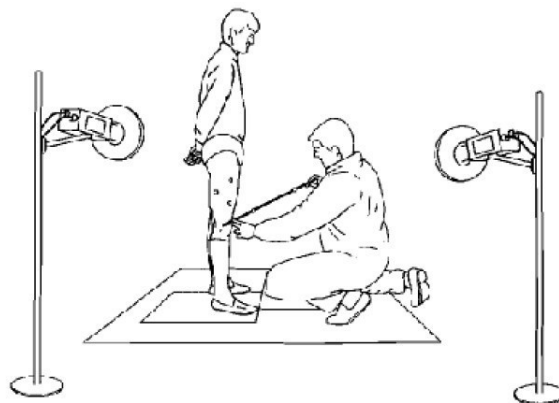


Figura 2.17: Calibrazione tramite bacchetta dei punti di repere anatomico del femore. [41]

A questo punto, tramite alcune espressioni matematiche, le coordinate dei punti nel SdR globale vengono trasformate a quelle del cluster tecnico di modo da definire l'orientamento del SdR tecnico istante per istante. Grazie poi all'assunzione dell'ipotesi di corpo rigido, la posizione dei marker virtuali rispetto al sistema solidale risulta costante, di conseguenza facilmente derivabile. Di conseguenza, conoscendo la relazione tra il sistema di riferimento tecnico e quello globale, è possibile ricostruire i punti di repere nelle coordinate globali, definire il sistema di riferimento anatomico istante per istante e calcolare gli angoli articolari. I punti di repere anatomico vengono di seguito definiti:

<b>Struttura ossea</b>	<b>Descrizione</b>	<b>Acronimo</b>
Pelvi	Spina iliaca superiore anteriore	ASIS
	Spina iliaca superiore posteriore	PSIS
	Centro dell'acetabolo	AC
Femore	Centro della testa del femore	FH
	Prominenza del gran trocantere	GT
	Epicondilo mediale	ME
	Epicondilo laterale	LE
	Apice antero-laterale della superficie patellare	LP
	Apice antero-mediale della superficie patellare	MP
	Condilo laterale	LC
	Condilo mediale	MC
Gamba	Eminenza intercondiloidea	IE
	Prominenza della tuberosita' tibiale	TT
	Apice della testa della fibula	HF
	Apice distale del malleolo mediale	MM
	Apice distale del malleolo laterale	LM
	Punto mediale della superficie tibiale	MMP
	Punto laterale della superficie laterale	MLP
Piede	Prominenza esterna del calcagno	CA
	Dorsale della prima testa metatarsale	FM
	Dorsale della quinta testa metatarsale	SM

Tabella 2.2: Punti anatomici secondo il protocollo CAST.

Durante l'acquisizione dinamica i marker utilizzati per identificare i punti di repere vengono rimossi. Una particolarità di questo protocollo è che il numero dei punti di repere risulta ridondante,



consentendo una migliore stima dei SdR, per la definizione dei piani anatomici e per la ricostruzione grafica dell'osso. In questo caso la convenzione angolare utilizzata è quella di *Good & Suntay*.

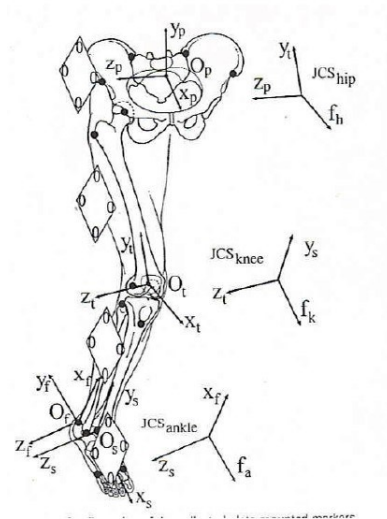


Figura 2.18: Configurazione del markerset nel protocollo CAST. [41]

#### 2.6.4 Protocollo IORgait (Leardini, Sawacha et Al., 2007) [30]

Sviluppato nel 2007 da Leardini, Sawacha e altri ricercatori, questo protocollo è nato come il compromesso tra tutte le caratteristiche contrastanti affrontate nei protocolli precedenti: si ha ad esempio una bassa variabilità inter-operatore ed intra-operatore per poter definire correttamente i piani anatomici, come visto con il protocollo CAST, dal quale viene ripresa anche la modalità di definizione dei sistemi di riferimento anatomici anche se, a differenza di quest'ultimo, questo protocollo utilizza un cluster anatomico che riduce la precisione nella stima dei punti anatomici al contrario del CAST stesso che utilizza un cluster tecnico che vede i marker posti in modo da rendere l'errore da artefatto da tessuto molle il minore possibile. Dal protocollo Davis invece vengono riproposte le metodologie che permettono che il tempo di preparazione del paziente risulti notevolmente ridotto.

I punti di reperi dove vengono posizionati i markeri (si veda tabella 2.3) sono quelli più in evidenza per le telecamere e sono anche quelli che garantiscono meno artefatti. I punti che utilizzano una calibrazione anatomica sono tre, tutti mediante l'utilizzo della *wand* (come visto con il protocollo CAST): l'epicondilo mediale (ME) che risulta fortemente soggetto all'artefatto da tessuto molle, il

malleolo mediale (MM) e la seconda testa metatarsale (SM), mentre la testa del femore (FH), nonché centro di rotazione dell'anca, viene definita a partire da una predizione geometrica. Anche questo protocollo, come per il CAST, prevede come convenzione quella di Grood & Suntay per quanto riguarda il calcolo degli angoli articolari

<b>Struttura ossea</b>	<b>Descrizione</b>	<b>Acronimo</b>
Pelvi	Spina iliaca anteriore destra	RASIS
	Spina iliaca anteriore sinistra	LASIS
	Spina iliaca posteriore destra	RPSIS
	Spina iliaca posteriore sinistra	LPSIS
	Centro della testa del femore	FH
Femore	Gran trocantere	GT
	Epicondilo laterale	LE
	Epicondilo mediale	ME
Gamba	Testa della fibula	HF
	Prominenza della tuberosita' tibiale	TT
	Malleolo laterale	LM
	Malleolo mediale	MM
Piede	Prominenza esterna calcagno	CA

Tabella 2.3: Punti anatomici secondo il protocollo IORgait.

Grazie a questo protocollo, il numero di calibrazioni risulta notevolmente ridotto (da trentatré a sole sei calibrazioni!). Non sono invece presenti cluster tecnici per poterlo utilizzare soprattutto in particolari tipologie di applicazioni, come l'analisi del cammino in pazienti pediatrici, dove non ci sarebbe lo spazio anatomico necessario per il posizionamento dei cluster stessi.

La calibrazione dell'epicondilo si avvale in questo caso di un cluster formato dal condilo femorale mediale, dal gran trocantere e dall'acetabolo; dall'acetabolo; la calibrazione del malleolo utilizza un cluster formato dal malleolo laterale, dalla testa della fibula e dalla tuberosità tibiale e la calibrazione

del secondo metatarso, invece, usa un cluster con la prima e la quinta testa metatarsale e il calcagno. Il SdR tecnico viene, in questo caso, definito a partire da marker anatomici (non tecnici).

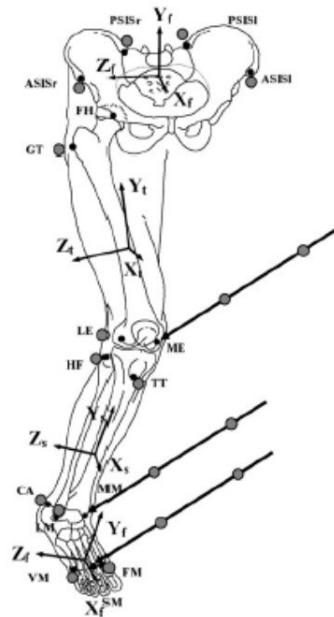


Figura 2.19: Posizionamento del marker set tramite protocollo IOR Gait. [41]

In conclusione, si può vedere il protocollo IORgait come un compromesso tra il protocollo Davis e il protocollo CAST da cui deriva punti di forza ma anche possibili limitazioni. Per esempio, dal protocollo Davis viene ripresa la robustezza ma, allo stesso tempo, lo stesso limite ossia il posizionamento dei marker sui punti di repere anatomico e la definizione del cluster tecnico; ma non avendo le bacchette e utilizzando le misure antropometriche non presenta l'errore associato come succede proprio con il Davis. La sua applicabilità spazia da soggetti in età pediatrica, sino agli adulti sempre tenendo conto che, se il paziente è in grado di sostenere le trentatré calibrazioni è preferibile avvalersi del CAST o del Davis visto che risultano più precisi ma, nel caso in cui il paziente non sia in grado questo protocollo risulta un buon compromesso per ottenere allo stesso modo ottimi risultati.

## 2.7 Analisi cinetica

L'analisi cinetica consente lo studio delle forze di reazione al suolo e di quelle di contatto osso con osso durante l'esecuzione di un qualsivoglia task motorio. Le forze interne che è possibile poi derivare riguardano legamenti, tendini e muscoli.

Grazie allo studio che si può condurre su queste forze risulta possibile definire non solo i momenti articolari, ma anche il lavoro muscolare sviluppato nel tempo, quindi, di conseguenza energia e potenza generate o assorbite a livello articolare. In realtà, esistono però delle limitazioni per quanto riguarda il calcolo dei momenti e delle potenze articolari. Nel caso dei momenti si ha che questi non tengono conto di alcuni fattori quali:

- Co-contrazioni muscolari, ossia l'effetto della contrazione contemporanea del muscolo agonista e del suo antagonista, che causa che il momento non sia né completamente estensorio, né completamente flessorio;
- I momenti riflettono il contributo non solo degli elementi attivi, ossia i muscoli, ma anche di tutte quelle strutture considerabili passive quali legamenti e tendini;
- La presenza di attrito a livello articolare, la quale viene completamente trascurata
- La reale distribuzione di massa dei segmenti anatomici che sono invece, come visto in precedenza, assunti per ipotesi quali corpi rigidi con tutta la massa concentrata nel loro centro di massa;
- La resistenza dell'aria.

I limiti delle potenze articolari riguardano invece la velocità con la quale i momenti articolari sottraggono energia meccanica al corpo tramite contrazione eccentrica e il fatto che siano di segno negativo se la direzione del movimento articolare è opposta alla direzione del momento articolare. Gli strumenti di misura applicati in questo ambito di studio, come vedremo, risultano essere le piattaforme di forza e i sensori di pressione.

L'elettromiografia, sia superficiale che profonda, è uno strumento altrettanto importante in quanto permette di misurare i potenziali elettrici che si sviluppano nel muscolo durante la contrazione. L'attività della singola unità motoria (ossia l'unità elementare funzionale del muscolo) è rappresentata dai singoli potenziali i quali, alle volte, quando si ricorre ad elettrodi di superficie, possono però riferirsi ad un gruppo di unità motorie.

Anche i sensori inerziali vengono ampiamente utilizzati nell'ambito dell'analisi cinetica: in questo caso stiamo parlando di giroscopi, per l'accelerazione angolare, e di accelerometri, per le

accelerazioni lineari che, in entrambi i casi, sono destinati a tradurre la forza d'inerzia in segnale misurabile.

### 2.7.1 Piattaforme di forza

Le piattaforme di forza permettono di monitorare le GRF e le coppie applicate e di conseguenza di calcolare il COP. Ne esistono di due tipi: i sensori piezoelettrici e gli estensimetri.

Sono dei dispositivi formati da un piatto strumentato, generalmente di forma rettangolare, il quale permette di misurare la forza scambiata tra il piede di un soggetto e il piatto stesso. Le forze vengono divise nelle loro tre componenti spaziali  $x, y, z$ , così viene fatto anche per le coppie applicate. La stima del modulo, della direzione, del COP (ossia del punto di applicazione) e del verso delle forze è sempre possibile. Tutte le misure sono effettuate secondo un SdR definito sulla pedana stessa.

