



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE**

Tesi di Laurea in Ingegneria dell'Informazione

(Laurea triennale DM 270/04)

**“DEFINIZIONE DI DATI DI NORMATIVA PER TASK
SPORTIVI NELL'ANALISI DEL MOVIMENTO”**

Relatore: Prof. Roberto Visentin

Correlatore: Prof. Fabiola Spolaor

Laureanda: STELLA MASCHIO

ANNO ACCADEMICO 2021 – 2022

Abstract

Lo scopo di questa tesi è quello di creare, analizzare e confrontare variabili biomeccaniche relative a misure effettuate durante task di valutazione specifici, quali drop landing e squat, entrambi bi e monolaterali, su soggetti sportivi post infortunio al legamento crociato anteriore e confrontarle con le stesse variabili analizzate in soggetti sportivi sani, al fine di confrontare l'esecuzione dei task in modo da trarre delle conclusioni utili ai fini sia di valutazione dello stato attuale degli atleti infortunati che dal punto di vista della programmazione del recupero degli stessi.

I dati oggetto di studio consistono in acquisizioni relative allo svolgimento di squat e drop landing, sia mono- che bi-podalici. Tali dati sono stati acquisiti precedentemente nel Laboratorio di Bioingegneria del Movimento (BiomovLab) del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova. Nello specifico, l'acquisizione dei dati da analizzare è stata eseguita tramite il metodo della stereofotogrammetria con protocollo IORGait. Tale protocollo risulta pratico e veloce per la ricostruzione tridimensionale del movimento di un soggetto. A valle dell'acquisizione, è stata condotta un'analisi dei dati in ambiente MatLab, tramite una procedura di selezione dei dati validi e successivamente tramite la creazione delle fasce oggetto della successiva analisi.

Le variabili così ottenute nel gruppo dei soggetti infortunati sono state confrontate con le fasce di normalità prestando attenzione alla significatività degli andamenti delle due popolazioni di soggetti, alla loro variabilità nella durata del task e al tipo di movimento articolare che l'angolo rappresentato indica. Si è notato, in particolare, che i soggetti infortunati tendono a bilanciare la ridotta mobilità dell'arto infortunato andando a modificare gli angoli delle altre articolazioni coinvolte. Ciò è da prevenire tramite una buona riabilitazione post infortunio per evitare che i soggetti sviluppino ulteriori patologie. Si osserva, inoltre, che i soggetti ACL presentano maggiore instabilità nei task bipodalici, contrariamente a quanto suggerisce l'intuizione, a causa della diversa mobilità dei due arti.

In conclusione, l'analisi del movimento applicata al mondo dello sport e, in questo caso in particolare, a task già conosciuti e comunemente utilizzati può fornire indicazioni utili e oggettive sull'esecuzione di alcuni gesti specifici che permettono di seguire gli atleti con percorsi il più possibile personalizzati.

Tramite l'analisi e il successivo confronto con fasce di normalità è possibile ottenere un indice di misura sulla differenza tra soggetti patologici e sani e osservare se un nuovo soggetto rientra nelle fasce della popolazione di appartenenza.

Indice

CAPITOLO 1 - INTRODUZIONE.....	7
CAPITOLO 2 – Infortunio al legamento crociato anteriore.....	9
2.1 ANATOMIA DEL ACL	9
2.2 INFORTUNIO ACL: CAUSE	10
2.3 INFORTUNIO ACL: CONSEGUENZE.....	12
CAPITOLO 3 – Analisi del movimento: strumentazione.....	13
3.1 STEREOFOTOGRAMMETRIA	13
3.2 MARKER-SET IORGait	15
CAPITOLO 4 – Materiali e Metodi.....	17
4.1 SOGGETTI E DATI	17
4.2 ANALISI DEI DATI	24
4.2.1 Visualizzazione delle Curve.....	24
4.2.2 Creazione delle Fasce.....	26
CAPITOLO 5 – Risultati	29
5.1 DROP BIPODALICO	30
5.2 DROP MONOPODALICO.....	40
5.3 SQUAT BIPODALICO	49
5.4 SQUAT MONOPODALICO.....	59
CAPITOLO 6 – Discussione e Conclusioni.....	69
6.1 DROP	69
6.2 SQUAT	72
6.3 CONFRONTO	74
6.4 CONCLUSIONI	76

Capitolo 1

Introduzione

Il legamento crociato anteriore, appartenente all'articolazione del ginocchio, è uno tra i legamenti maggiormente sollecitati durante la pratica sportiva (es. calcio, basket, rugby, sci, tennis...) dato che la maggior parte degli sport, sia gli sport di contatto che gli sport senza contatto, prevedono che l'atleta corra, salti o esegua movimenti che solitamente una persona comune non è abituata a svolgere. In assenza quindi di un'adeguata preparazione fisica e anche a causa di inesperienza, l'esecuzione di questi movimenti può portare alla lesione o alla rottura del legamento crociato anteriore. L'infortunio può avvenire a causa di movimenti bruschi, ad esempio, una frenata improvvisa durante la fase di corsa, un'estensione oltre il limite del ginocchio, una brutta caduta da un salto o un qualsiasi movimento che porti il ginocchio fuori dal suo limite di rotazione. Altri fattori contribuiscono come, ad esempio, poca massa muscolare negli arti inferiori che implica un minore controllo dell'articolazione del ginocchio, lassità dei legamenti ed ovviamente l'età.

In un contesto di prevenzione/riabilitazione, in ambito generale, la bioingegneria del movimento svolge un ruolo importante. Tramite l'analisi del movimento è possibile valutare la ripresa di un soggetto infortunato. È, inoltre, possibile anche studiare i movimenti che possono portare più frequentemente all'infortunio valutandone il rischio al fine di creare un piano di allenamento per gli atleti con l'obiettivo di rinforzare la muscolatura coinvolta.

Per valutare le variabili che vengono analizzate in un gruppo di pazienti patologici è buona abitudine avere dei dati di normativa (fasce di controllo) di soggetti comparabili per età, peso, altezza e BMI ma sani. In questo lavoro di tesi le variabili dei soggetti ACL sono state confrontate con le stesse variabili analizzate con un gruppo di soggetti sani senza infortuni.

Scopo della tesi

Lo scopo di questa tesi è quello di creare, analizzare e confrontare variabili biomeccaniche relative a misure effettuate durante task di valutazione specifici, quali drop landing e squat, entrambi bi e monolaterali, su soggetti sportivi post infortunio al legamento crociato anteriore e confrontarle con le stesse variabili analizzate in soggetti sportivi sani, al fine di confrontare l'esecuzione dei task in modo da trarre delle conclusioni utili ai fini sia di valutazione dello stato attuale degli soggetti infortunati che dal punto di vista della programmazione del recupero degli stessi.

La creazione delle variabili è stata eseguita tramite l'ausilio dell'ambiente MatLab, esaminando dati acquisiti precedentemente nel Laboratorio di Bioingegneria del Movimento (BiomovLab) del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova.

I capitoli successivi sono organizzati in maniera seguente:

- il capitolo 2 fornisce una descrizione dell'anatomia del legamento crociato anteriore in particolare, delle cause che possono portare alla lesione o alla rottura e delle conseguenze che l'infortunio può avere su atleti e persone comuni.
- il capitolo 3 tratta l'analisi del movimento e le strumentazioni tramite le quali sono stati acquisiti i dati che verranno analizzati nello studio.
- il capitolo 4 presenta lo studio oggetto della tesi e l'analisi condotta. In particolare vengono descritte le specifiche dei soggetti coinvolti, i task svolti dagli stessi e la procedura utilizzata con l'ausilio dell'ambiente MatLab per ottenere i dati desiderati.
- nel capitolo 5 vengono presentati e descritti i risultati ottenuti, evidenziando i dati significativi.
- il capitolo 6 infine discute e confronta in modo critico i risultati ottenuti, discute le limitazioni del lavoro e le possibili utilità future.

Capitolo 2

Infortunio al legamento crociato anteriore

Il ginocchio è una delle più importanti articolazioni del corpo umano. Grazie alla loro posizione e alle loro componenti strutturali, le ginocchia risultano fondamentali per il sostenimento del peso del corpo e permettono i movimenti degli arti inferiori che consentono all'uomo di camminare, correre, saltare e svolgere altre attività.

Viene di seguito illustrata una delle componenti strutturali del ginocchio spesso soggetta ad infortunio ed analizzata nel presente lavoro di tesi: il legamento crociato anteriore, abbreviato con l'acronimo ACL.

2.1 Anatomia del ACL

Il legamento crociato anteriore (Figura 2.1) è uno dei due legamenti del ginocchio che, insieme al legamento crociato posteriore, connettono il femore alla tibia. Si chiamano "crociati" in quanto si incrociano sia sul piano frontale che su quello sagittale. Un legamento è una banda di tessuto connettivo fibroso, dotata di una certa flessibilità e ad alto contenuto di collagene, che mette in comunicazione due ossa o due parti distinte di uno stesso osso. Nel caso specifico del legamento crociato anteriore, quest'ultimo è un legamento posto tra due ossa distinte. È composto da due fasce: la fascia posterolaterale e la fascia anteromediale. Il legamento crociato anteriore origina nella fossa intercondiloidea dell'estremità distale del femore. La fossa intercondiloidea del femore è una depressione che si trova tra il condilo laterale e il condilo mediale, ovvero le due prominenze che costituiscono la parte distale del femore. Nella fossa intercondiloidea anteriore del piatto tibiale, vicino al menisco mediale termina il legamento crociato anteriore. Con piatto tibiale si intende la struttura presente sulla superficie superiore della tibia che ospita il menisco mediale.

L'ACL presenta una inclinazione di circa 50° sul piano frontale e di circa 40° sul piano sagittale ad articolazione in estensione e rotazione neutra. Presenta una lunghezza media di 30 mm e un

diametro medio di 11 mm. Nonostante le sue piccole dimensioni, risulta però fondamentale per il buon funzionamento dell'articolazione del ginocchio. La sua funzione principale consiste nel controllare il movimento anteriore della tibia (ipertensione del ginocchio) ed evitarne eccessive rotazioni. Garantisce l'allineamento delle componenti ossee durante il movimento degli arti inferiori ed è quindi fondamentale per garantire la stabilità del ginocchio.

Nel momento in cui un carico costante viene applicato al legamento, l'aumento della lunghezza del legamento prende il nome di scorrimento, mentre la diminuzione del carico con il legamento costantemente allungato viene chiamata rilassamento. Il carico ciclico dell'ACL provoca uno scorrimento e un rilassamento gradualmente, con conseguente aumento della lassità del ginocchio dopo l'attività fisica. Tuttavia, ricompare la rigidità originale dopo un periodo di riposo.

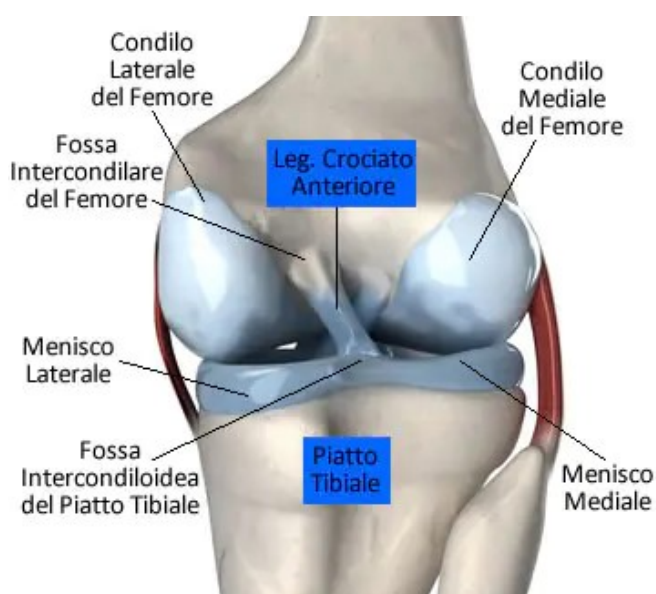


Figura 2.1 Anatomia del ginocchio

In caso di infortunio, dato che il legamento crociato anteriore non è vascolarizzato, esso non può guarire autonomamente come una qualsiasi ferita, ma deve essere ricostruito chirurgicamente.

2.2 Infortunio ACL: Cause

La rottura o la lesione del ACL possono generalmente accadere a causa del movimento del ginocchio oltre il limite entro cui l'ACL ne permette la rotazione (distorsione del ginocchio), dell'ipertensione del ginocchio, dell'arresto improvviso durante una fase di movimento, di un violento impatto subito all'esterno del ginocchio o all'interno della caviglia. L'infortunio al legamento crociato anteriore (ACL) può verificarsi sia per lesione da contatto che per lesione

da non contatto. Quest'ultima può avvenire sia negli sport di contatto (es. calcio, basket, rugby, ...) che in quelli che non lo prevedono (es. sci, tennis, ginnastica, ...), mentre la lesione da contatto può avvenire solamente durante lo scontro con un altro atleta. Esiste tuttavia anche un'incidenza tra i non sportivi. Gli atleti coinvolti possono essere maggiormente soggetti ad un infortunio di questo genere perché durante lo svolgimento dei suddetti sport sono previsti salti, corse con cambi di direzione, atterraggi violenti, scontri fisici. Infatti, la maggior parte degli infortuni senza contatto avviene durante l'atterraggio da un salto o a causa di movimenti bruschi tenendo il ginocchio valgo, o entrambi. Per ginocchio valgo (Figura 2.2) si intende la patologia dell'arto inferiore per la quale il femore e la tibia sono disallineati, con gli assi longitudinali devianti verso l'interno, portando le ginocchia ad avvicinarsi l'una all'altra e facendo assumere alla gamba la caratteristica "posizione ad X". Per i soggetti privi della suddetta patologia, questa posizione, se assunta, ad esempio, durante un atterraggio da un salto può provocare la lesione del legamento crociato anteriore.

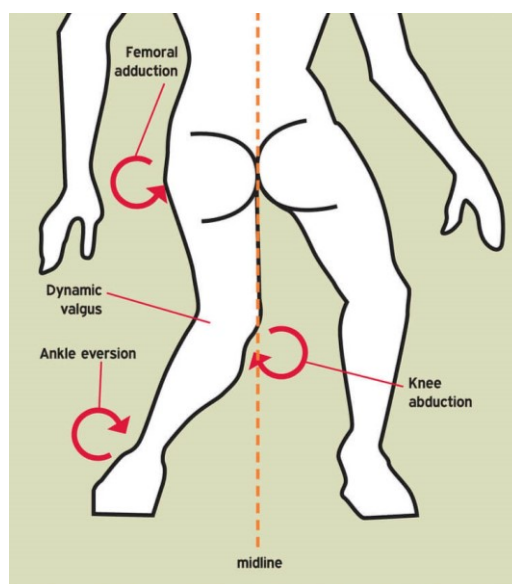


Figura 2.2 *Maniera errata di atterrare dopo un salto (ginocchio valgo) che può portare alla lesione del crociato*

Oltre alle cause precedentemente elencate, che sono le principali, esistono altri fattori che possono incrementare il rischio di infortunio ACL. L'inadeguato riscaldamento e condizioni ambientali non favorevoli, come eccessivo freddo o terreno sconnesso, possono aumentarne la probabilità. I muscoli dell'arto inferiore che controllano l'articolazione del ginocchio sono fondamentali e, se poco allenati, riducono la capacità di gestire movimenti innaturali del ginocchio. Comunemente la donna viene ritenuta maggiormente a rischio di infortunio a causa della muscolatura degli arti inferiori meno vigorosa rispetto a quella dell'uomo, del diverso

allineamento tra il bacino e la gamba e anche a causa della maggiore lassità dei legamenti. Tenendo conto di ciò, non esiste ancora però un'evidenza scientifica che affermi che i soggetti di sesso femminile siano maggiormente a rischio di infortunio al legamento crociato anteriore rispetto ai soggetti di sesso maschile [1].

2.3 Infortunio ACL: Conseguenze

A causa della non vascolarizzazione del legamento crociato anteriore, in caso di rottura, è necessaria la ricostruzione del legamento tramite operazione chirurgica. L'operazione prevede la rimozione dei monconi del legamento, che si sono creati al momento della rottura, e l'innesto di un nuovo legamento che può essere ottenuto da una porzione di un altro legamento della gamba, ad esempio il tendine rotuleo, da un donatore deceduto o può essere di tipo sintetico. L'infortunio all'ACL può, inoltre, essere associato a danni alle altre strutture del ginocchio. Nel lungo periodo, infatti, la rottura del crociato anteriore, se non curata, predispone il soggetto infortunato all'artrosi del ginocchio. Sia dopo la lesione che dopo la rottura è di importanza fondamentale una corretta riabilitazione al fine di riacquistare le normali capacità di movimento.

L'infortunio al legamento crociato anteriore è considerato uno dei più gravi per quanto riguarda gli infortuni nello sport. Infatti, la rottura dell'ACL può portare ad un lungo periodo di infermità che spesso obbliga gli atleti ad abbandonare la stagione sportiva. La gravità è dovuta anche alla sua grande incidenza, infatti, ogni anno, un range che va da trenta a settantotto persone su centomila è soggetto a tale infortunio. È stimato che il 61-83% degli atleti infortunati riesce con successo a ritornare al normale regime sportivo solitamente dopo 8-18 mesi dalla ricostruzione e la maggior parte di questi atleti riesce ad avere una performance simile a quella degli atleti non infortunati [2]. Lo studio svolto andrà, infatti, ad osservare, tramite l'analisi del movimento, i task svolti dai soggetti infortunati e dai soggetti sani al fine di valutare le differenze e le similitudini nello svolgimento dei medesimi movimenti.

L'analisi del movimento è uno strumento utile per verificare il rischio di lesioni al legamento crociato anteriore. Può essere, inoltre, utilizzata per verificare l'effettiva ripresa di un soggetto infortunato al fine di poter ritornare a praticare lo sport. Un altro utilizzo è quello di personalizzare l'allenamento pre-stagionale degli atleti per migliorare ed eliminare le debolezze fisiche. Tuttavia, l'analisi del movimento è stata utilizzata a scopo preventivo o riabilitativo solamente in tempi recenti [1].

Capitolo 3

Analisi del movimento: strumentazione

L'analisi del movimento è la disciplina che permette di effettuare, mediante l'utilizzo di tecnologie biomediche avanzate, la valutazione e la diagnosi funzionale del movimento umano attraverso il rilievo, l'elaborazione e il confronto di parametri cinematici, dinamici ed elettromiografici. Le variabili cinematiche, quali posizione, velocità ed accelerazione, sono ottenute tramite i sistemi di analisi del movimento, mentre le variabili dinamiche si ottengono tramite la misura delle forze esterne agenti sul soggetto, ottenute con piattaforme di forza/pressione o solette di pressione. L'analisi del movimento permette di misurare determinate grandezze con un buon grado di ripetibilità e di fornire dati attraverso i quali è possibile ricostruire in tre dimensioni il movimento del soggetto. Essa prevede l'impiego di tecniche non invasive che permettono di misurare la posizione istantanea di marcatori posizionati sulla superficie corporea e le forze esterne generate dal movimento: la tecnica maggiormente impiegata è la stereofotogrammetria che verrà descritta successivamente (vedi §3.1) [3].

Lo studio su cui verte questa tesi si basa sull'elaborazione e l'analisi di dati già presenti nel database, precedentemente rilevati presso il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento (BiomovLab) del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova.

Di seguito viene descritto il metodo utilizzato per l'acquisizione dei dati in oggetto.

3.1 Stereofotogrammetria

La stereofotogrammetria è una tecnica che permette l'analisi cinematica dei segmenti anatomici tramite sistemi optoelettronici.

Per visione stereoscopica si intende la capacità di percepire la natura tridimensionale degli oggetti che ci circondano. Il cervello umano, tramite gli occhi, che captano le immagini di ciò

che ci circonda da punti di vista differenti, è in grado di rielaborare queste immagini creandone una loro versione tridimensionale. All'interno del BiomovLab è stata ricreata tale dinamica attraverso un setup strumentale capace di ricostruire la posizione di un punto istante per istante, fornendo un sistema di riferimento cartesiano rispetto al sistema di riferimento del laboratorio stesso. Come per il corpo umano, è necessario che il punto venga osservato contemporaneamente da almeno due punti di vista differenti, al fine di garantire una corretta registrazione dello stesso. Per far fronte a questa esigenza vengono impiegati sistemi optoelettronici.

Il laboratorio, dove è stata svolta l'acquisizione dei dati, è equipaggiato con questa strumentazione:

- Sistema stereofotogrammetrico BTS (Padova)
- Due piattaforme di forza a celle di carico della Bertec Corporation
- Due pedane di pressione Winpod fornite dalla Imagortesi S.r.l.
- EMG di superficie BTS (Padova)

Nello specifico, per questo progetto sono stati utilizzati il sistema stereofotogrammetrico e le piattaforme di forza a cella di carico. La strumentazione stereofotogrammetrica, a disposizione del laboratorio, con cui sono state svolte le acquisizioni, prende il nome di SMART System, è stata sviluppata dalla BTS di Padova e adotta la tecnologia optoelettronica SMART che fa uso di piccoli marker passivi e di videocamere operanti nella gamma dell'infrarosso. Per questo studio sono state utilizzate 6 delle suddette telecamere. La combinazione di questi elementi garantisce l'utilizzo di un sistema assolutamente non invasivo, elemento essenziale in un sistema di ricerca sperimentale.

Per rendere possibile la rilevazione del movimento e per favorire la ricostruzione della posizione dei punti tramite le telecamere, ai soggetti analizzati è stato applicato uno specifico markerset (IOR gait) che prevede il posizionamento di 30 marcatori (o marker) sferici di plastica rivestiti di materiale rifrangente (vedi §3.2) che ne permette il rilevamento da parte delle telecamere a infrarossi. Una volta acquisita l'immagine tramite il metodo della stereofotogrammetria i marker permettono di ricostruire a computer il movimento dei soggetti. Prima dell'acquisizione delle misure, le telecamere necessitano di essere calibrate al fine di evitare di collezionare dati affetti da errori. Esistono parametri interni, diversi per ognuna delle telecamere e parametri esterni, come la posizione del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento del laboratorio. Il primo passaggio per la calibrazione all'interno del laboratorio è il posizionamento di una terna di aste perpendicolari tra loro e con l'origine in comune, le quali, riprese da ciascuna telecamera, consentono di definire un unico sistema relativo. In seguito alla suddetta calibrazione, detta statica, avviene la calibrazione

dinamica, necessaria al fine di eliminare l'effetto delle distorsioni geometriche sulle misure acquisite. Essa prevede che un operatore si muova all'interno dell'intero volume di acquisizione spostando un oggetto di dimensioni note, ad esempio una bacchetta, in modo che i marker posizionati su di esso vengano acquisiti da almeno due telecamere per ogni posizione.

Successivamente avviene la triangolazione: le immagini bidimensionali rilevate dalle telecamere vengono analizzate attraverso appositi algoritmi al fine di ottenere un'immagine tridimensionale. A questo punto, nella fase di tracking, ad ogni marker utilizzato viene associata un'etichetta definita secondo un protocollo predefinito. Nella definizione del protocollo è importante stabilire il marker-set utilizzato per la rilevazione del movimento [3].

3.2 Marker-set IORGait

Lo IORGait è un protocollo [4], utile all'acquisizione e all'analisi dei dati, che soddisfa adeguatamente due importanti necessità che i precedenti protocolli non erano in grado di soddisfare.

Da una parte, il fine di garantire l'affidabilità e la precisione dei dati acquisiti richiede l'utilizzo di un sistema di riferimento e la definizione di assi di riferimento basati sull'anatomia del corpo umano. Il tracciamento di questo sistema richiede solitamente un lungo periodo di tempo e un elevato numero di marker per l'acquisizione dei dati.

D'altra parte, è presente la necessità di ridurre il numero di marker e il tempo di acquisizione dei dati. Riducendo il numero di marker è possibile ridurre il tempo utilizzato per la preparazione del soggetto e, quindi, dedicare il tempo restante allo svolgimento dei task da analizzare, diminuendo così il tempo totale necessario. La minimizzazione del tempo utilizzato per l'acquisizione dei dati è molto importante quando l'analisi del movimento viene effettuata su bambini-ragazzi con disabilità, i quali potrebbero avere difficoltà a stare in piedi per un lungo periodo di tempo e a indossare un elevato numero di marker mentre gli viene chiesto di svolgere un task.

Il protocollo IORGait consente quindi di elaborare in modo pratico e veloce una ricostruzione tridimensionale affidabile del movimento delle articolazioni coinvolte in uno specifico task tramite un sistema di riferimento basato sull'anatomia del soggetto in esame.

