



**UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE**

**CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA**

**Valutazione della biomeccanica del task di "drop bipodalico"  
tramite analisi video e sensori di pressione**

**Relatrice: Prof.ssa Zimi Sawacha**

**Laureanda: Gloria Scanagatta**

**Correlatrice: Ing. Federica Cibirin**

**ANNO ACCADEMICO 2022-2023**

**Data di laurea 13 Marzo 2023**



# Indice

<b>INTRODUZIONE</b>	<b>6</b>
<b>1 ANALISI DEL MOVIMENTO</b>	<b>8</b>
1.1 Cinematica . . . . .	8
1.1.1 Stereofotogrammetria . . . . .	9
1.1.2 Video Analysis . . . . .	13
1.1.3 Angoli articolari . . . . .	15
1.2 Dinamica . . . . .	17
1.2.1 Piattaforme di forza . . . . .	18
1.2.2 Sensori di pressione . . . . .	20
1.2.3 Momenti articolari . . . . .	21
1.3 Elettromiografia di superficie . . . . .	22
<b>2 TASK DROP BIPODALICO</b>	<b>25</b>
2.1 Drop jump e Drop landing . . . . .	25
2.1.1 Drop landing . . . . .	26
2.1.2 Drop jump . . . . .	28
2.2 Applicazioni dei test funzionali . . . . .	29
2.2.1 Prestazioni sportive . . . . .	30
2.2.2 Indice di infortuni . . . . .	30
<b>3 MATERIALI E METODI</b>	<b>34</b>
3.1 Soggetti . . . . .	34
3.2 Strumentazione . . . . .	36
3.2.1 Telecamere . . . . .	36
3.2.2 Pedane di forza e Solette di pressione . . . . .	37
3.2.3 Elettromiografia di superficie . . . . .	38
3.3 Elaborazione dei dati . . . . .	39
3.3.1 TrackOnField . . . . .	39
3.3.2 Pedar X Online Program . . . . .	44
3.3.3 MATLAB . . . . .	46
<b>4 RISULTATI E DISCUSSIONE</b>	<b>50</b>
4.1 Forza . . . . .	50

4.2	Angoli articolari . . . . .	51
4.3	Momenti articolari . . . . .	59
<b>5</b>	<b>CONCLUSIONI</b>	<b>65</b>
	<b>BIBLIOGRAFIA</b>	<b>68</b>



# **INTRODUZIONE**

Nella seguente tesi viene riportata l'esperienza di tirocinio svolta durante il percorso di studi presso BBSof (Beyond Biomechanics Sport on Field), spin-off dell'Università degli Studi di Padova nata nel 2017. L'azienda offre servizi per lo screening biomeccanico nel settore clinico e sportivo per la prevenzione di infortuni, in particolare per la rottura del LCA (Legamento Crociato Anteriore). Lo scopo dell'elaborato è stato quello di creare delle fasce di normalità di soggetti sani per le variabili cinematiche e cinetiche del task drop landing bipodalico. Dieci pazienti sani non patologici e senza pregressi infortuni sono stati acquisiti tramite un sistema stereofotogrammetrico, un sistema video con 8 telecamere GoPro, elettromiografia di superficie, due pedane di forza e solette sensorizzate di pressione Pedar Novel inserite direttamente nelle scarpe. Per l'elaborazione dei dati è stato usato TrackOnField, software sviluppato dall'azienda per la ricostruzione 3D dei movimenti dei soggetti, e Pedar-X Program per l'estrapolazione delle informazioni di forza, pressione e centro di pressione dalle solette. I dati ottenuti sono stati infine utilizzati per creare delle fasce di normalità di angoli articolari, forze e momenti articolari di anca, ginocchio e caviglia dei soggetti, con le quali poter confrontare il comportamento dei soggetti infortunati post operazione o post riabilitazione durante l'esecuzione del task specifico drop landing bipodalico.

## **Outline della tesi**

Il seguente elaborato è suddiviso in cinque capitoli. Nel primo capitolo verrà introdotta l'analisi del movimento ed elencati i diversi sistemi per l'acquisizione e l'elaborazione delle variabili cinematiche e cinetiche. Nel secondo capitolo vengono illustrate le tecniche di svolgimento del task Drop bipodalico e le applicazioni, particolare attenzione è posta sul task Drop landing bipodalico analizzato durante l'esperienza di tirocinio. Nel terzo capitolo sono spiegati: il setup del laboratorio, il protocollo utilizzato per il Marker set, i dati antropometrici dei soggetti acquisiti e i software utilizzati nell'elaborazione dei dati. Nel quarto capitolo sono inseriti i grafici ottenuti dall'elaborazione con delle spiegazioni quantitative. Nel quinto capitolo sono riportate le spiegazioni qualitative dei grafici ottenuti e i possibili sviluppi futuri.



# 1 ANALISI DEL MOVIMENTO

Nel primo capitolo verrà analizzato come si ottengono le variabili che descrivono lo studio del movimento umano. L'Analisi del Movimento è la definizione della Posizione e dell'Orientamento in ogni istante di tempo di: punti specifici, segmenti anatomici, il corpo intero [2]. Lo studio del movimento umano prevede la misura di variabili che descrivono la cinematica e la dinamica dei segmenti anatomici. Le variabili cinematiche sono posizione, velocità e accelerazione e si ottengono direttamente tramite i sistemi di analisi del movimento. Per la misura delle grandezze cinematiche sono disponibili sistemi commerciali caratterizzati da tecnologie eterogenee e differenti gradi di invasività; tuttavia, in questo elaborato affronteremo solo i sistemi optoelettronici [1]. Le variabili dinamiche, invece, si ottengono indirettamente integrando la cinematica con le misure ottenute con piattaforme di forza e di pressione o solette di pressione sensorizzate. Queste variabili sono definite dalle forze scambiate dal corpo con l'ambiente esterno[1].

## 1.1 Cinematica

I sistemi più diffusi per la misura delle variabili cinematiche sono i sistemi optoelettronici. Sebbene garantiscano un'accuratezza elevata con misurazione non invasiva, tali sistemi forniscono una stima e non una misura diretta delle variabili cinematiche. I sistemi optoelettronici possono essere markerless o marker-based. L'analisi del movimento senza marker (markerless) potrebbe essere il futuro dell'analisi del movimento [9]. Questa si basa su elementi geometrici ricavati con diverse tecniche: di riconoscimento della silhouette, visual hull e model matching. Risulta molto ottimizzato il tempo per la raccolta dei dati; tuttavia, è molto più lungo il processo di trasferimento ed elaborazione dei dati. Questa tecnologia approssima bene la marker-based nel piano sagittale, tuttavia, negli altri piani non c'è ancora la precisione necessaria per poterli comparare agli altri sistemi optoelettronici. Invece, i sistemi marker-based, che verranno approfonditi in questo elaborato, sfruttano gli elementi geometrici come i segmenti anatomici, che sono identificati grazie al posizionamento dei marker. Questi elementi geometrici approssimano il movimento dell'apparato muscolo-scheletrico nell'ipotesi che l'osso sia considerato un corpo rigido [2], sapendo che essendo presenti tessuti molli tra ossa e marker sarà presente un movimento relativo che introduce un artefatto nelle misurazioni "artefatto da tessuto molle" [10]. Questi sistemi utilizzano:

- una serie di telecamere calibrate e sincronizzate tra loro, operanti nella gamma del visibile

o del vicino infrarosso, e dotate di luci nel caso di utilizzo di marker passivi;

- i marker con geometria sferica, che li rende meglio visibili, posti sulla pelle del soggetto in corrispondenza dei punti di reperi anatomici, secondo uno specifico protocollo ripetibile. Questi possono essere di due tipologie: attivi, costituiti da LED (light-emitting diodes), generano autonomamente il segnale luminoso (poco impiegati perché molto ingombranti) passivi, costituiti da supporti in materiale plastico ricoperti da una pellicola catarifrangente che riflette la luce degli illuminatori ad una lunghezza d'onda specifica per essere riconosciuti durante l'elaborazione successiva delle immagini;
- un'infrastruttura software per l'elaborazione dei dati raccolti.