Ogni piattaforma risulta formata da quattro celle di carico poste ai quattro angoli ognuna dotata di tre trasduttori, al fine di rivelare appunto le tre componenti di forza

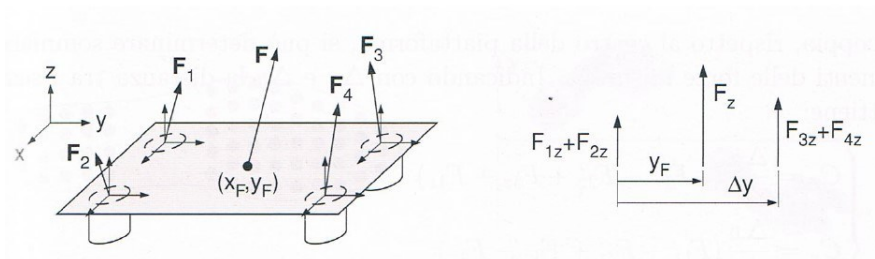


Figura 2.20: Piatto strumentato con quattro sensori di pressione, uno per ogni angolo e rappresentazione schematica delle forze. [41]

Gli estensimetri, gli effettivi organi sensori, servono a convertire la loro variazione di lunghezza in segnale elettrico mediante variazione della loro resistenza elettrica: sono infatti costituiti da un elemento elastico sul quale viene applicata la forza che si vuole andare a identificare. Quando sono sottoposti ad un carico, questo elemento elastico genera una deformazione sulla superficie e la converte in una forza nel modo più riproducibile e lineare possibile. Generalmente vengono utilizzati quattro estensimetri, posti in modo che due siano in compressione e due in allungamento nel momento in cui sono sottoposti ad un carico: vengono collegati in un circuito a ponte di Wheatstone, alimentato da una tensione di alimentazione. Nel momento in cui le quattro tensioni risultano differenti si osserva

una tensione di uscita. Le quattro celle di carico triassiali vanno a definire un sistema a 12 canali. Sommando le forze misurate dalle singole celle è possibile risalire all'intensità della forza esterna. I sensori piezoelettrici sono invece formati da cristalli di quarzo (materiale piezoelettrico) al fine di creare cariche elettriche sulla superficie qualora siano sottoposti a sollecitazioni di natura meccanica quali compressioni, stiramenti o flessioni. In presenza di sollecitazione meccanica viene prodotto una carica elettrica proporzionale all'intensità della sollecitazione stessa che verrà poi convertita in segnale misurabile. Sono sensori fortemente utilizzati in quanto esibiscono un'ottima affidabilità, un ampio range *working range*, e delle buone prestazioni anche con carichi dinamici. I difetti sorgono con i carichi statici al contrario di quanto si potrebbe pensare, in quanto si possono presentare dei drift nel segnale, definiti come la variazione indesiderata del livello di uscita nel tempo, quando il segnale applicato in ingresso risulta costante. Con un amplificatore è possibile poi convertire la carica in segnale facilmente misurabile la cui tensione sia direttamente proporzionale alla sollecitazione che ha causato la variazione di carica stessa. I sensori piezoelettrici possono coprire intervalli di misura molto ampi.

## 2.7.2 Sensori di pressione

Questi sensori misurano la pressione applicata e le forze verticali facendo una stima della superficie di contatto e della posizione del COP. Caratterizzati da sensori capacitivi o resistivi, i sensori di pressione possono essere di tre tipi:

- Piattaforme di pressione
- Solette di pressione
- Tappeti strumentati

Quelli capacitivi sono composti da due piastre capacitivo metalliche separate da materiale dielettrico elastico. Quando viene esercitata una pressione le due piastre si avvicinano aumentando la loro capacità e, tramite un trasduttore, sono in grado di ritornare una misura concernente l'intensità dell'evento.

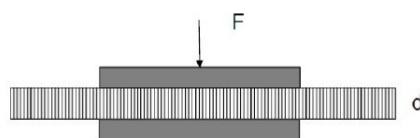


Figura 2.21: Sensore di tipo capacitivo. [41]

Il loro funzionamento deriva dal fatto che, la deformazione subita dal materiale elastico e causata dall'applicazione di una forza, provoca una riduzione della distanza delle armature e di conseguenza l'aumento della capacità secondo la seguente relazione:

$$C = \varepsilon \cdot \frac{S}{d}$$

Dove  $\varepsilon$  indica la costante dielettrica, variabile a seconda del materiale,  $S$  la superficie dell'armatura e  $d$  la distanza tra le armature.

I sensori di tipo resistivo, invece, sono ottenuti ponendo le armature metalliche a contatto con un polimero conduttivo: all'aumentare della forza di compressione delle armature sulla superficie del polimero ne diminuisce la resistenza elettrica. Questi sensori possono essere utilizzati con due tecniche differenti: a contatto con le superfici opposte del polimero oppure posizionate sullo stesso lato e separate a una distanza minore di 1 mm. In questo caso, il principio di funzionamento è regolato dalla seguente relazione:

$$R = \rho \cdot \frac{l}{S}$$

in cui  $\rho$  rappresenta la resistività del materiale mentre  $l$  e  $S$  rappresentano lunghezza e sezione del conduttore.

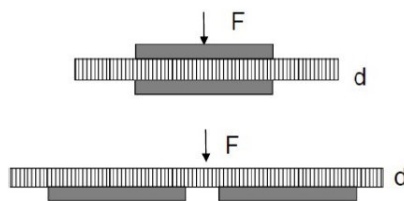


Figura 2.22: Sensori di tipo resistivo. Due armature a contatto con le superfici opposte del polimero (in alto), due armature sullo stesso lato del polimero (in basso). [41]

## 2.8 Modellazione muscolo-scheletrica

Ai fini dello studio della dinamica del movimento umano risulta fondamentale la creazione di modelli che rilevino informazioni non ottenibili *in vivo*, quali forze muscolari e attività muscolare dei muscoli profondi, oltre che gli allungamenti e le deformazioni di tendini e legamenti, senza dimenticare le forze di contatto alle interfacce osso-osso. A questo scopo, vengono utilizzati dei modelli computazionali del corpo umano che hanno come principale caratteristica quella di essere scalabili (si parla infatti di operazione di *scaling*), ossia adattabili ad ogni tipo di paziente, in termini di caratteristiche antropometriche, questo garantendo delle applicazioni che risultano essere paziente specifiche. In questo ambito, il corpo viene assunto come un sistema articolato multicorpo e i singoli segmenti anatomici sono assunti come corpi rigidi, con tutto ciò che ne deriva, i quali ruotano intorno ad assi articolari e che vengono identificati per mezzo dei punti di reperi anatomico così come le loro dimensioni. Gli stessi segmenti sono, a loro volta, considerati solidi omogenei caratterizzati da delle geometrie molto semplici quali cilindri o piramidi, per esempio, i quali momenti d'inerzia si ottengono per mezzo di relazioni ben note. Invece, per quanto riguarda le articolazioni, quest'ultime sono considerate come giunti ideali (per esempio cerniere, giunti sferici, ecc.). Le caratteristiche inerziali delle masse sono note e le si ipotizza completamente concentrate nel centro di massa dei vari segmenti.

Anche in questo caso, però, sono identificabili alcuni importanti limiti per quanto riguarda questo tipo di applicazioni:

- Presenza degli artefatti da tessuto molle;
- Accelerazioni dei marcatori non sono ottenute direttamente ma a partire dalle loro traiettorie;
- Scarsa accuratezza nello stimare i parametri caratterizzanti le dimensioni dei segmenti;
- Scarsa accuratezza anche nella stima del punto di applicazione delle forze;
- Impossibilità di stimare sperimentalmente le forze muscolari;
- La modellazione delle varie strutture anatomiche avviene per mezzo di una semplificazione della loro stessa morfologia;

Le traiettorie dei marker, da cui si otterranno poi le loro velocità ed accelerazioni, sono acquisite tramite i sistemi stereofotogrammetrici descritti all'inizio di questo capitolo, così come i dati dinamici (GRF). Nei modelli sono inoltre disponibili le posizioni dei punti di inserzione di tendini e legamenti, oltre che la posizione del centro articolare. Una volta avvenuta l'associazione del modello specifico a quello generico, ossia lo *scaling*, attraverso delle operazioni di calcolo si va a stimare quali rotazioni



hanno consentito ai marcatori di andare a descrivere le traiettorie osservate, in un procedimento comunemente chiamato di cinematica inversa.

Per quanto riguarda i dati dinamici invece, si ha il calcolo delle forze muscolari che hanno generato quelle determinate forze di reazione al suolo osservate e di conseguenza anche il movimento.

## 2.9 Analisi del movimento e prevenzione

Appare quindi evidente come l'analisi del movimento possa rivelarsi un formidabile strumento per l'analisi su come la biomeccanica cambia nel momento in cui si viene a verificare un evento traumatico quale la rottura di un legamento del ginocchio, ma soprattutto per prevenire il verificarsi di questa tipo di fenomeno: troviamo, infatti, in letteratura molteplici studi che dimostrano come si possa arrivare a creare strumenti efficaci, che permettano ad atleti, fisioterapisti, allenatori, e medici di valutare il rischio, a priori, per un atleta di andare incontro a una certa tipologia di infortunio tramite, proprio, l'analisi del movimento e tutto quello che ne deriva. Questo stesso studio, infatti, si basa sullo sfruttare alcune delle tecniche dell'analisi del movimento, proprio per definire un indice di rischio come vedremo nei capitoli successivi. Infatti, tramite l'utilizzo dei sensori di forza, come le pedane o le solette di pressione, dei sistemi stereofotogrammetrici per tracciare traiettorie e di conseguenza poter ricostruire il movimento del corpo umano a livello computazionale per poterlo analizzare a posteriori, si ha l'opportunità di andare più nel dettaglio, ad esempio derivando le forze a livello articolare, i momenti articolari e tutte quelle variabili biomeccaniche che ci danno la possibilità di concentrarci sulle singole strutture anatomiche e su quanto queste possono essere sollecitate o meno durante l'esecuzione dei più svariati tipi di task, da quelli più comuni a quelli specifici per i diversi tipi di attività sportiva.

Tutti gli studi precedentemente citati, infatti, si basano essi stessi su risultati derivati dall'analisi del movimento.

L'analisi del movimento in due o tre dimensioni viene perciò utilizzata *in vivo* per identificare, classificare, e associare i diversi fattori di rischio biomeccanico, con la probabilità che un futuro infortunio del LCA possa verificarsi all'interno, principalmente, di popolazioni formate da atlete ed atleti, sempre prendendo in considerazione, per tale tipo di previsione e valutazione, sia soggetti sani, che soggetti precedentemente andati incontro a traumi della stessa struttura legamentosa. Per esempio, Hewett et Al. (2005) [25] hanno mostrato come, su un campione di 205 atlete, l'analisi 3D del movimento abbia consentito di determinare che quelle con precedenti infortuni riguardanti il LCA

esprimevano un momento di adduzione del ginocchio, che sappiamo essere fortemente limitato, quasi nullo nei soggetti sani, molto aumentato, invece, nell'atterraggio da un drop verticale per un soggetto con precedente lesione.

Questa relazione tra il momento articolare sul piano frontale e un aumentato carico sui legamenti, definito inizialmente grazie all'analisi del movimento, è stato poi confermato da molteplici studi *in vitro*, *in situ* e di simulazione. Inoltre, è stato visto, in altri studi, che una flessione ridotta del ginocchio, oppure un'adduzione dell'anca eccessiva, accompagnate a forte instabilità del tronco durante l'atterraggio dopo un salto, sono legate a un caricamento anormale del ginocchio e, di conseguenza, a una maggiore propensione ad infortuni del LCA, e tutto questo è stato proprio possibile grazie all'analisi del movimento sia planare che spaziale.

Inoltre, in letteratura, troviamo anche degli studi, tra cui quello di Sawacha et al. (2021) [40], mirati proprio a ricercare, nella letteratura stessa, quanto effettivamente l'analisi del movimento sia stata utilizzata come metodo di prevenzione per gli infortuni del LCA. In questo studio si afferma che la presenza dell'analisi del movimento per la prevenzione qualora lo studio venga effettuato sul campo e non più in laboratorio risulta scarsa; inoltre, si osserva che la maggior parte di questi studi sono stati condotti con l'obiettivo di investigare il meccanismo che porta a una lesione del legamento crociato, piuttosto che studiare come quest'ultimo possa essere prevenuto, in particolar modo quando si va a considerare un campione di atleti per il quale, nella maggior parte degli studi, si andava semplicemente a cercare la correlazione tra la biomeccanica e l'efficacia di eventuali protocolli di prevenzione.

La maggior parte degli studi, inoltre, è stata fatta in laboratorio come già anticipato prendendo in considerazione il cammino e non altre tipologie di task. A questo, si aggiunge che, nonostante una strumentazione notevolmente sofisticata, proprio grazie alla conduzione dei test in laboratorio e non sul campo, ci sono pochi casi in letteratura di studi che adottano gli IMU per la prevenzione dell'infortunio del legamento crociato anteriore, nonostante questi vengano spesso utilizzati per valutare le performance sportive di un atleta.

Infine, pochi studi sono stati condotti per valutare l'efficacia di un protocollo di esercizio e la maggior parte di questi, per quanto riguarda i soggetti di sesso femminile, prendeva in considerazione solo donne con un'età media di 21 anni e praticanti uno sport a livello amatoriale, generalmente calcio o basket.

Questi risultati portano alla conclusione che l'analisi del movimento rappresenta uno strumento molto utile per valutare il rischio di infortunio al LCA; purtroppo, però, non c'è un'evidenza scientifica che quest'ultimo sia adottato sia in termini di prevenzione che in termini di recupero da precedenti infortuni o per definire programmi di prevenzione o recupero stessi.

# Capitolo 3

## Materiali e metodi

Lo scopo del seguente lavoro di tesi è la definizione di un indice quantitativo dei fattori di rischio chiamato ACL Deviation Index (ACLDI). Il lavoro si è basato sullo studio del metodo sviluppato da Schwartz et al. [42], anticipato, nel nostro caso, da una fase di pre-clustering ai fini di ridurre il numero di variabili considerate, attribuendo un maggior significato biomeccanico alla metrica. Questa elaborazione preventiva è stata eseguita al fine di poter determinare quantitativamente quali siano i parametri biomeccanici che ci permettono di determinare più efficacemente il grado di patologia del soggetto preso in considerazione. Tutto questo viene raggiunto, grazie al metodo di Schwartz, tramite una riduzione all'*m*-esimo ordine di approssimazione delle matrici formate dalle variabili cinematiche di gait, ossia forze, angoli e momenti. Nel nostro caso, si parlerà, nella sezione risultati, di ACLDI, per porre l'accento sull'obiettivo di questo studio: creare un indice di rischio per il legamento crociato anteriore (ACL in inglese).