Il marker-set del protocollo IORGait completo consiste nell'applicare 30 skin markers sferici riflettenti del diametro di 10 mm, nella calibrazione di 6 punti di riferimento anatomici tramite una bacchetta e nell'identificazione del centro dell'articolazione dell'anca tramite un approccio predittivo.

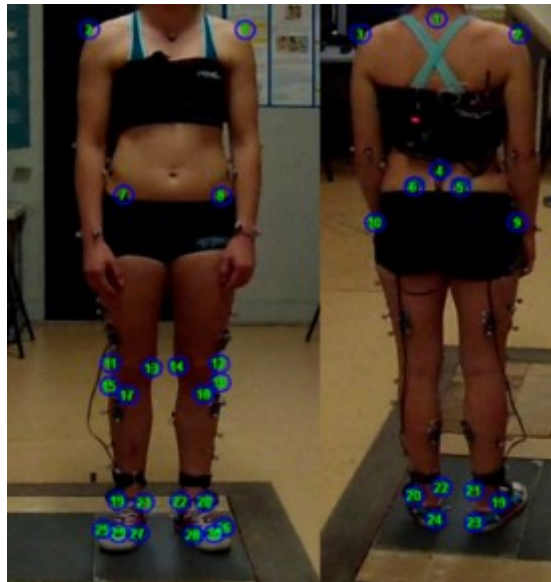


Figura 3.1 Applicazione marker-set IORGait

L'applicazione dei marker avviene sui seguenti punti anatomici: acromion dx (2) e sx (3), C7 (1), L5 (4), spine iliache anteriori (7,8) e posteriori (6,5), gran trocanteri (9,10), epicondili laterali (11,12) e mediali (13,14), tuberosità tibiale (17,18), tuberosità della fibula (15,16), malleoli laterali (19,20) e mediali (21,22), calcagno (23,24), primo (27,28), secondo (29,30) e quinto metatarso (25,26).

Capitolo 4

Materiali e Metodi

4.1 Soggetti e Dati

Il dataset analizzato in questo studio era già presente nel database del BiomovLab del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova.

I dati a disposizione sono stati precedentemente acquisiti (vedi §3.1) durante lo svolgimento da parte dei soggetti dei seguenti task, per un totale di quattro set di dati:

- squat monopodalico e bipodalico
- drop landing monopodalico e bipodalico

Lo squat è, uno dei movimenti principali, usato sia per il miglioramento della performance sportiva che per la riduzione dei rischi di infortunio, per la sua caratteristica intrinseca di riuscire coinvolgere un numero elevato di gruppi muscolari.

Lo squat bipodalico consiste nel posizionarsi in posizione eretta, con lo sguardo rivolto in avanti, con le ginocchia estese, con le gambe divaricate quanto la larghezza delle spalle e le punte dei piedi rivolte leggermente verso l'esterno, ben appoggiati a terra e il peso si deve proiettare sulla parte mediale e posteriore del piede. Successivamente bisogna flettere le ginocchia e le caviglie, scendendo, quindi, verso il basso con il busto leggermente in avanti, la schiena sostenuta sulla curva lombare ma non ipertesa e le braccia stese di fronte al petto finché la parte superiore della coscia non arriva parallela al piano con il bacino all'altezza delle ginocchia. A questo punto bisogna estendere le gambe e le caviglie contemporaneamente per ritornare in posizione eretta.

Lo squat monopodalico nasce come un esercizio utile a studiare la stabilità del ginocchio, per evitare momenti di valgismo che sono uno dei fattori predisponenti per la rottura del ACL. Rispetto allo squat monopodalico, esso è caratterizzato da una forte componente di destabilizzazione e la capacità di equilibrio diventa fondamentale, oltre ad avere un maggior carico sull'articolazione del ginocchio.

Lo squat monopodalico si esegue in maniera analoga tramite l'appoggio di una sola delle due gambe, tenendo quella non utilizzata sollevata da terra, estesa davanti a sé o piegata dietro al corpo, utilizzando le braccia per mantenere l'equilibrio. I soggetti in esame hanno svolto il task utilizzando la prima modalità.

I suddetti task sono stati analizzati dalla fase di discesa fino alla fase in cui il soggetto torna in posizione eretta.

Oltre a delle immagini esemplificative del task, viene anche aggiunto lo stick diagram, ovvero il diagramma del corpo, ottenuto collegando i vari punti definiti dai markers nel tempo.

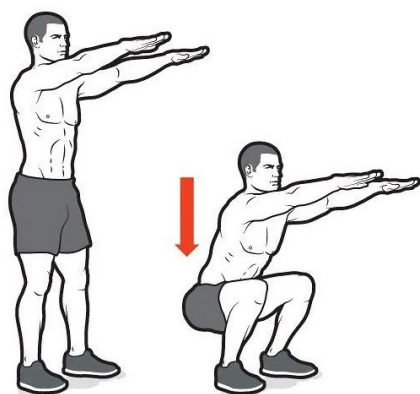


Figura 4.1 *Squat bipodalico*

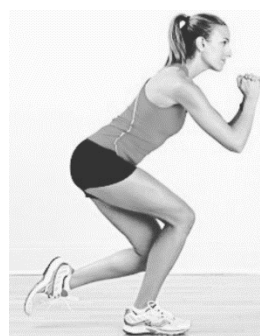


Figura 4.2 *Squat monopodalico*

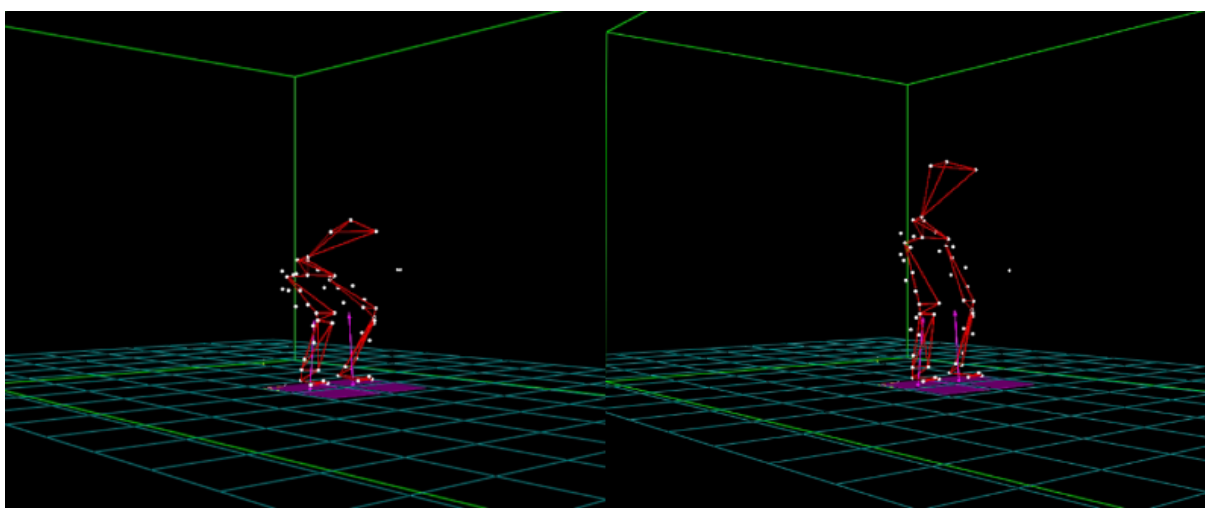


Figura 4.3 *Squat bipodalico (stick diagram)*

Il drop è uno dei task più comuni utilizzati per studiare la biomeccanica dell'atterraggio e prevede la partenza in posizione eretta da un gradino. I soggetti in esame hanno svolto il task utilizzando un gradino di 32 cm. L'esercizio consiste nello scendere dal gradino, mediante un salto, per atterrare su entrambi i piedi utilizzando correttamente la flessione delle ginocchia per ammortizzare la caduta. Il drop monopodalico si esegue in maniera analoga, atterrando però su

una sola gamba. Quando si atterra su una sola gamba, il carico è maggiore perché il corpo può assorbire l'impatto solo sul lato utilizzato e allo stesso tempo vengono rese instabili le articolazioni, aumentando il rischio di lesioni agli arti inferiori.

I suddetti task sono stati analizzati dalla fase di discesa dal gradino fino alla fase in cui il soggetto si stabilizza, tornando in posizione eretta.



Figura 4.4 *Drop bipodalico*

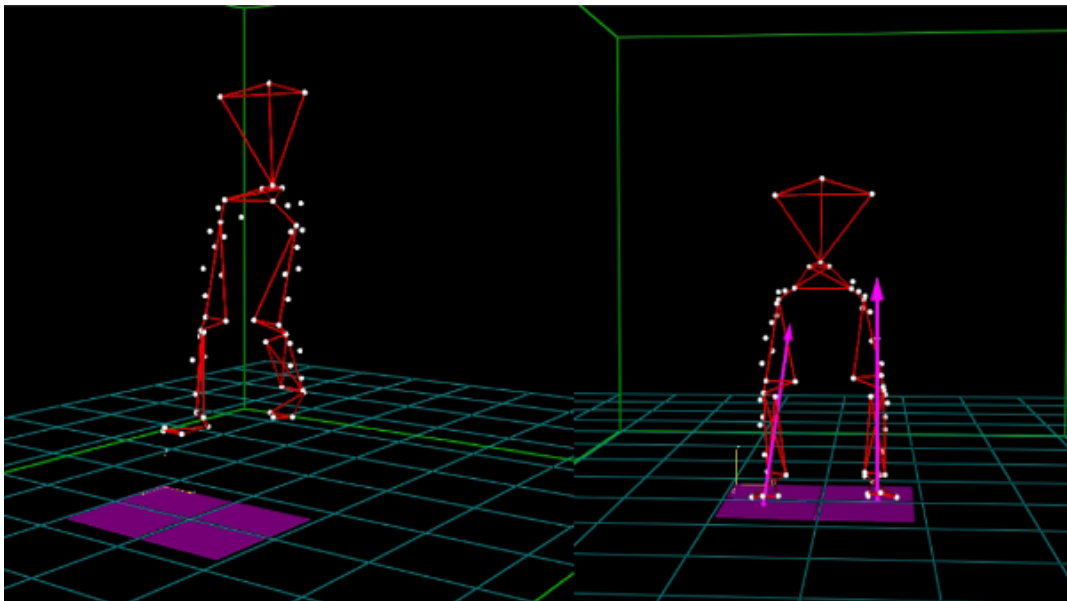


Figura 4.5 *Drop monopodalico (stick diagram)*

Per ognuno dei task elencati sono presenti misure relative a soggetti sani e a soggetti post infortunio al legamento crociato anteriore (ACL). Il dataset è relativo a 15 angoli anatomici dei quali è stata acquisita la variazione durante lo svolgimento dei task analizzati. Per ogni angolo esaminato sono presenti acquisizioni di più soggetti, il cui numero varia a seconda del task.

Gli angoli in questione, riportati nelle figure 3.4-3.8, sono elencati di seguito, raggruppati in base alle zone anatomiche:

- Angoli del tronco:
 - 1) ‘trunk obliquity’
 - 2) ‘trunk flexion - extension’
 - 3) ‘trunk rotation’
- Angoli dell'anca:
 - 4) ‘hip add - abduction’
 - 5) ‘hip flexion - extension’
 - 6) ‘hip int - ext rotation’
- Angoli del ginocchio:
 - 7) ‘knee add - abduction’
 - 8) ‘knee flexion - extension’
 - 9) ‘knee internal - external rotation’
- Angoli della caviglia:
 - 10) ‘ankle eversion - inversion’
 - 11) ‘ankle dorsiflexion - plantarflexion’
 - 12) ‘ankle int - ext rotation’
- Angoli delle pelvi:
 - 13) ‘pelvis down - up obliquity’
 - 14) ‘pelvis post - ant tilt’
 - 15) ‘pelvis ext - int rotation’

Functions of the Spine

- Flexibility of motion in six degrees of freedom

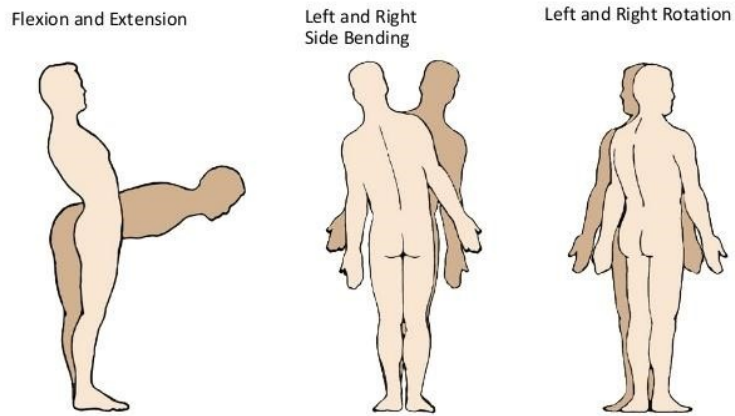


Figura 4.6 Angoli del tronco (“left and right side bending” è equivalente a “obliquity”)

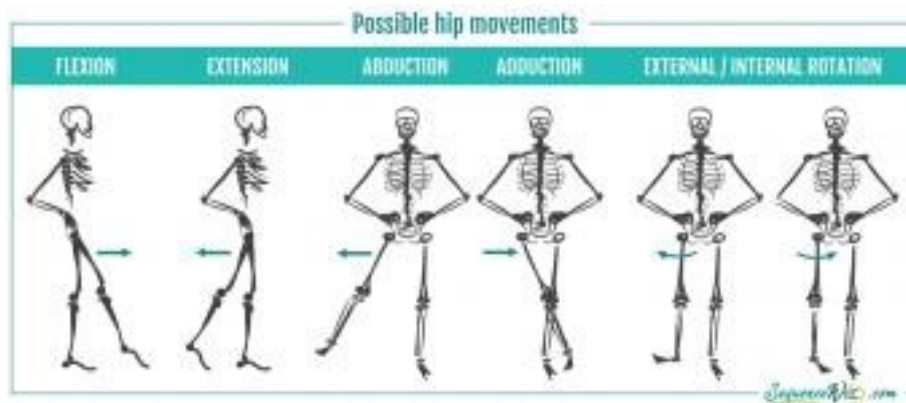


Figura 4.7 Angoli dell'anca

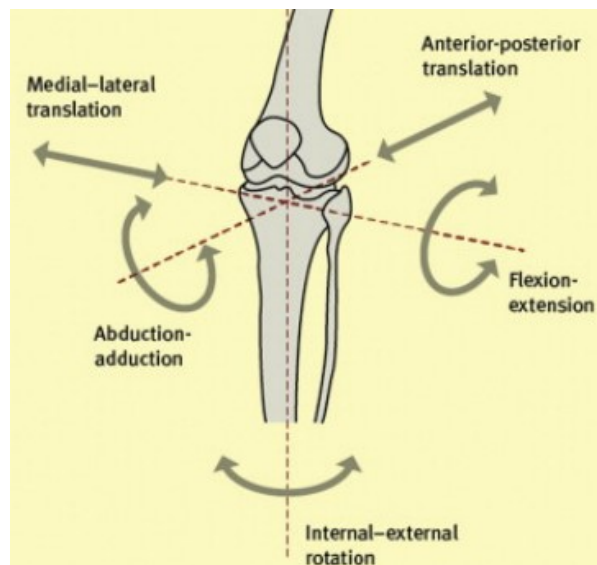
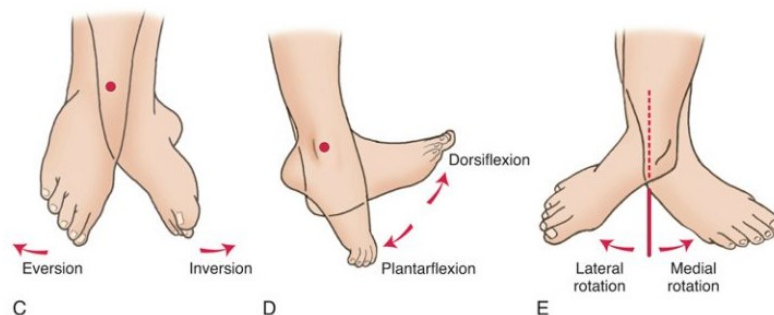


Figura 4.8 Angoli del ginocchio



Copyright © 2017 Elsevier Inc. All rights reserved.

Figura 4.9 Angoli della caviglia (“medial-lateral” è equivalente a “internal-external”)

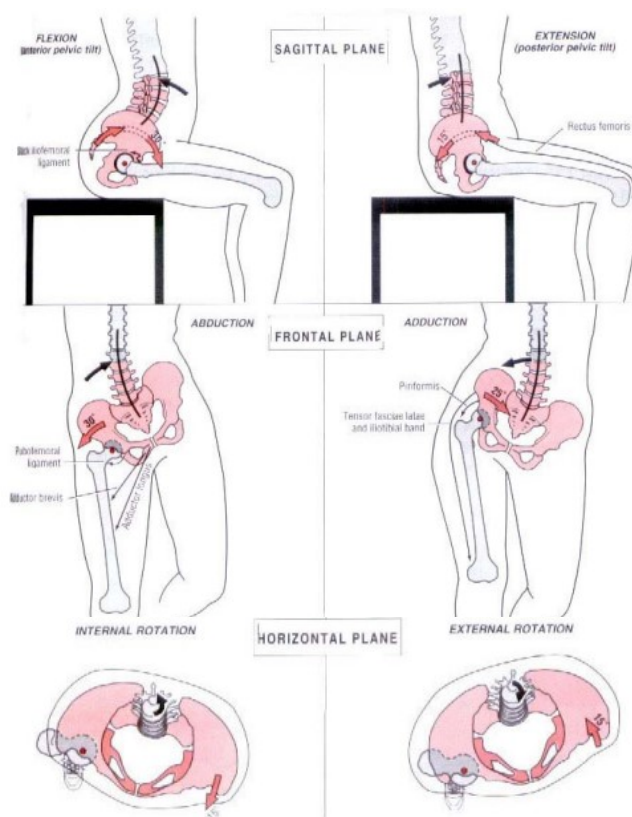


Figura 4.10 Angoli delle pelvi (“flexion-extension” è equivalente a “post-ant tilt”, “abduction-adduction” è equivalente a “down-up obliquity”)

Nella valutazione dei risultati finali non verranno presi in considerazione gli angoli ‘knee add-abduction’ (7) e ‘knee internal-external rotation’ (9).

I soggetti coinvolti nell’analisi sono divisi in sani e infortunati. Gli infortunati sono soggetti che sono stati operati chirurgicamente al legamento crociato, sono in fase di recupero, e hanno svolto i task richiesti accompagnati dal preparatore che li segue nella riabilitazione. Per ogni

soggetto varia il tempo trascorso dall'operazione. In base a ciò e su indicazione del preparatore, il quale si basa anche sulla conoscenza del soggetto, i soggetti infortunati possono aver svolto lo squat senza l'esecuzione del drop. Questo esercizio, infatti, sollecita maggiormente il legamento crociato anteriore e non tutti i soggetti possono essere fisicamente e/o mentalmente pronti a farlo anche in base al loro periodo di recupero.

Di seguito vengono elencate e poi spiegate le specifiche riguardanti i soggetti sui quali sono state effettuate le misurazioni.

Tabella 4.1 *Dati demografici*

Dataset	Età (anni) Media (SD)	Peso (kg) Media (SD)	Altezza (cm) Media (SD)	Numero di soggetti	Totale acquisizioni
Drop_bi_sani	28.1 (1.72)	64.6 (9.78)	171.3 (7.60)	10	60
Drop_bi_acl	19.3 (3.72)	84 (19.88)	179.8 (6.97)	6	36
Drop_mono_sani	29.5 (8.07)	77.3 (5.35)	180.1 (8.04)	11	66
Drop_mono_acl	19.3 (3.72)	84 (19.88)	179.8 (6.97)	6	36
Squat_bi_sani	27.5 (4.25)	67.2 (10.03)	174.3 (5.98)	14	84
Squat_bi_acl	21.4 (5.10)	85 (17.11)	179.4 (6.16)	8	48
Squat_mono_sani	26.8 (3.27)	69 (11.28)	174.2 (6.83)	12	72
Squat_mono_acl	21.4 (4.77)	84.8 (16.02)	179.9 (5.97)	9	54

Come si può osservare dalla tabella, i soggetti coinvolti sono di età variabile. Andando ad esaminare singolarmente ogni dataset, si può notare che i pazienti infortunati che hanno svolto i task sono di età mediamente inferiore rispetto a quelli sani. Ciò può essere dovuto al fatto che in ambito sportivo si esordisca in giovane età, e che, quindi, questi atleti sollecitino maggiormente i legamenti rispetto a soggetti non sportivi. Inoltre, se l'infortunio al legamento crociato avviene in giovane età, è più probabile che venga deciso di ricostruire il legamento chirurgicamente dato che ci sono maggiori possibilità di recupero rispetto all'operazione su un soggetto anziano o con un'età maggiore di 50-60 anni. I suddetti soggetti, sia sani che infortunati, potrebbero, inoltre, non essere in grado di eseguire i task richiesti, trovandosi anche in difficoltà con l'applicazione della strumentazione necessaria per l'analisi del movimento. Osservando singolarmente l'anagrafica di ogni soggetto si può notare che il soggetto più giovane ha 14 anni mentre il soggetto con la maggiore età è di 44 anni.

I soggetti analizzati sono sia uomini che donne, di peso variabile tra circa 50 e 100 kg e di altezza variabile tra circa 160 e 190 cm.

Nella tabella è elencato il numero di soggetti che hanno eseguito il task, e in particolare si nota che lo stesso gruppo di soggetti infortunati ha svolto sia il drop bipodalico che quello monopodalico. Si nota, inoltre, che alcuni soggetti appartenenti allo stesso gruppo hanno svolto più di un task. Per ogni soggetto sono state fatte 6 acquisizioni per un totale di n° soggetti \times 6 acquisizioni per task.

4.2 Analisi dei Dati

La seguente parte dello studio è stata svolta dalla sottoscritta nel laboratorio BiomovLab del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova, nel periodo di luglio. Dai terminali del laboratorio è stato possibile accedere direttamente ai dati presenti nel database, per eseguire l'analisi dei dati già precedentemente rilevati.

I percorsi file del database per accedere alle cartelle contenenti i dataset da utilizzare per lo studio sono stati raccolti in un file Excel "elaboration". Da esso sono stati poi creati nuovi file Excel separando manualmente i percorsi dei file contenenti i dati appartenenti ai soggetti sani da quelli dei soggetti infortunati, per ognuno dei quattro task oggetto di studio, per un totale, quindi, di 8 file. Da questo momento ai soggetti sani potrà essere associato il numero "1" e ai soggetti infortunati ACL il numero "2". Ad esempio, due dei file ottenuti potranno avere il nome "squat_mono_1_sani" e "squat_mono_2_acl" e così via per gli altri tre task rimanenti.

Il procedimento che verrà descritto di seguito è stato applicato, in particolare nella prima parte, ad ognuno degli 8 file precedentemente creati, al fine di ottenere elementi da analizzare, tra cui in particolare le fasce sia per i soggetti sani che per quelli infortunati per ognuno dei task in esame. Per questa parte di analisi dei dati sono stati utilizzati due codici precedentemente realizzati dal BiomovLab nell'ambiente MatLab. I codici in questione sono "visualizzaCurve.m" (1) e "CreaFasceAngoli.m" (2), i quali, per eseguire una corretta analisi, devono essere eseguiti nell'ordine in cui sono stati citati. Nei successivi paragrafi verranno elencate le specifiche per l'esecuzione dei suddetti codici.

4.2.1 Visualizzazione delle Curve

La prima parte del procedimento consiste nell'utilizzare il codice "visualizzaCurve.m", il quale elabora i dati riguardanti gli angoli anatomici assunti dai soggetti in esame durante lo svolgimento del task su cui si sta lavorando. Il codice deve essere applicato ad ognuno degli 8 file Excel sopracitati e quindi verrà applicato sia al file associato ai soggetti sani che al file associato ai soggetti infortunati, per ognuno dei task. I dati in questione vengono ottenuti dal

codice tramite il file Excel precedentemente creato, associato al task attuale, e utilizzato come input del codice, dato che MatLab è in grado di ottenere i file desiderati solamente avendone l'indicazione del percorso.