### 1.1.1 Stereofotogrammetria

I sistemi optoelettronici si basano sulla stereofotogrammetria, che consiste nella ricostruzione tridimensionale della traiettoria dei marker tramite le immagini acquisite da un sistema multiplo di telecamere. Questo principio permette di tracciare l'intero movimento compiuto dal soggetto durante lo svolgimento di task specifici. L'accuratezza della rilevazione è funzione della risoluzione spaziale con cui viene visto un marcatore nel piano immagine della telecamera, che dipende dalla sua distanza da essa [1]. L'elaborazione delle immagini acquisite per la ricostruzione della traiettoria avviene in più fasi fondamentali:

**Sogliatura, Blob Analysis e Correlazione:** Lo stadio iniziale prevede la rilevazione dei marker che può avvenire tramite tre tecniche:

- **SOGLIATURA:** L'immagine acquisita viene filtrata da possibili gradienti di illuminazione per migliorare l'accuratezza dell'algoritmo di sogliatura, che rileva i marcatori in quanto pixel di intensità sopra la soglia. La sogliatura, perciò, consiste nell'analizzare l'istogramma di pixel appartenenti all'immagine per definire la soglia ottima che permette di separare i marcatori dallo sfondo. Rilevati i marker per definirne il centro ci sono due modalità: si calcola il baricentro dei pixel sopra soglia pesati con un valore unitario, si utilizza il "circle fitting" basato sul calcolo del centro di una circonferenza passante per i pixel sul bordo del marcatore;
- **BLOB ANALYSIS:** Approccio più flessibile rispetto al precedente è basato sull'analisi delle "macchie" (inglese blob=macchia) cromatiche che costituiscono l'immagine (zone

con colore o intensità omogenee) e separarle tra utili, quelle che effettivamente appartengono ai marker, ed inutili, riflessi dovuti al pavimento, che verranno scartate. Per il riconoscimento dei blob utili si analizzano la forma (caratteristiche geometriche) e la dimensione. Questa analisi è possibile perché le caratteristiche dei marker sono note a priori e perciò si conosce il numero di pixel e la forma che dovrebbero assumere nella proiezione sul piano immagine delle telecamere;

- **CROSS-CORRELAZIONE:** Metodo che permette di rilevare direttamente i marcatori tramite maschere bidimensionali (kernel). Specificando la dimensione della maschera è possibile riconoscere i marcatori ed eliminare pixel che pur essendo ad alta intensità non sono utili. Approccio che garantisce un elevato rapporto segnale rumore. Identificati i marker poi si può calcolarne il baricentro pesato per il valore della correlazione.

**Calibrazione:** La calibrazione è un'operazione fondamentale in quanto permette di rendere le telecamere interconnesse e connesse con il sistema globale definito nel laboratorio così da ottenere una corretta ricostruzione tridimensionale del movimento. Per operare la calibrazione si acquisisce un oggetto di dimensioni note con dei punti caratteristici (punti di controllo) dei quali si mappano le coordinate bidimensionali. I parametri di calibrazione stabiliscono una trasformazione di coordinate dal sistema assoluto al sistema di coordinate della camera, una trasformazione prospettica. Questi parametri si dividono in parametri interni (lunghezza focale, coordinate del punto principale e coefficienti di distorsione) e parametri esterni (posizione del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto). Il primo passo per la calibrazione è definire un modello matematico. Molto utilizzato in letteratura il modello pin hole, che ci permette di modellare geometricamente una lente cilindrica simmetrica in 3 punti posizionati sull'asse ottico (dove quest'ultimo coincide con l'asse Z del sistema di riferimento della telecamera); questo perché si trascura la presenza dell'ottica che si modella come un foro di diametro infinitesimo posto nel centro di prospettiva.

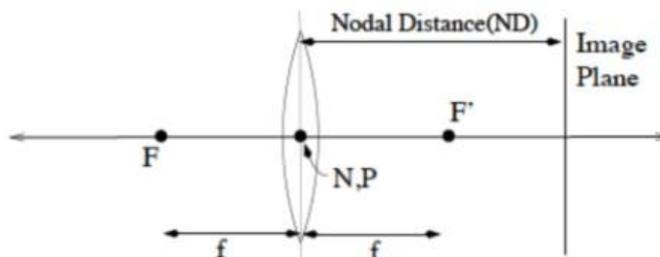


Figura 1.1: modello lente fina[2]

Ci sono due livelli di calibrazione basata sui parametri:

- ESTRINSECA è la trasformazione (rototraslazione) dalle variabili del sistema di riferimento globale (definito nel laboratorio) alle variabili del sistema di riferimento locale che è una terna cartesiana con origine nel centro prospettiva della telecamera e l'asse Z coincidente con l'asse ottico. Il piano immagine della camera è posto a una distanza f lunghezza focale dal centro di prospettiva della camera (P);

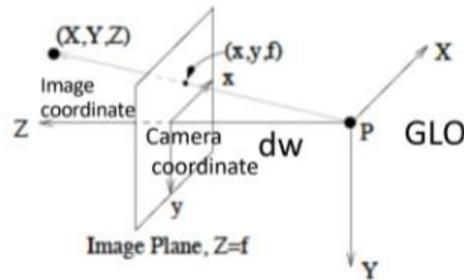


Figura 1.2: sistemi di riferimento utilizzati nella calibrazione[2]

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ f \end{pmatrix} = \frac{f}{Z} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix}$$

- INTRINSECA è una trasformazione della posizione dell'immagine 3D nelle coordinate in pixel della camera. Per convenzione le coordinate interne della camera hanno come origine del sistema di riferimento l'angolo inferiore destro del piano immagine nel quale sono espresse le coordinate 2D in uscita dalla telecamera.

$$M_{in} = \begin{pmatrix} fs_x & 0 & o_x \\ 0 & fs_y & o_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$\vec{p} = \frac{1}{f} M_{in} \cdot \vec{x}_c$$

Un raggio di luce proveniente dal punto P attraversa il foro della telecamera (modello della telecamera pin-hole) e incide sul piano immagine in un punto p. Attraverso la calibrazione estrinseca quindi si ottiene la relazione tra le coordinate (xp, yp) nel sistema di riferimento

del piano immagine e le coordinate  $(X_p, Y_p, Z_p)$  espresse nel sistema di riferimento della telecamera dei punti  $p$  e  $P$ . Note le dimensioni orizzontale e verticale del pixel e le coordinate del punto principale con la calibrazione intrinseca si può determinare il punto  $p$  nel sistema di riferimento del sensore, e poi il punto  $P$  espresso nel sistema di riferimento.