### 3.1 Dataset

In questo lavoro di tesi è stato preso in considerazione un insieme di dati di analisi del movimento presente nel database del BioMovLab del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova. Tale dataset comprende le acquisizioni su diversi soggetti di alcuni task motori (squat e drop, bipodalici e monopodalici).

Nella presente tesi sono stati analizzati i dati di 34 soggetti, sia professionisti sportivi praticanti rugby e calcio, che non sportivi divisi in due categorie: infortunati e sani. Con il termine 'infortunati' si intende soggetti che abbiano avuto una o più lesioni del legamento crociato anteriore, con eventuali ulteriori infortuni delle strutture dell'articolazione del ginocchio avvenute in precedenza all'acquisizione.

In tabella 3.1 vengono riportati i dati demografici dei soggetti in analisi quali età, peso, altezza e il *Body Mass Index* (BMI), ovvero l'indice di massa corporea, espresso come rapporto tra la massa del soggetto e il quadrato della sua altezza. Inoltre, si segnala che di questi, 27 soggetti sono maschi e 7 sono femmine.

Soggetti	Età (anni)	Peso (kg)	Altezza (cm)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )
SANI	$\mu=25.39$	$\mu=70.78$	$\mu=176.65$	$\mu=22.61$
	$\sigma=5.63$	$\sigma=9.89$	$\sigma=7.73$	$\sigma=2.32$
INFORTUNATI	$\mu=20.91$	$\mu=88.06$	$\mu=181.63$	$\mu=26.53$
	$\sigma=4.39$	$\sigma=17.74$	$\sigma=6.74$	$\sigma=4.31$

Tabella 3.1: Media ( $\mu$ ) e Deviazione Standard ( $\sigma$ ) delle caratteristiche antropometriche del campione considerato

## 3.2 Laboratorio

### 3.2.1 Sistema Stereofotogrammetrico

Il laboratorio BioMovLab dispone di due pedane di forza a celle di carico Bertec, modello FP2060, con frequenza di campionamento pari a 960 Hz, ed il pacchetto SMART-SUITE della BTS Bioengineering associato al relativo sistema optoelettronico.

Tale sistema prende il nome di SMART system: sviluppata dall'azienda BTS Bioengineering S.p.a. di Padova, adotta la tecnologia optoelettronica SMART, la quale utilizza marker passivi e videocamere operanti nella gamma dell'infrarosso. Il sistema è completamente non invasivo per i soggetti, aspetto fondamentale in ambito di ricerca sperimentale.



Figura 3.1: Schema della strumentazione stereofotogrammetrico. [57]

### 3.2.2 Set up sperimentale

I task eseguiti dai soggetti sono quindi stati analizzati grazie al posizionamento dei marker su specifici punti di repere anatomico, seguendo il protocollo IORgait precedente descritto: questo ha quindi portato a un totale di 30 marker utilizzati.

Sono stati eseguiti due tipi di task: drop landing e squat, in entrambi i casi sia con appoggio monopodalico che bipodalico. Per ognuno di questi movimenti sono state prese in considerazione tre ripetizioni considerate valide, ossia dove non ci sono stati eventi interni o esterni al soggetto che potessero in qualche modo condizionare negativamente la validità della prova stessa.

Una volta acquisiti i dati dall'analisi cinematica, è stato possibile grazie all'applicazione di specifici codici creati ad hoc, ricavare tutte le variabili biomeccaniche necessarie per poter poi creare l'indice.

### 3.2.3 Descrizione dei task: prove di laboratorio

Nel caso dello squat bipodalico, era previsto che il soggetto si posizionasse con ciascun piede sopra una delle due pedane a disposizione per poi andare ad eseguire il movimento di accosciata, portando le braccia in posizione anteriore e con lo sguardo rivolto per tutta l'esecuzione verso la parete posta di fronte [35].

Per quanto riguarda lo squat monopodalico, invece, i soggetti hanno avuto la possibilità, prima dell'inizio del task vero e proprio, ricercare una posizione che garantisse loro equilibrio per tutta l'esecuzione. Una volta fatto ciò, il soggetto tramite la flessione del ginocchio andava a ricercare il massimo ROM possibile, per poi iniziare la fase di risalita, fino a riacquistare la posizione di partenza. Per il drop bipodalico, il soggetto è stato fatto salire su un gradino la cui altezza ammontava a 32 cm. è stato quindi chiesto ognuno di loro di lasciarsi cadere in avanti al fine atterrare con ciascun piede su una delle due pedane, andando, inoltre, a flettere le ginocchia per ammortizzare il carico e sollecitare maggiormente l'articolazione al fine di avere dati più consistenti per lo studio. Una volta avvenuto il contatto con il terreno è stato chiesto a ciascun soggetto, inoltre, di mantenere una posizione di equilibrio e isometria per alcuni secondi prima di tornare in posizione eretta

Il drop monopodalico è avvenuto secondo lo stesso iter di quello bipodalico, dando in questo caso, essendo unico l'arto di interesse, la possibilità al soggetto di scegliere su quale delle due pedane a disposizione atterrare.

(inserire immagini generiche)

In sede di analisi dati, si è dovuti poi andare a definire le finestre di analisi generali per diversi task: per lo squat, indipendentemente dalla tipologia di appoggio, inizio e fine dell'esecuzione sono coincisi rispettivamente con posizione eretta di partenza e posizione eretta di arrivo, mentre, per quanto riguarda i drop, si va dall'inizio della fase di caduta, o di volo, fino alla fine della fase di ammortizzazione isometrica. Andiamo ora brevemente a descrivere le caratteristiche principali dei task eseguiti dai soggetti studiati.

### 3.3.1 Squat bipodalico

Ad oggi lo squat bipodalico è considerato uno degli esercizi fondamentali per andare a sviluppare la forza dei muscoli degli arti inferiori e di quella che viene chiamata *core strength* o *core stability*, che consiste nell'abilità di un soggetto di avere pieno controllo di posizione e orientamento del proprio torso, che risulta in un elevato grado di stabilità. Infatti, proprio per questa sua caratteristica viene utilizzato anche in ambito riabilitativo. Questo tipo di esercizio si rivela essere un'ottima tipologia di trattamento terapeutico in caso di lesioni dei legamenti, sia collaterali che crociati, di instabilità della caviglia, causata o meno da precedenti lesioni, o di disfunzionalità patello femorale. Al contrario di molti esercizi che vanno a lavorare su un gruppo muscolare ben definito, come una comune leg extension per il quadricipite, in questo tipo di esercizio, non a caso considerato tra i tre fondamentali in ambito di bodybuilding e powerbuilding, è prevista un'azione di co-contrazione dei muscoli ischiocrurali e dei quadricipiti, andando inoltre ad annullare la traslazione tibiale anteriore, che, come visto in alcuni studi riportati nel primo capitolo di questo lavoro, risulta essere un parametro fondamentale per lo stato di tensione del LCA; risulta quindi essere un esercizio fortemente consigliato al fine di ridurre lo stress che si può venire a produrre su questo legamento al contrario di altri esercizi che risultano quindi peggiori in termini di prevenzione, terapia, e propedeuticità.

Si parte dalla posizione eretta previa contrazione della parete addominale e del dorso, al fine di salvaguardare la colonna vertebrale mantenendola in posizione neutra, evitando ossia di creare sollecitazioni meccaniche eccessive sui dischi vertebrali che potrebbero andare incontro a schiacciamenti o, in alcuni casi più gravi, ernie. Focalizzandosi ora sulla posizione degli arti inferiori

troviamo i piedi, con le punte leggermente rivolte lateralmente, eventualmente il tallone appoggiato su un rialzo, aspetto che dipende dalle caratteristiche antropometriche del soggetto; le ginocchia partono dalla posizione estesa per andare poi progressivamente a flettersi fino al punto di massima flessione che permetta al soggetto di essere in grado poi di entrare nella fase di risalita. La fase di discesa si caratterizza per un leggero spostamento posteriore del bacino, a cui segue per l'appunto la flessione delle ginocchia e dell'articolazione coxofemorale (l'anca), mentre l'articolazione tibiotarsica (ossia la caviglia) si flette dorsalmente con una conseguente contrazione eccentrica dei muscoli attorno ad essa (vanno cioè in allungamento). Per tornare poi alla posizione verticale eretta, si osserva una nuova contrazione muscolare questa volta concentrica (ossia di accorciamento) con il bacino e le ginocchia che vanno a estendersi.

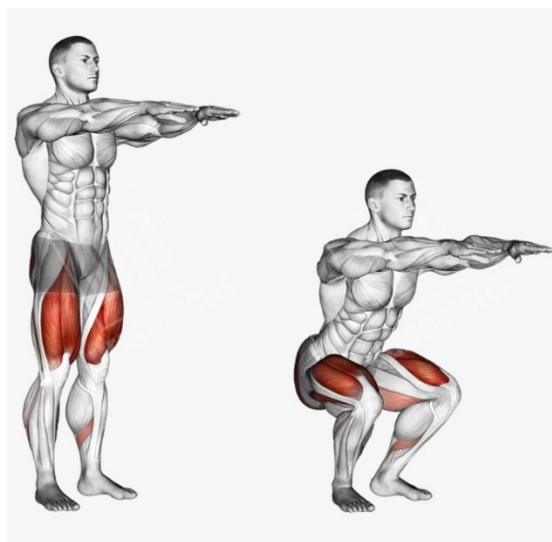


Figura 3.2: Fase di partenza e di massima accosciata nello squat bipodalico. [58]

### 3.3.2 Squat monopodalico

Lo squat monopodalico è stato ideato come esercizio per la valutazione della stabilità del ginocchio soprattutto al fine di contrastare fenomeni patologici quali il valgismo, che possono, nei casi più gravi, portare ad infortuni del LCA. Tramite tale esercizio si è in grado, inoltre, di valutare con estrema precisione e accuratezza i fenomeni di propriocezione a livello dell'articolazione del ginocchio.



Figura 3.3: Squat monopodalico in posizione corretta (sinistra) e in presenza di ginocchio valgo (destra). [59]

Il movimento riflette quello dello squat bipodalico ma, durante l'esecuzione di tutto il movimento solo uno dei due piedi risulta appoggiato a terra, di conseguenza tutto il carico corporeo si viene a scaricare sul punto di contatto tra quest'ultimo e il terreno. L'altra gamba viene invece sollevata da terra in posizione anteriore o posteriore al corpo a seconda delle preferenze del soggetto. Tutto ciò comporta che la fase di discesa risulti maggiormente impegnativa per l'atto di appoggio nonché in tensione, inoltre tutta la parte superiore subisce uno spostamento laterale al fine di far traslare il centro di massa in posizione più esterna rispetto alla linea mediana per mantenere, quindi, l'equilibrio. Si capisce, di conseguenza, come, grazie a questo esercizio, risulti estremamente semplice osservare eventuali fenomeni di valgismo in quanto, nel caso esso fosse presente, il ginocchio del soggetto tenderà a flettersi verso l'interno.

### 3.3.3 Drop bipodalico

Il drop bipodalico è, ad oggi, uno dei task più richiesti per lo studio delle meccaniche di atterraggio. Esso si effettua tramite un primo passo o salto che avviene in posizione sopraelevata, da un'altezza che, per convenzione, viene fissata a 32 cm, a cui segue un atterraggio per l'appunto bipodalico. In questo tipo di task si osserva che il picco della forza d'impatto con il suolo può variare dal 300% al 700% del peso corporeo, mettendo quindi in condizioni di grande stress tutte quelle strutture deputate ad assorbire parte di questa intensità. È un movimento che possiamo facilmente mettere a paragone con attimo motori tipici di alcuni sport dove troviamo un atterraggio da una fase di volo quali una schiacciata pallavolistica o un terzo tempo nel basket. Numerosi studi di letteratura riportano come esista una forte dipendenza tra queste elevate forze di impatto e le eventuali lesioni che possono correre a livello delle strutture degli arti inferiori, mettendo soprattutto in evidenza come



carichi ripetuti, ed eccessivi, con queste intensità possono causare gravi lesioni tra cui troviamo le più comuni distorsioni, ma anche stiramenti a carico di muscoli o tendini, e, nei casi più gravi, fratture ossee. Ad influenzare principalmente le forze di impatto troviamo fattori quali l'altezza di caduta che determina di conseguenza insieme alla massa del soggetto la velocità di atterraggio, la superficie dove si atterra, le calzature che possono più o meno contribuire ad assorbire parte dell'impatto, la geometria articolare e infine l'attivazione muscolare. In questa tipologia di task è infatti richiesto al corpo del soggetto la capacità di controllare dinamicamente (e attivamente) tutti i segmenti corporei deputati a dissipare l'energia cinetica accumulata durante la caduta. Nell'esecuzione, troviamo coinvolte tutte le strutture muscolari, ossee, tendinee e legamentose degli arti inferiori di conseguenza si capisce bene come questo tipo di movimento risulti di particolare interesse quando si sta studiando il legamento crociato anteriore, come nel nostro caso.