Una volta inseriti i dati tramite i percorsi dei file e selezionata la cartella corrispondente al task dove salvare i nuovi risultati, è stata operata una standardizzazione degli angoli mediante sottrazione della componente statica. Si specifica che i risultati finali relativi al medesimo task verranno salvati nella stessa cartella, distinti tra sani e infortunati. Il codice poi permette di scegliere da tastiera quale dei 15 angoli visualizzare. Viene creato quindi il plot sul quale è rappresentato l'andamento dell'angolo selezionato, rilevato su un determinato gruppo di soggetti. Sull'asse delle ordinate la variazione dell'angolo osservata è espressa in gradi, mentre sull'asse delle ascisse viene rappresentata la durata del movimento in percentuale del task svolto. Dato che ogni angolo viene rilevato su un determinato gruppo di soggetti (vedi §4.1), con più rilevazioni per lo stesso soggetto, nel plot saranno presenti numerose curve con un andamento simile, rappresentativo della variazione che l'angolo compie durante l'esecuzione del movimento. Infatti, il titolo del plot riporta il nome dell'angolo analizzato e il numero della curva selezionata visualizzata in colore rosso. Per ognuno dei 15 angoli è stato necessario osservare manualmente le curve presenti nel plot al fine di scartare le curve che presentavano picchi o grandi variazioni, o che non rispettavano l'andamento generale per evitare che questi dati potessero influire negativamente sulla determinazione delle fasce. Il codice inizialmente mostra la prima curva associata all'indice 1 evidenziata in colore rosso. Nel momento in cui viene mostrato il plot, l'esecuzione del codice è in modalità "pause" e tramite l'uso di un tasto qualsiasi della tastiera è possibile visualizzare la curva successiva e così via fino all'ultima alla quale questa modalità termina. Dato che per ogni angolo i dati dei soggetti sono salvati su matrici, la selezione delle curve da scartare è stata eseguita creando un nuovo file Excel contenente una matrice di 15 righe (angoli) e N colonne, con N il numero dei soggetti che hanno svolto quel determinato task. Ogni riga, quindi, contiene i numeri da 1 a N. Individuata una curva da scartare, il suo corrispondente indice viene cancellato dalla riga dell'angolo a cui appartiene lasciando una casella vuota, e così per ognuna delle curve individuate. Completata l'analisi delle curve, è stato necessario rendere il file Excel leggibile senza errori, ovvero eliminando gli spazi mancanti lasciati dagli indici eliminati nella matrice. Esaminando ogni riga della matrice da destra a sinistra e individuato uno spazio vuoto, il restante array alla sua destra è stato traslato a sinistra per occupare la casella vuota. L'operazione è stata eseguita in questo modo per ognuno degli spazi vuoti. Alla fine, quindi, il file Excel contiene una matrice di 15 righe che possiede un numero di colonne $\leq N$ che varia in base alla riga.

Alla fine di questa prima parte si otterranno 8 file Excel contenenti le matrici con gli indici dei dati degli angoli senza le curve scartate, per i task divisi tra soggetti sani e infortunati. I file relativi ai soggetti sani e ai soggetti infortunati appartenenti allo stesso task saranno salvati nella medesima cartella. Verranno inoltre creati e salvati, per ogni task, sia per sani che per infortunati, 3 file, “angoliTOT.mat”, “angolistatTOT.mat”, “datiSogg.mat”, ovvero delle matrici, le quali verranno rinominate manualmente aggiungendo all’attuale nome il numero “1” se il file è associato ai soggetti sani o il numero “2” se il file è associato ai soggetti infortunati. I suddetti file saranno poi necessari per lo svolgimento della seconda parte del procedimento.

4.2.2 Creazione delle Fasce

Per ognuno dei quattro task viene fatto girare il codice “CreaFasceAngoli.m” nella modalità descritta di seguito. A questo punto l’analisi dei dati viene svolta contemporaneamente sui soggetti sani e sui soggetti infortunati appartenenti allo stesso task al fine di confrontarne i risultati, per un totale di 4 esecuzioni. Il codice utilizza come input i file .mat forniti come output della fase precedente e i file Excel contenenti gli indici dei dati degli angoli corretti. “CreaFasceAngoli.m” deve essere eseguito due volte perché all’inizio della sua esecuzione prevede due modalità: la prima consiste nella preparazione delle matrici, mentre la seconda nella creazione dei plot raffiguranti le fasce. L’esecuzione delle due fasi deve sempre avvenire in questo ordine.

Inizialmente, nella preparazione delle matrici, viene richiesto il numero di gruppi su cui verrà applicato il codice e, visto che l’analisi avviene su soggetti sani e soggetti infortunati per ogni task, i gruppi in questione saranno 2. Dato che i file appartenenti al medesimo task si trovano nella corrispondente cartella, sia per salvare i nuovi file che verranno forniti dal codice che per caricare come input quelli precedenti creati da “visualizzaCurve.m”, basterà indicare al codice la cartella interessata quando richiesto. A questo punto il codice lavora sia sui soggetti sani che sui soggetti infortunati. Infatti le seguenti specifiche verranno eseguite prima per il gruppo 1, cioè i soggetti sani, e poi per il gruppo 2, cioè i soggetti infortunati. Selezionando per ognuno dei due gruppi il corrispondente file Excel contenente gli indici delle curve corrette e quindi scegliendo i dati sui quali sarà applicata l’esecuzione, come fatto precedentemente, verrà sottratta la statica al fine di standardizzare i dati. Come output dell’esecuzione della prima modalità del codice verranno create le matrici “MatriciCorrelazione.mat”, “MatriciCorrelazione2.mat”, “MatriciInformazione.mat”, “fasceAng1.mat”, “fasceAng2.mat”, comprendenti l’informazione riguardante sia i soggetti sani che i soggetti infortunati. Le suddette matrici saranno necessarie in seguito per analizzare statisticamente i risultati ottenuti.

Per la creazione dei plot raffiguranti le fasce viene richiesto nuovamente il numero di gruppi su cui verrà applicato il codice, il quale sarà ancora 2. Selezionando la cartella corrispondente al task in esame, il codice utilizzerà i file, precedentemente creati, come input e salverà i nuovi risultati nella medesima cartella. Come output della seconda modalità si otterranno una matrice “risTtest.mat” e un file “ttestDP.xls”, derivanti da un t-test e utili per la valutazione statistica dei risultati, e i plot dei 15 angoli coinvolti nello svolgimento del task sia in formato immagine “.jpg” che nell’estensione “.fig” delle figure eseguibili in MatLab. In ogni plot, con la stessa rappresentazione utilizzata dai plot al §4.2.1, sarà presente la fascia dell’andamento dell’angolo descritta da $\text{media} \pm \text{deviazione standard (SD)}$ sia per i soggetti sani che per gli infortunati, per un totale di due fasce, rispettivamente di colori diversi, che andranno successivamente confrontate. La media è rappresentata da una linea tratteggiata mentre la deviazione standard da una linea continua che delimita la fascia. Sui grafici ottenuti viene indicata, inoltre, la significatività statistica tramite degli asterischi blu posizionati nella parte inferiore del grafico. Gli asterischi sono presenti nel periodo percentuale del task in cui la differenza dell’andamento delle due fasce è significativa. Per le immagini relative ai plot si veda il §5 e l’appendice. Si ricorda che, per ogni task, i plot corrispondenti agli angoli ‘knee add-abduction’ (7) e ‘knee internal-external rotation’ (9) non verranno considerati nella successiva analisi.

Alla fine dell’esecuzione dei due codici, per ognuno dei quattro task analizzati nelle cartelle corrispondenti saranno presenti le matrici necessarie all’analisi statistica dei risultati e le immagini raffiguranti le fasce. Il suddetto materiale verrà presentato, analizzato e discusso nei prossimi capitoli.

Capitolo 5

Risultati

In questo capitolo vengono descritte le fasce di normalità riferite ai soggetti sani e quelle relative ai soggetti infortunati ottenute secondo la procedura descritta nel §4.2, al fine di trovare possibili similitudini e differenze tra i due gruppi.

Per ogni task si ottengono 15 plot relativi ai 15 angoli anatomici considerati nell'analisi per un totale di 60 plot. Come indicato al §4.2.2 la significatività del grafico viene rappresentata dagli asterischi presenti nella parte inferiore del grafico: maggiore è il loro numero, più risulta essere lungo l'intervallo del task in cui i due gruppi differiscono.

Come indicato anche nel capitolo precedente, per ogni task, i plot corrispondenti agli angoli 'knee add-abduction' (7) e 'knee internal-external rotation' (9) non verranno considerati nella successiva analisi. L'unica scrematura è stata, quindi, eseguita scartando i plot relativi ai suddetti angoli.

Nei plot è possibile osservare fasce con andamenti differenti in base al task, all'articolazione e all'angolo coinvolto. In ogni plot è rappresentata una fascia per i soggetti sani e una per i soggetti infortunati, rispettivamente in due diversi colori. Ogni fascia è descritta da una linea tratteggiata che rappresenta la media dell'andamento dell'angolo, è delimitata superiormente e inferiormente da due linee continue che rappresentano la deviazione standard e lo spazio tra queste due linee è riempito con il colore del gruppo di riferimento, creando in questo modo la fascia. Una fascia ampia è indice di un'elevata variabilità inter-individuale, corrispondente al fatto che i soggetti appartenenti allo stesso gruppo, in relazione a un determinato angolo, svolgono un determinato task in modo molto differente tra di loro. Sull'asse delle ascisse viene rappresentata la durata del movimento in percentuale del task svolto, mentre sull'asse delle ordinate la variazione dell'angolo osservata è espressa in gradi. Ogni plot porta indicato il nome del task, l'angolo e il tipo di movimento rispetto all'articolazione coinvolta. Si vuole far notare che, riferendosi al nome degli angoli e del loro movimento elencati al §4.1, l'ordine che viene dato al movimento indica che il primo definisce un angolo di segno positivo mentre il secondo

definisce un angolo di segno negativo. Ad esempio, quanto si parla di “internal - external”, il primo definisce un angolo di segno positivo mentre il secondo definisce un angolo di segno negativo e vale lo stesso ragionamento per gli altri angoli.

Nei successivi paragrafi verranno presentate e descritte le fasce relative agli angoli coinvolti nell'esecuzione, da parte di soggetti sani e soggetti infortunati, dei task.

5.1 Drop Bipodalico

- Angoli del tronco

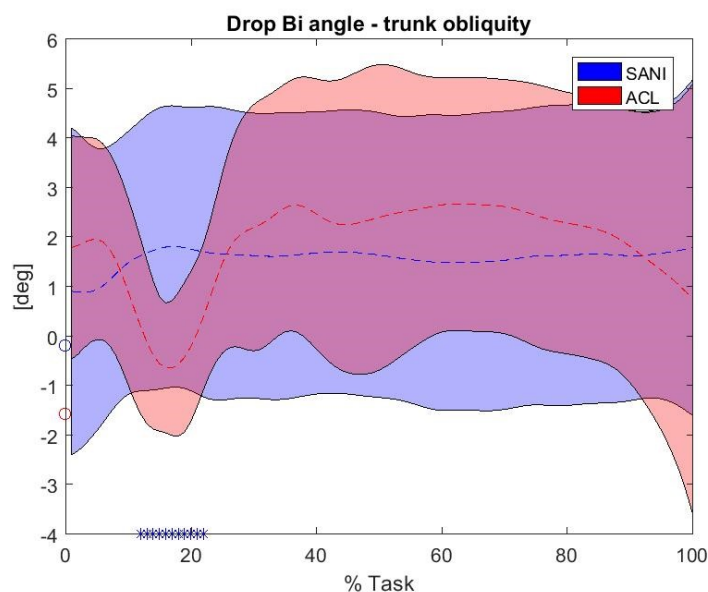


Figura 5.1.1 “Trunk obliquity”

Per quel che riguarda l'angolo obliquo del tronco (Figura 5.1.1), si nota che l'unica divergenza significativa nelle fasce avviene circa al 20% dell'esecuzione del task. La popolazione dei soggetti ACL riporta un'oscillazione del tronco, che comunque risulta di pochi gradi, lungo il piano sagittale. L'andamento della fascia varia durante il task, ma non in modo significativo dato che la variazione dell'angolo è piccola. Per i soggetti sani la posizione del tronco rimane costante, leggermente inclinata, per tutta la durata del task. Il picco negativo presente nella fascia della popolazione infortunata potrebbe essere dovuto all'applicazione di una differente spinta da parte dell'arto infortunato nella fase di discesa. La variabilità rimane simile per entrambe le fasce dal 20% del task in poi. La fascia degli infortunati assume una variabilità di 10° nella fase finale del task, ovvero nella stabilizzazione.

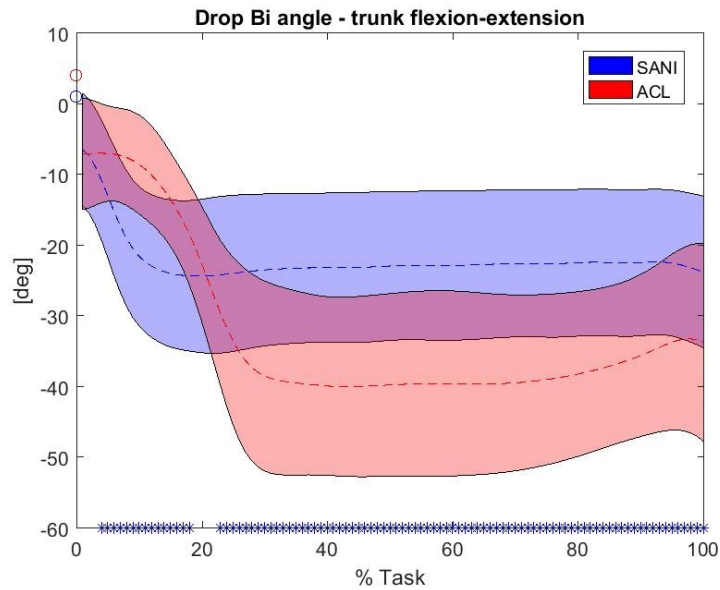


Figura 5.1.2 “Trunk flexion-extension”

Per quel che riguarda l’angolo di flessione-estensione del tronco (Figura 5.1.2), il comportamento della popolazione ACL si discosta in maniera significativa da quello della popolazione sana per quasi tutta la durata del task, in particolare nella parte centrale in cui la differenza è di circa 20°. I soggetti sani hanno esteso il tronco fin dal principio nella fase iniziale per poi mantenere un’estensione costante ma minore di quella dei soggetti ACL, mentre i soggetti infortunati hanno iniziato ad estendere la schiena successivamente per poi raggiungere, nella fase di volo, una divergenza di estensione rispetto ai soggetti sani, diminuendola nella fase di stabilizzazione dopo l’atterraggio. Per entrambe le popolazioni, inizialmente la variabilità è minore e successivamente raggiunge circa i 30° per i soggetti ACL e cresce ma rimane inferiore per i soggetti sani.

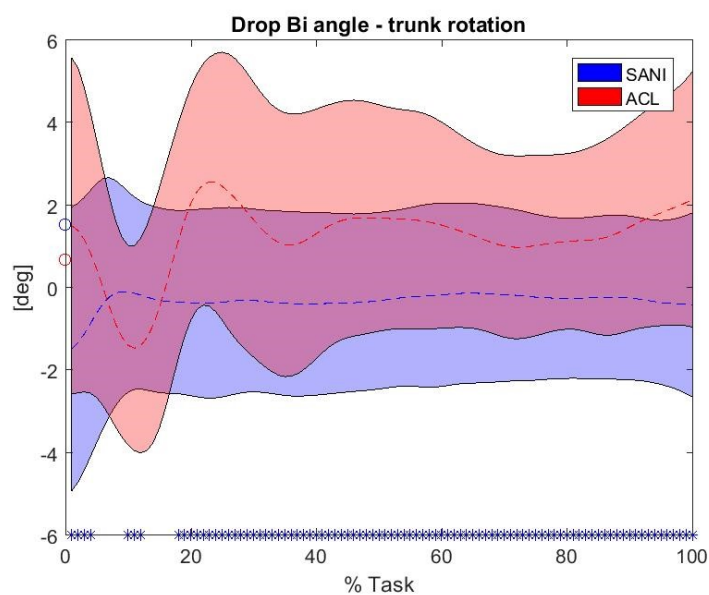


Figura 5.1.3 “Trunk rotation”

Per quel che riguarda l'angolo di rotazione del tronco (Figura 5.1.3), la rotazione del tronco risulta significativa in quanto avviene con due andamenti differenti per le due popolazioni. Infatti, la popolazione dei soggetti infortunati presenta una rotazione del tronco, in particolare un picco negativo prima del 20% del task che poi tende a stabilizzarsi intorno ai 2°, ma risultando comunque significativo dato che si discosta dall'andamento della popolazione sana, con una rotazione positiva maggiore. La popolazione dei soggetti sani per la quasi totalità della durata del task non presenta rotazione. La fascia dei soggetti ACL è compresa in un intervallo di circa 10° e presenta una maggiore variabilità rispetto alla fascia dei soggetti sani. Come detto sopra, è, quindi, rilevante il differente andamento dei soggetti infortunati che risulta divergente soprattutto nella prima parte del task e rimane statisticamente rilevante per tutta la sua durata.

- Angoli dell'anca

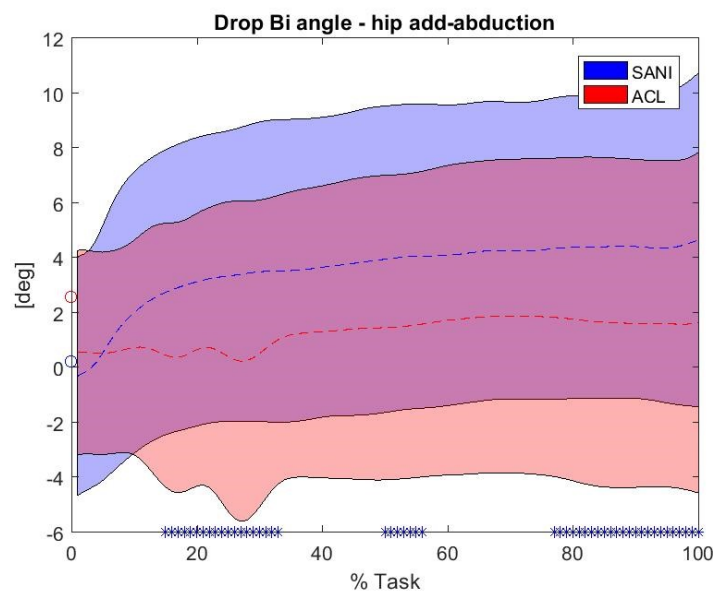


Figura 5.1.4 "Hip add-abduction"

Per quanto riguarda l'angolo di add-abduzione dell'anca (Figura 5.1.4), le fasce risultano significative nell'intorno del 20% del task dove gli andamenti delle due popolazioni risultano differenti. Per buona parte della durata del task le popolazioni presentano un andamento abbastanza costante ma sfasato di pochi gradi, con la popolazione sana che presenta una maggiore adduzione delle anche, mentre per i soggetti ACL è di poco maggiore di zero. La significatività dell'ultimo 20% del task è dovuta al fatto che la differenza tra i due andamenti aumenta in quel tratto. Si nota anche che la variabilità delle fasce è simile dopo il 30% del task, mentre la variabilità della popolazione ACL presenta due picchi negativi in corrispondenza della prima parte significativa del task.

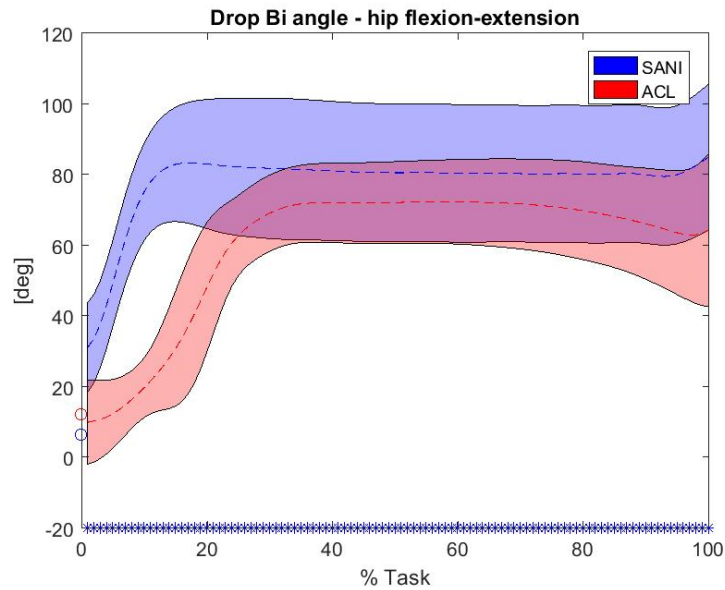


Figura 5.1.5 “Hip flexion-extension”

Per quel che riguarda l’angolo di flesso-estensione dell’anca (figura 5.1.5), la grande variazione osservata è dovuta al fatto che il task prevede la partenza in posizione eretta e poi l’atterraggio, il quale prevede a sua volta che il corpo ammortizzi la caduta piegando gli arti inferiori e quindi andando a modificare l’angolo dell’anca in oggetto. Nella parte iniziale del task, gli andamenti delle due popolazioni divergono in modo evidente con una differenza massima di 60°. In questo caso, la popolazione ACL riporta una minore flessione delle anche all’inizio della fase di caduta. Nella restante parte gli andamenti sono simili, ma rimangono comunque sfasati significativamente di 20°, con la popolazione sana che riporta una maggiore flessione delle anche. Verso la fine del task i due andamenti divergono di un grado maggiore. L’andamento della popolazione dei soggetti sani, inoltre, ha una variabilità di 40°, cioè maggiore rispetto a quello dei soggetti infortunati e a quella delle fasce fino ad ora descritte.

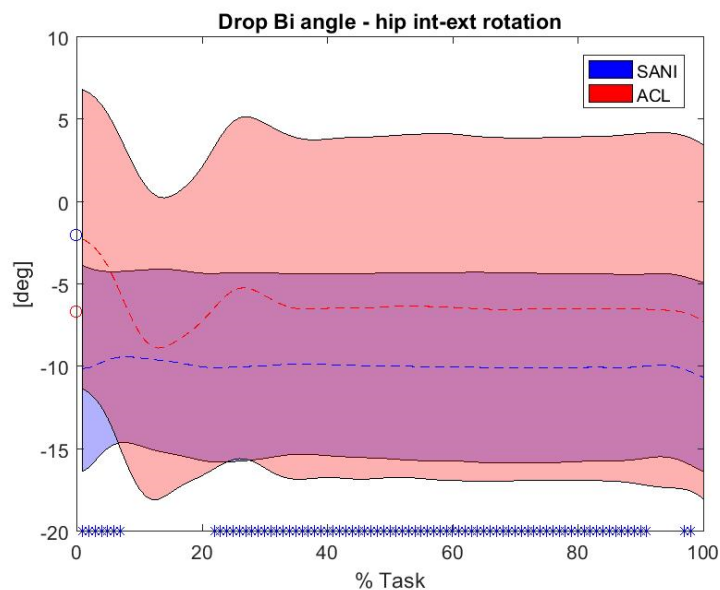


Figura 5.1.6 “Hip int-ext rotation”

Per quanto riguarda l'angolo di rotazione interna-esterna dell'anca (Figura 5.1.6), le fasce risultano significative nella parte iniziale in cui l'andamento medio della popolazione ACL si discosta di 15° rispetto a quello della popolazione sana, avendo inoltre un comportamento diverso, e anche nella parte centrale del task. L'andamento della popolazione degli infortunati ha, inoltre, una variabilità di circa 20° e riporta una minore rotazione esterna delle anche. Entrambi gli andamenti tendono ad essere costanti dal 30% del task in poi anche se sfasati in modo significativo, ed entrambi indicano che tutte e due le popolazioni hanno tenuto le anche leggermente ruotate verso l'esterno durante l'esecuzione del task. I soggetti sani hanno tenuto una posizione costante, mentre quelli infortunati hanno variato la rotazione solamente nella parte iniziale del task. Dato comunque il piccolo angolo, questa rotazione può essere considerata simile alla normale rotazione che si ha durante l'assunzione di una posizione eretta o di riposo.