Figura 1.3: calibrazione del sistema stereofotogrammetrico [2]

La limitazione principale di una telecamera pin hole è che l'intensità della luce che attraversa il foro è troppo piccola per essere rilevata perciò è necessario utilizzare un'apertura maggiore che comporta però l'introduzione di aberrazioni. Quest'ultime vengono in parte corrette con la calibrazione statica (utilizzata anche per definire la posizione del sistema di riferimento globale nel laboratorio) e dinamica dove viene acquisito un oggetto con dimensioni note che permette di mappare le coordinate 2D distorte nelle coordinate corrette. Per operare la calibrazione, perciò, si acquisisce un oggetto di dimensioni note con dei punti caratteristici (punti di controllo) si mappano le coordinate bidimensionali.

**Triangolazione e Tracking:** Il funzionamento delle tecniche marker-based si basa fondamentalmente sul principio di triangolazione. Quando almeno due telecamere, con piani focali non coincidenti, riprendono contemporaneamente un punto dello spazio 3D allora è possibile, a partire dalle immagini formatesi sui piani principali delle telecamere, ricostruire la posizione di quel punto tramite semplici retroproiezioni [5].

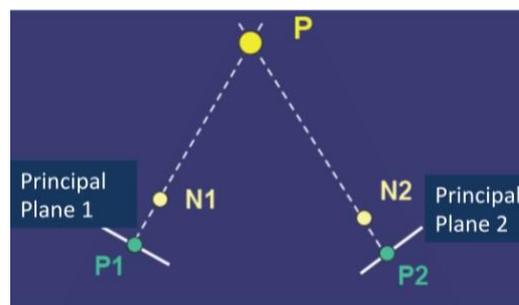


Figura 1.4: modello di ricostruzione della posizione di un punto tramite triangolazione[2]

La triangolazione, perciò, prevede che ogni marker in ogni istante di tempo sia visibile contemporaneamente ad almeno due telecamere, in questo modo, è possibile dalle coordinate delle proiezioni nei sistemi di riferimento del piano immagine ricostruire la posizione dei marker nello spazio 3D. A causa del rumore le rette sono sghembe e quindi la posizione del punto si ottiene per la soluzione dei minimi quadrati [1].

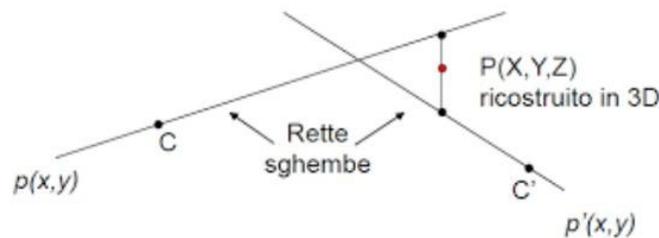


Figura 1.5: approssimazione delle rette sghembe[2]

La fase finale dopo la ricostruzione in ogni istante di tempo della posizione dei marker è il tracking, uno dei problemi più complessi di tutta l'analisi del movimento. Si possono utilizzare due tipi di informazione:

- La regolarità della traiettoria: stimatori ricorsivi dello stato di sistemi dinamici come il filtro di Kalman, ossia algoritmi strutturati su due passi: la predizione (calcola la posizione attesa in base alle misure precedenti, al modello dinamico e alla varianza della predizione) e l'aggiornamento;
- Informazioni a-priori sulla forma e sul tipo di moto del soggetto: definire un concetto statistico di forma tramite la densità di probabilità congiunta della posizione relativa dei marcatori e della loro velocità. In questo caso non ci sono algoritmi specifici perché è troppo vario il problema. Nel caso del corpo umano lo si approssima ad una catena cinematica.

### 1.1.2 Video Analysis

La video analysis come la stereofotogrammetria è un sistema optoelettronico per la misurazione delle variabili cinematiche. Il metodo della stereofotogrammetria risulta essere molto accurato ma anche molto costoso e utilizzabile solo nell'ambiente del laboratorio, mentre la video analysis consente di acquisire le variabili cinematiche con un sistema di telecamere digitali. Essendo un sistema trasportabile, le acquisizioni possono avvenire anche in ambienti aperti e per molteplici applicazioni. I dati raccolti dalle immagini delle camere vengono rielaborati da

un'infrastruttura di software (attraverso diversi stadi: calibrazione, tracking, triangolazione). Quest'ultimi implementano degli algoritmi che permettono un tracking automatico dei marker tramite le caratteristiche fisiche. La procedura svolta per la triangolazione è la stessa rispetto a quella dei sistemi stereofotogrammetrici (1.1.1 Triangolazione e Tracking).

- **VIDEO TRACKING:** : Il video tracking è la rilevazione dei punti specifici in ogni frame (fotogrammi) attraverso un programma di computer vision. Tale software implementa un algoritmo che permette di estrarre caratteristiche di oggetti che non cambiano forma e che presentano una stabilità visiva. L'algoritmo iterativo Kanade-Lucas-Tomasi (KLT) [5] in letteratura viene considerato quello che funziona meglio. Sapendo che la disposizione dei marker non è casuale bensì regolata da un protocollo specifico bisognerà indicare nel frame iniziale il nome associato al punto di repere che il marker rappresenta. La maggior difficoltà nel video tra è quella di identificare la corretta posizione dei marker in ogni frame. Questo accade in quanto a causa del rumore (variazioni di luminosità) e quando la velocità del gesto motorio è maggiore del frame rate, i pixel potrebbero cambiare intensità e confondersi con gli adiacenti. Una soluzione a tale problema è il non prendere un solo pixel bensì prendere una finestra. L'algoritmo, perciò, insegue il punto specifico, ovvero osserva le somiglianze tra l'intorno del punto all'istante corrente e l'istante successivo. Alcuni punti vengono, tuttavia, oscurati nel tracciamento allora l'operatore dovrà fornire la posizione del marker [6].
- **CALIBRAZIONE:** Uno dei modelli utilizzati per la calibrazione delle telecamere nella video analysis è il Toolbox di calibrazione per Matlab di J.Y. Bouguet [7], all'interno del quale è stato assunto come modello di distorsione il modello Brown-Conrady, o a filo a piombo [8]. La procedura si esegue in due fasi: la prima, calibrazione intrinseca, si ricavano i parametri interni, la seconda, calibrazione estrinseca, viene definito un sistema di riferimento globale.

Nella calibrazione intrinseca si acquisisce l'immagine di una scacchiera di dimensioni note, vengono quindi digitalizzati i bordi e il sistema corregge la distorsione dovuta all'ottica delle camere. Diverse tipologie di distorsioni si possono vedere nella Figura 1.6.