Figura 3.4: Esecuzione di un drop test. [60]

### 3.3.4 Drop monopodalico

Come la variante bipodalica appena descritta, anche il drop monopodalico risulta essere un tipo di movimento molto frequente in ambito sportivo. Come per lo squat monopodalico, avendo che solo una gamba poggia sul terreno, successivamente alla fase di caduta in questo caso particolare, è evidente come tutte quelle forze di impatto notevolmente elevate di cui si è parlato precedentemente

debbano essere in questo caso dissipate solamente dalle strutture anatomiche dell'arto di appoggio che quindi sarà, ulteriormente sollecitato, aumentando così il rischio di lesioni a carico delle strutture coinvolte.

Anche in questo caso la prova consiste nell'effettuare un piccolo salto da un'altezza fissata a 32 cm, per atterrare poi in un'area di misurazione definita, questa volta ovviamente poggiando con una gamba sola. L'esecuzione migliore prevede un atterraggio il più morbido possibile, con un controllo attivo da parte delle strutture muscolari al fine di garantire un assorbimento energetico ottimale, riducendo il carico a danno delle strutture più rigide quali le ossa. Caratteristica estremamente importante di questo movimento è che inizialmente gli arti inferiori trasferiscono il carico, sviluppatosi dall'atterraggio, fino all'estremità prossimale, prima dal piede alla caviglia, poi al ginocchio e infine all'anca.

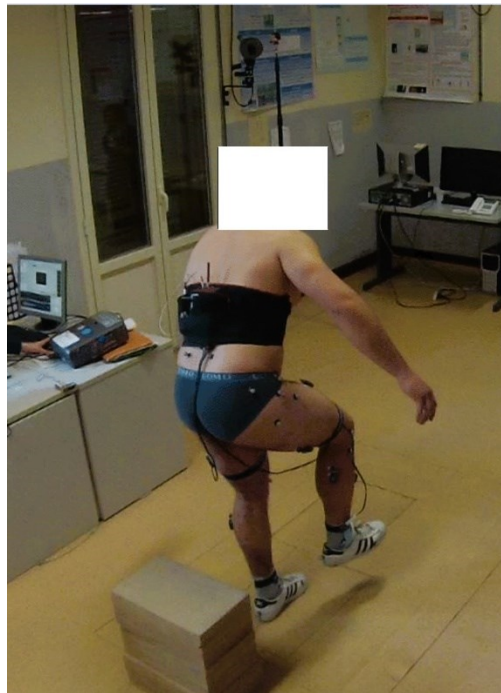


Figura 3.5: Fase di accettazione del carico nel drop monopodale. [61]

## 3.4 Software utilizzati

Al fine di poter elaborare ed estrarre le variabili utili all'analisi, sono stati utilizzati dei codici sviluppati appositamente presso il BioMovLab e durante questo lavoro di tesi, in ambiente MATLAB

R2022a. Inoltre, come già anticipato, è stato utilizzato anche il pacchetto SMART-SUITE della BTS Bioengineering dato in dotazione dal laboratorio e associato al relativo sistema optoelettronico.

Operazione di acquisizione dei dati cinematici e dinamici è stata effettuata con il programma SMARTcapture, grazie al quale risulta possibile la visualizzazione in tempo reale dei segnali acquisiti, nonché l'identificazione della posizione dei marcatori nelle immagini bidimensionali. Grazie a questo sistema è stato anche possibile controllare la sensibilità delle telecamere del setup utilizzato. La procedura di calibrazione del sistema risulta, come già anticipato, fondamentale ogni qualvolta viene cambiata volontariamente o meno la disposizione spaziale delle telecamere e generalmente viene eseguita prima della vera e propria acquisizione utilizzando una tara di riferimento destrorsa ed uno degli assi estraibili. Nel software è inoltre presente un algoritmo di calcolo per la creazione del volume di calibrazione, che minimizza l'errore di determinazione della posizione angolare dei marcatori. Una volta effettuata la calibrazione il sistema sarà quindi pronto per l'acquisizione vera e propria: saranno quindi visibili a schermo solamente i marcatori posizionati sulla cute dell'atleta, mentre tutto ciò che dovesse comunque apparire sarà considerato fonte di errore e quindi rimosso dall'elaborazione.

Il software SMARTtracker è, invece, come già anticipato, un'applicazione che consente la ricostruzione dei dati al fine di ottenere l'immagine tridimensionale del movimento e del percorso di ogni singolo marcatore. Tramite questo software è inoltre possibile dare un'etichetta ben precisa ad ogni marker, determinata dal protocollo preso in considerazione e che viene stabilito mediante la creazione di un modello col quale si crea il collegamento tra i singoli punti di questo schema e i marker che troviamo all'interno del file di acquisizione. Si passa quindi al tracking vero e proprio, dove una delle principali problematiche risiede nella possibilità che, tra un frame e l'altro, alcuni marker non risultino visibili a causa della (possibile) mancata acquisizione da parte del sistema stereofotogrammetrico della riflessione dei marcatori stessi.

L'ambiente SMARTanalyzer, utilizzato in questo lavoro per verificare le pedane di appoggio per il corretto funzionamento dei codici Matlab, serve, più in generale, per elaborare i dati acquisiti, ossia per effettuare l'analisi e produrre report con i dati ottenuti. tra tutte queste operazioni troviamo:

- il calcolo di tutti i parametri che risultano necessari per la completa analisi del gesto motorio dal punto di vista biomeccanico;
- la creazione di protocolli di analisi, tramite un'interfaccia grafica a blocchi
- l'importazione e l'esportazione dei dati acquisiti per poterli elaborare all'interno di altri software
- la visualizzazione delle traiettorie di ogni singolo marcatore dal punto di vista tridimensionale secondo il SdR del laboratorio

- La creazione di report clinici i quali tramite grafici e tabelle mostrino i dati ottenuti tramite elaborazione di quelli grezzi che possono risultare maggiormente interessanti

## 3.5 Analisi dei dati

### 3.5.1 Variabili biomeccaniche

Per tutti i soggetti sono state calcolate le seguenti variabili biomeccaniche:

- gli angoli articolari di ab-adduzione, flesso-estensione e intra-extra rotazione degli arti inferiori;
- le forze di reazione al suolo ricavate dalle pedane di forza e divise tra componente verticale e le due tangenziali;
- i momenti articolari di ab-adduzione, flesso-estensione e intra-extra rotazione degli arti inferiori.

Di conseguenza, sono stati estratti i seguenti parametri che fanno parte del dataset utilizzato per la pipeline di elaborazione:

- angoli di ab-adduzione, intra-extrarotazione e flesso-estensione di tronco, anca e caviglia;
- angolo di flesso-estensione del ginocchio;
- istante dell'angolo di massima ab-adduzione, intra-extrarotazione e flesso-estensione di tronco, anca, e caviglia espressi in percentuale dell'esecuzione del task;
- istante di massima flesso estensione di ginocchio espresso in percentuale dell'esecuzione del task;
- massima forza mediale e laterale;
- massima forza verticale;
- massima forza anteriore e posteriore;

- istanti di massima forza mediale e laterale espressi in percentuale dell'esecuzione del task;
- istante di massima forza verticale espresso in percentuale dell'esecuzione del task;
- istanti di massima forza anteriore e posteriore espressi in percentuale dell'esecuzione del task;
- momenti di ab-adduzione, intra-extrarotazione e flesso-estensione di tronco, anca, ginocchio e caviglia;
- istante di massimo momento di abduzione-adduzione, intra-extrarotazione e flesso-estensione di tronco, anca, ginocchio e caviglia espressi in percentuale dell'esecuzione del task.

I parametri qui riportati sono stati calcolati tramite dei codici sviluppati ad hoc e presenti nei sistemi del laboratorio che prendono in considerazione anche le caratteristiche antropometriche dei soggetti. Da tutto questo ne è risultato un dataset formato da 135 variabili biomeccaniche, calcolate su un totale di 532 prove eseguite dai soggetti (numero di ripetizioni per numero di soggetti) in analisi.

### 3.5.2 Gait Deviation Index (Schwartz, Rozumalski, 2008)

Come anticipato, l'obiettivo finale è stato il calcolo del ACLDI, ossia un metodo di valutazione quantitativa del grado generale di patologia di un soggetto. Tale indice è stato sviluppato per poter essere applicato su soggetti pediatrici affetti da paralisi cerebrale, al fine di valutare in maniera concreta la severità della patologia deambulatoria, nonché la qualità della deambulazione dei soggetti ai fini dello sviluppo di una terapia ottimale.

In merito a ciò, erano già presenti metodi simili che sono però stati utilizzati semplicemente per validare la robustezza del nuovo indice quali la Gillette Gait Index (GGI), la Gillette Functional Assessment Walking scale (FAQ), e la Functional Mobility Scale (FMS).

Questo indice è stato coniato in quanto vi è la necessità di valutare la patologia a livello tridimensionale. e non più semplicemente basandosi su parametri quali la lunghezza del passo e la velocità di deambulazione, prendendo, quindi, in considerazione nuove variabili biomeccaniche quali orientazioni dell'articolazione, forze articolari e momenti articolari. Infatti, alcuni studi quali quello di Vaughan et al., hanno dimostrato come il movimento e l'orientazione di un'articolazione possano influenzare quelli delle articolazioni adiacenti e non solo; allo stesso modo il movimento di un piano può influenzare gli altri.

Il calcolo del GDI è stato possibile tramite l'utilizzo di un codice Matlab presente in laboratorio è sviluppato in un precedente lavoro di tesi, non verranno quindi nel dettaglio descritti i vari step

previsti per il calcolo degli indici ma verrà fatta una breve descrizione di quello che è il significato finale di ciò che si ottiene.

L'obiettivo principale è quello di ridurre, come già anticipato, il numero di fattori biomeccanici in gioco ad una quantità notevolmente inferiore che evidenzi quali tra questi siano i più rappresentativi per il campione considerato e che quindi permettano maggiormente di differenziarne i partecipanti nell'esecuzione di una determinata tipologia di task. Questa riduzione del numero di variabili viene effettuata tramite la *Singular Value Decomposition* (SVD) che permette l'estrazione di un piccolo numero di autovettori, il quale conserva gran parte delle informazioni di partenza. Tali autovettori verranno poi combinati linearmente ai fini di ottenere le componenti principali per la descrizione di una matrice di rango inferiore, nel nostro caso, quindi, un database con un numero di variabili biomeccaniche nettamente minore di quello di partenza.

Ai fini di valutare inoltre la bontà della ricostruzione, come nel lavoro di Schwartz, vengono presi in considerazione due criteri:

- Il primo consiste nel valutare la porzione di varianza rappresentata dalle prime  $m$  variabili o *features*, ossia quelle considerate caratterizzanti, e viene indicato con l'acronimo VAF è calcolato nel seguente modo:

$$VAF_m = \frac{\sum_{i=1}^m \lambda_i^2}{\sum_{j=1}^{459} \lambda_j^2}$$

- Il secondo criterio mira invece a misurare la fedeltà della ricostruzione proiettando il vettore ricostruito su quello originale, normalizzato con il vettore originale stesso:

$$\Phi = \frac{\mathbf{g} \cdot \tilde{\mathbf{g}}^m}{\|\mathbf{g}\|^2}$$

Il valore di  $\Phi$  è pari a 1.0 quando i due vettori sono uguali per decrescere fino al valore nullo maggiore risulta la loro distanza

A quel punto sono state quindi calcolate le distanze euclidee tra i vettori ricostruiti per i soggetti infortunati e quelli del gruppo di controllo (TD). Il valore finale, dato dall'indice per ogni soggetto infortunato, risulta quindi il logaritmo naturale di tale distanza euclidea.

$$GDI_{raw}^\alpha = \ln(\|C_\alpha - C_{TD}\|)$$

In realtà, ai fini di aumentare l'interpretabilità dell'indice se ne può effettuare una scalatura calcolando prima il  $GDI_{raw}^\alpha$  così come lo abbiamo descritto per ciascun soggetto del gruppo di controllo ossia dei sani rispetto ai sani stessi e successivamente calcolando media e deviazione standard nel gruppo di controllo per ottenere gli z-score. Infine, con una semplice operazione, è possibile quindi ottenere il valore dell'indice per ogni soggetto del gruppo degli infortunati:

$$GDI^\alpha = 100 - 10 \times zGDI_{raw}^\alpha$$

Se tale valore dovesse essere maggiore di 100 ciò sta a indicare che il soggetto presenta delle caratteristiche nell'esecuzione del task considerato molto vicine alla media del gruppo di controllo, ossia risulta molto simile, come qualità dell'esecuzione stessa, ai soggetti considerati 'sani'. Invece, ogni 10 punti di diminuzione di questo valore stanno a indicare un allontanamento dalla normalità pari all'unità singola di deviazione standard.

Si precisa che, all'interno del capitolo dei risultati non si parlerà di GDI, bensì di ACLDI, termine coniato già nel precedente lavoro di tesi di cui questo vuole esserne la prosecuzione, ai fini di discostarsi dal lavoro di Schwartz in quanto i task considerati e l'utilità finale dello studio, non sono pensati per soggetti pediatrici affetti da patologie deambulatorie, bensì per pazienti, come già ampiamente anticipato, affetti da patologie riguardanti il legamento crociato anteriore (per l'appunto *ACL* in inglese).