- Angoli del ginocchio

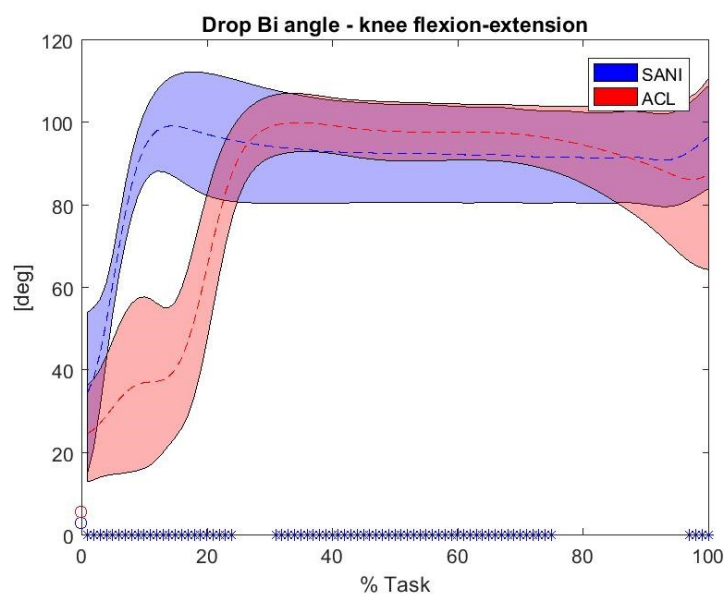


Figura 5.1.7 "Knee flexion-extension"

Per quel che riguarda l'angolo di flesso-estensione del ginocchio (Figura 5.1.7), la grande variazione di questo angolo è dovuta al fatto che il task prevede la partenza in posizione eretta e poi l'atterraggio, il quale prevede a sua volta che il corpo ammortizzi la caduta piegando gli arti inferiori e quindi andando a modificare l'angolo del ginocchio in oggetto. Nella parte iniziale del task, gli andamenti delle due popolazioni divergono in modo evidente con una differenza massima di 60°. In questo caso, la popolazione ACL riporta una minore flessione delle ginocchia all'inizio della fase di caduta. In questo tratto di crescita della fascia la variabilità della fascia della popolazione sana risulta minima. Nella restante parte gli andamenti sono simili, ma rimangono comunque sfasati significativamente, con una flessione maggiore

per i soggetti ACL. Alla fine del task gli andamenti divergono nuovamente con una flessione maggiore per i soggetti sani e una variabilità maggiore per i soggetti ACL. L'andamento della popolazione dei soggetti sani, inoltre, ha una variabilità di circa 30°, cioè maggiore rispetto a quello dei soggetti infortunati.

- Angoli della caviglia

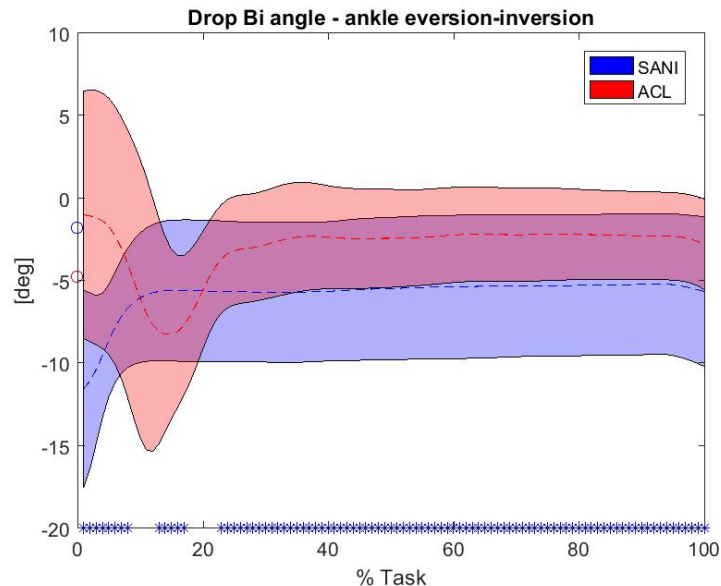


Figura 5.1.8 “Ankle eversion-inversion”

Per quel che riguarda l'angolo di eversione-inversione della caviglia (Figura 5.1.8), le fasce risultano significative in quanto presenta due andamenti inizialmente differenti per le due popolazioni. La fascia non risulta invece significativa nei punti in cui i due andamenti medi si intersecano. I soggetti ACL presentano all'inizio del task una variabilità totale di circa 15°, indicando anche un'eversione delle caviglie, e, intorno al 10%, un picco di massima inversione delle caviglie, la quale poi torna quasi nulla e con una ridotta variabilità per la restante parte del task. I soggetti sani, invece, iniziano il task con un'inversione delle caviglie maggiore rispetto a quella massima raggiunta dai soggetti ACL e successivamente diminuisce rimanendo però sempre maggiore rispetto a quella dell'altra popolazione in modo significativo. Risulta, quindi, rilevante il differente andamento dei soggetti infortunati che risulta divergente soprattutto nella prima parte del task e rimane statisticamente rilevante per tutta la sua durata dato che i due andamenti sono simili e costanti, ma sfasati.

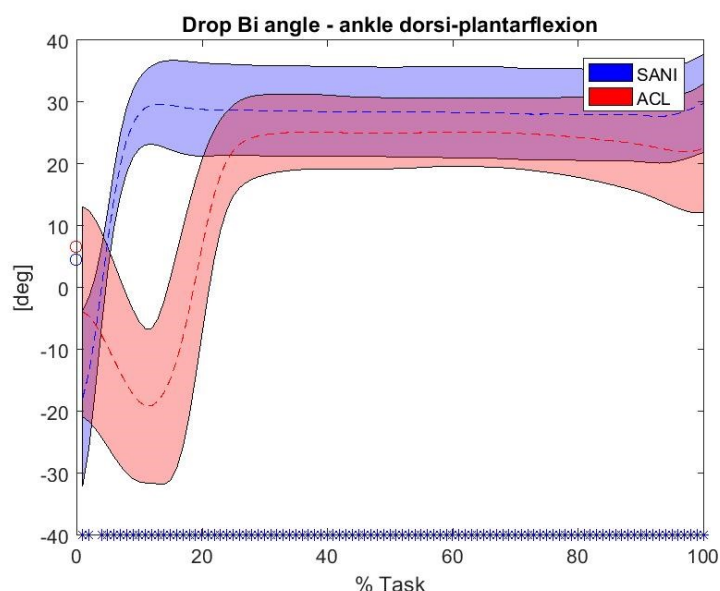


Figura 5.1.9 “Ankle dorsi-plantarflexion”

Per quel che riguarda l’angolo di flessione dorso-plantare della caviglia (Figura 5.1.9), la grande variazione di questo angolo è dovuta al fatto che il task prevede la partenza in posizione eretta e poi l’atterraggio, il quale prevede a sua volta che il corpo ammortizzi la caduta piegando gli arti inferiori e quindi andando a modificare l’angolo della caviglia in oggetto. La fascia risulta significativa per tutta la durata del task. Nella parte iniziale del task, gli andamenti delle due popolazioni divergono in modo evidente con una differenza massima di 50°. Partiti con una flessione plantare delle caviglie, i soggetti sani raggiungono subito una flessione dorsale, con una differenza tra le due posizioni di circa 50°. In questo tratto di crescita della fascia la variabilità dei soggetti sani risulta minima. I soggetti ACL, invece, partono con una flessione quasi nulla, seguita da un picco di flessione plantare raggiungendo poi la flessione dorsale che rimane sempre minore di quella dei soggetti sani in modo significativo. Alla fine del task gli andamenti divergono nuovamente. L’andamento della popolazione dei soggetti sani ha una variabilità di circa 30°, cioè maggiore rispetto a quello dei soggetti infortunati.

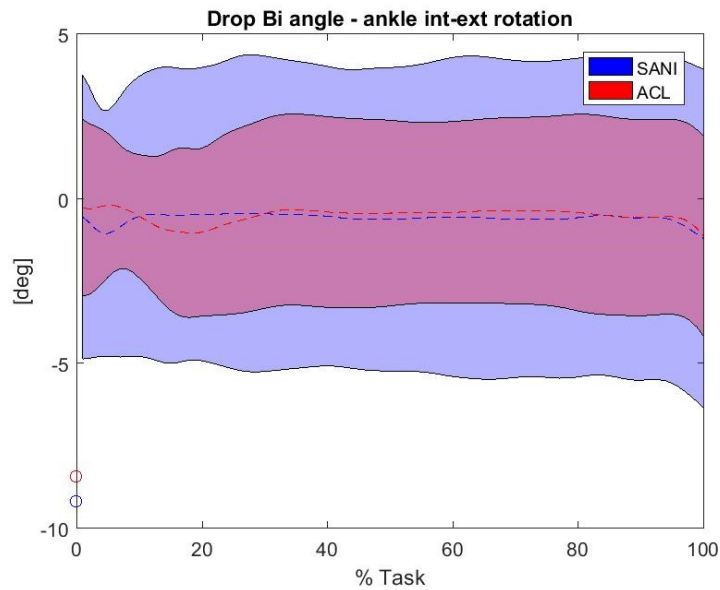


Figura 5.1.10 “Ankle int-ext rotation”

Per quel che riguarda l’angolo di rotazione interna-esterna della caviglia (Figura 5.1.10), la fascia non risulta significativa in quanto gli andamenti risultano simili, con una rotazione delle caviglie quasi nulla, leggermente esterna. La variabilità di 10° della fascia dei soggetti sani risulta circa il doppio di quella osservata nei soggetti ACL.

- Angoli delle pelvi

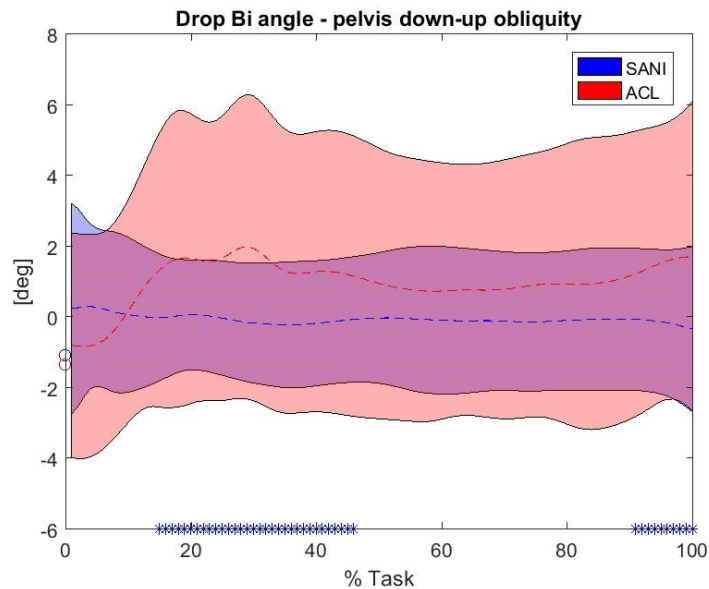


Figura 5.1.11 “Pelvis down-up obliquity”

Per quel che riguarda l’angolo obliquo del bacino (Figura 5.1.11), le fasce risultano significative tra il 15-45% e tra il 90-100% del task, ovvero nei punti in cui le due fasce presentano un andamento differente. I soggetti sani presentano una ridotta variabilità con un andamento medio costante a zero il quale indica che, durante il task, il bacino è stato tenuto in posizione orizzontale, visto dal piano frontale. La popolazione dei soggetti ACL presenta una grande

variabilità di quasi 10° per gran parte del task. Questa fascia riporta, invece, un'inclinazione del bacino verso il basso di pochi gradi che viene mantenuta per la maggior parte del task e che incrementa nei suddetti punti significativi, in particolare nella parte finale del task, durante l'atterraggio e la successiva stabilizzazione. La suddetta inclinazione del bacino è probabilmente dovuta ad un diverso utilizzo del ginocchio infortunato da parte dei soggetti ACL.

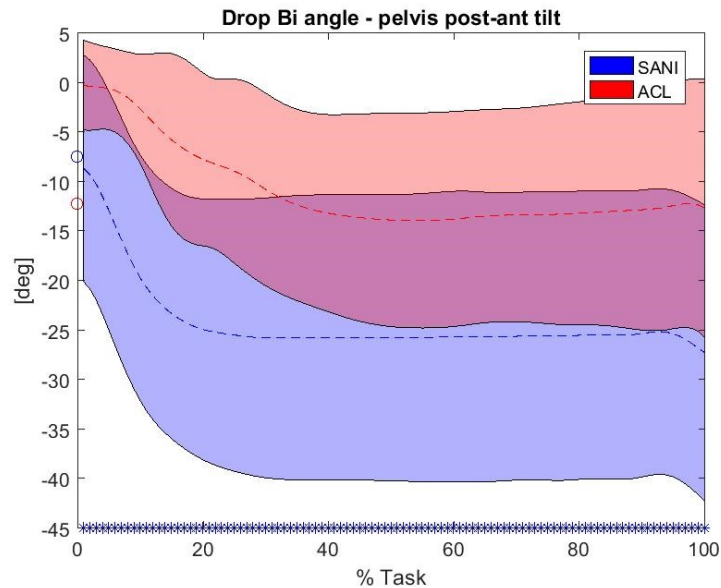


Figura 5.1.12 "Pelvis post-ant tilt"

Per quel che riguarda l'angolo posteriore-anteriore del tronco (Figura 5.1.12), le fasce risultano significative per tutta la durata del task in quanto, nonostante siano simili, gli andamenti medi delle popolazioni sono sfasati di 10°, per buona parte del task, fino a un massimo di 20° nell'intorno del 20% del task. Entrambe le popolazioni presentano una rotazione anteriore del bacino, che rimane praticamente costante dal 20% del task in poi, con i soggetti ACL meno ruotati dei soggetti sani. Inoltre la variabilità massima della fascia dei soggetti sani risulta di 30°, mentre quella dei soggetti ACL risulta di 20-25°.

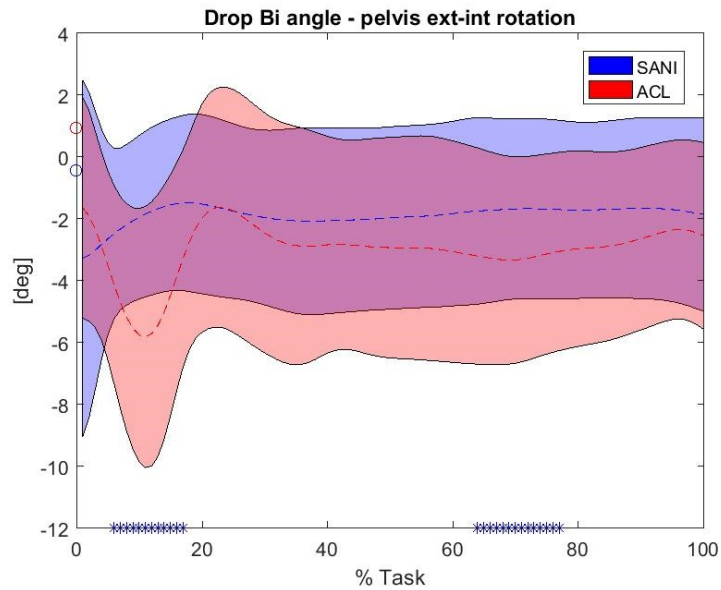


Figura 5.1.13 “Pelvis ext-int rotation”

Per quel che riguarda l’angolo di rotazione esterna-interna del tronco (Figura 5.1.13), le fasce risultano significative solo nei punti in cui gli andamenti medi delle due popolazioni si discostano. A parte l’inizio, la fascia dei soggetti sani rimane costante con un angolo di poco inferiore allo zero per quasi tutta la durata del task. Ciò indica una lieve rotazione interna del bacino rispetto al piano orizzontale. La fascia dei soggetti ACL presenta invece un picco negativo prima del 20% del task e successivamente si stabilizza mantenendo una maggiore rotazione esterna del bacino rispetto ai soggetti sani e discostandosi in modo significativo solo tra il 60-80% del task. La variabilità delle due fasce è pressoché simile, tranne per l’inizio della fascia dei soggetti sani che presenta una variabilità di 10°.

5.2 Drop Monopodalico

- Angoli del tronco

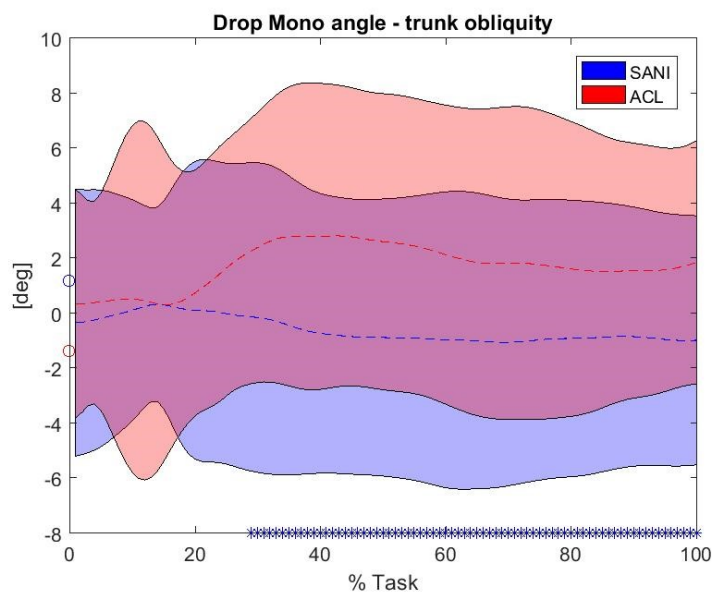


Figura 5.2.1 “Trunk obliquity”

Per quel che riguarda l'angolo obliquo del tronco (Figura 5.2.1), all'inizio del task le fasce non risultano significative perché gli andamenti medi sono simili. Da circa il 30% del task in poi le fasce risultano significative in quanto gli andamenti medi si discostano anche se di pochi gradi. La popolazione dei soggetti ACL riporta un'oscillazione del tronco maggiore di quella dei soggetti sani, che comunque risulta di pochi gradi, lungo il piano sagittale. Per i soggetti sani la posizione del tronco rimane costante, praticamente nulla, per tutta la durata del task. La variabilità rimane circa di 10° per entrambe le fasce. Si nota che intorno al 15% del task la variabilità della fascia dei soggetti sani si riduce mentre quella dei soggetti ACL aumenta.

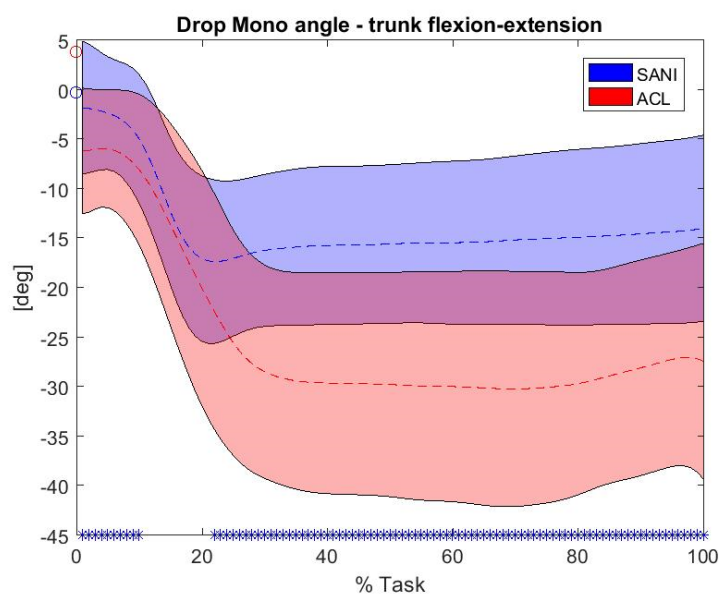


Figura 5.2.2 “Trunk flexion-extension”

Per quel che riguarda l'angolo di flesso-estensione del tronco (Figura 5.2.2), le fasce risultano significative nei punti in cui i due andamenti medi si discostano. All'inizio del task gli andamenti divergono di pochi gradi ma in modo significativo. I soggetti hanno esteso il tronco fin dal principio nella fase iniziale per poi mantenere un'estensione costante. Fino al 20% l'estensione del tronco mantenuta da entrambe le popolazioni risulta simile. Entrambe le curve scendono e, dal 20% del task in poi, rimangono pressoché costanti ma differiscono significativamente di 15°, con i soggetti ACL che presentano una maggiore estensione del tronco. Inizialmente la variabilità delle fasce è ridotta, poi quella dei soggetti infortunati risulta maggiore di quella dei soggetti sani.

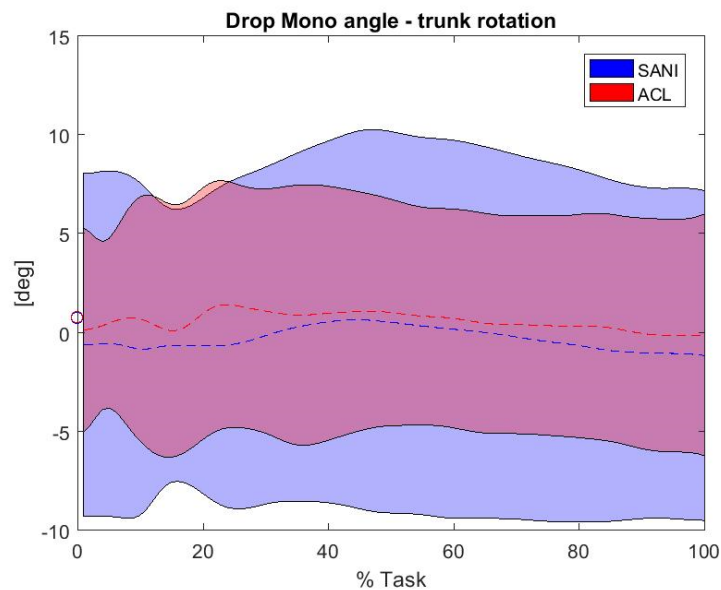


Figura 5.2.3 "Trunk rotation"

Per quel che riguarda l'angolo di rotazione del tronco (Figura 5.2.3), le fasce non risultano significative in quanto gli andamenti risultano simili, con una rotazione del tronco praticamente nulla per entrambe le popolazioni. La variabilità di circa 20° della fascia dei soggetti sani risulta maggiore rispetto a quella dei soggetti ACL che è di circa 10°.

- Angoli dell'anca

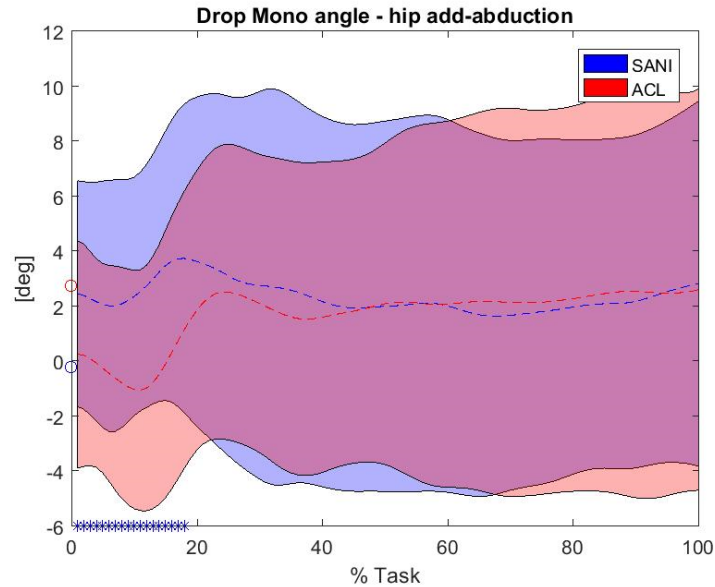


Figura 5.2.4 "Hip add-abduction"

Per quel che riguarda l'angolo di add-abduzione dell'anca (Figura 5.2.4), le fasce risultano significative fino al 20% del task dove gli andamenti delle due popolazioni risultano differenti. La popolazione sana presenta una maggiore adduzione dell'anca, mentre per i soggetti ACL è circa nulla con un picco leggermente negativo. Successivamente l'andamento medio dei soggetti infortunati cresce e per la restante parte del task entrambi gli andamenti rimangono costanti intorno ai 2°. Quindi entrambe le popolazioni presentano un'adduzione dell'anca. Fino al 20% del task la variabilità di entrambe le fasce è di circa 10°, per poi crescere fino a un massimo di 15°. Nella prima parte del task è maggiore la variabilità dei soggetti sani, mentre nella seconda quella dei soggetti infortunati.