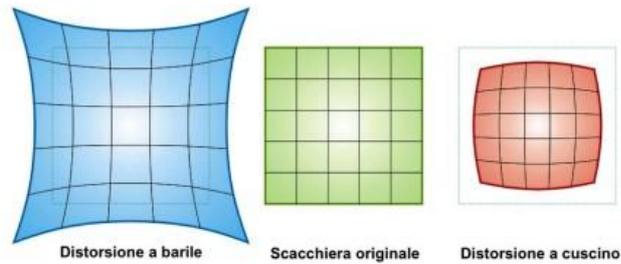


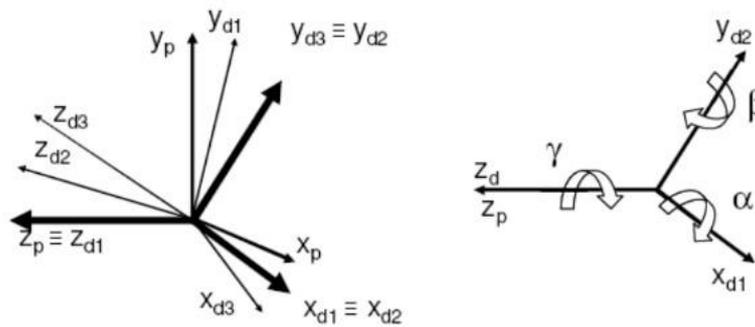
Figura 1.6: Tipologie di distorsioni dovute all'ottica[5]

Nella calibrazione estrinseca un oggetto di dimensioni note, come per esempio la scacchiera stessa, viene posto al centro dell'area di acquisizione in modo che sia visibile da tutte le telecamere, selezionando un vertice si posiziona l'origine del sistema di riferimento globale poi in base all'ordine di selezione degli altri vertici ne deriva l'orientamento. Le operazioni di calibrazione sono sequenziali, finita la calibrazione i sistemi di riferimento locali delle camere possono essere espressi secondo le coordinate del sistema di riferimento del riferimento assoluto.

### 1.1.3 Angoli articolari

La cinematica articolare è la descrizione del moto relativo tra due segmenti anatomici adiacenti. I segmenti anatomici si dividono in segmenti distali, quelli posti più distanti dal corpo, e prossimali, quelli più vicini al corpo. Dopo aver definito la posizione e l'orientamento del sistema locale dei segmenti anatomici rispetto al sistema globale del laboratorio, si possono definire gli angoli articolari che sono la rotazione del segmento distale rispetto al prossimale o viceversa, e che vengono calcolati con la convenzione degli angoli di Eulero, Figura 1.7. Quest'ultima prevede che le rotazioni angolari si ottengono da tre rotazioni sequenziali ed ordinate attorno a tre assi distinti.

## Angoli Di Eulero



- $\gamma$ : rotazione attorno all'asse distale z (coincidente con l'asse prossimale z)  
 $\alpha$ : rotazione attorno all'asse distale x (dopo la prima rotazione)  
 $\beta$ : rotazione attorno all'asse distale y (dopo la seconda rotazione)

Figura 1.7: Angoli di Eulero [1]

Le rotazioni angolari hanno avuto applicazioni sul corpo umano con gli angoli di Cardano, nei quali i tre assi vengono scelti tra gli assi del sistema di riferimento del segmento anatomico prossimale e/o distale, il movimento si sviluppa lungo tre piani: sagittale, frontale e trasverso. Le rotazioni degli angoli di Cardano hanno una rappresentazione funzionale:

- $\gamma$ : prima rotazione, flessione-estensione, attorno all'asse medio laterale (lungo il piano sagittale);
- $\alpha$ : seconda rotazione, abduzione-adduzione, attorno all'asse antero posteriore (lungo il piano frontale)
- $\beta$ : terza rotazione, rotazione interna-esterna, attorno all'asse longitudinale (lungo il piano trasversale)

Gli assi di un sistema di riferimento devono essere ortogonali tra loro, non è possibile esserne sicuri utilizzando i segmenti anatomici perciò con la convenzione degli angoli di Grood and Suntay gli assi di riferimento vengono presi sfruttando il prodotto vettoriale tra l'asse passante per il giunto in analisi e l'asse del segmento anatomico prossimale, che poi verrà sostituito con l'asse calcolato con il prodotto vettoriale dell'asse passante per il giunto e l'asse trovato in precedenza, in questo modo è possibile essere sicuri che il sistema di riferimento preso sui giunti articolari sia effettivamente ortogonale. Fondamentale per l'attendibilità degli angoli che le traslazioni e gli assi siano: ripetibili, identificabili facilmente e venga utilizzata nomenclatura anatomica [1].

## 1.2 Dinamica

La Dinamica, anche detta Cinetica, si occupa di studiare le cause (ovvero le forze) che determinano e modificano il moto di un oggetto [11]. La cinetica del corpo umano è l'insieme delle forze di reazione al suolo, forze esterne, e le forze interne di contatto dovute al contatto osso-osso, che è caratterizzato dalla presenza di strutture passive (legamenti e tendini) ed elementi attivi (i muscoli). Qualsiasi insieme di forze agenti su un corpo libero può essere ridotto ad una forza ed una coppia agenti sul centro di massa e nel intorno [2]. Il problema dinamico si può affrontare in due modi: dinamica diretta, date le forze agenti su un corpo se ne predice il movimento, e indiretta, date la cinematica di un corpo e le forze scambiate con l'ambiente si prevedono le forze e i momenti che agiscono su di esso [1]. Il primo approccio è comunemente usato in biomeccanica in quanto si è interessati all'effetto delle forze muscolari sulla cinematica articolare, infatti, si calcola il movimento del sistema sottoposto alle azioni motrici ed alle forze esterne applicate, è un processo intensivo ed oneroso dal punto di vista computazionale. Il secondo approccio viene usato più spesso nell'analisi del movimento e consiste nel determinare le azioni motrici (forze e coppie) che gli attuatori (muscoli nel nostro caso) devono esercitare per effettuare un determinato movimento. Nonostante il problema dinamico diretto sia un punto chiave per eseguire un'accurata simulazione dinamica del movimento; richiederebbe l'utilizzo di sensori impiantabili. Questo tipo di misurazione oltre ad avere problematiche legate all'accuratezza della misura, è anche affetto da problematiche di tipo etico dovute al rapporto tra i potenziali rischi connessi all'invasività della tecnica e i benefici ricavabili [1]. Vista l'invasività della procedura non è pensabile applicarla a situazioni abituali, viene perciò utilizzato l'approccio della dinamica inversa nella quale le grandezze meccaniche (variabili cinematiche e forze esterne) misurate vengono raccolte in ingresso per costruire un modello muscolo-scheletrico ottenendo in uscita i momenti articolari, utilizzati spesso per le valutazioni cliniche. Nel calcolo delle variabili per l'applicazione della dinamica inversa troviamo le variabili cinematiche di cui è stato discusso nel sotto capitolo 1.1 e le forze esterne, che è sempre preferibile misurare con strumentazione non indossata dal soggetto come le pedane di forza o di pressione, per lasciare il movimento più naturale possibile. In alcuni casi in cui è necessario che il soggetto sia libero di muoversi, in ambienti non attrezzati, è preferibile usare sensori singoli o solette sensorizzate (da porre all'interno delle scarpe). Solitamente le forze vengono normalizzate rispetto al peso del soggetto o il prodotto tra peso e altezza del soggetto così da avere, in quest'ultimo caso, grandezze adimensionali per poterle confrontare con altri soggetti. Tre sono le tipologie di strumenti adottati nel calcolo delle forze esterne:

### 1.2.1 Piattaforme di forza

Le piattaforme di forza sono dispositivi formati da un piatto strumentato (generalmente rettangolare), sul quale si misura la risultante della reazione al suolo, forza scambiata tra piede del soggetto e terreno, secondo un sistema di riferimento ortogonale associato alla piattaforma come in Figura 1.8.