### 3.5.3 Pre-clustering su variabili

Un limite del calcolo dell'indice di Schwartz risiede nel fatto che, a partire da un predeterminato numero di variabili biomeccaniche a disposizione, la loro riduzione per evidenziare quale sia la quantità minima per caratterizzare bene una patologia perde quello che è il significato biomeccanico dell'analisi in quanto si sa quanti sono i fattori sufficienti ma non quali.

A tal scopo, si è andati ad effettuare un *clustering* prima del calcolo del ACLDI, al fine di ridurre il numero di fattori su cui effettuare l'analisi e selezionare le variabili più discriminanti. A tale fine è stato eseguito un clustering non supervisionato, nel caso specifico è stata utilizzata la tecnica del k-means. Questo algoritmo permette, infatti, di suddividere un insieme di oggetti in  $k$  cluster, o gruppi, sulla base dei loro attributi, assunti come vettori che formano, quindi, uno spazio vettoriale.

L'obiettivo è quello di minimizzare la varianza totale intra-gruppo; ogni gruppo viene identificato tramite un centroide o punto medio. L'algoritmo di *clustering* segue una procedura iterativa:

- creazione di  $k$  partizioni e assegnazione, generalmente casuale, delle variabili alle partizioni stesse;
- calcolo dei centroidi delle partizioni così ottenute;
- ricalcolo delle assegnazioni di ogni variabile ai vari cluster sulla base delle distanze dai loro centroidi;
- ricalcolo dei centroidi.

Gli ultimi due step vengono quindi ripetuti finché non si ottiene una convergenza dell'algoritmo, oppure non si arriva ad un numero massimo di iterazioni consentite e decise arbitrariamente dall'operatore.

Devono inoltre essere soddisfatte le seguenti proprietà:

- l'unione di tutti i cluster deve contenere tutte le variabili di partenza
- ogni oggetto/fattore può appartenere ad un solo cluster
- almeno un oggetto deve appartenere ad un cluster e nessun cluster può contenere tutte le variabili

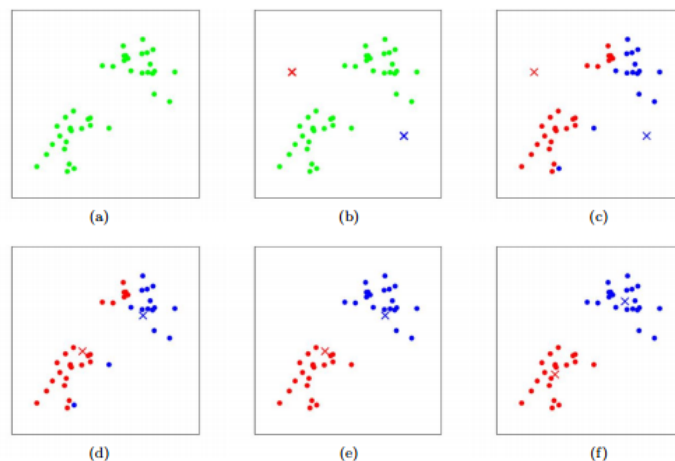


Figura 3.6: Esempio di applicazione di *clustering* con *k-means* con suddivisione in due partizioni.

[62]

In questo lavoro, la robustezza del metodo applicato e del numero di cluster alla fine creati è stata assicurata dall'utilizzo, come metodo di valutazione della bontà del clustering, del coefficiente di Silhouette. Per la generica unità  $i$ , la silhouette  $s(i)$  è un indice che assume valori nell'intervallo  $[-1, 1]$ . Indichiamo con  $c(i)$  la dissimilarità media dell'unità  $i$  calcolata rispetto a tutte le altre unità



assegnate allo stesso cluster e con  $b(i)$  la minima dissimilarità media dell'unità  $i$  calcolata rispetto a tutti gli altri cluster. Abbiamo quindi:

$$s(i) = \frac{b(i) - c(i)}{\max\{c(i), b(i)\}}$$

Risulta quindi che più  $s(i)$  è vicino al valore unitario più l'unità  $i$  risulta ben assegnata al cluster, viceversa più si è vicini a -1 come valore di  $s(i)$ , più l'unità risulta classificata nel cluster errato.

Ai fini di valutare quale fosse il numero ottimale di cluster, è stato quindi applicato l'algoritmo con k-means per un totale di 100 iterazioni, andando, ad ogni ripetizione, a valutare, proprio tramite il coefficiente di silhouette, quale fosse, da 2 a 10, la miglior quantità di cluster in cui suddividere l'intero campione. Infine, una volta valutato quale fosse statisticamente il numero ottimale di partizioni, è stato ricalcolato il clustering imponendo quel valore.

### 3.5.4 Valutazione della bontà del pre-clustering

Per valutare ulteriormente la robustezza di questa tecnica di pre-analisi, è stata poi eseguiti un'analisi statistica sulle variabili biomeccaniche messe in evidenza dal precedente step. Ciò è stato fatto tramite un test t che ha messo a paragone variabile per variabile, i risultati ottenuti per il gruppo di controllo, e per quello degli infortunati, al fine di valutare se ci fosse o meno, una differenza statisticamente significativa tra i due.

Il test t è un test statistico di tipo parametrico, che ha lo scopo di verificare se il valore medio di una distribuzione discosta significativamente da un certo valore di riferimento, nel nostro caso, la media della distribuzione del gruppo infortunati. Al contrario di altri test statistici che hanno lo stesso obiettivo, la varianza risulta sconosciuta.

Se la varianza della popolazione non è nota, la verifica dell'ipotesi sulla media si effettua sostituendo alla varianza di universo la sua stima, ottenuta nel seguente modo:

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}$$

dove  $n$  è il numero di elementi del campione e  $\bar{x}$  è la media campionaria. In questo modo la statistica test è:

$$Y_0 = \frac{\bar{X} - \mu_0}{s/\sqrt{n}}$$

la cui distribuzione è quella della T di student con  $n - 1$ . Questa, all'aumentare del numero di gradi di libertà, per il teorema del limite centrale tende alla distribuzione normale.

In questo studio l'ipotesi nulla da verificare, era che le due distribuzioni della stessa variabile, tra il gruppo degli infortunati e quello dei sani, avessero la stessa media. La validità dell'ipotesi è stata verificata tramite la valutazione del parametro p la cui soglia per poter scartare l'ipotesi stessa è stato posta a 0.1 (cioè, con  $p < 0.1$  l'ipotesi nulla viene rifiutata, la differenza è statisticamente significativa).

Inoltre, sempre al fine di valutare la robustezza del pre-clustering, si è eseguito, secondo le stesse modalità definite proprio per il clustering sulle variabili, di andare a eseguire un k-means su numero di cluster considerato statisticamente ottimale. Questa volta, il partizionamento, è stato applicato sui soggetti, per valutare se ci fossero eventuali risultati rilevanti una volta che il dataset era stato ridotto relativamente alle variabili biomeccaniche.

### 3.5.5 ACLDI (Anterior cruciate ligament deviation index)

L'ultimo passaggio è stato, quindi, quello del calcolo dell'indice, seguendo step per step quanto previsto nello studio di Schwartz, adattando alcuni passaggi algebrici, vista la sostanziale differenza tra il task originario, ossia il cammino, e quelli presi in considerazione in questo studio. Queste differenze, infatti, non risiedono solo nel numero di soggetti facenti parte del campione in analisi, ma ovviamente anche nel numero di variabili biomeccaniche in gioco, che nonostante il pre-clustering, erano comunque nettamente di più rispetto a quelle considerate per la deambulazione.

Il valore dell'indice è stato quindi calcolato per tutti i soggetti facenti parte del gruppo degli infortunati, per valutare il grado patologico e capire, inoltre, se tutti gli step di pre-analisi precedentemente descritti, avessero portato beneficio allo studio.

## Capitolo 4

### Risultati e discussione

Ai fini di andare a calcolare il valore dell'indice ACLDI per i diversi soggetti infortunati, è stata realizzata, come già anticipato, una pre-analisi del campione a disposizione, tramite il metodo di clustering k-means. Il numero di cluster in cui andare a dividere le variabili biomeccaniche considerate è stato determinato andando ad eseguire il clustering a numero di partizioni crescente (da 2 a 10) per 100 prove andando, ogni volta, tramite il massimo valore del coefficiente di silhouette, a valutare su quei 10 tentativi quale fosse il numero di cluster ottimale in cui suddividere le variabili. Alla fine, nel 97% dei casi, la suddivisione in soli due raggruppamenti è stata quella consigliata dall'algoritmo. A dare maggiore sicurezza sulla qualità della divisione in due cluster, in particolar modo su quale fosse il cluster poi da utilizzare per il calcolo dell'indice, è stato il fatto che all'interno del cluster a numerosità minore si venivano a trovare tutte quelle variabili biomeccaniche che, in letteratura, sono sempre state elencate come quelle più rilevanti, quando si parla di prevenzione e valutazione rispetto i possibili infortuni delle strutture del ginocchio: tra queste troviamo, per esempio, la massima flessione-estensione proprio del ginocchio. Alla fine, partendo quindi dalle 135 variabili iniziali, si è arrivati a lavorare su un campione che ne contasse solamente 44 (il 34% del totale): questo iniziale passaggio è stato fatto in quanto, già nel lavoro di Schwartz che, come detto in precedenza si concentrava in quel caso sul semplice cammino di pazienti pediatriche, era necessario andare a calcolare l'indice prendendo in considerazione solo quelle variabili che fossero realmente funzionali allo studio, senza prendere in considerazione fattori che invece non donassero particolari informazioni in merito a possibili differenze tra un soggetto sano e uno patologico. Come si può vedere, infatti, anche nello studio di Schwartz non si arriva a un elenco preciso di quali siano le variabili su cui un professionista, quale un allenatore o un fisioterapista, dovrebbe concentrarsi per permettere all'atleta di prevenire un infortunio del legamento crociato anteriore, ma semplicemente, tramite l'indice si arriva a definire un numero minimo ottimale di variabili rispetto a quelle di partenza su cui andare a focalizzarsi. Ai fini di confermare la robustezza e la bontà del clustering è stata verificata l'eventuale presenza di una forte differenza statistica per quanto riguardasse sia le variabili ottenute col clustering che quelle messe da parte eseguita, come anticipato nel Capitolo 3, tramite un test t per ogni coppia di variabili mettendo a confronto i soggetti del gruppo di controllo con i soggetti infortunati. In questo caso, si è potuto vedere che, nella maggior parte dei casi, le variabili salvate presentavano un p minore generalmente di 0.1 con numerosi casi sotto il valore soglia di 0.05, indicando quindi una differenza statisticamente significativa tra le due distribuzioni messe a

paragone. Per quanto riguarda le variabili scartate, invece, nella maggior parte dei casi questo valore viene anche notevolmente superato: a conferma di questo vengono, di seguito, mostrate le distribuzioni di una parte delle 44 variabili che il clustering ha considerato rilevanti a conferma delle sostanziali differenze che si possono osservare tra il gruppo di controllo e il gruppo dei soggetti con precedente infortunio. Nei grafici le variabili considerate con  $p < 0.1$  sono state segnate con il simbolo (\*).