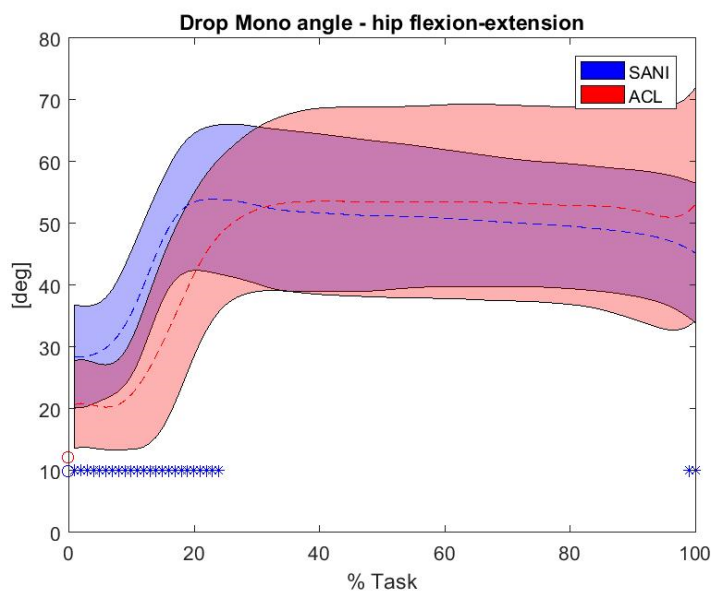


Figura 5.2.5 "Hip flexion-extension"

Per quel che riguarda l'angolo di flesso-estensione dell'anca (Figura 5.2.5), la grande variazione di questo angolo è dovuta al fatto che il task prevede la partenza in posizione eretta e poi l'atterraggio, il quale prevede a sua volta che il corpo ammortizzi la caduta piegando gli arti inferiori e quindi andando a modificare l'angolo dell'anca in oggetto. Nella parte iniziale del task, gli andamenti delle due popolazioni sono simili, ma sfasati in modo evidente con una differenza di 10°. In questo caso, la popolazione ACL riporta una minore flessione dell'anca rispetto ai soggetti sani all'inizio della fase di caduta. Nella restante parte gli andamenti risultano simili, con i soggetti ACL che presentano una flessione maggiore dell'anca, e rimangono circa costanti fino alla fine del task dove tornano a divergere in modo significativo. L'andamento della popolazione dei soggetti ACL ha una variabilità di 30°, cioè maggiore rispetto a quello dei soggetti sani.

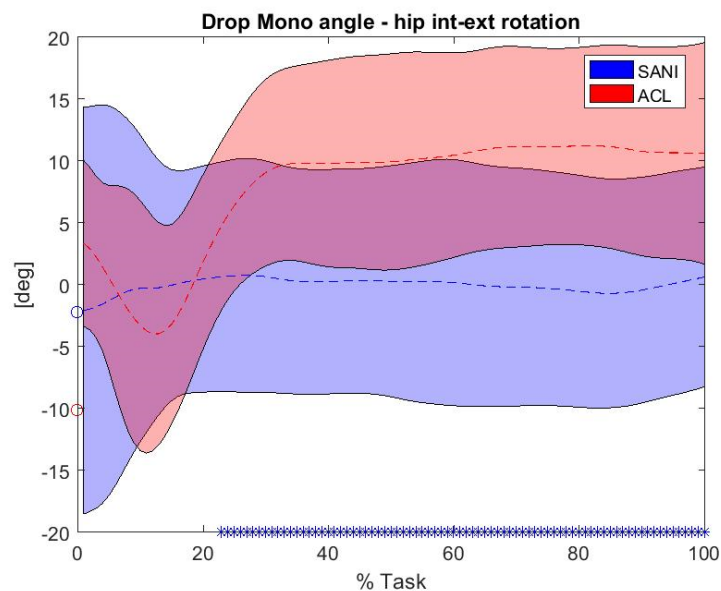


Figura 5.2.6 "Hip int-ext rotation"

Per quel che riguarda l'angolo di rotazione interna-esterna dell'anca (Figura 5.2.6), le fasce risultano significative dal 20% del task in poi dove gli andamenti delle due popolazioni risultano costanti ma sfasati di circa 10° significativamente, con i soggetti ACL che presentano una rotazione interna dell'anca, mentre i soggetti sani presentano una rotazione praticamente nulla. Il primo 20% del task non risulta significativo, nonostante il differente andamento delle fasce. Nella seconda parte del task la variabilità delle fasce è simile di circa 20°, mentre nella prima parte la variabilità della fascia dei soggetti sani risulta di circa 35° rispetto ai 10° della fascia degli infortunati.

- Angoli del ginocchio

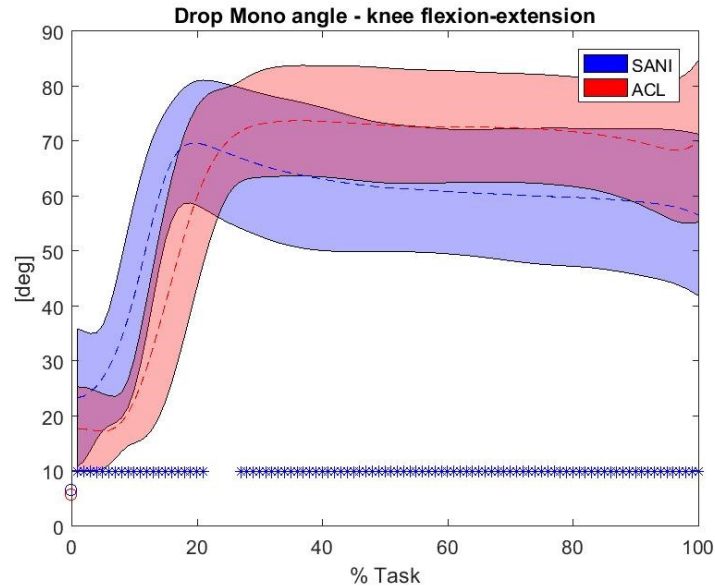


Figura 5.2.7 “Knee flexion-extension”

Per quel che riguarda l’angolo di flesso-estensione del ginocchio (Figura 5.2.7), la grande variazione di questo angolo è dovuta al fatto che il task prevede la partenza in posizione eretta e poi l’atterraggio, il quale prevede a sua volta che il corpo ammortizzi la caduta piegando gli arti inferiori e quindi andando a modificare l’angolo del ginocchio in oggetto. Nella parte iniziale del task, gli andamenti delle due popolazioni sono simili ma sono sfasati in modo evidente con una differenza di 10°. In questo caso, entrambe le fasce indicano la flessione del ginocchio, ma la popolazione ACL riporta una minore flessione minore. Dopo il 20% del task, gli andamenti diventano simili e rimangono costanti, ma sfasati significativamente di 10°, con i soggetti infortunati che presentano una flessione maggiore.

Le variabilità delle fasce sono ridotte nella prima parte del task per entrambe le popolazioni, poi raggiungono i 40° nella parte centrale del task, fino a un massimo di circa 60 verso la fine.

- Angoli della caviglia

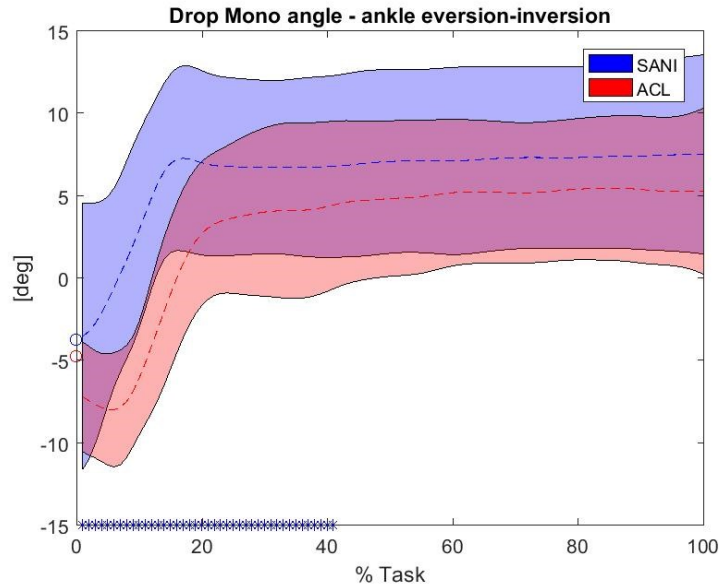


Figura 5.2.8 “Ankle eversion-inversion”

Per quel che riguarda l’angolo di eversione-inversione della caviglia (Figura 5.2.8), le fasce risultano significative fino al 40% del task in quanto presenta due andamenti inizialmente simili ma sfasati in modo significativo di circa 10°. Entrambe le popolazioni iniziano il task con la caviglia in inversione per poi portarsi in eversione intorno al 20% del task. Successivamente i due andamenti risultano simili, costanti e sfasati in modo significativo fino al 40% del task. Per la prima parte del task i soggetti ACL presentano una maggiore inversione, mentre per la seconda parte l’eversione maggiore si riscontra nei soggetti sani. La popolazione sana presenta una variabilità maggiore all’inizio del task per poi mantenerla circa costante a 10° per tutta la restante durata del task, mentre la variabilità della popolazione infortunata aumenta dopo il 40% del task.

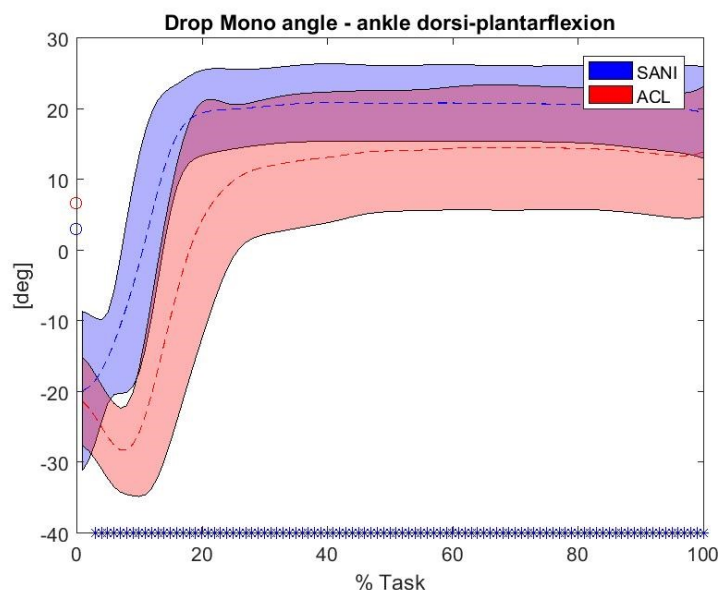


Figura 5.2.9 “Ankle dorsi-plantarflexion”

Per quel che riguarda l'angolo di flessione dorso-plantare della caviglia (Figura 5.2.9), la grande variazione di questo angolo è dovuta al fatto che il task prevede la partenza in posizione eretta e poi l'atterraggio, il quale prevede a sua volta che il corpo ammortizzi la caduta piegando gli arti inferiori e quindi andando a modificare l'angolo della caviglia in oggetto. Le fasce risultano significative per tutta la durata del task. Nella parte iniziale del task, gli andamenti delle due popolazioni sono sfasati in modo evidente di circa 20-15° fino al 20% del task. Partiti con una flessione plantare della caviglia, i soggetti sani raggiungono subito una flessione dorsale, con una differenza tra le due posizioni di circa 40°. I soggetti ACL, invece, partono con un picco di flessione plantare raggiungendo poi la flessione dorsale che rimane sempre minore di quella dei soggetti sani in modo significativo per tutto il resto del task. Dal 20% in poi del task gli andamenti sono simili e costanti, ma rimangono significativamente sfasati. La variabilità dei soggetti sani rimane circa costante a 10° per tutto il task tranne all'inizio che risulta di 20°, mentre la variabilità dei soggetti ACL è minima all'inizio del task per poi diventare di 20°.

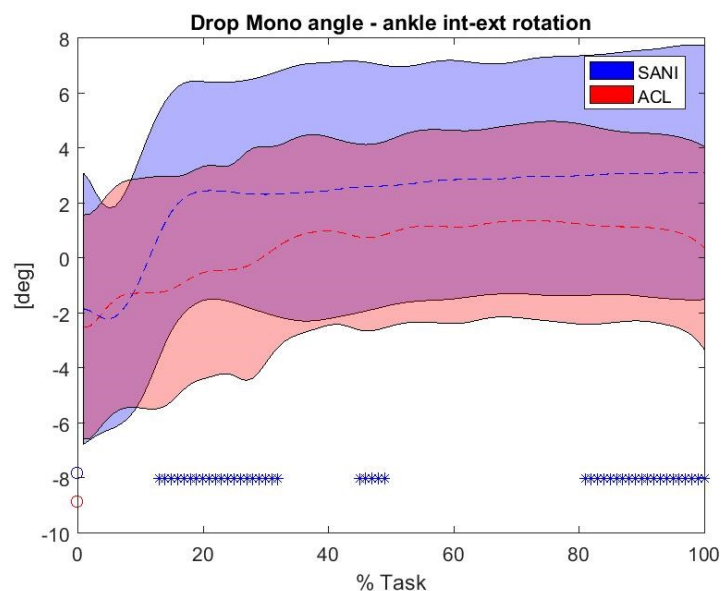


Figura 5.2.10 "Ankle int-ext rotation"

Per quel che riguarda l'angolo di rotazione interna-esterna della caviglia (Figura 5.2.10), le fasce risultano significative tra il 15-30%, intorno al 45% e dall'80% in poi. Inizialmente le due popolazioni partono allo stesso modo con una lieve rotazione verso l'esterno della caviglia. Intorno al 20% iniziano a divergere raggiungendo la rotazione nulla. Successivamente entrambe gli andamenti si stabilizzano in modo quasi costante sopra lo zero, rappresentando una rotazione interna della caviglia. I soggetti sani presentano una rotazione esterna maggiore rispetto ai soggetti infortunati per i quali risulta quasi nulla. Sono intorno al 45% e alla fine del task lo sfasamento tra i due andamenti risulta significativo. La variabilità della popolazione ACL risulta quasi costante per tutta la durata del task, mentre quella della popolazione sana risulta maggiore e presenta una diminuzione vicino al 10% del task.

- Angoli delle pelvi

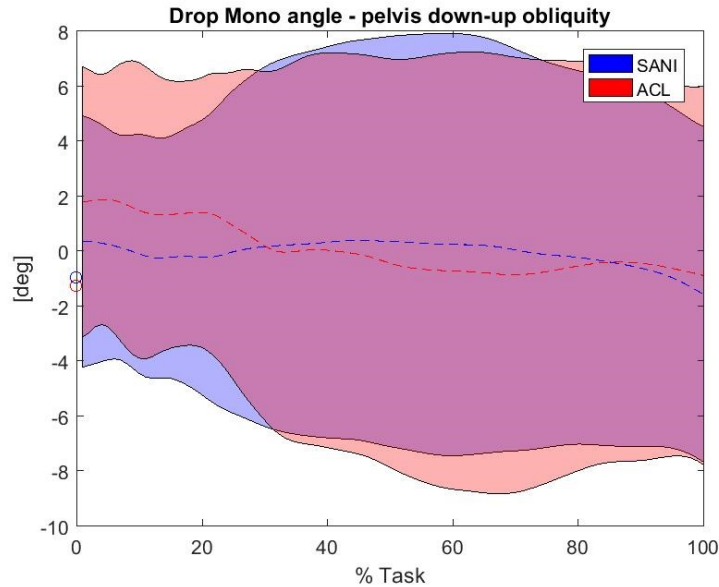


Figura 5.2.11 “Pelvis down-up obliquity”

Per quel che riguarda l’angolo obliquo del bacino (Figura 5.2.11), le fasce non risultano significative in quanto gli andamenti risultano simili, quasi con oscillazione del tronco nulla. La variabilità maggiore risulta di circa 20° per entrambe le popolazioni.

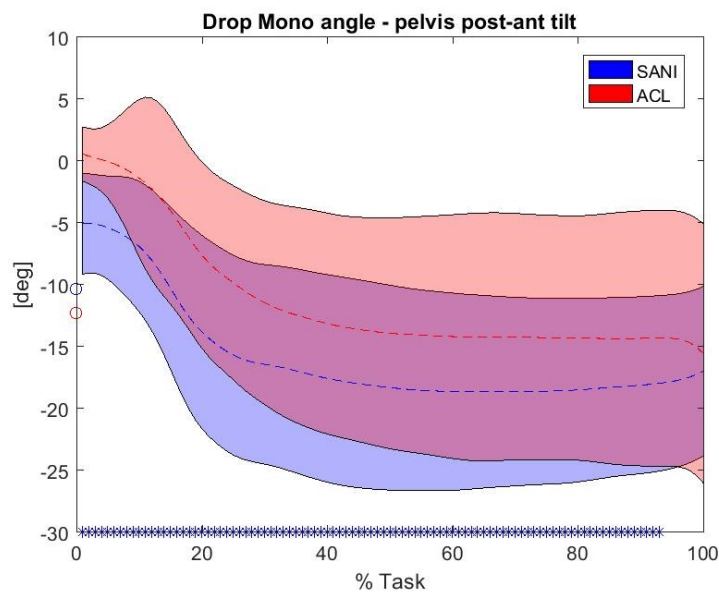


Figura 5.2.12 “Pelvis post-anti tilt”

Per quel che riguarda l’angolo posteriore-anteriore del bacino (Figura 5.2.12), le fasce risultano significative per quasi tutta la durata del task in quanto, nonostante siano simili, gli andamenti medi delle popolazioni sono sfasati di 5° in modo significativo. Entrambe le popolazioni presentano una rotazione anteriore del bacino, che rimane praticamente costante dal 30% del task in poi, con i soggetti ACL meno ruotati dei soggetti sani. Inoltre la variabilità massima della fascia dei soggetti sani risulta di circa 15°, mentre quella dei soggetti ACL risulta di circa 20° e, fino al 20% del task, questa variabilità indica una rotazione posteriore del bacino.

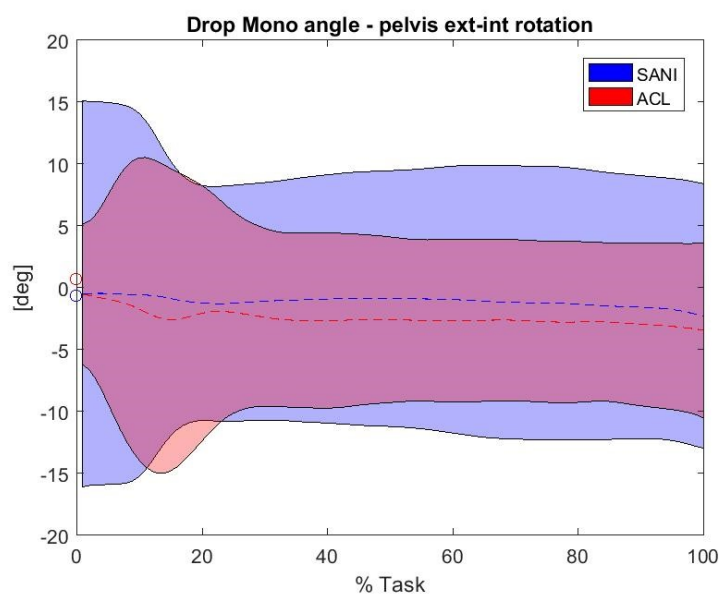


Figura 5.2.13 “Pelvis ext-int rotation”

Per quel che riguarda l’angolo di rotazione esterna-interna del bacino (Figura 5.2.13), le fasce non risultano significative in quanto gli andamenti risultano simili, con una rotazione del bacino praticamente nulla rispetto al piano orizzontale. La variabilità per i soggetti sani risulta inizialmente di circa 30° e poi diminuisce e rimane circa costante a 20°, mentre la variabilità dei soggetti sani aumenta fino a circa 25° tra il 10-20% e poi diminuisce e rimane costante a circa 15° per il resto del task.

5.3 Squat Bipodalico

- Angoli del tronco

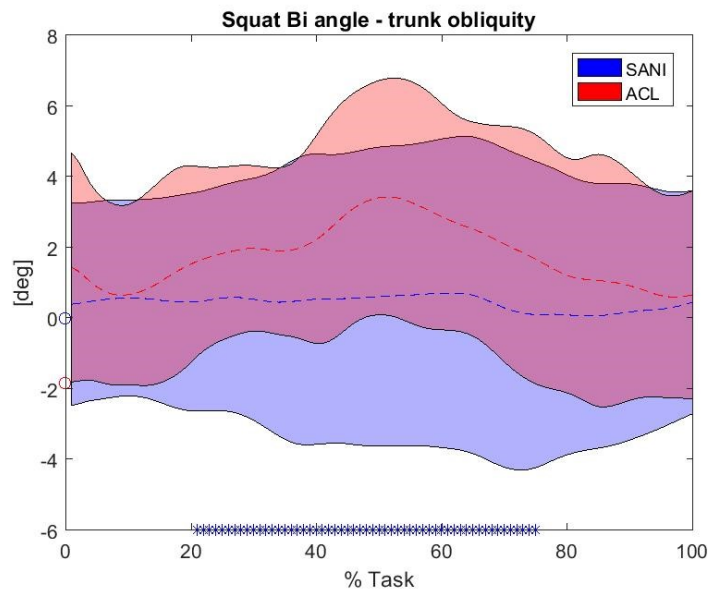


Figura 5.3.1 “Trunk obliquity”

Per quel che riguarda l’angolo obliquo del tronco (Figura 5.3.1), le fasce risultano significative tra il 20-80% del task. Gli andamenti delle due popolazioni si discostano in maniera significativa solamente in questa parte del task. Per tutto il task i soggetti sani mantengono un’oscillazione del tronco praticamente nulla lungo il piano frontale, mentre i soggetti ACL presentano un’oscillazione del tronco di angolo positivo ma comunque ridotto. La variabilità della fascia dei soggetti infortunati rimane pressoché costante e segue l’andamento medio. I soggetti sani, invece, presentano una variabilità crescente fino a circa 10° nella parte significativa del task. Entrambe le variabilità indicano oscillazioni sia positive che negative. Il picco positivo presente nella fascia della popolazione infortunata può essere dovuto all’assunzione di una differente posizione da parte dell’arto infortunato nella fase di discesa.

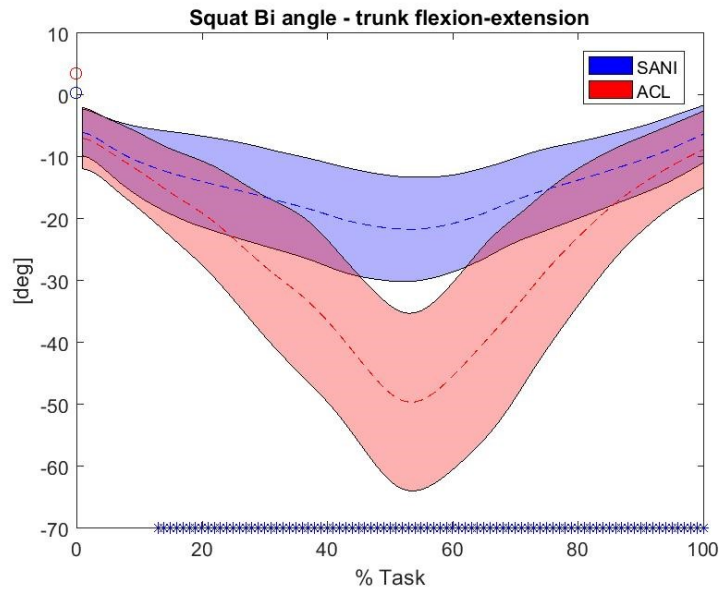


Figura 5.3.2 “Trunk flexion-extension”

Per quel che riguarda l’angolo di flesso-estensione del tronco (Figura 5.3.2), il comportamento della popolazione ACL, seppur simile, si discosta in maniera significativa da quello della popolazione sana per quasi tutta la durata del task, in particolare nella parte centrale in cui la differenza massima è di circa 30°. Entrambe le popolazioni hanno raggiunto la massima estensione del tronco nella parte centrale del task, ovvero nella fase in cui i soggetti si trovano con la parte superiore della coscia parallela al piano, con il bacino all’altezza delle ginocchia. Per tutta la durata del task i soggetti ACL mantengono un’estensione del tronco maggiore rispetto a quella dei soggetti sani. Per entrambe le fasce la variabilità è minore all’inizio e alla fine del task e aumenta maggiore risulta l’estensione media. La popolazione sana mantiene una variabilità tra i 10-15° mentre la popolazione infortunata, da 10°, raggiunge i 30° nella parte centrale del task.