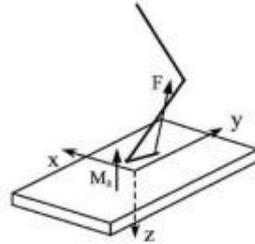


Figura 1.8: Piattaforma di forza[2]

In generale un carico su una struttura è definito quando si conoscono sei componenti, le tre della forza e le tre della coppia. Sulle piattaforme l'uscita del processo di misura restituisce la forza nelle tre direzioni  $(x,y,z)$ , sia il modulo che la direzione del punto di applicazione del COP (Centro di Pressione), ed una coppia con momento verticale. I metodi per la misura di forze si basano sugli effetti della deformazione meccanica del materiale del sensore, che causano variazioni delle proprietà elettriche su di esso. La risposta in frequenza di un trasduttore, perciò, dipende dal tipo di elemento impiegato e dalle sue dimensioni. Considerare le qualità di risposta del trasduttore in regime transitorio è importante in modo particolare poiché le condizioni in cui viene utilizzato prevalentemente sono quelle dinamiche; tuttavia, importante anche considerare le caratteristiche statiche quali la linearità della risposta e l'isteresi (misurazione della dipendenza nella risposta della storia di misure passate). Le tecnologie più comunemente usate per la realizzazione dei trasduttori all'interno di una pedana di forza sono quelle basate su estensimetri o su cristalli piezoelettrici.

- trasduttori estensimetri: I trasduttori di forza basati sugli estensimetri hanno un cosiddetto elemento elastico o corpo di carico a cui vengono applicate le forze da misurare. Sotto il carico, l'elemento elastico genera una deformazione sulla sua superficie [2]. Gli estensimetri, effettivo organo sensore formato da uno strato isolante (detto supporto) e la griglia di misura inglobata in esso, vengono incollati all'elemento elastico. In genere sono utilizzati quattro estensimetri, installati in modo che due siano allungati e due siano compressi dalla forza applicata. I quattro estensimetri sono collegati in un circuito

detto a ponte di Wheatstone che è alimentato dalla tensione di alimentazione e produce una tensione d'uscita quando le quattro resistenze sono differenti, come sotto l'azione di deformazione.

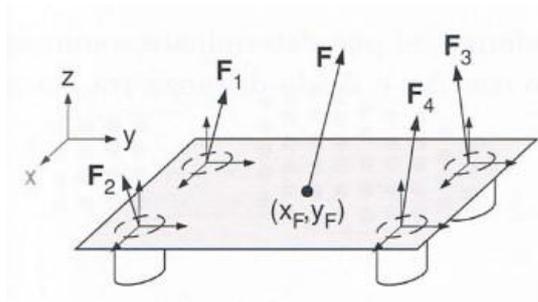


Figura 1.9: Piattaforma di forza con trasduttori estensimetri[2]

Le 4 celle di carico triassiali formano un sistema a 12 canali. L'intensità della forza esterna si ottiene sommando le forze misurate dalle singole celle come mostrato nella funzione.

$$\begin{cases} F_x = F_{1x} + F_{2x} + F_{3x} + F_{4x} \\ F_y = F_{1y} + F_{2y} + F_{3y} + F_{4y} \\ F_z = F_{1z} + F_{2z} + F_{3z} + F_{4z} \end{cases}$$

Inoltre, si possono ottenere la coppia rispetto al centro della piattaforma con l'equazione Figura 1.10 (a) e il punto di applicazione della forza rispetto al centro della piattaforma con l'equazione Figura 1.10 (b).

$$\begin{cases} C_x = \frac{\Delta y}{2} (-F_{1z} - F_{2z} + F_{3z} + F_{4z}) \\ C_y = \frac{\Delta x}{2} (F_{1z} - F_{2z} + F_{3z} - F_{4z}) \\ C_z = \frac{\Delta x}{2} (-F_{1y} + F_{2y} - F_{3y} + F_{4y}) + \frac{\Delta y}{2} (F_{1x} + F_{2x} - F_{3x} - F_{4x}) \end{cases}$$

(a)

$$\begin{cases} x_F = \frac{C_x}{F_z} \\ y_F = \frac{C_y}{F_z} \end{cases}$$

(b)

Figura 1.10

Il valore delle forze e delle coppie non poste al centro della pedana si basa su una matrice di calibrazione ottenuta tramite misure sperimentali. Le piattaforme di forza essendo che subiscono deformazioni è importante, a causa dell'isteresi, calibrarle periodicamente.

- trasduttori piezoelettrici: L'effetto piezoelettrico è manifestato da alcuni cristalli, detti anisotropi come il quarzo, e consiste nell'affiorare di cariche elettriche nella loro superficie quando sono sollecitati meccanicamente, grazie alle proprietà del reticolo cristallino. I materiali piezoelettrici, perciò, sono materiali che producono una carica elettrica sotto l'effetto di sollecitazioni meccaniche. La carica elettrica ottenuta è proporzionale alla sollecitazione meccanica applicata, inoltre con un amplificatore di carica si può convertire questa carica in un segnale facile da misurare [1]. I trasduttori piezoelettrici non sono, però, adatti a misurare carichi statici in quanto la carica elettrica non si rinnova sotto un carico costante [2].

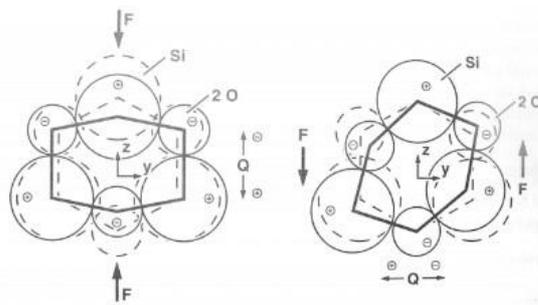


Figura 1.11: Piattaforma di forza con trasduttori piezoelettrici[2]

## 1.2.2 Sensori di pressione

Durante il cammino le varie forze, tra il corpo e il suolo, sono distribuite sotto le varie strutture di supporto del piede, con la misura della forza risultante non si riesce a stabilire qual è il carico sostenuto dalle singole strutture. Sono stati così realizzati dei dispositivi contenenti molteplici sensori in grado di misurare la componente verticale della forza, essendo nota l'area attiva di questi sensori si preferisce esprimere la risposta sotto forma di pressione [1]. Questi strumenti al contatto del piede con la piattaforma forniscono la distribuzione della pressione plantare e la traiettoria del COP (centro di pressione) [2]. I sensori usati si basano su principi capacitivi o resistivi:

- I trasduttori capacitivi sono realizzati con due armature metalliche divise da un materiale dielettrico elastico (selezionato in modo che il rapporto tra la costante dielettrica e lo spessore fosse una funzione lineare della pressione). Applicata una pressione le due piattaforme si avvicinano, aumenta perciò la loro capacità con la funzione matematica  $C = \epsilon \frac{s}{d}$  dove  $\epsilon$ : costante dielettrica, s: superficie dell'armatura e d: la distanza tra le armature. L'aumento di capacità viene misurato in unità di pressione.

- I trasduttori resistivi si realizzano ponendo due armature metalliche a contatto con un polimero conduttivo. Con l'applicazione di una pressione, che comporta una forza di compressione tra armature e polimero, la resistenza elettrica diminuisce. La resistenza dipende da fattori geometrici, oltre alla resistività, lunghezza e sezione del conduttore. La funzione che descrive l'andamento della resistenza è  $R = \rho \frac{l}{s}$  dove  $\rho$ : resistività del materiale,  $l$ : lunghezza del conduttore e  $s$ : la sezione del conduttore.