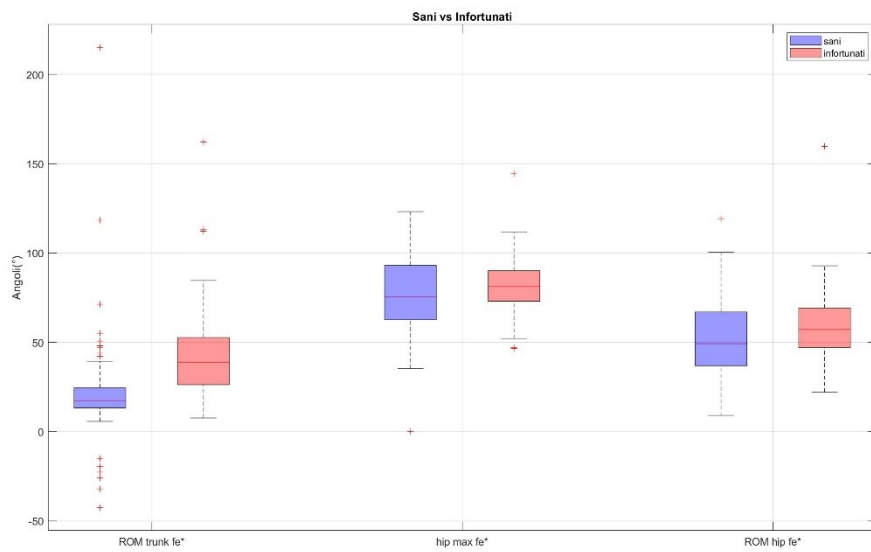


Fig 4.1: Distribuzione di ROM del tronco per la flessione-estensione, massima flessione-estensione dell'anca e ROM dell'anca in flessione-estensione

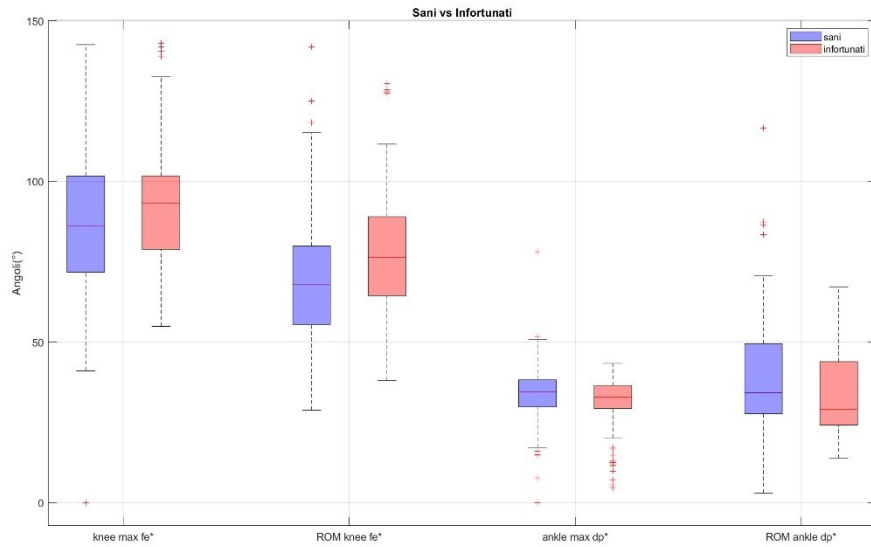


Fig 4.2: Distribuzione di massima flessione-estensione del tronco, ROM del ginocchio in flessione-estensione, massima dorsiflessione della caviglia e ROM in dorsiflessione della caviglia

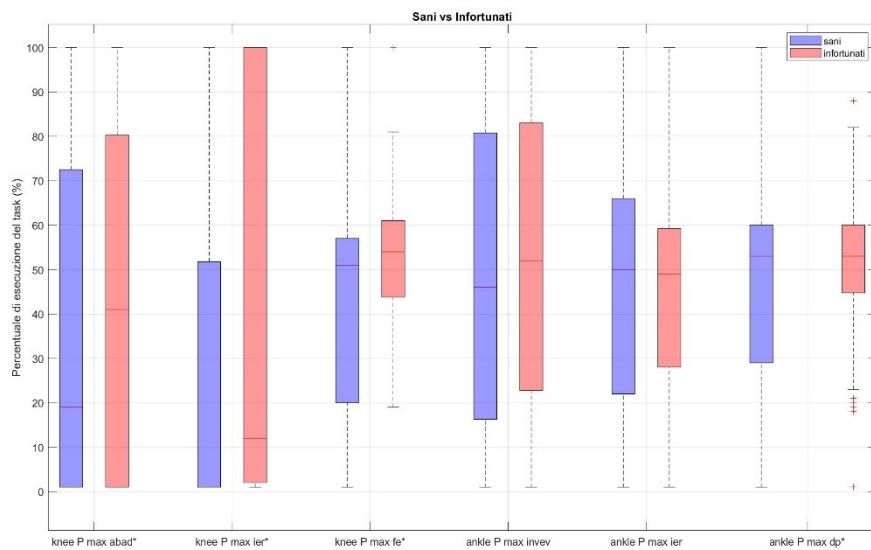


Fig 4.3: Raggiungimento del valore massimo di posizione di ab-adduzione, flessione-estensione e intra-extra rotazione del ginocchio e caviglia in termini di percentuale di svolgimento del task

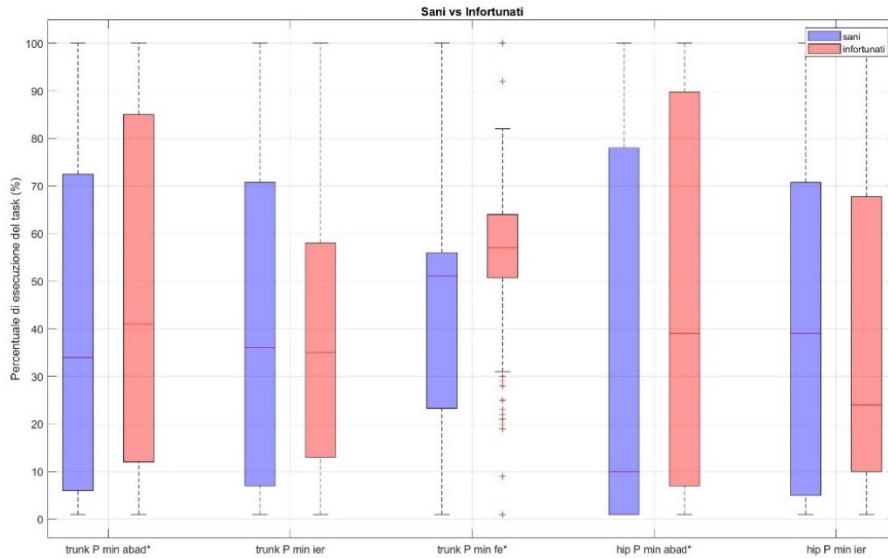


Fig 4.4: Raggiungimento del minimo valore di ab-adduzione, di intra-extra rotazione e flessione del tronco, di ab-adduzione e intra-extra rotazione dell'anca in termini di percentuale di svolgimento del task

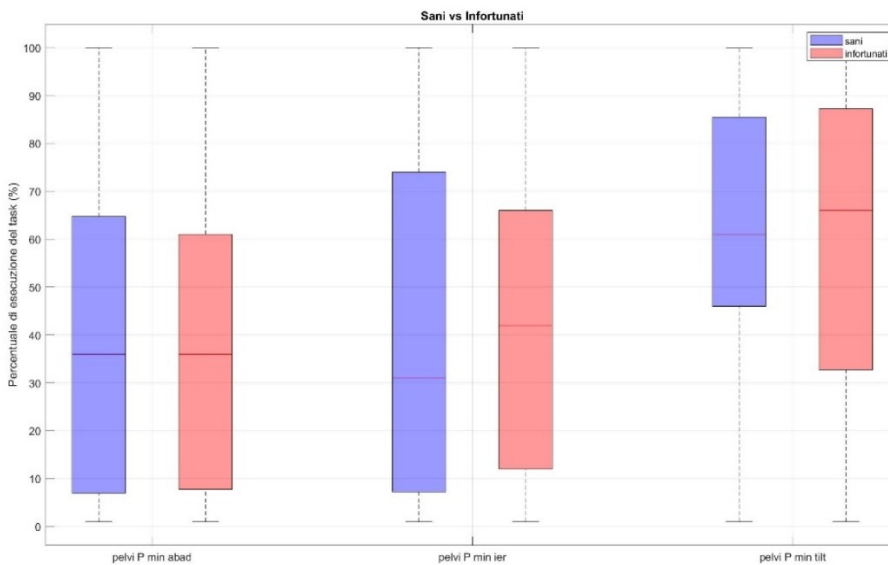


Figure 4.5: Raggiungimento del minimo valore di ab-adduzione, di intra-extra rotazione e dell'angolo di tilt pelvico in termini di percentuale di svolgimento del task

Come anticipato, allo scopo di confermare ulteriormente la bontà di questa iniziale divisione delle variabili tra significative e meno, è stato poi eseguito un clustering prendendo in considerazione solo

le variabili considerate 'informative', questa volta, però, sui soggetti, al fine di vedere come questi venissero, su un numero considerato ottimale di cluster, differenziati: in questo caso il valore considerato migliore è stato 3. È stato, quindi, eseguito un clustering con k-means questa volta con un numero di cluster prefissato a tale valore: di seguito vengono riportate le suddivisioni dei soggetti sani e infortunati, maschi e femmine all'interno dei tre diversi cluster.

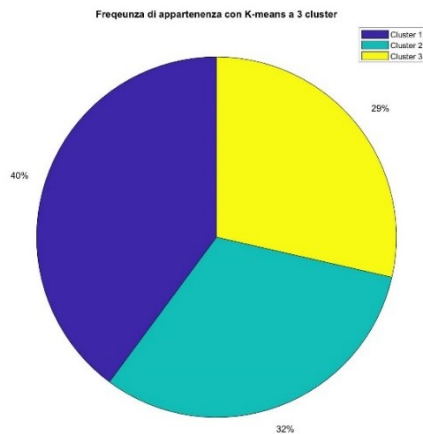


Fig 4.6: Suddivisione dei soggetti nei 3 cluster con K-means

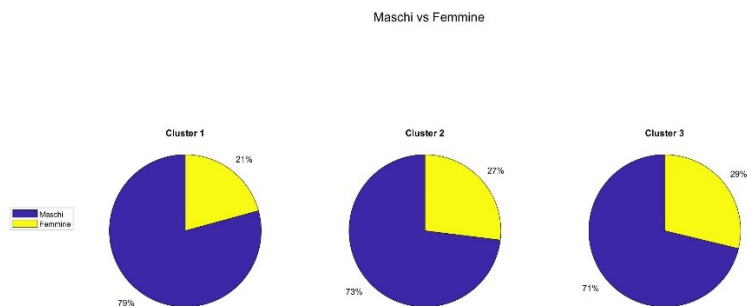


Fig 4.7: Suddivisione Maschi-Femmine nei 3 cluster

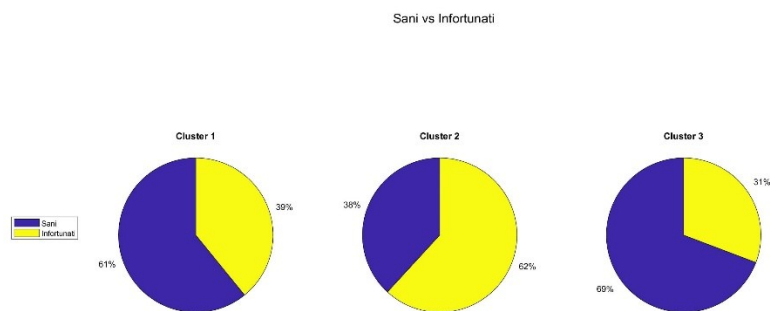


Fig 4.8: Suddivisione Sani-Infortunati nei 3 cluster

Come si può vedere dalle figure, non esiste, in questo caso, una netta suddivisione o in base al sesso del soggetto, o in base alla sua condizione in merito al legamento crociato anteriore. Si nota infatti, che le suddivisioni, sia tra maschi e femmine che tra sani e infortunati sono pressoché le stesse, fatta eccezione per la seconda coppia nel caso del cluster 2 dove si nota una netta predominanza dei soggetti con precedente lesione del LCA. Possiamo quindi affermare che questo tipo di valutazione non va a confermare ulteriormente la bontà di tutta l'elaborazione fatta in precedenza, che comunque rimane di fondamentale importanza per il calcolo del ACLDI, come si vedrà in seguito. Possibili ipotesi riguardo a questo risultato possono essere ritrovate nel fatto che vengono messi tutti assieme i task, quindi drop e squat nello stesso database andando quindi, eventualmente, a influenzare la classificazione dei singoli soggetti all'interno dei diversi cluster: si va inoltre a precisare il fatto che gli elementi classificati all'interno dei tre cluster non sono singoli soggetti ma sono prove del singolo soggetto, di conseguenza avremo che per ogni soggetto potenzialmente sono state classificate sei prove, per esempio di squat monopodalico, che possono quindi essere state inserite tutte nello stesso cluster oppure in diversi raggruppamenti, anche se derivanti dalla stessa persona osservata.

Arriviamo quindi finalmente alla fase finale di questa analisi che è stata quella di andare ad applicare il calcolo dell'indice di Schwartz, per calcolare il livello di patologia dei soggetti appartenenti al gruppo degli infortunati. Viene quindi effettuato un confronto con i risultati ottenuti nel lavoro di tesi precedente, nel quale appunto è stato sviluppato il codice Matlab per il calcolo dell'indice stesso: di seguito vengono riportati, in Figura 4.9, i risultati ottenuti per quanto riguarda il primo lavoro di tesi e, in Figura 4.10, i risultati ottenuti con questo lavoro.