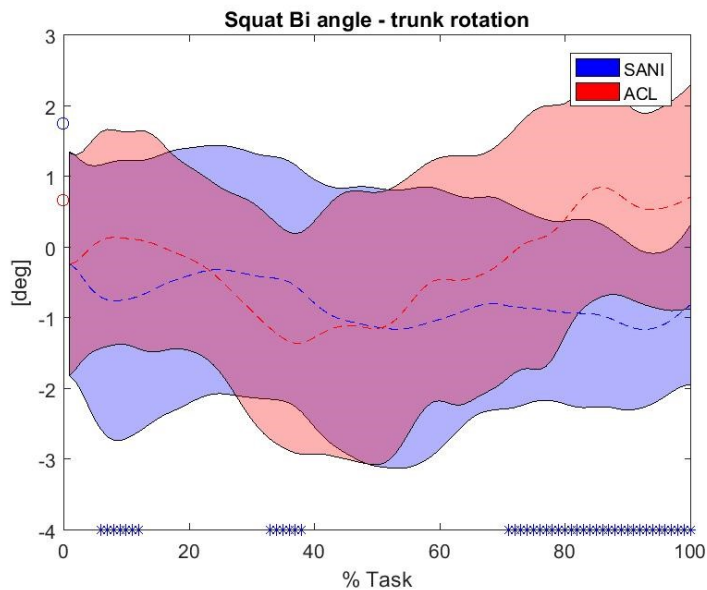


Figura 5.3.3 “Trunk rotation”

Per quel che riguarda l'angolo di rotazione del tronco (Figura 5.3.3), la rotazione del tronco risulta significativa nelle parti del task in cui gli andamenti delle popolazioni si discostano maggiormente, cioè intorno al 15%, tra il 35-40% e dal 70% in poi. Per entrambe le popolazioni la rotazione rimane comunque minima dato che gli andamenti medi sono compresi tra ± 1 grado. Tra le due fasce, i soggetti ACL presentano una maggiore rotazione del tronco, sia positiva che negativa, lungo il piano trasversale. La popolazione dei soggetti sani per la quasi totalità della durata del task presenta rotazione media quasi nulla. La variabilità dei soggetti ACL è praticamente costante per tutta la durata del task, mentre quella dei soggetti sani è maggiore e diminuisce verso la fine del task, ma entrambe indicano una variazione di pochi gradi.

- Angoli dell'anca

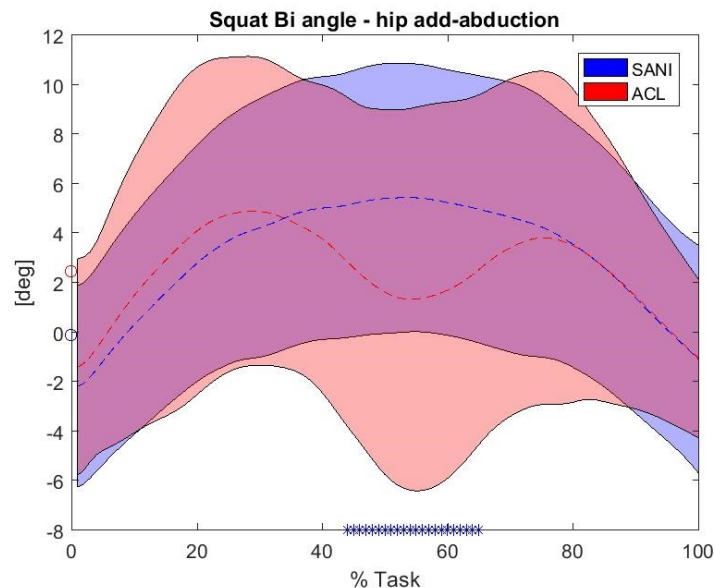


Figura 5.3.4 "Hip add-abduction"

Per quel che riguarda l'angolo di add-abduzione dell'anca (Figura 5.3.4), le fasce risultano significative solamente nell'intorno circa 45-65% del task dove gli andamenti delle due popolazioni risultano differenti. Entrambe le popolazioni mediamente iniziano e terminano il task mantenendo una lieve abduzione delle anche. Nella parte centrale del task, i soggetti sani portano le anche in adduzione, mentre i soggetti ACL inizialmente presentano un'adduzione delle anche che oscilla fino a tornare nulla e poi crescere nuovamente. Le variabilità di entrambe le fasce seguono gli andamenti medi diminuendo all'inizio e alla fine del task e aumentando nella parte centrale. La variabilità dei soggetti sani raggiunge un massimo di 10°, mentre quella dei soggetti ACL raggiunge un massimo di 20°.

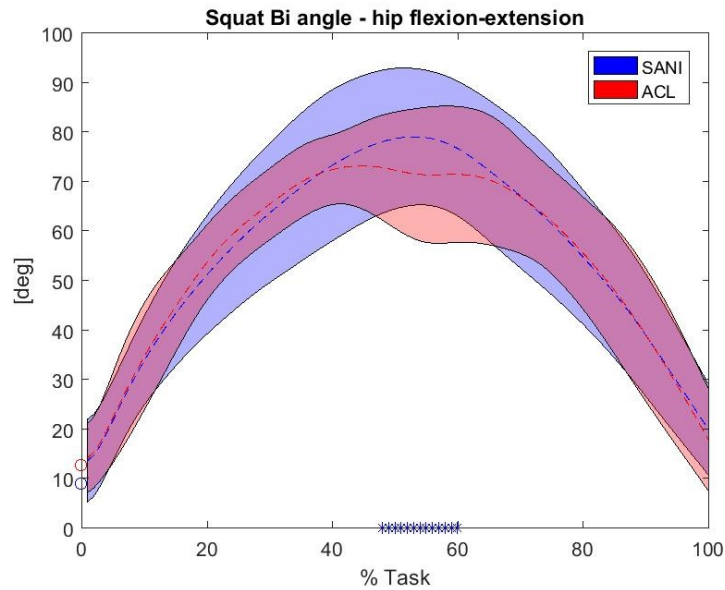


Figura 5.3.5 “Hip flexion-extension”

Per quel che riguarda l’angolo di flesso-estensione dell’anca (Figura 5.3.5), la grande variazione di questo angolo è dovuta al fatto che il task prevede la partenza in posizione eretta, il successivo piegamento degli arti inferiori e il conseguente ritorno in posizione eretta, andando, quindi, a modificare l’angolo dell’anca in oggetto. Gli andamenti medi risultano quasi combacianti praticamente per tutta la durata del task tranne nella parte centrale in cui si discostano in maniera significativa, con i soggetti sani che mantengono una maggiore flessione delle anche. Entrambe le popolazioni iniziano il task con una piccola flessione fino a raggiungere quasi 80° di flessione delle anche, come prevede il task, per poi ritornare circa alla flessione iniziale alla fine dell’esercizio. Entrambe le variabilità sono minime all’inizio e alla fine del task e tendono ad aumentare nella parte centrale, raggiungendo circa 30° anche se con andamenti diversi.

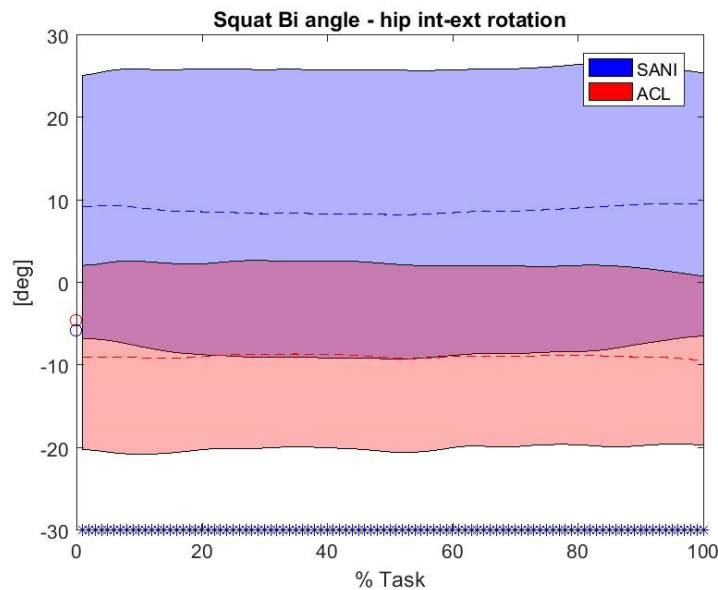


Figura 5.3.6 “Hip int-ext rotation”

Per quel che riguarda l'angolo di rotazione interna-esterna dell'anca (Figura 5.3.6), le fasce risultano significative per tutta la durata del task. Inoltre, gli andamenti sono costanti ma risultano significativamente sfasati di 20°. I soggetti sani presentano una rotazione interna delle anche mentre i soggetti ACL presentano una rotazione esterna. La popolazione ACL ha una variabilità di 20°, mentre la popolazione sana ha una variabilità di circa 30°. Entrambe le fasce presentano la stessa variabilità per tutta la durata del task.

- Angoli del ginocchio

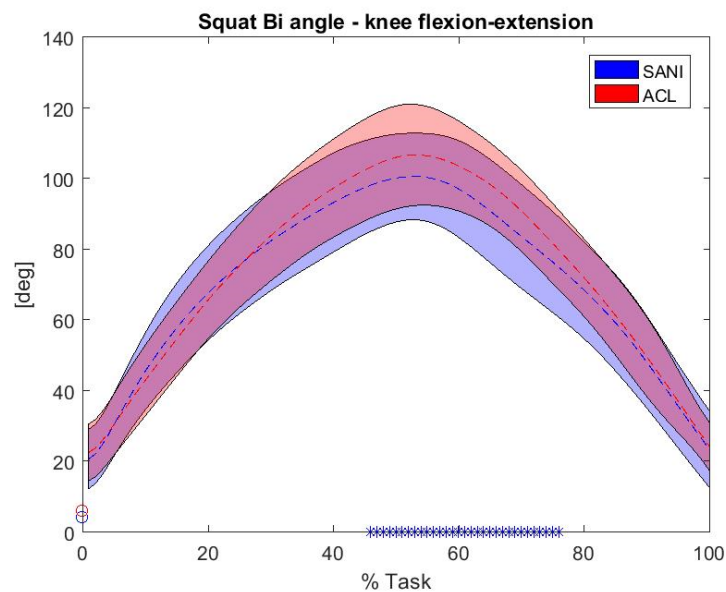


Figura 5.3.7 "Knee flexion-extension"

Per quel che riguarda l'angolo flessione-estensione del ginocchio (Figura 5.3.7), la grande variazione di questo angolo è dovuta al fatto che il task prevede la partenza in posizione eretta, il successivo piegamento degli arti inferiori e il conseguente ritorno in posizione eretta, andando, quindi, a modificare l'angolo del ginocchio in oggetto. Gli andamenti medi risultano quasi combacianti praticamente per buona parte della durata del task tranne tra circa il 40-80% in cui si discostano in maniera significativa, con i soggetti ACL che mantengono una maggiore flessione delle ginocchia. Entrambe le popolazioni iniziano il task con flessione di circa 20° fino a raggiungere circa 100° di flessione delle ginocchia, come prevede il task, per poi ritornare circa alla flessione iniziale alla fine dell'esercizio. Entrambe le variabilità sono minime, di circa 20° all'inizio e alla fine del task e tendono ad aumentare nella parte centrale, raggiungendo circa 25°, seguendo gli andamenti medi.

- Angoli della caviglia

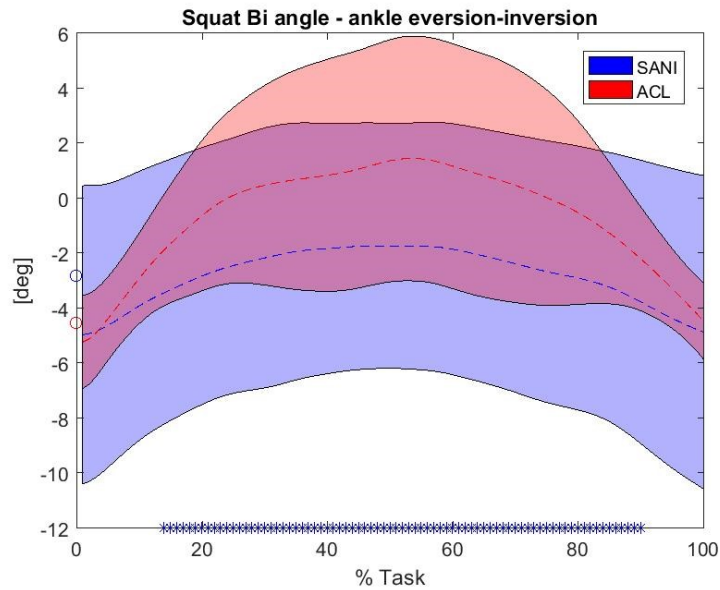


Figura 5.3.8 “Ankle eversion-inversion”

Per quel che riguarda l’angolo dei eversione-inversione della caviglia (Figura 5.3.8), le fasce risultano significative nel periodo del task compreso tra circa il 10-90%. Entrambe le popolazioni iniziano e terminano il task con un’inversione delle caviglie. Nella parte centrale del task i soggetti sani diminuiscono l’inversione. Ciò succede anche per i soggetti ACL, i quali però raggiungono lo zero presentando un piccolo angolo di eversione. Per tutta la durata del task l’andamento medio dei soggetti ACL si trova sopra quello dei soggetti sani. Nella parte significativa delle fasce, dove i due andamenti si discostano maggiormente, la differenza in gradi tra il comportamento delle due popolazioni rimane piccola. La variabilità della fascia dei soggetti sani rimane circa costante a 10° per tutta la durata del task, mentre quella dei soggetti infortunati è minima alla fine e all’inizio del task ed incrementa fino a diventare come quella dei soggetti sani nella parte centrale dell’esercizio.

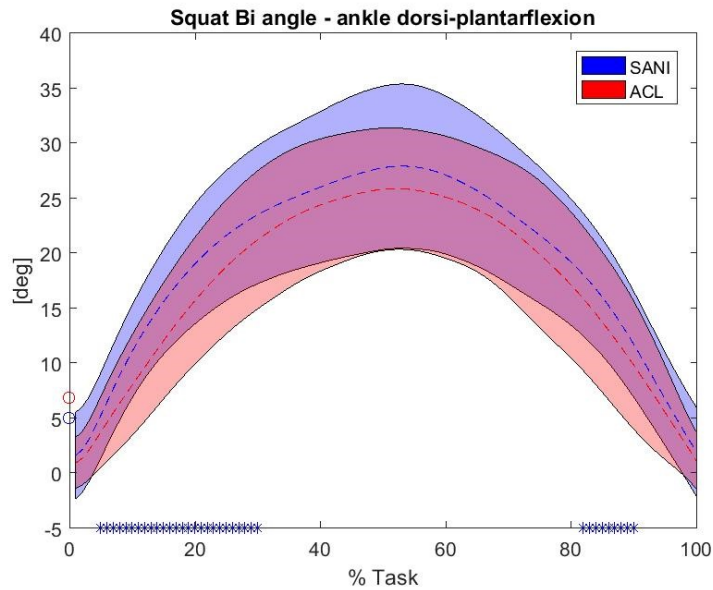


Figura 5.3.9 “Ankle dorsi-plantraflexion”

Per quel che riguarda l’angolo di flessione dorso-plantare della caviglia (Figura 5.3.9), la grande variazione di questo angolo è dovuta al fatto che il task prevede la partenza in posizione eretta, il successivo piegamento degli arti inferiori e il conseguente ritorno in posizione eretta, andando, quindi, a modificare l’angolo della caviglia in oggetto. Le fasce risultano significative circa tra il 5-30% e tra l’80-90% del task. Nelle parti restanti gli andamenti delle due popolazioni sono simili e non si discostano in maniera significativa. Entrambe le popolazioni iniziano il task con una flessione dorsale delle caviglie che aumenta fino a quasi 30° nella parte centrale del task per poi diminuire e tornare quasi nulla verso la fine del task. I soggetti sani mantengono sempre una flessione dorsale maggiore rispetto ai soggetti ACL. Per entrambe le fasce la variabilità risulta minima all’inizio e alla fine del task, mentre aumenta nella parte centrale fino ad arrivare a circa 15° per i soggetti sani e a 10° per i soggetti ACL.

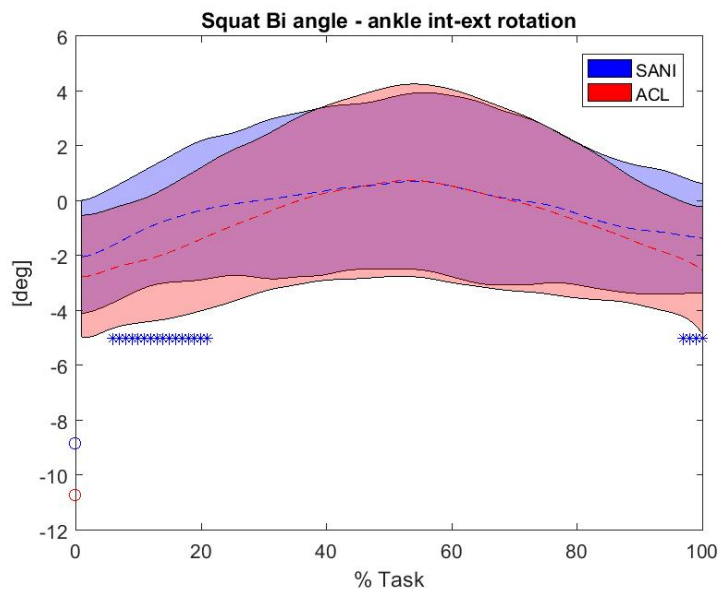


Figura 5.3.10 “Ankle int-ext rotation”

Per quel che riguarda l'angolo di rotazione interna-esterna della caviglia (Figura 5.3.10), le fasce risultano significative tra il 5-20% e intorno al 100% del task. Entrambe le popolazioni presentano un andamento simile che risulta uguale nella parte centrale del task e diverge nei punti in cui le fasce sono significative. Entrambe le popolazioni iniziano il task con una lieve rotazione esterna delle caviglie, raggiungendo una rotazione nulla nella parte centrale e terminando il task con una rotazione simile a quella iniziale. Nei punti significativi, i soggetti ACL presentano una maggiore rotazione. Per entrambe le fasce la variabilità è minore all'inizio e alla fine del task e cresce nella parte centrale.

- Angoli delle pelvi

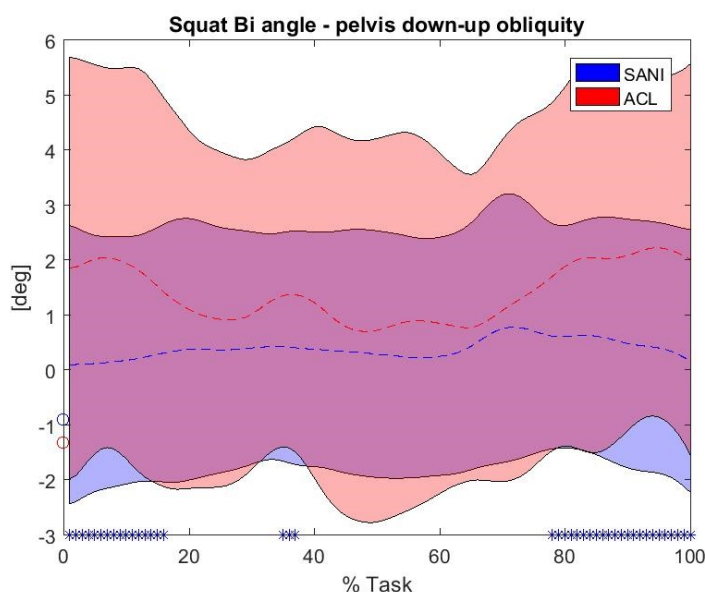


Figura 5.3.11 "Pelvis down-up obliquity"

Per quel che riguarda l'angolo obliquo del bacino (Figura 5.3.11), le fasce risultano significative fino a circa il 20%, intorno al 35% e dall'80% in poi del task, ovvero nei punti in cui le due fasce presentano un andamento differente. I soggetti sani presentano un angolo quasi nullo per tutta la durata del task il quale indica che, durante il task, il bacino è stato tenuto in posizione orizzontale, visto dal piano frontale. I soggetti ACL riportano una live inclinazione del bacino verso il basso che incrementa nei suddetti punti significativi discostandosi dall'andamento dei soggetti sani, in particolare all'inizio e alla fine del task. La suddetta inclinazione del bacino è probabilmente dovuta ad un diverso utilizzo del ginocchio infortunato da parte dei soggetti ACL. La variabilità delle fasce segue generalmente l'andamento medio delle rispettive popolazioni. La fascia dei soggetti sani ha una variabilità pressoché costante mentre quella dei soggetti ACL nei punti maggiori risulta quasi di circa 10°.

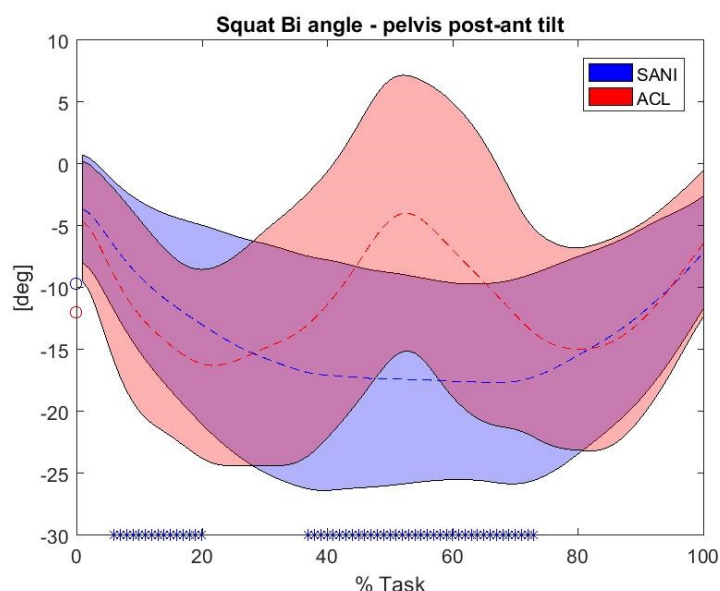


Figura 5.3.12 “Pelvis post-ant tilt”

Per quel che riguarda l’angolo posteriore-anteriore del bacino (Figura 5.3.12), le fasce risultano significative tra il 5-20% e circa tra il 40-70% del task. Nella parte iniziale e in quella finale gli andamenti delle due popolazioni risultano simili. Entrambi i due gruppi di soggetti iniziano e terminano il task con una lieve rotazione anteriore del bacino. Nella parte iniziale del task però i soggetti ACL si discostano in modo significativo dai soggetti sani presentando una rotazione maggiore. Nella parte centrale del task i soggetti sani tendono ad aumentare la rotazione anteriore del bacino, mentre i soggetti ACL tendono a diminuirla quasi del tutto, creando un significativo dislivello di circa 10° tra gli andamenti medi delle due popolazioni. Entrambe le fasce presentano una variabilità di circa 10° sia all’inizio che alla fine del task, mentre essa diventa maggiore nella parte centrale, seguendo sempre l’andamento medio. Per i soggetti sani la variabilità massima risulta di circa 20° , mentre quella dei soggetti ACL risulta leggermente maggiore.



Figura 5.3.13 “Pelvis ext-int rotation”

Per quel che riguarda l’angolo di rotazione esterna-interna del bacino (Figura 5.3.13), le fasce risultano significative nei punti in cui gli andamenti medi delle due popolazioni si discostano in modo rilevante. Per tutta la durata del task i soggetti ACL mantengono mediamente una rotazione interna maggiore rispetto a quella mantenuta dai soggetti sani. La rotazione presentata da entrambe le popolazioni rimane comunque di pochi gradi e leggermente oscillante. La variabilità dei soggetti sani è pressoché costante per tutta la durata del task e segue l’andamento medio della popolazione. La fascia dei soggetti ACL presenta una variabilità maggiore fino all’80% del task, in particolare nei punti in cui l’andamento medio si discosta maggiormente da quello dei soggetti sani, e poi diminuisce.

5.4 Squat Monopodalico

- Angoli del tronco

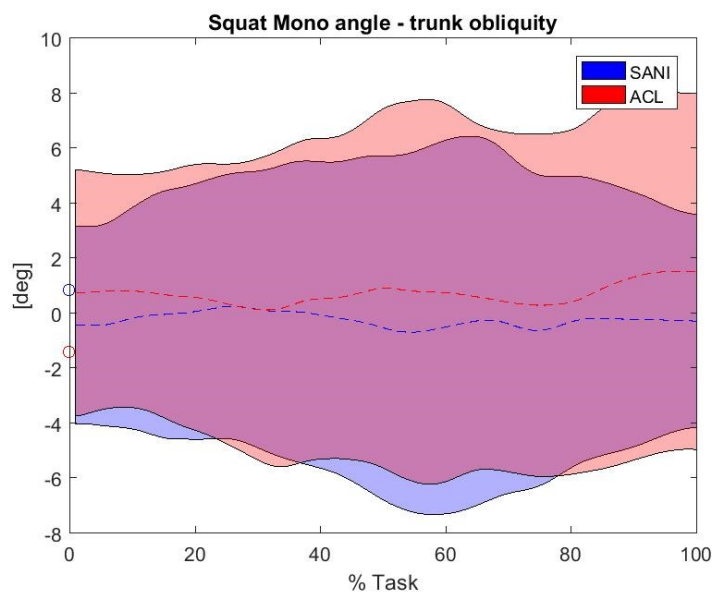


Figura 5.4.1 "Trunk obliquity"

Per quel che riguarda l'angolo obliquo del tronco (Figura 5.4.1), le fasce non risultano significative in quanto gli andamenti risultano simili, quasi costanti e nulli. La variabilità dei soggetti sani incrementa fino a circa 10° intorno al 60% del task, la variabilità dei soggetti ACL incrementa intorno al 60% e alla fine del task fino a circa oltre 10° .