I sensori sono utilizzati per la realizzazione delle piattaforme di pressione e delle solette di pressione. Quest'ultime sono disponibili nel commercio sia con sensori capacitivi che resistivi, anche se è stato dimostrato che i sensori con maggior precisione sono quelli capacitivi[1]. Le solette sono ottime per la misura per tempi lunghi in quanto lasciano libertà di movimento al soggetto. Non è, tuttavia, possibile sostituire le piattaforme con le solette, quest'ultime hanno un livello di accuratezza di misura inferiore. Questa minore accuratezza è dovuta: a precarichi e carichi spuri dovuti all'adattamento alla superficie interna della scarpa, alterazione della pressione dovuta all'effetto ammortizzante della soletta stessa e alla variazione della posizione dei singoli sensori rispetto ai siti anatomici di interesse.

### 1.2.3 Momenti articolari

Il momento di una forza rispetto ad un punto P è uguale al vettore risultante dal prodotto vettoriale tra il vettore posizione congiungente il punto P al punto di applicazione della forza (braccio) e il vettore della forza stessa, il momento di una coppia è definito come il vettore perpendicolare al piano contenente le linee d'azione della coppia di forze e di intensità uguale al prodotto tra l'intensità delle forze e la distanza delle loro linee d'azione [1]. Le coppie intersegmentali sono di fondamentale importanza nel descrivere la meccanica a livello articolare, incorporano l'attività globale dei muscoli e tessuti molli presenti nell'articolazione. Ci sono però diverse difficoltà nel calcolarli direttamente come avevamo visto all'inizio del capitolo sulla dinamica. Due sono i metodi utilizzati per il calcolo dei momenti articolari di tronco, bacino, anca, ginocchio e caviglia:

- Dinamica inversa anche detto metodo "completo": spesso i laboratori riportano i momenti esterni che sono equivalenti alle coppie intersegmentali ma con segno opposto. Si calcolano attraverso le equazioni del moto di Newton-Eulero per i singoli segmenti

$$\sum_i F_i = ma \qquad \sum_i M_i^{CM} = I^{CM} \alpha$$

dove i vettori  $F_i$  rappresentano le forze applicate al corpo e i vettori  $M_i^{CM}$  i rispettivi momenti rispetto al centro di massa, i vettori  $a$  e  $\alpha$  rappresentano le accelerazioni lineare e angolare e  $m$  è la massa e  $I^{CM}$  il tensore del momento d'inerzia del corpo rigido rispetto al centro di massa. In questa tecnica è però necessario avere misure cinematiche e dinamiche di qualità, un accurato modello del sistema muscolo-scheletrico e la determinazione affidabile dei parametri inerziali. I momenti esterni rappresentano il carico totale esercitato sull'articolazione dalla gravità, forze esterne e dalla componente inerziale del segmento la cui somma è uguale e contraria all'azione dei muscoli. Tuttavia, questa tecnica permette una descrizione limitata alla attività meccanica a livello di articolazione.

- Ground Reaction Vector technique anche detto metodo semplificato: il momento articolare viene stimato, in quanto ne forniscono solo un'indicazione approssimativa dell'entità, con la formula [12]

### **Momento = braccio $\wedge$ forza**

dove nel caso dell'analisi del movimento il braccio è la distanza tra la posizione 3D del punto di applicazione della forza (COP) e la posizione 3D del centro articolare e la forza è quella ottenuta dalla pedana. Il momento è calcolato rispetto al riferimento globale, per ottenere il momento articolare bisogna operare un cambiamento del sistema di riferimento. Inoltre, la collocazione del vettore GRF (Ground Reaction Force) rispetto alle articolazioni fornisce un'indicazione approssimativa del gruppo muscolare attivo. Questa tecnica è inefficace in caso di elevate accelerazioni dei segmenti e non tiene conto dell'inerzia.

## **1.3 Elettromiografia di superficie**

Il segnale elettromiografico (EMG), o mioelettrico, è la tensione rilevata con due o più elettrodi all'interno del volume conduttore (rilevamento con aghi) oppure sulla superficie della pelle (rilevamento di superficie) [2]. Le forze interne di attivazione dei singoli muscoli non possono essere studiate in vivo perciò si sfrutta l'elettromiografia. Quest'ultima permette di valutare: indicazioni sul momento, sulla durata, sull'entità dell'attivazione di un muscolo durante il movimento e indicazioni riguardo all'attività globale di un muscolo o gruppo muscolare. Le tecniche di rilevazione del segnale elettromiografico, come accennato precedentemente, sono due: il rilevamento con aghi (tecnica più consolidata, fornisce un'informazione localizzata con buoni

dettagli morfologici), tecnica cutanea (fornisce informazioni più globali inerenti al muscolo in esame ed evita i rischi impliciti nell'uso di aghi).



## 2 TASK DROP BIPODALICO

Nel seguente capitolo vengono presentati: il drop landing, task analizzato durante l'esperienza di tirocinio, e il drop jump. Le quantità biomeccaniche acquisite durante il salto verticale in caduta sono utilizzate nella valutazione delle prestazioni atletiche e del rischio infortuni [23].

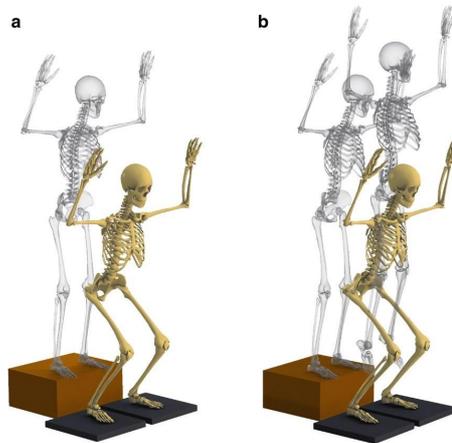


Figura 2.1: drop landing (a) e drop jump (b) [48]

### 2.1 Drop jump e Drop landing

Le quantità biomeccaniche acquisite, in entrambi gli esercizi proposti, rilevanti ai fini delle valutazioni per la creazione dei grafici delle fasce di normalità sono: la forza di reazione al suolo, gli angoli articolari (vedi figura successiva) utili per conoscere l'ampiezza del gesto compiuto dai soggetti. Tali variabili non sono però confrontabili a causa del diverso svolgimento della fase di atterraggio tra i due task. In generale è molto complesso paragonare i risultati di diversi studi perché le variabili sia nell'allenamento che nello svolgimento del task sono molte e si possono combinare tra loro in modo diverso; successivamente ne vengono presentate alcune.

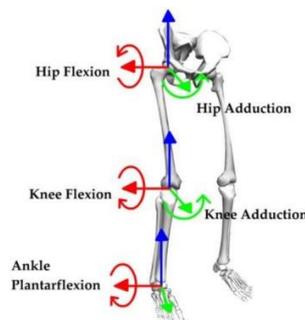


Figura 2.2: angoli articolari valutati nel drop [40]

I principali fattori che influenzano i risultati dei test possono essere intrinseci, dovuti alle caratteristiche fisiche dei soggetti analizzati, ed estrinseci, dovuti alle condizioni esterne del

movimento e alle caratteristiche con le quali viene svolto. I fattori estrinseci si analizzano singolarmente per ogni tipologia di task. I fattori intrinseci principali che vengono valutati sono:

- il sesso: le donne presentano un maggiore angolo di valgo del ginocchio nell'atterraggio rispetto agli uomini che però sono più asimmetrici [35];
- l'età: i risultati nella letteratura suggeriscono che sia la prestazione della contrazione concentrica pura che il comportamento elastico del potenziamento muscolare e riflesso sono influenzati dai processi di maturazione e invecchiamento [36];
- lo sport praticato dai soggetti: in precedenti studi si sono ottenuti angoli molto diversi tra giocatori di calcio, pallavolo e basket [37];
- l'affaticamento: l'affaticamento neuromuscolare influisce negativamente sulle vie neuromuscolari, riduce la produzione di forza muscolare, influisce negativamente sulla coordinazione del movimento, aumenta i tempi di reazione muscolare, riduce le capacità propriocettive, e di conseguenza compromette la capacità di controllare la postura del corpo e di assorbire i carichi esterni durante le attività di atterraggio [40].