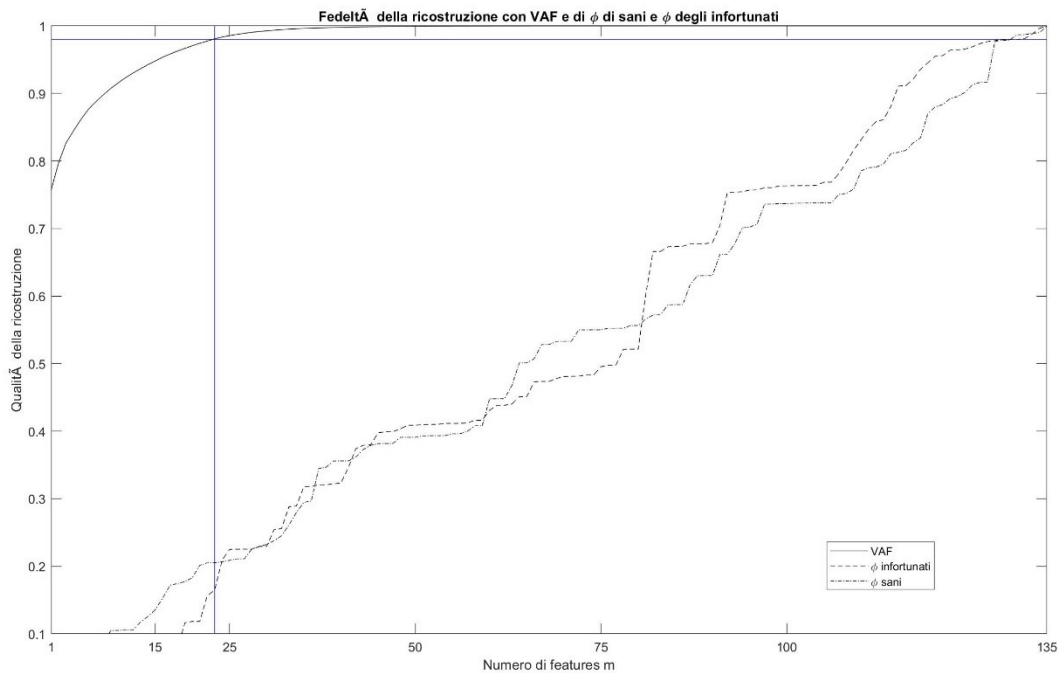


Fig 4.9: Ricostruzione con metodo VAF e phi nel precedente lavoro di tesi

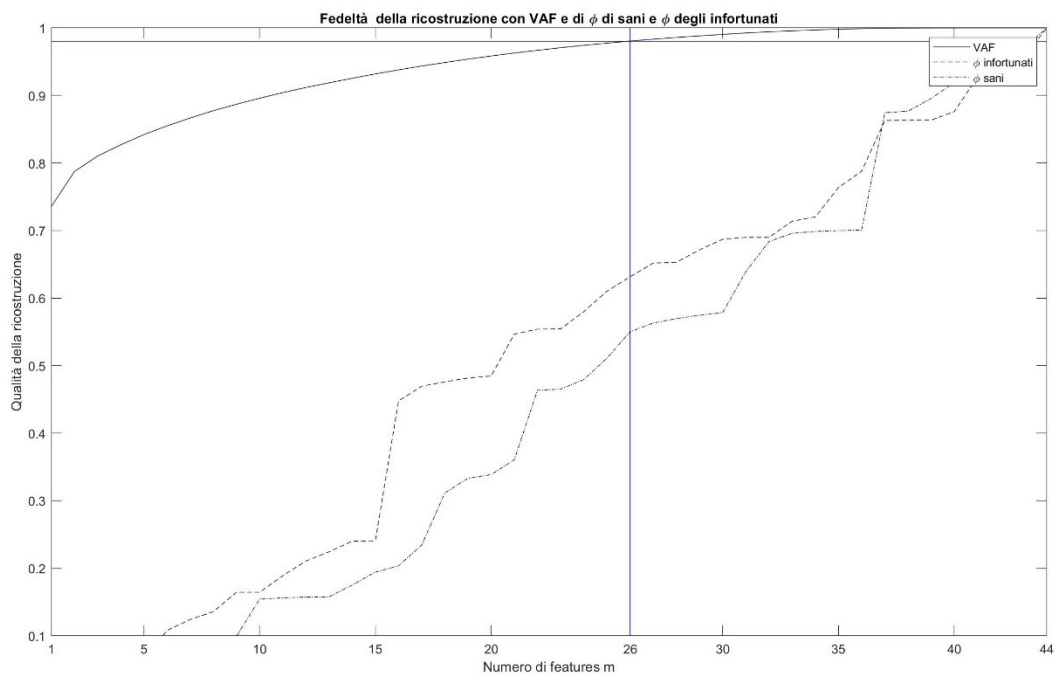


Fig 4.10: Nuova ricostruzione con metodo VAF e phi

Come si può osservare, nonostante la riduzione del numero di variabili di partenza, il numero ottimale di features selezionate dall'indice risulta superiore rispetto al lavoro precedente.

Ciò può dipendere dal fatto che il nostro set di variabili risulta notevolmente più informativo rispetto a quello inizialmente utilizzato, non consentendo quindi, una cospicua ulteriore riduzione di quest'ultime. Possiamo comunque affermare che, in questo caso, questo sottogruppo finale di features, anche se dimensionalmente importante, ha sicuramente un significato biomeccanico maggiore in quanto questi fattori sono risultati maggiormente identificativi per i task presi in considerazione. Il fatto di aver, in ogni caso, lavorato con un sottogruppo maggiormente informativo potrebbe inoltre aver limitato la possibilità di ridurre notevolmente il numero di variabili, di conseguenza arrivare a ricostruire quasi la totalità delle informazioni di partenza può risultare sicuramente più arduo. Aspetto di notevole rilevanza è sicuramente il fatto che, al numero di features valevole per il 98 % di ricostruzione con il VAF abbiamo un importante miglioramento della ricostruzione dell'informazione originaria anche nel calcolo del parametro phi, sia per i soggetti sani che per quelli infortunati: in questo caso si osserva un valore di 61.01% per gli infortunati e di 55.01% per i sani, dimostrando un notevole miglioramento rispetto a quanto ottenuto in precedenza. Da notare, però, che la differenza in termini di percentuale di ricostruzione tra il gruppo di sani e quello degli infortunati risulta, in questo caso, aumentata fino a 6 punti percentuale, nonostante questo generale miglioramento appena descritto. In termini di ricostruzione dell'informazione originaria, i nostri risultati mostrano un andamento sempre più vicino a quello dello studio di Schwartz, e quindi sempre più consistente sia in termini del parametro VAF che del parametro phi, a parità di numero ottimale di features ottenute. Per quanto riguarda invece i valori veri e propri dell'indice, abbiamo che quasi tutti i soggetti appartenenti al gruppo degli infortunati presentano un valore della ACLDI inferiore rispetto al valore 100 di riferimento per un sano, risultando perciò classificabili effettivamente come soggetti patologici: di seguito, vengono inoltre riportate i valori nominali (Figura 4.11) e le distribuzioni in frequenza (Figura 4.12) degli ACLDI così ottenuti.

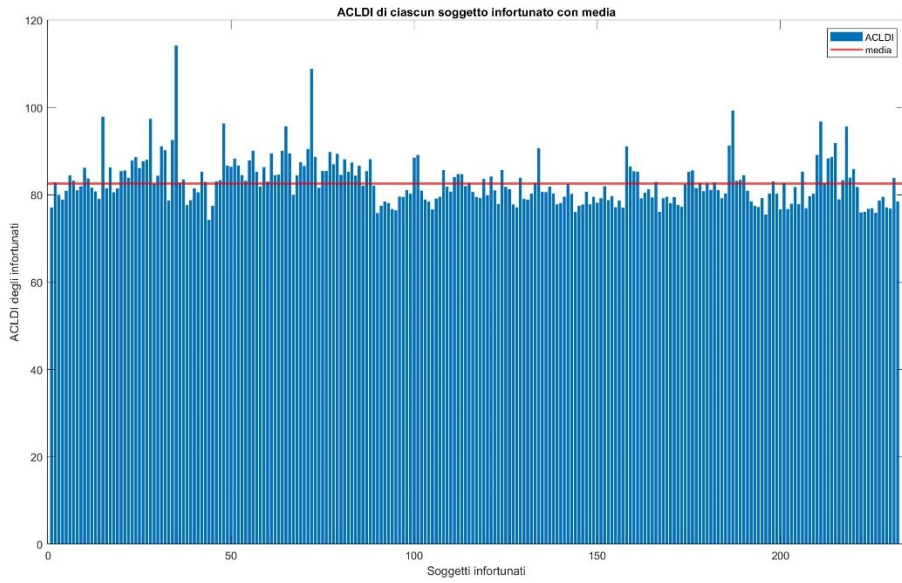


Fig 4.11: Valore di ACLDI per ogni soggetto infortunato

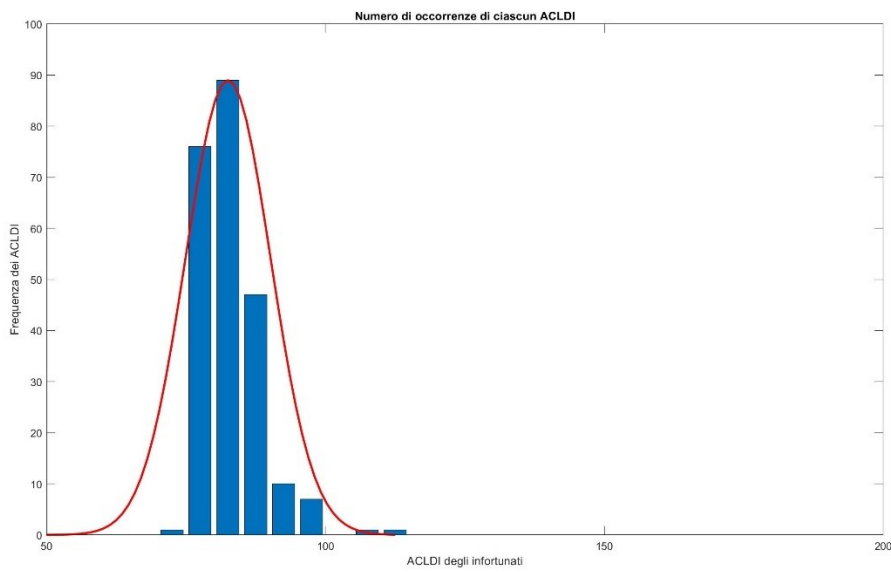


Fig 4.12: Numero di occorrenze di ACLDI tra gli infortunati. In rosso il limite di 100.



# Capitolo 5

## Conclusioni

Lo scopo di questo lavoro è stato, quindi, quello di andare a valutare come fosse possibile adattare il calcolo di un indice quale il GDI coniato da Schwartz et al., ad una casistica diversa da quella originale, adattando il tutto al caso preso in analisi. Ciò è stato ottenuto effettuando una selezione, tra tutte quelle disponibili, delle variabili statisticamente dimostratesi rilevanti per i task presi in considerazione.

Nel dettaglio siamo passati da un caso di deambulazione ad un indice che abbiamo chiamato ACLDI, applicabile a delle casistiche più specifiche e performanti in ambito sportivo come il drop e lo squat. Ciò è stato fatto con l'obiettivo di valutare come l'esecuzione di questi movimenti possa mettere a rischio l'integrità del legamento crociato anteriore.

Lo scopo finale è stato, quindi, quello di migliorare quanto ottenuto con l'applicazione del codice Matlab per il calcolo dell'indice di Schwartz. In particolar modo, si è voluto dare un maggior significato biomeccanico all'indice stesso, al fine di renderci il quanto più fedeli possibile alla struttura dello studio di Schwartz. Infatti, in quest'ultimo, non vengono considerate tutte le variabili biomeccaniche indiscriminatamente, ma solo quelle considerate maggiormente informative in merito al ciclo del passo.

Si è visto come, rispetto ai risultati ottenuti con il calcolo del ACLDI senza nessuna analisi preventiva delle variabili, il *pre-clustering* ci abbia permesso di lavorare con un sottogruppo maggiormente rappresentativo differenziando meglio un soggetto sano da uno infortunato. Nonostante ciò, questa elaborazione preventiva, ha portato a stilare un indice più complesso in termini di numero ottimale di variabili, ma allo stesso tempo più efficace nella ricostruzione dell'informazione originaria soprattutto in riferimento al parametro phi sia per il gruppo di controllo che per il gruppo dei soggetti con precedente lesione. Le *features* ottimali infatti sono passate dalle 23 ottenute con il precedente studio per avere una ricostruzione al 98% con il parametro VAF, alle 26 ottenute in questo lavoro di tesi ma, come si è già osservato nel capitolo precedente, in questo caso la ricostruzione con phi con lo stesso numero di variabili si presenta triplicata rispetto a prima. Ciò determina un grande passo in avanti verso risultati simili a quelli ottenuti da Schwartz nel quale studio, al numero ottimale di features da lui trovato, corrispondeva un 95% di ricostruzione anche per il parametro phi. Nonostante ciò, al momento, risulta comunque consigliabile ricorrere al calcolo del parametro VAF che si dimostra più concreto e attendibile rispetto al parametro phi nella ricostruzione dell'informazione di partenza.

Sicuramente rispetto allo studio originale, ci sono ancora delle differenze da tenere in considerazione, che possono anche aiutarci a interpretare meglio alcuni risultati del nostro studio considerabili 'inattesi'. Bisogna tener conto del fatto che, in questo studio, sono state messe e raggruppate, tutte insieme, le quattro tipologie di *task* eseguiti analizzare separatamente una alla volta, in quanto, per motivi puramente algebrici, questo avrebbe posto dei limiti sull'applicabilità e calcolabilità dell'indice, il quale dipende fortemente dalla relazione tra numero di soggetti a disposizione e numero di *features* considerate.