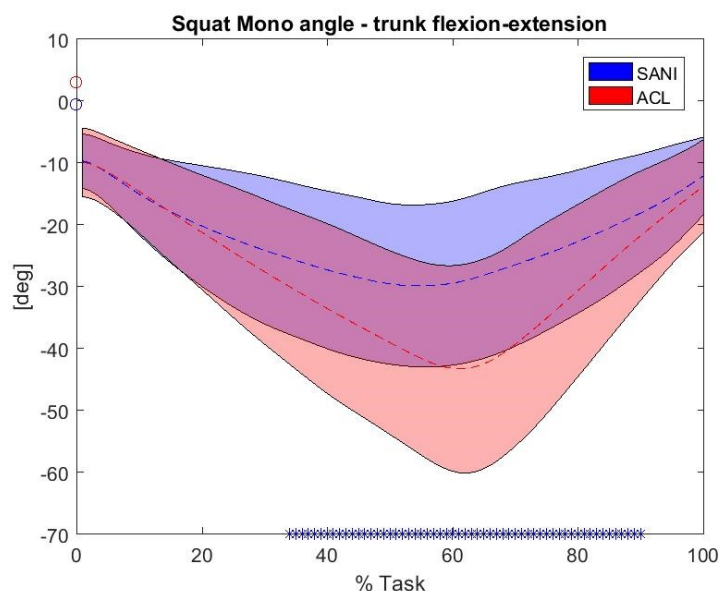


Figura 5.4.2 "Trunk flexion-extension"

Per quel che riguarda l'angolo di flessione-estensione del tronco (Figura 5.4.2), le fasce risultano significative tra il 35-90% del task, ovvero nei punti in cui i due andamenti medi si discostano maggiormente. Entrambe le popolazioni presentano un'estensione del tronco per tutta la durata

del task, la quale aumenta nella parte centrale e risulta massima intorno al 60%. I soggetti sani raggiungono l'estensione massima a circa 25°, mentre soggetti ACL la raggiungono a circa 40°, con un dislivello significativo di circa 15° con l'andamento medio della popolazione sana. Per tutta la durata del task l'estensione media dei soggetti infortunati rimane maggiore di quella dei soggetti sani. Per entrambe le popolazioni la variabilità è minima all'inizio e alla fine del task e tende ad aumentare in corrispondenza della parte significativa. La fascia dei soggetti ACL raggiunge una variabilità massima di circa 35°, mentre per i soggetti sani risulta di 15°.

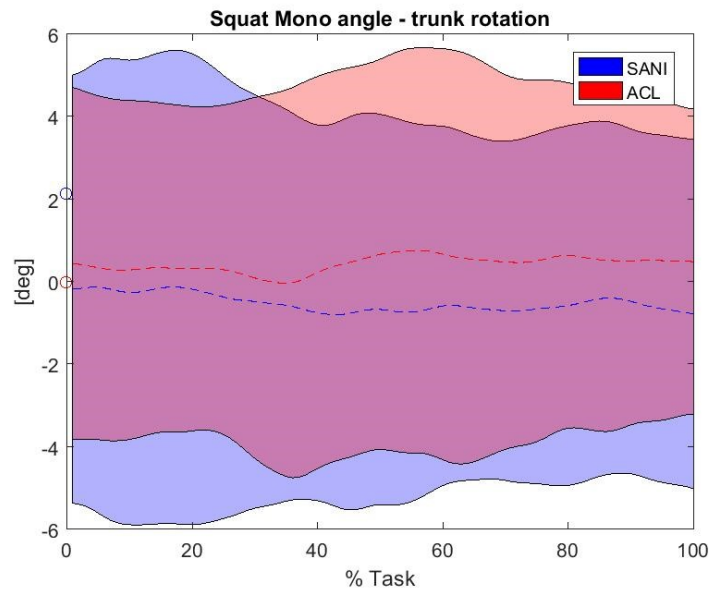


Figura 5.4.3 "Trunk rotation"

Per quel che riguarda l'angolo di rotazione del tronco (Figura 5.4.3), le fasce non risultano significative in quanto gli andamenti risultano simili, quasi costanti e praticamente nulli. La variabilità dei soggetti sani è di circa 10° all'inizio del task e successivamente decrementa, mentre quella dei soggetti ACL è circa costante con un massimo di 10° nell'intorno del 60% del task.

- Angoli dell'anca

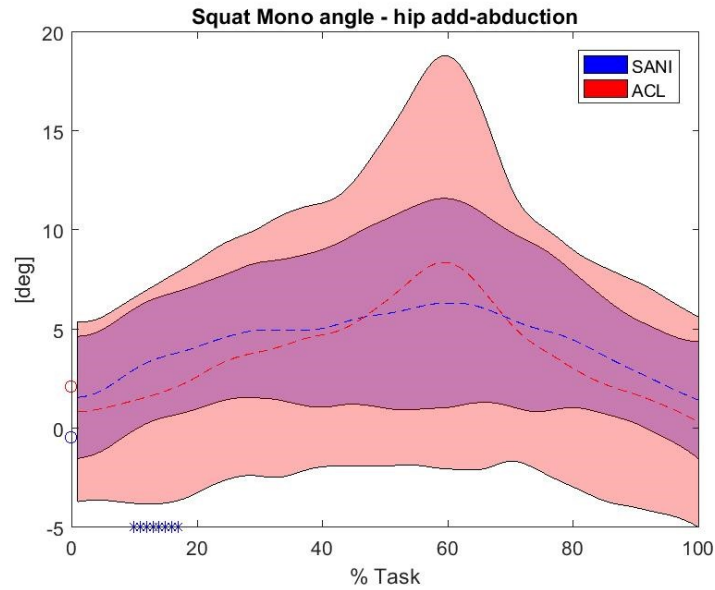


Figura 5.4.4 “Hip add-abduction”

Per quel che riguarda l’angolo add-abduzione dell’anca (Figura 5.4.4), le fasce risultano significativa tra il 10-20% circa del task. Entrambe le popolazioni presentano un’adduzione dell’anca che aumenta nella parte centrale del task per poi diminuire verso la fine. I soggetti ACL presentano un’adduzione minore rispetto ai soggetti sani per quasi tutto il task, tranne intorno a circa il 60% in cui gli andamenti sono differenti ma non in modo significativo. La variabilità dei soggetti sani è circa costante, segue l’andamento medio e risulta di 10° intorno al 60% del task, mentre i soggetti ACL presentano una variabilità crescente fino ad arrivare ad un picco di circa 20° nell’intorno del 60% del task.

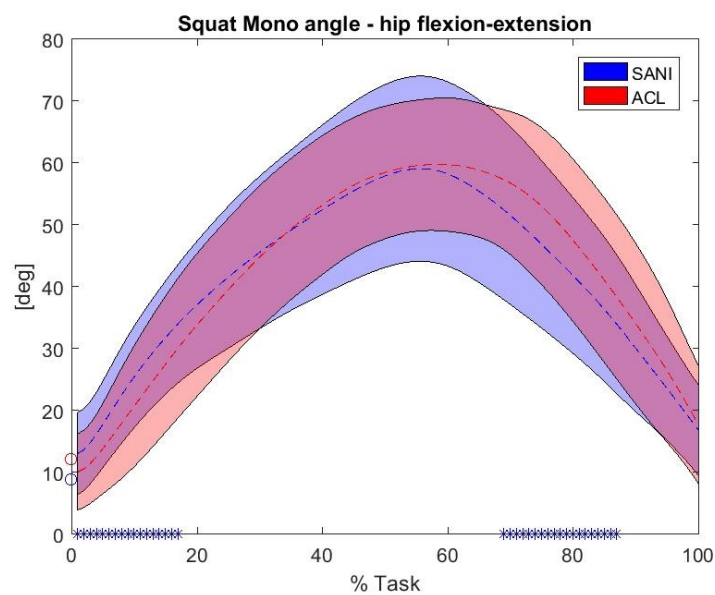


Figura 5.4.5 “Hip flexion-extension”

Per quel che riguarda l'angolo di flesso-estensione dell'anca (Figura 5.4.5), la grande variazione di questo angolo è dovuta al fatto che il task prevede la partenza in posizione eretta, il successivo piegamento degli arti inferiori e il conseguente ritorno in posizione eretta, andando, quindi, a modificare l'angolo dell'anca in oggetto. Per tutta la durata del task gli andamenti risultano simili, ma si discostano in maniera significativa solamente fino al 20% e tra il 70-90%. Entrambe le popolazioni eseguono il task con una flessione dell'anca che aumenta fino al circa il 60% per poi decrescere. Nella prima parte i soggetti sani presentano una flessione maggiore dei soggetti ACL, mentre nella seconda parte succede l'inverso. Le variabilità delle fasce aumentano verso la metà del task, con un massimo di 20° per i soggetti ACL e un massimo di circa 40 per i soggetti sani.

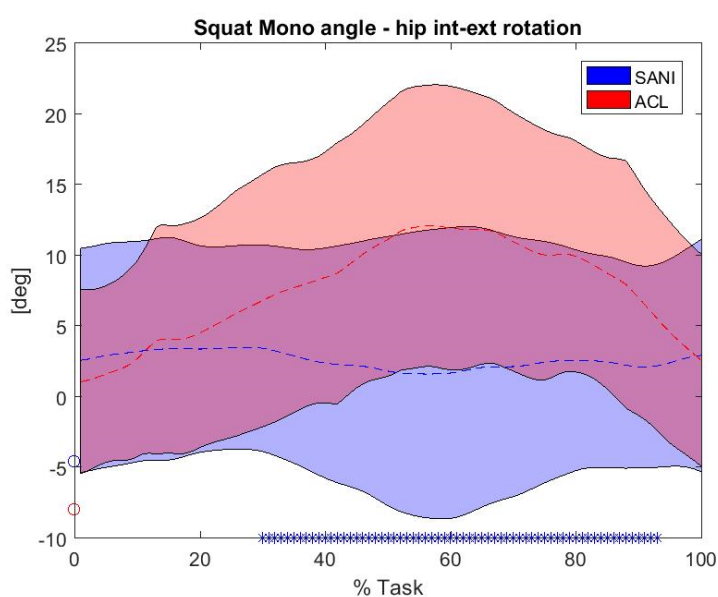


Figura 5.4.6 "Hip int-ext rotation"

Per quel che riguarda l'angolo di rotazione interna-esterna dell'anca (Figura 5.4.6), le fasce risultano significative tra il 30% e circa il 90% del task. L'andamento medio della popolazione sana risulta pressoché costante e presenta per tutta la durata del task una lieve rotazione interna dell'anca. L'andamento medio della popolazione ACL, invece, presenta una rotazione interna dell'anca crescente fino al 60% del task, per poi ridiminuire fino alla rotazione quasi nulla di partenza. Le fasce risultano significative a causa dei differenti andamenti medi che si discostano, nel punto, più lontano di 10°. Le variabilità sono pressoché costanti, seguono gli andamenti medi e raggiungono un massimo nell'intorno del 60% di circa 20° per i soggetti infortunati e di circa 15 per i soggetti sani.

- Angoli del ginocchio

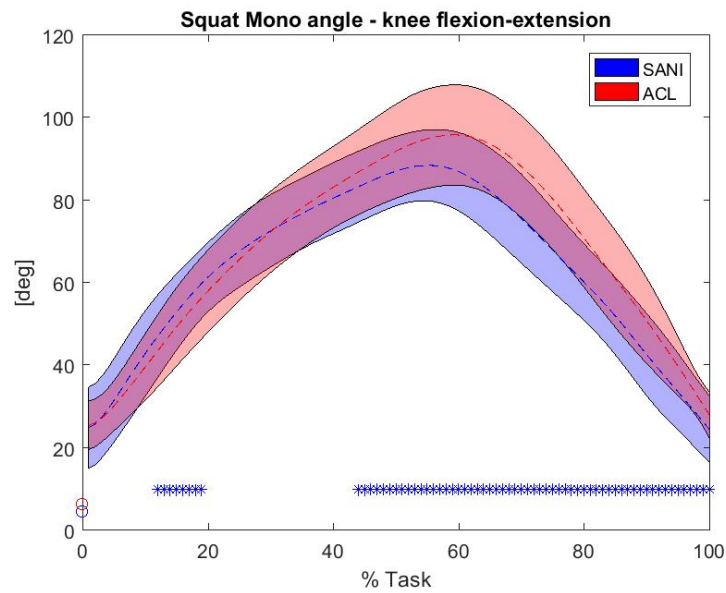


Figura 5.4.7 "Knee flexion-extension"

Per quel che riguarda l'angolo di flesso-estensione del ginocchio (Figura 5.4.7), la grande variazione di questo angolo è dovuta al fatto che il task prevede la partenza in posizione eretta, il successivo piegamento degli arti inferiori e il conseguente ritorno in posizione eretta, andando, quindi, a modificare l'angolo del ginocchio in oggetto. Gli andamenti medi sono simili ma si discostano in modo significativo tra il 10-20% e da circa il 40% del task in poi. Entrambe le popolazioni partono con una flessione del ginocchio di circa 25° che va ad aumentare fino a 90-100° intorno al 60% del task per poi ritornare al valore di partenza. Nella seconda parte del task i soggetti ACL che mantengono una maggiore flessione delle ginocchia rispetto ai soggetti sani. Entrambe le variabilità sono minime all'inizio e alla fine del task. Per i soggetti sani la variabilità rimane pressoché costante, mentre i soggetti ACL intorno al 60% presentano una variabilità di 25° circa.

- Angoli della caviglia

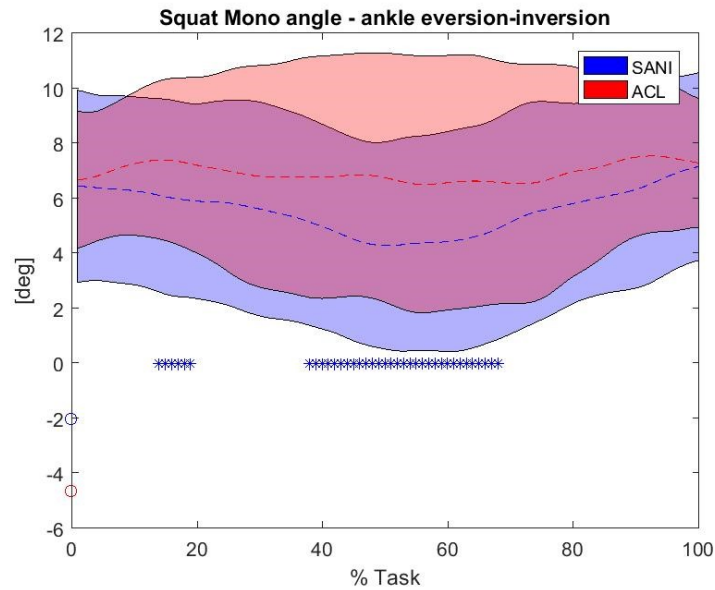


Figura 5.4.8 “Ankle eversion-inversion”

Per quel che riguarda l’angolo di eversione-inversione della caviglia (Figura 5.4.8), le fasce risultano significative nel periodo del task tra il 15-20% e da circa il 40-70%. Per tutta la durata del task entrambe le popolazioni mantengono un’eversione della caviglia con un andamento quasi costante. La popolazione ACL riporta, per la totalità del task, un’eversione maggiore di quella della popolazione sana. Nelle parti significative delle fasce, dove i due andamenti si discostano maggiormente, la differenza in gradi tra il comportamento delle due popolazioni rimane piccola. La variabilità della fascia dei soggetti sani rimane circa costante per tutta la durata del task, mentre quella dei soggetti infortunati è minima alla fine e all’inizio del task ed incrementa fino a diventare di circa 10° nella parte centrale dell’esercizio.

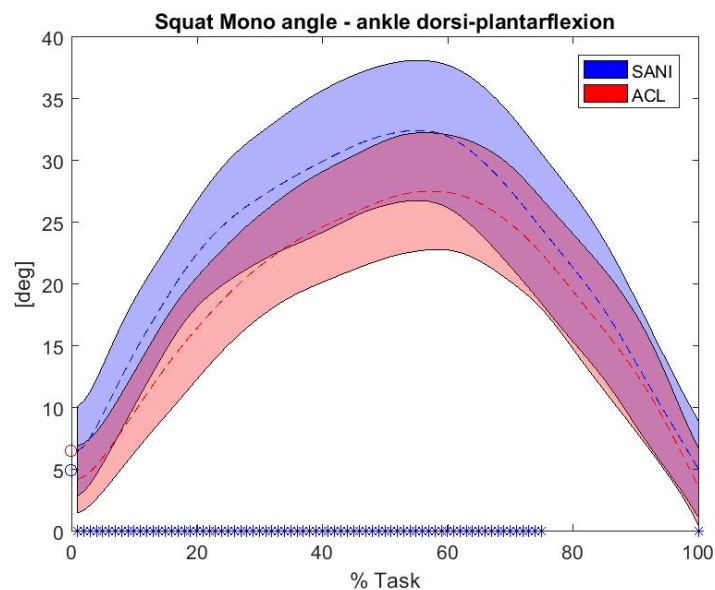


Figura 5.4.9 “Ankle dorsi-plantarflexion”

Per quel che riguarda l'angolo flessione dorso-plantare della caviglia (Figura 5.4.9), la grande variazione di questo angolo è dovuta al fatto che il task prevede la partenza in posizione eretta, il successivo piegamento degli arti inferiori e il conseguente ritorno in posizione eretta, andando, quindi, a modificare l'angolo della caviglia in oggetto. Le fasce risultano significative fino a circa l'80% del task. Per tutta la durata del task gli andamenti sono simili e nella parte significativa si discostano di circa 10°, con i soggetti sani che presentano una maggiore flessione dorsale. Entrambe le popolazioni iniziano il task con una flessione dorsale delle caviglie che aumenta circa fino a quasi 30° nella parte centrale del task per poi diminuire e tornare quasi nulla verso la fine del task. Per entrambe le fasce la variabilità risulta minima all'inizio e alla fine del task, mentre aumenta nella parte centrale fino ad arrivare a circa 15° per i soggetti sani e a 10° per i soggetti ACL.

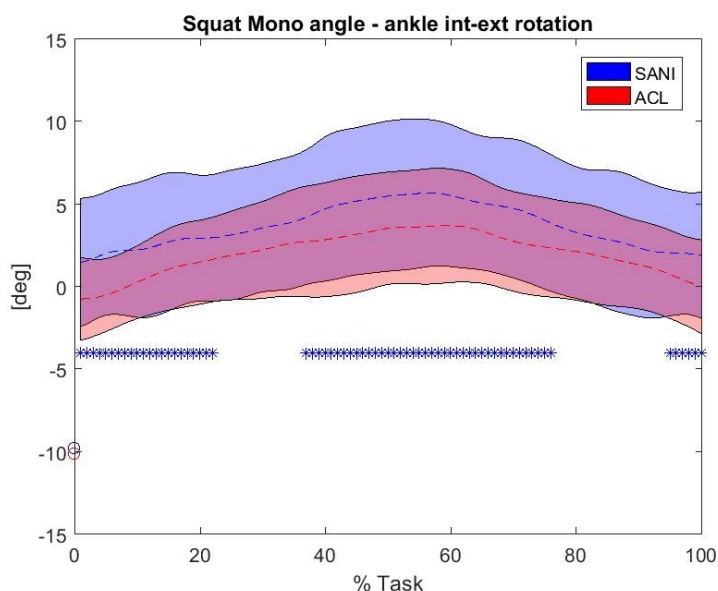


Figura 5.4.10 "Ankle int-ext rotation"

Per quel che riguarda l'angolo di rotazione interna-esterna della caviglia (Figura 5.4.10), le fasce risultano significative fino a circa il 20%, tra circa il 40-80% e nell'intorno del 100% del task. Entrambe le popolazioni presentano un andamento simile. Entrambe le popolazioni iniziano il task con una rotazione quasi nulla, raggiungendo una lieve rotazione interna delle caviglie nella parte centrale e terminando il task con una rotazione simile a quella iniziale. Per tutta la durata del task i soggetti sani mantengono una rotazione maggiore rispetto ai soggetti ACL. Per entrambe le fasce la variabilità segue l'andamento medio e rimane pressoché costante, con i soggetti sani che presentano una variabilità maggiore dei soggetti ACL.

- Angoli delle pelvi

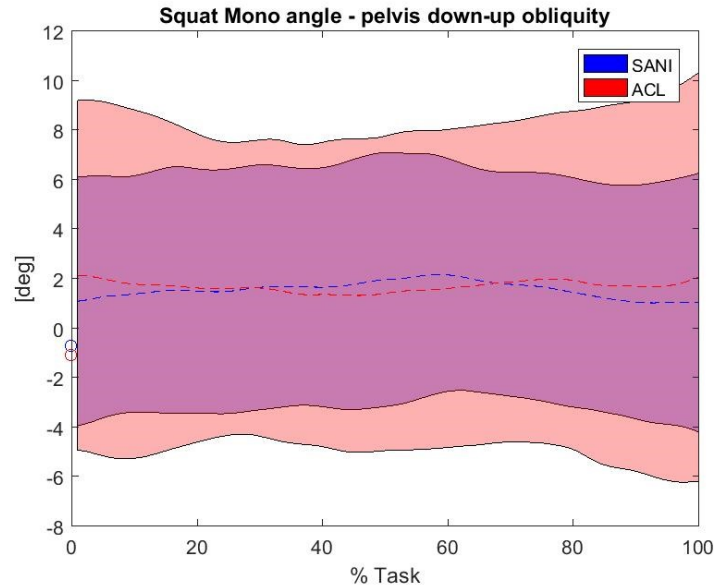


Figura 5.4.11 “Pelvis down-up obliquity”

Per quel che riguarda l’angolo obliquo del bacino (Figura 5.4.11), le fasce non risultano significative in quanto gli andamenti risultano simili, quasi costanti e con angolo del bacino obliquo verso il basso di pochi gradi. La variabilità dei soggetti sani è circa costante a 10° , mentre quella dei soggetti ACL è variabile con un massimo di circa 16° alla fine del task.

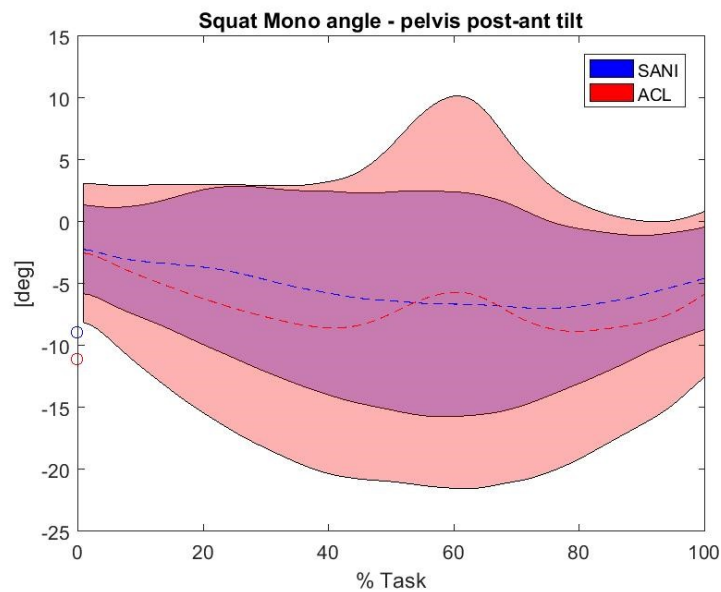


Figura 5.4.12 “Pelvis post-ant tilt”

Per quel che riguarda l’angolo posteriore-anteriore del bacino (Figura 5.4.12), le fasce non risultano significative in quanto gli andamenti risultano simili. Entrambe le popolazioni riportano una rotazione anteriore del bacino e i soggetti ACL presentano un picco di minore rotazione intorno al 60% del task. La variabilità dei soggetti sani è minima all’inizio e alla fine del task e incrementa nella parte centrale. La variabilità massima dei soggetti sani è tra i 15-

20°, mentre quella dei soggetti ACL è di circa 30° in corrispondenza del picco precedentemente citato.