### **2.1.1 Drop landing**

Il drop landing è un esercizio pliometrico parziale, la base del drop jump spiegato nel paragrafo successivo 2.1.2. Questo esercizio viene utilizzato nell'allenamento per sviluppare la capacità di assorbire in modo produttivo la forza e prepararsi al rimbalzo elastico [32] e viene analizzato perchè permette di valutare la stabilità del ginocchio durante un atto motorio rigoroso e funzionale [39]. Questo esercizio è suddiviso in fasi:

- step-off: l'atleta si pone sul margine sopra la pedana e inizia il movimento con la tecnica riferita dall'operatore;
- descent: l'atleta nella discesa con entrambi i piedi si prepara al contatto con il terreno flettendo i piedi e le ginocchia;
- landing: nel drop landing l'atterraggio si identifica con l'assunzione della posizione finale, spesso utilizzata quella di mezzo squat, volto alla stabilizzazione.

Diverse sono le variabili che vengono impiegate nell'allenamento e che di conseguenza modificano lo svolgimento del task, fattori estrinseci:

- Single-leg o bipodalico: Si può scegliere di eseguire il task con una gamba o con entrambe, la scelta più efficace per la valutazione delle qualità biomeccaniche è lo svolgimento con una sola gamba (single-leg) in quanto il movimento è più simile a quelli svolti in campo ed è possibile valutare l'angolo di valgo del ginocchio in modo più efficace [43]. Questa tecnica è anche molto più rischiosa perché implica una maggiore sollecitazione sulle articolazioni. Lo scopo di questo elaborato è di ottenere dei dati di normalità da confrontare con i soggetti che rientrano da un infortunio, per preservarli è stato analizzato il task bipodalico e solo in caso il soggetto si sentisse pronto è stato richiesto in aggiunta anche lo svolgimento del single-leg task;
- Tecniche di step-off: Le tecniche che spiegano come avviene l'inizio del movimento sono diverse in letteratura: sporgendosi dalla pedana prima con un piede, spesso richiesto quello dell'arto dominante, poi lasciandosi cadere per atterrare con entrambi i piedi al suolo, tecnica di 'drop-off' [46], oppure muovendo lentamente la parte superiore del corpo in avanti fino a perdere l'equilibrio, cadere dalla piattaforma e quindi atterrare con i doppi piedi, tecnica di 'step-off' [46]. La prima tecnica presentata è quella che è stata eseguita dai soggetti analizzati in questo elaborato;
- Stili di atterraggio: I diversi stili di atterraggio dipendono dalla rigidità delle gambe che è regolata dal soggetto in base alle richieste vocalmente trasmesse dall'operatore che acquisisce il task, la richiesta vocale determina delle modifiche nello svolgimento del task [42]. L'atterraggio può essere: morbido che implica maggiore flessione del ginocchio, auto-selezionato quello preferito dagli atleti e rigido nel quale si atterra più possibile eretti [38];
- L'altezza di caduta: L'altezza di caduta influisce sull'angolo di flessione del ginocchio e sull'intensità del task perché quest'ultima è determinata dal carico eccentrico. L'altezza che ha prodotto migliori risultati è l'altezza determinata dalla combinazione della tecnica proposta da Byrne et al. [29] e il metodo RSI ottimale [30];
- La posizione delle braccia: Lasciando le braccia oscillare si ottengono migliori prestazioni. Tuttavia, per cercare di standardizzare l'altezza del centro di massa e per ridurre al minimo la deviazione antero-posteriore tra gli atterraggi le braccia vengono tenute il più possibili ferme, senza oscillazioni [31].

### 2.1.2 Drop jump

Il drop jump è anche detto depth jump in quanto, con il passare del tempo, questi due esercizi si sono confusi e ora molti libri di testo, autori e allenatori usano i termini salto di profondità e salto in caduta come sinonimi [31]; è un esercizio pliometrico utilizzato per allenare la capacità di assorbire in modo produttivo la forza e applicare l'energia elastica immagazzinata risultante in un successivo movimento concentrico esplosivo [34], salto massimale. Uno degli scopi per cui viene analizzato questo task è migliorare la capacità di salto contromovimento (altezza di salto) [25]. Ci sono alcuni fattori tecnici che dovrebbero rimanere coerenti durante lo svolgimento di tutto il task. I fianchi, le ginocchia e i piedi dovrebbero rimanere tutti paralleli nel piano frontale e quindi l'inclinazione laterale del bacino dovrebbe essere minima. Una posizione neutra della colonna vertebrale e del bacino dovrebbe essere mantenuta durante tutto l'esercizio. Infine, uno sguardo fisso costante dovrebbe essere mantenuto su un punto all'altezza della testa direttamente di fronte all'atleta [31]. Il drop jump è suddiviso in 5 fasi e queste sono:

- step-off: l'atleta si pone su margine sopra la pedana e inizia il movimento con la tecnica riferita dall'operatore 'step-off' oppure 'drop-off';
- descent: l'atleta nella discesa con entrambi i piedi si prepara al contatto con il terreno flettendo i piedi e le ginocchia;
- contact phase: nella fase di contatto l'atleta ammortizza la forza e si prepara per il successivo stacco, questa fase differisce in base alla tecnica di salto utilizzata;
- take-off: l'atleta si sta sollevando perciò tutti gli arti coinvolti sono completamente estesi, i piedi stanno per staccarsi dal suolo;
- second landing: il secondo atterraggio in cui l'atleta stabilizza nella posizione finale.