Inoltre, si può osservare come, contrariamente alla letteratura attuale, i momenti articolari non siano stati considerati variabili rilevanti da parte del *pre-clustering* con *k-means*: abbiamo, infatti, che molti studi affermano che momenti quale quello flesso-estensorio del ginocchio siano di fondamentale rilevanza nell'interpretazione dei fenomeni di rottura o in generale di lesione del legamento crociato anteriore. Abbiamo visto, però, come in questo studio siano stati estratti solo fattori legati a angoli massimi, range di movimento di tutte le articolazioni dell'arto inferiore oltre che a quella del tronco, e numerose variabili in merito agli istanti di assunzione delle posizioni di massimo angolo articolare espressi in percentuale rispetto all'intera esecuzione del task. Proprio questi ultimi potrebbero aver notevolmente influenzato la pre-analisi delle variabili: infatti, questi, al contrario dei momenti che giustamente mostrano una variabilità ridotta tra soggetti, mostrano quindi una grossa variabilità tra i soggetti, che per un partizionamento con *k-means* li rende particolarmente informativi. Per costruzione infatti si è notato che non c'era un trend particolarmente evidente tra i soggetti, e queste posizioni potevano, anche all'interno delle tre prove eseguite dallo stesso soggetto, essere assunte in istanti completamente differenti l'uno dall'altro. Si rende quindi necessario, in futuro, andare a gestire meglio proprio queste variabili (30 sulle 145 disponibili in partenza), al fine di evitare che vadano a falsare la pre-analisi.

Altro aspetto interessante da approfondire sarebbe sicuramente cercare di capire perché la clusterizzazione di validazione, effettuata cioè sui soggetti e non sulle variabili, non abbia restituito come valore di cluster ottimali semplicemente i due cluster che per noi avrebbero rappresentato soggetti sani e infortunati, bensì tre, discordanti per caratteristiche delle prove assegnate con il tipo di campione preso in considerazione, e il perché medesimi soggetti, valutati in diverse esecuzioni dello stesso task, siano stati classificati, dall'algoritmo, in cluster differenti.

Altro possibile campo di sviluppo per questo studio sarebbe quello di andare a effettuare l'analisi dividendo i soggetti maschili da quelli femminili, valutando, quindi, se vi è la conferma di quanto riscontrato più volte in letteratura: viene più volte affermato, infatti, che, a causa di una lassità articolare maggiore, il rischio di rottura o di lesione del LCA, risulta nettamente maggiore per le donne piuttosto che per gli uomini: ciò non è stato possibile in questo studio in quanto il numero di

soggetti femminili a disposizione risultava nettamente inferiore rispetto a quelli maschili creando un problema simile a quello precedentemente descritto parlando della possibile suddivisione tra task. Inoltre, avendo una notevole differenza in termini di numeri tra uomini (27) e donne(7) i due gruppi considerati sarebbero potuti risultate statisticamente non confrontabili visto l'enorme differenza di prove disponibili (20 soggetti di gap, 3 prove, 4 task).





## Bibliografia e Sitografia

- [1] Amelia J. H. Arundale, Holly J. Silvers-Granelli, Grethe Myklebust *ACL injury prevention: Where have we come from and where are we going?*, Journal of Orthopaedic Research, 2021
- [2] Anastasi Giuseppe et Al. *Trattato di anatomia umana- 4a edizione*. Edi-Ermes, 2010.
- [3] Anne M.Gilroy, Brian R.MacPherson, Lawrence M.Ross, *Prometheus: Atlante di Anatomia, seconda edizione*, EdiSES
- [4] Azhar A Ali, Erin M Mannen, Paul J Rullkoetter, Kevin B Shelburne *Validated Computational Framework for Evaluation of In Vivo Knee Mechanics*, Journal of Biomechanical Engineering, 2020
- [5] Barry P. Boden, MD,\*† Frances T. Sheehan, PhD, Joseph S. Torg, MD, and Timothy E. Hewett, PhD, *Non-contact ACL Injuries: Mechanisms and Risk Factors* , J Am Acad Orthop Surg, 2010
- [6] Bjordal Jan M., Frode Arnøy, Birte Hannestad, Torbjørn Strand, MD. *Epidemiology of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Soccer*. 1997
- [7] Boden BP, Briet I, Sheehan F. *Tibiofemoral alignment:contributing factors to noncontact anterior cruciate ligament injury*. J Bone Joint Surg Am.2009
- [8] Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Jr, Garrett WE., Jr *Mechanisms of anterior cruciate ligament injury*. Orthopedics. 2000;
- [9] Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. *Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics*. Am J Sports Med. 2009
- [10] Cappello A., A. Cappozzo, P. E. Prampero *Bioingegneria della Postura e del Movimento, Collana del Gruppo Nazionale di Bioingegneria*, vol. 22. Patron ed., 2003.
- [11] Cappello A., Cappozzo A., Di Prampero P., *Bioingegneria della postura e del movimento*, Bologna: Pàtron editore, 2003
- [12] Cappello A., Cappozzo A., La Palombara P. F., Lucchetti L., Leardini A. *Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation*. Human Movement Science, Vol. 16, 1997.
- [13] Cappozzo A. *Gait analysis methodology*. Human Movement Science, Vol. 3, Is 1-2, pp. 27-50., 1984.
- [14] Cappozzo, Catani, Leardini, Benedetti, Della Croce. *Position and orientation in space of bones during movement*. Clinical Biomechanics, 1996.

- [15] Cynthia R. LaBella, MD; William Hennrikus, MD; Timothy E. Hewett, PhD; *Anterior Cruciate Ligament Injuries: Diagnosis, Treatment, and Prevention*, American Academy of Pediatrics , 2014
- [16] David Winter. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* John Wiley & Sons, 1990
- [17] Davis Roy B., S. Ounpuu, D. Tyburski, J. Gage. *A gait analysis data collection and reduction technique*. Human movement science 10, 1991.
- [18] Della Croce U., A. Cappozzo, D. Kerrigan. *Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles*. Medical and Biological Engineering and Computing, 1999.
- [19] DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W. *Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury*. Am J Sports Med. 2004;
- [20] Dufek JS, Bates BT. *Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports*. Sports Med, 1991.
- [21] Dufek JS, Bates BT. *Biomechanical factors associated with injury during landing in jumping sports*. Sports Med. 1991
- [22] Glassbrook, Daniel J; Brown, Scott R.1; Helms, Eric R.; Duncan, Scott; Storey, Adam G; *The High-Bar and Low-Bar Back-Squats: A Biomechanical Analysis*. Journal of Strength and Conditioning Research, July 2019.
- [23] Grood E. S., W. J. Suntay. *A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee*. Giannestras Biomechanics Laboratory, Department of Orthopaedic Surgery, University of Cincinnati Medical Center, Cincinnati, Ohio 45267, 1983.
- [24] Hewett TE, Ford KR, Myer GD, Wanstrath K, Scheper M. *Gender Differences in Hip Adduction Motion and Torque During a Single Leg Agility Maneuver*. J. Orthop. Res. 2006
- [25] 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. February 8 2005
- [26] Hewett TE, Myer GD. *The Mechanistic Connection between the Trunk, Knee, and ACL Injury*. Exerc. Sport Sci. Rev. July 21 2011
- [27] Kadaba M. P., H. K. Ramakrishnan, M E Wootten. *Measurement of lower extremity kinematics during level walking*.J Orthop Res, 1990.
- [28] Kevin B Shelburne , Michael R Torry, Marcus G Pandy *Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking* , Official Journal of the American College of Sports Medicine, 2005

- [29] Kimberly G. Harmon, MD, and Mary Lloyd Ireland, MD *Gender differences in noncontact anterior cruciate ligaments injuries*. Clinics in sports medicine, 2000;
- [30] Leardini Alberto , Zimi Sawacha, Gabriele Paolini, Stefania Ingrosso, Roberto Nativo, Maria Grazia Benedetti *A new anatomically based protocol for gait analysis in children*. Gait posture, 2007
- [31] Levine JW, Kiapour AM, Quatman CE, et al. *Clinically relevant injury patterns after an anterior cruciate ligament injury provide insight into injury mechanisms*. Am. J. Sports Med. February 2013
- [32] Lucas Dargo, MS, ATC, Kelsey J. Robinson, MS, AT, ATC, and Kenneth E. Games, PhD, LAT, ATC *Prevention of Knee and Anterior Cruciate Ligament Injuries Through the Use of Neuromuscular and Proprioceptive Training: An Evidence-Based Review*, Journal of Athletic Training, 2017
- [33] Markus Walden • Martin Häggglund • Jonas Werner • Jan Ekstrand *The epidemiology of anterior cruciate ligament injury in football (soccer): a review of the literature from a gender-related perspective*, Sports Medicine , 2011
- [34] Mary Roberts, David Mongeon and Francois Prince *Biomechanical parameters for gait analysis: a systematic review of healthy human gait*, Phys Ther Rehabil, 2017
- [35] Melis E., Sawacha Z., Pegolo E., Spolaor F., *Sviluppo di un indice di rischio di infortunio al legamento crociato anteriore sulla base di test funzionali*, Università degli Studi di Padova, 2022
- [36] Meyer EG, Baumer TG, Slade JM, Smith WE, Haut RC. *Tibiofemoral contact pressures and osteochondral microtrauma during anterior cruciate ligament rupture due to excessive compressive loading and internal torque of the human knee*. Am J Sports Med. 2008
- [37] Myer GD, Imwalle LE, Ford KR, Hewett TE. *Hip Adduction, Not Hip Internal Rotation, Dictates Knee Motion Related to ACL Injury During Cutting Maneuvers*. Med & Sci in Sports & Exerc. 2006
- [38] Nathaniel A. Bates, PhD, and Timothy E. Hewett, PhD *Motion Analysis and the ACL: Classification of Injury Risk*, The journal of knee surgery, 2016
- [39] Ravaschio Ing. Andrea *Dispense Laboratorio di Bioingegneria*, U.O.O.R.F. Osp San Francesco.
- [40] Sawacha Z, Ciniglio A, Scaldaferrero A, Spolaor F. *Motion analysis for ACL injuries prevention in sport: a systematic review*. Minerva Orthop, 2021.
- [41] Sawacha Zimi. *Dispense del corso di Bioingegneria del movimento e della riabilitazione*. Università degli studi di Padova, 2021.
- [42] Schwartz Michael H., Adam Rozumalski. *The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology*. Gait and Posture 28, 2008.

- [43] Shin CS, Chaudhari AM, Andriacchi TP. *The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: A simulation study*. J. Biomech. December 17 2008
- [44] Sinclair, Jonathan Kenneth, Brooks, Darrell and Stainton, Philip. *Sex differences in ACL loading and strain during typical athletic movements: a musculoskeletal simulation analysis*. European Journal of Applied Physiology, 2019.
- [45] Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, St PP, Taylor DC. *Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets*. Am J Sports Med. 2003
- [46] Vaughan CL, Langerak NG, O'Malley MJ. *Neuromaturation of human locomotion revealed by non-dimensional scaling*. Experimental Brain Research, 2003.
- [47] Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. *The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study*. Am. J. Sports Med. March 2007
- [48] <https://www.kine-fisio.it/2022/08/05/lesione-del-legamento-crociato-anteriore-lca-richiede-un-intervento-chirurgico/>
- [49] <https://informa.fisiomedica.org/anatomia/articolo/ginocchio/22/il-menisco.htm>
- [50] <https://www.abcsalute.it/partner/associazione-italiana-podologi/patologie/lanca-collega-gli-arti-inferiori-al-tronco-consentendo-tre-tipi-di-movimento.html>
- [51] <https://www.gobbicartilagedoctor.com/patologie/ginocchio/>
- [52] <https://www.fisioscience.it/blog/legamento-crociato-anteriore-rotto-quali-test/>
- [53] <https://www.studiobernardinilivorno.it/servizi/biomeccanica-posturale/analisi-del-cammino>
- [54] <https://www.bmbfitnesssolutions.com/post/how-to-increase-exercise-difficulty-move-through-three-planes-of-motion>
- [55] [https://www.researchgate.net/figure/Figure-S3-PhaseSpace-suit-with-50-active-pulse-LED-markers-The-numbers-next-to-the-LED\\_fig8\\_335451300](https://www.researchgate.net/figure/Figure-S3-PhaseSpace-suit-with-50-active-pulse-LED-markers-The-numbers-next-to-the-LED_fig8_335451300)
- [56] <https://logemas.com/shop/motion-capture-markers-tape/motion-capture-markers-14mm/>
- [57] <https://www.alplife.it/il-progetto/la-ricerca-interna/strumenti/fes-elettrostimolazione-funzionale>
- [58] <https://www.enarahealth.com/2022/03/18/movement-of-the-month-the-squat/>
- [59] <https://www.physicaltherapt.com/field-research-blog/category/Injury+Spotlight>
- [60] [https://www.researchgate.net/figure/Drop-jump-test-In-the-drop-jump-test-the-patient-drops-off-of-a-35-cm-high-box-lands\\_fig3\\_365321517](https://www.researchgate.net/figure/Drop-jump-test-In-the-drop-jump-test-the-patient-drops-off-of-a-35-cm-high-box-lands_fig3_365321517)
- [61] [https://www.researchgate.net/figure/Dynamic-lower-extremity-valgus-Notes-A-Athlete-lands-during-a-double-leg-drop\\_fig1\\_281304243](https://www.researchgate.net/figure/Dynamic-lower-extremity-valgus-Notes-A-Athlete-lands-during-a-double-leg-drop_fig1_281304243)

[62] <https://stanford.edu/~cpiech/cs221/handouts/kmeans.html>