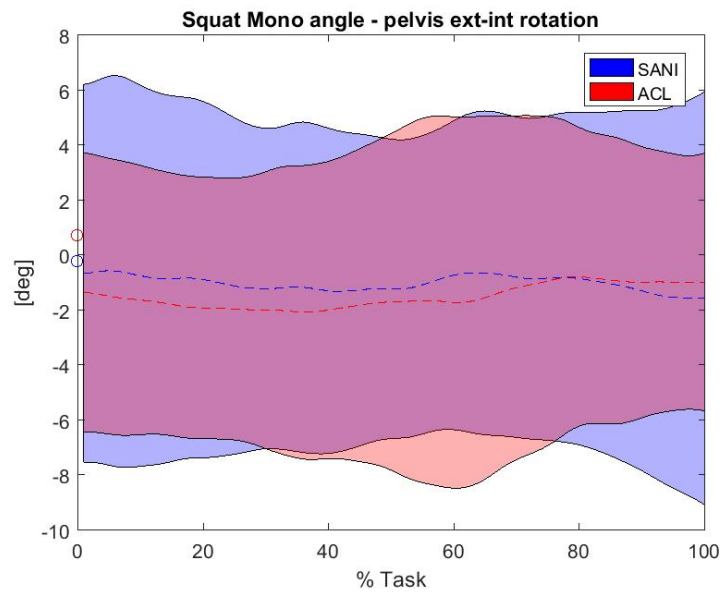


Figura 5.4.13 "Pelvis ext-int rotation"

Per quel che riguarda l'angolo di rotazione esterno-interno del bacino (Figura 5.4.13), le fasce non risultano significative in quanto gli andamenti risultano simili, quasi costanti e con angolo del bacino obliquo verso l'alto di pochi gradi. La variabilità dei soggetti sani raggiunge un massimo di 15° verso la fine del task, mentre i soggetti ACL raggiungono un massimo di variabilità di poco meno di 15° intorno al 60% del task.

Capitolo 6

Discussione e Conclusioni

Nel precedente capitolo sono state descritte singolarmente sia le fasce di normalità dei soggetti sani che le fasce dei soggetti ACL ottenute per ognuno dei task oggetto di studio (drop e squat), prestando attenzione agli andamenti delle due popolazioni di soggetti coinvolte e, in particolare, alla loro significatività statistica.

Di seguito per i due task, verranno messe a confronto le due differenti esecuzioni, monopodalica e bipodalica, per articolazione al fine di individuare differenze e similitudini nello svolgere i suddetti esercizi da parte sia di soggetti sani che di soggetti infortunati.

Il confronto tra i task tramite gli angoli articolari viene svolto con lo stesso ordine utilizzato in precedenza.

6.1 Drop

Si ricorda che il drop prevede la partenza in posizione eretta da un gradino, la caduta da esso e poi l'atterraggio, il quale prevede a sua volta che il corpo ammortizzi la caduta piegando gli arti inferiori. Intuitivamente ci si aspetta, quindi, che gli angoli coinvolti maggiormente siano quelli riguardanti gli arti inferiori.

- Angoli del tronco

Sia per il drop monopodalico che bipodalico le fasce più significative risultano quelle riguardanti la flessione-estensione del tronco (Figure 5.1.2, 5.2.2). Il suddetto angolo, a causa della dinamica dell'esercizio, risulta maggiormente coinvolto, gli andamenti possono risultare differenti a causa della diversa capacità di mobilità dei due arti e, per entrambi i task, i soggetti ACL presentano una maggiore estensione del tronco.

La rotazione del tronco risulta significativa solamente per il drop bipodalico (Figura 5.1.3). Ciò è probabilmente dovuto al fatto che i soggetti ACL potrebbero assumere una posizione maggiormente sbilanciata durante l'utilizzo contemporaneo dell'arto infortunato e di quello sano, i quali presentano una diversa capacità di movimento. Nel drop monopodalico, invece, utilizzando solamente l'arto infortunato, questo sbilanciamento potrebbe essere meno evidente e l'andamento dell'angolo potrebbe risultare simile a quello dei soggetti sani (Figura 5.2.3).

Si nota maggiore significatività, invece, per l'angolo obliquo del tronco per il monopodalico (Figura 5.2.1). È probabile che i soggetti ACL presentino una maggiore instabilità del tronco nella ricerca dell'equilibrio nella fase di atterraggio e di successiva stabilizzazione a causa dell'utilizzo dell'arto infortunato.

- Angoli dell'anca

Le fasce più significative risultano quelle riguardanti la flessione-estensione dell'anca del drop bipodalico (Figura 5.2.5). Il suddetto angolo risulta maggiormente coinvolto a causa della dinamica dell'esercizio e gli andamenti possono risultare differenti a causa della diversa capacità di mobilità dei due arti. Per il monopodalico, invece, ciò non avviene perché viene utilizzato solamente l'arto infortunato.

Per il drop bipodalico risultano in parte significative le fasce dell'angolo sia di adduzione che di rotazione dell'anca (Figure 5.1.4, 5.1.6), mentre per il drop monopodalico i soggetti ACL presentano una rotazione interna significativa dell'anca (Figura 5.2.6), probabilmente causata dalla natura dell'esercizio e accentuata dall'instabilità nell'atterraggio dovuta all'articolazione del ginocchio.

- Angoli del ginocchio

L'angolo di flessione-estensione del ginocchio (Figure 5.1.7, 5.2.7) risulta significativo in quanto riguarda l'articolazione infortunata la quale viene anche sottoposta a maggiore sforzo nell'esecuzione del task. Per entrambi i task, infatti, gli andamenti medi dei soggetti ACL differiscono da quelli dei soggetti sani, presentando una maggiore flessione.

- Angoli della caviglia

Sia per il drop monopodalico che bipodalico le fasce più significative risultano quelle riguardanti la flessione dorso-plantare della caviglia (Figure 5.1.9, 5.2.9). Il suddetto angolo, a causa della dinamica dell'esercizio, risulta maggiormente coinvolto, gli andamenti possono risultare differenti a causa della diversa capacità di mobilità dei due arti e, per entrambi i task, i soggetti ACL presentano una minore flessione dorsale della caviglia.

La rotazione interna-esterna della caviglia risulta significativa solamente per il drop monopodalico (Figura 5.2.10). Ciò è probabilmente dovuto al fatto che i soggetti ACL potrebbero assumere una posizione diversa da quella standard durante l'utilizzo contemporaneo dell'arto infortunato. Nel drop bipodalico, invece, per entrambe le popolazioni, la rotazione rimane pressoché nulla e costante.

Le fasce riguardanti l'angolo di eversione-inversione della caviglia (Figure 5.1.8, 5.2.8) riportano dei valori di segno opposto. Nel bipodalico i soggetti presentano inversione delle caviglie, mentre nel monopodalico presentano eversione. Ciò è probabilmente dovuto alla differente base di appoggio che si ha rispettivamente nei due task. Si nota inoltre che, per entrambi i task, i soggetti ACL presentano un angolo minore dei soggetti sani.

- Angoli delle pelvi

Sia per il drop monopodalico che bipodalico le fasce più significative risultano quelle riguardanti l'angolo di rotazione posteriore-anteriore del bacino (Figure 5.1.12, 5.2.12). Il suddetto angolo, a causa della dinamica dell'esercizio, risulta maggiormente coinvolto, gli andamenti risultano simili ma sfasati e, per entrambi i task, i soggetti presentano una rotazione anteriore del bacino, con i soggetti ACL che riportano un angolo inferiore rispetto a quello dei soggetti sani.

L'angolo obliquo e quello di rotazione del bacino non risultano significativi per il drop monopodalico, mentre per il bipodalico (Figure 5.1.11, 5.1.13) presentano alcune differenze tra soggetti sani e infortunati. Nel drop monopodalico, l'utilizzo del solo arto infortunato permette al soggetto di mantenere una certa stabilità del bacino rispetto al task bipodalico, durante il quale il soggetto infortunato si trova in una situazione di maggiore instabilità a causa dell'utilizzo di entrambi gli arti.

In generale, in quasi tutte le fasce degli angoli si nota che gli andamenti medi per entrambe le popolazioni tendono ad essere differenti e variabili nell'intervallo temporale compreso tra l'inizio del task e il 20% della sua esecuzione, probabilmente a causa delle differenti strategie con cui i soggetti si preparano all'atterraggio. Successivamente gli andamenti, seppur sfasati, tendono a restare pressoché costanti fino alla fine del task.

6.2 Squat

Si ricorda che lo squat prevede la partenza in posizione eretta, il successivo piegamento degli arti inferiori e il conseguente ritorno in posizione eretta. Intuitivamente ci si aspetta, quindi, che gli angoli coinvolti maggiormente siano quelli riguardanti in particolare gli arti inferiori.

- Angoli del tronco

Sia per lo squat monopodalico che bipodalico le fasce più significative risultano quelle riguardanti la flessione-estensione del tronco (Figure 5.3.2, 5.4.2). Il suddetto angolo, a causa della dinamica dell'esercizio, risulta maggiormente coinvolto, gli andamenti possono risultare simili ma, per entrambi i task, i soggetti ACL presentano una maggiore estensione del tronco.

L'angolo obliquo e quello di rotazione del tronco non risultano significativi per lo squat monopodalico, mentre per il bipodalico presentano alcune differenze tra soggetti sani e infortunati. I soggetti ACL presentano un angolo obliquo (Figura 5.3.1) maggiore rispetto ai soggetti sani nella parte centrale, ciò è probabilmente dovuto al fatto che i soggetti ACL potrebbero assumere una posizione maggiormente sbilanciata durante l'utilizzo contemporaneo dell'arto infortunato e di quello sano, i quali presentano una diversa capacità di movimento. Nello squat monopodalico (Figura 5.4.1), invece, utilizzando solamente l'arto infortunato, questo sbilanciamento potrebbe essere meno evidente e l'andamento dell'angolo potrebbe risultare simile a quello dei soggetti sani. La rotazione del tronco per lo squat bipodalico (Figura 5.3.3) risulta oscillante con valori opposti, per entrambe le popolazioni, per buona parte del task. È probabile che i soggetti ACL presentino una maggiore instabilità del tronco nella fase di discesa e risalita a causa dell'utilizzo dell'arto infortunato.

- Angoli dell'anca

Le fasce più significative risultano quelle riguardanti la rotazione interna-esterna dell'anca per entrambi i task. Per lo squat bipodalico (Figura 5.3.6) entrambe le popolazioni presentano una rotazione costante della stessa grandezza, ma i soggetti infortunati presentano una rotazione esterna mentre quelli sani una rotazione interna. Per lo squat monopodalico (Figura 5.4.6) i soggetti ACL riportano un picco di rotazione interna intorno al 60% del task rispetto ai soggetti sani che presentano rotazione costante e quasi nulla. La differenza del comportamento dei soggetti tra i due tipi di task è probabilmente dovuta al fatto che, nel monopodalico, l'utilizzo di un solo arto, in particolare quello infortunato, porta i soggetti infortunati ad eseguire il task in maniera differente sia dai soggetti sani che dall'andamento dei soggetti che hanno svolto il bipodalico. Il suddetto angolo risulta maggiormente coinvolto a causa della dinamica

dell'esercizio e gli andamenti possono risultare differenti a causa della diversa capacità di mobilità dei due arti.

L'angolo di flesso-estensione e di add-abduzione dell'anca, sia per il monopodalico che per il bipodalico risultano significativi solo nei punti in cui l'andamento dei soggetti ACL si discosta maggiormente da quello dei soggetti sani, in particolare nella parte centrale del task per il bipodalico (Figure 5.3.3, 5.3.4). In generale, per entrambi i task, gli andamenti risultano simili.

- Angoli del ginocchio

Le fasce dell'angolo di flesso-estensione del ginocchio (Figure 5.3.7, 5.4.7) risultano significative, in particolare, nella parte centrale del task per entrambe le popolazioni. L'articolazione del ginocchio è infortunata e viene anche sottoposta a maggiore sforzo nell'esecuzione del task. Per entrambi i task, infatti, gli andamenti medi sono simili, ma i soggetti ACL presentano una maggiore flessione del ginocchio.

- Angoli della caviglia

Per tutti e tre gli angoli, gli andamenti risultano simili.

Per lo squat bipodalico le fasce dell'angolo più significativo risultano quelle di eversione-inversione della caviglia (Figura 5.3.8). I soggetti sani presentano una maggiore inversione, mentre quelli ACL presentano un'inversione all'inizio e alla fine del task e una lieve eversione nella parte centrale. Il suddetto angolo, a causa della dinamica dell'esercizio, risulta maggiormente coinvolto e gli andamenti possono risultare differenti a causa della diversa capacità di mobilità dei due arti. Per il monopodalico (Figura 5.4.8) entrambe le popolazioni riportano un'eversione della caviglia, con un angolo maggiore da parte dei soggetti ACL

Per lo squat monopodalico l'angolo più significativo risulta quello di flessione dorso-plantare della caviglia (Figura 5.4.9) a causa della dinamica del task. Entrambe le popolazioni presentano una flessione dorsale come previsto dal task, ma i soggetti ACL presentano un angolo minore. Per il bipodalico quest'angolo (Figura 5.3.9) risulta meno significativo ma con caratteristiche simili a quelle del monopodalico.

L'angolo di rotazione interna-esterna della caviglia (Figura 5.4.10) risulta più significativo per lo squat monopodalico probabilmente a causa dell'instabilità dovuta all'utilizzo di un solo arto inferiore, in particolare quello infortunato.

- Angoli delle pelvi

Le fasce degli angoli del bacino risultano significative solo per lo squat bipodalico perché nel monopodalico gli andamenti risultano simili, quasi costanti e con angolo vicino allo zero. Ciò può essere dovuto al fatto che, nello squat monopodalico l'utilizzo

del solo arto infortunato permette al soggetto di mantenere una certa stabilità del bacino rispetto al task bipodalico, durante il quale il soggetto infortunato si trova in una situazione di maggiore instabilità a causa dell'utilizzo di entrambi gli arti.

Per il task bipodalico risulta più significativa la fascia della rotazione esterna-interna del bacino (Figura 5.3.13). I soggetti ACL, infatti, riportano una maggiore rotazione interna del bacino rispetto ai soggetti sani, a dimostrazione di quanto detto precedentemente riguardo l'instabilità.

La fascia riguardante l'angolo obliquo del bacino per lo squat bipodalico (Figura 5.3.11) presenta inoltre un angolo maggiore da parte dei soggetti ACL rispetto a quello dei soggetti sani.

L'angolo di rotazione posteriore-anteriore del bacino per lo squat bipodalico (Figura 5.3.12) risulta significativo nella parte centrale del task in cui i soggetti ACL cambiano andamento e da una rotazione anteriore tendono a tornare ad una rotazione nulla.

In generale, in quasi tutte le fasce degli angoli si nota che gli andamenti medi per entrambe le popolazioni tendono ad essere pressoché costanti o presentano una grande variazione con la presenza di un picco intorno al 60% del task, ovvero il momento dell'esecuzione in cui il soggetto si porta con il bacino parallelo alle ginocchia.

6.3 Confronto

Dalla precedente analisi sui singoli task, mettendo i risultati a confronto, si nota quanto segue:

- Per entrambi i task risultano significative le fasce riguardanti l'angolo di flessione-estensione del tronco dato che esso viene coinvolto nella dinamica del task in quanto la corretta posizione del tronco risulta necessaria per una buona esecuzione dell'esercizio. Per il drop bipodalico è rilevante l'angolo di rotazione, mentre per il monopodalico è rilevante l'angolo obliquo del tronco come per lo squat bipodalico.
- Risultano significative le fasce riguardanti l'angolo di rotazione interna-esterna dell'anca e, in particolare per il monopodalico la rotazione è interna, mentre per il bipodalico i soggetti ACL presentano rotazione esterna. Per il drop bipodalico risulta significativa la fascia dell'angolo di flessione-estensione dell'anca.
- Le fasce riguardanti l'angolo di flessione-estensione del ginocchio risultano significative per ogni task in quanto la suddetta è l'articolazione maggiormente coinvolta nell'esecuzione dei task, oltre ad essere lesionata

- Per i task monopodalici risultano significative le fasce riguardanti l'angolo di rotazione interna-esterna della caviglia ed entrambe le popolazioni presentano una rotazione esterna. Un altro angolo significativo è quello di eversione-inversione. Nei task bipodalici i soggetti presentano inversione delle caviglie, mentre nel monopodalico presentano eversione. Anche l'angolo di flessione dorso-plantare della caviglia risulta significativo per tutti i task, in particolare per il drop.
- Le fasce riguardanti l'angolo di rotazione interna-esterna del bacino risultano significative solo per lo squat bipodalico. Sia per il drop monopodalico che per il bipodalico le fasce riguardanti la rotazione posteriore-anteriore del bacino risultano significative per tutta la durata del task. Sia le fasce riguardanti l'angolo obliquo che quelle riguardanti l'angolo di rotazione interna-esterna del bacino hanno la particolarità di risultare significative per i task bipodalici, mentre non risultano rilevanti per i task monopodalici.

Da queste ultime osservazioni si nota che, in base al task, alcuni angoli articolari subiscono delle variazioni in base al fatto che l'esercizio venga svolto da soggetti infortunati o da soggetti sani. Ciò può essere dovuto al fatto che, nell'utilizzare l'arto infortunato, il soggetto si trovi in una situazione di maggiore instabilità. Le articolazioni coinvolte nel task, quindi, senza considerare il ginocchio, vanno a compensare la diversa capacità di movimento dello stesso. Il soggetto ACL che esegue uno squat o un drop tenderà a variare la posizione e, quindi, gli angoli delle suddette articolazioni al fine di raggiungere la stabilità del movimento nonostante l'arto infortunato. Nell'esecuzione di uno squat, ad esempio, il soggetto ACL può trovarsi con una differente mobilità tra le due articolazioni del ginocchio. Il corpo automaticamente va ad agire compensando la mancanza tramite le altre articolazioni. Nel caso dello squat bipodalico gli angoli rilevanti sono l'angolo obliquo e di flesso estensione del tronco, l'angolo di rotazione dell'anca, l'angolo di flessione dorso-plantare e di eversione-inversione della caviglia e gli angoli del bacino.

Si nota anche che, al contrario di quello ci saremmo aspettati, cioè che fossero più informativi i task monopodalici in quanto mettono più sotto stress le articolazioni, i risultati non hanno confermato questa ipotesi. Infatti, c'è maggiore similitudine tra gli andamenti delle due popolazioni nei task monopodalici rispetto a quelli bipodalici. Ciò può essere dovuto al fatto che un soggetto ACL, che svolge un esercizio con un arto infortunato, presenta maggiore instabilità rispetto a un soggetto sano a causa delle diverse mobilità dei due arti. Durante lo svolgimento di un task monopodalico, invece, risulterà comunque più difficile eseguire

l'esercizio con l'arto infortunato, ma il soggetto sarà sottoposto solamente all'instabilità propria dell'esercizio e a quella dovuta alla lesione, senza la presenza di quella dovuta alla disparità rispetto all'arto sano. Inoltre, è possibile che, a causa della lesione, seguita da timore di infortunarsi nuovamente e insicurezza fisica, i soggetti ACL tendano ad eseguire i task cercando di mantenere una corretta postura al fine di non sforzare esageratamente l'articolazione del ginocchio e per evitare di acquisire posizioni scorrette che potrebbero nuocere a quest'ultima.

Da queste osservazioni si ribadisce l'importanza di una buona cura e riabilitazione successivamente all'infortunio al legamento crociato anteriore al fine di recuperare la completa mobilità dell'arto ed evitare l'assunzione di posture scorrette, per compensare la ridotta mobilità, che possono provocare ulteriori patologie.

6.4 Conclusioni

L'infortunio del legamento crociato anteriore ha un grande impatto nell'ambiente sportivo in quanto la sua lesione può avvenire durante la pratica di un ampio gruppo di discipline. Inoltre, questo genere di infortunio può obbligare l'atleta a interrompere la stagione sportiva. Le cause della rottura dell'ACL sono varie, dalla tecnica con cui si eseguono certi tipi di movimento alla preparazione muscolare, dall'esperienza all'età del soggetto in questione. Di grande importanza, nel periodo successivo alla lesione, è la corretta riabilitazione del soggetto, al fine di recuperare le capacità motorie e di evitare una nuova lesione. A questo scopo è utile l'analisi del movimento che, tramite lo svolgimento di determinati task come quelli oggetto di questa tesi, permette di valutare, in un ambito generale, la ripresa di un soggetto infortunato e, in un'ottica di prevenzione, anche il grado di rischio di infortunio a cui sono sottoposti gli atleti, permettendo così di creare dei piani di allenamento appositi per rafforzare i muscoli coinvolti.

Lo scopo di questa tesi è stato quello di creare, analizzare e confrontare variabili biomeccaniche relative a misure effettuate rispettivamente su soggetti sportivi sani e soggetti sportivi patologici post infortunio al legamento crociato anteriore durante specifici task, al fine di ottenere i dati necessari a valutare e confrontare l'esecuzione degli stessi da parte dei soggetti con il fine ultimo di trarre conclusioni utili sia sullo stato di salute dei soggetti coinvolti che sull'avanzamento del percorso di riabilitazione.

Lo studio svolto risulta vantaggioso in quanto, rispetto a quanto fatto in precedenza, l'acquisizione dei dati è stata effettuata su un maggior numero di soggetti al fine di creare una nuova serie di dati che possano rappresentare al meglio e con maggiore precisione la

popolazione. Per ottenere una buona rappresentazione dei dati, il procedimento utilizzato per la creazione delle fasce ha previsto, per ogni angolo analizzato, l'eliminazione delle curve che presentavano un andamento particolarmente diverso rispetto a quello generale.

Tramite l'analisi delle fasce e il loro successivo confronto sulla base dei differenti task e delle articolazioni coinvolte, sarà possibile evidenziare le similitudini e le differenze tra i soggetti sani e i soggetti patologici al fine di valutare il movimento svolto da un punto di vista medico. Ad esempio sarà possibile osservare se un particolare soggetto infortunato ha ripreso la normale funzionalità dell'articolazione del ginocchio, confrontando i dati relativi al suo movimento con quelli di soggetti sani. Inoltre, dato un nuovo soggetto sano o patologico, sarà possibile osservare se i dati ricavati dall'analisi dei movimenti di quest'ultimo rientrano nella media delle variabili create per la categoria di appartenenza del soggetto.

BIBLIOGRAFIA

1. Sawacha Z, Ciniglio A, Scaldaferrò A, Spolaor F. **“Motion analysis for ACL injuries prevention in sport: a systematic review”**. *Minerva Orthop* 2020; 71:000-000. DOI: 10.23736/S2784-8469.21.04131-6)
2. Guiotto, A.; Ciniglio, A.; Spolaor, F.; Pavan, D.; Cibin, F.; Scaldaferrò, A.; Sawacha, Z. **“Reliability and Repeatability of ACL Quick Check®: A Methodology for on Field Lower Limb Joint Kinematics and Kinetics Assessment in Sport Applications”**. *Sensors* 2022, 22, 259. <https://doi.org/10.3390/s22010259>
3. Lorenzo Rossi, **“Gait analysis tramite sensoristica di pressione e stereofotogrammetria”**. *Università degli Studi di Padova*, 2022.
4. Leardini A.; Sawacha Z.; Paolini G.; Ingrosso S.; Nativio R. Benedetti M.G. **“A new anatomically based protocol for gait analysis in children”**, *Gait & Posture*, Volume 26, Issue 4, Pages 560-571, Elsevier, Science Direct, October 2007, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.018>

SITOGRAFIA

Immagini:

<https://theprehabguys.com/unlock-ankle-mobility/>

<https://learnmuscles.com/blog/2018/05/16/decreased-ankle-dorsiflexion-is-associated-with-dynamic-knee-valgus/>

<http://savitri.in/blogs/savitri-cultural/53-degrees-of-motion-of-the-spine>

<https://www.peninsulachiropractic.ca/blog/2018/07/09/hip-flexors-strong-glutes>

<https://webthesis.biblio.polito.it/13768/1/tesi.pdf>

<http://kacep.or.kr/data2/files/ka-7a-9-3.pdf>

<https://www.stainforma.com/squat-come-farlo-correttamente/>

<http://www.corritalia.com/media-video/esperto-risponde/esercizi-corsa-i-migliori-squat-per-il-runner>

<http://runningtraining-blog.blogspot.com/2018/07/pliometria-ovvero-come-ho-imparato-non.html>

Testi:

<https://www.my-personaltrainer.it/legamento-crociato-anteriore.html>

<https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/rottura-crociato.html>

<https://www.my-personaltrainer.it/squat.html>

<https://www.pazienti.it/contenuti/terapie/squat>

<https://www.formativezone.it/il-legamento-crociato-anteriore-meccanismi-di-lesionenel-calcio-e-riabilitazione/>

<https://www.policlinicoitalia.it/analisi-del-movimento/>