Phase	Key Points	Common Errors	Corrective Cues
 <p>Step-off</p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>The athlete should stand upright on a box with the hands placed on the hips.</li> <li>The movement should be initiated by stepping out from the box with a single leg rather than jumping with both.</li> </ol>	Stepping down from or jumping off the box.	<ul style="list-style-type: none"> <li>"step onto an invisible bar"</li> <li>"step out"</li> </ul>
 <p>Descent</p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>As the athlete descends toward the floor, they should prepare for ground contact.</li> <li>Limbs and trunk should be stiffened with the ankle in a neutral position to promote ankle stiffness.</li> <li>A small amount of flexion in the knee and hip should be present.</li> </ol>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Excessive forward trunk lean/ looking at the floor.</li> <li>Lack of stiffness in preparation for ground contact.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>"Look at a fixed point in front of you"</li> <li>"Be ready to push the floor away immediately"</li> </ul>
 <p>Contact Phase</p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>On ground contact, the feet should be shoulder width apart and the heels of the feet should remain off the floor.</li> <li>The center of mass is likely to fall a small distance during ground contact due to a small amount of hip, knee and ankle flexion and should occur quickly before the movement is rapidly reversed.</li> </ol>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Soft landing with excessive knee and hip flexion and very long ground contact times.</li> <li>Poor utilisation of elastic energy and SSC due to lack of preparatory stiffening for impact.</li> <li>Heels collapsing onto floor.</li> <li>Very stiff landing with little hip or knee flexion.</li> <li>Knee valgus</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>"Bounce like a ball"</li> <li>"Imagine you are on a trampoline or pogo stick"</li> <li>"Try to be quiet on the floor"</li> <li>"Don't squash the grape under your heel"</li> <li>"Bounce like a spring"</li> <li>"Stretch an imaginary band that is around your knees"</li> </ul>
 <p>Take-off</p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>At the point of take-off, the toes should be the final part of the foot to leave the floor.</li> <li>The hip, knee and ankle should all be fully extended as the result of an explosive triple extension in a vertical direction.</li> </ol>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Lack of triple extension.</li> <li>Lack of synchronisation of triple extension</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>"Look over the fence"</li> <li>"Imagine you are being stretched"</li> <li>"Be like a string being pulled tight"</li> </ul>
 <p>Second Landing</p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>Initial contact is made by the forefoot, followed shortly by the heel, meaning weight distribution will move to the rear foot as more of the landing force is absorbed.</li> <li>The athlete should land softly assuming a half-squat position with knees aligned over the toes and feet shoulder distance apart.</li> </ol>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Heavy landing with poor force absorption.</li> <li>Poor weight distribution through foot, staying predominantly through the forefoot.</li> <li>There is large horizontal displacement between the first and second landing.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>"don't make a sound"</li> <li>"sit onto the chair behind you"</li> <li>"land behind this line"</li> </ul>

Figura 2.3: Fasi drop jump bipodalico [31]

Essendo il drop jump un esercizio formato da un drop landing (con atterraggio modificato) immediatamente seguito da un salto (che può essere un vertical jump o un forward jump) le variabili estrinseche valutate sono quelle analizzate nel drop landing ed in aggiunta la tecnica di salto che influenza fortemente la produzione meccanica dei muscoli [26]. Le tecniche adottate in letteratura sono due: la prima, denominata bounce drop jump, richiede ai soggetti di invertire la velocità verso il basso in una verso l'alto il più presto possibile dopo l'atterraggio. La seconda tecnica, indicata come salto di caduta contro-movimento, richiede loro di farlo più gradualmente facendo un movimento verso il basso più grande [27]. Da notare, inoltre, è che l'altezza del salto successivo è direttamente proporzionale: all'altezza di caduta, in quanto questa determina l'angolo di flessione richiesto per ammortizzare il salto, e allo stile di atterraggio richiesto dall'operatore, se è rigido la durata del contatto con il suolo è minore possibile se è morbido la durata del contatto con il suolo è maggiore [38].

## 2.2 Applicazioni dei test funzionali

I test funzionali sono una categoria di esercizi che se comportano atterraggi sono considerati come rappresentativi di modelli di movimento reali di infortunio [43]. Le applicazioni dei test funzionali nell'ambito dei salti si ritrovano soprattutto nello sport, in questo settore i task

vengono valutati per migliorare le prestazioni sportive, per la prevenzione di infortuni e per la valutazione post infortunio ed eventuale ritorno in campo.

### **2.2.1 Prestazioni sportive**

Il drop jump è molto utilizzato nella valutazione delle prestazioni sportive, è una forma popolare di allenamento pliometrico intrapreso per migliorare la capacità di salto contromovimento (altezza di salto) [25]. L'esercizio è inoltre comunemente usato per sviluppare una varietà di altre qualità atletiche tra cui la forza della velocità, la velocità di sprint, la potenza esplosiva e l'economia di corsa [31]. Risulta dalla letteratura che ogni tipologia di salto può essere impiegata per lo sviluppo di una particolare performance: il salto a goccia di rimbalzo è più adatto del salto con caduta contro-movimento per gli atleti che cercano di migliorare la produzione meccanica degli estensori del ginocchio e dei flessori plantari [27], mentre il salto in caduta contro-movimento può essere più efficace del bounce drop jump per migliorare l'altezza del salto del contromovimento [25]. Le capacità che vengono migliorate con questa tipologia di esercizio inserito nell'allenamento sono utili soprattutto in sport dove sono presenti i salti quali il basket, la pallavolo, etc. ma non solo, questo perché puntano al miglioramento dell'elasticità muscolo-tendinea.

### **2.2.2 Indice di infortuni**

A causa dell'elevato numero di infortuni a carico degli arti inferiori gli scienziati insieme ai fisioterapisti e agli specialisti del settore si stanno concentrando sempre di più nella ricerca di nuove tecniche di prevenzione e previsione delle lesioni, come lo sviluppo di programmi di allenamento mirati a modificare gli schemi di movimento per evitare posizioni articolari pericolose. Una meta-analisi di studi, che integrano nel riscaldamento esercizi che si basano sulla correzione dei modelli di rischio-movimento, ha dimostrato che le lesioni all'articolazione del ginocchio possono essere ridotte del 27% e le rotture del legamento crociato anteriore del 51% con questi programmi [3]. La valutazione del rischio infortuni in questo elaborato si concentra principalmente su infortuni del lower-body in particolare a carico del ginocchio. Le lesioni possono coinvolgere diverse parti del ginocchio, le cui cause le possiamo trovare nei tipici movimenti di salto e stop-and-go [24], infatti gli sport maggiormente a rischio sono quelli in cui sono richieste sollecitazioni importanti del ginocchio in particolare attività in cui sono presenti cambi di direzione improvvisi, decelerazioni e salti. Le lesioni del LCA sono le più frequenti negli sportivi e risultano per il 50% nel calcio, per il 19% nello sci, per il 10% nel basket, per

il 9% nella pallavolo, per il 3% nelle arti marziali e per il 1,4% nella ginnastica (Cerulli, 2003) [39]. Un altro fattore considerato di rischio per la lesione del LCA è il sesso infatti le atlete hanno una maggiore incidenza di lesioni LCA senza contatto rispetto agli atleti maschi negli stessi sport; il sesso femminile è stato segnalato come fattore di rischio primario per la lesione del LCA, con un'incidenza da 4 a 6 volte superiore rispetto ai maschi [33]. Le lacerazioni comportano gravi conseguenze per l'atleta interessato in quanto l'instabilità dell'articolazione del ginocchio può ridurre direttamente le prestazioni dell'atleta. A lungo termine, l'instabilità cronica può portare a sublussazioni ripetitive con conseguenti lesioni meniscali e cartilaginee, osteoartrite. L'intervento chirurgico permette inoltre un recupero del movimento articolare, la possibilità di sviluppare della forza e della resistenza muscolare sufficienti per affrontare le attività funzionali e di favorire il ritorno alle attività fisiche e agonistiche come precedentemente all'infortunio, bensì solo una percentuale compresa tra il 75 e il 90% ritorna a svolgere l'attività che eseguiva prima dell'infortunio di cui è importante ricordare che una percentuale attorno al 12-13% manifesterà una ri-rottura del neo-legamento operato nei successivi 5 anni seguenti all'intervento chirurgico. Inoltre il 7-24% subisce una lacerazione del legamento crociato del ginocchio controlaterale [39]. Si è rilevato in studi mirati che nel 72-95% dei casi le rotture del legamento crociato si verificano in situazioni di non contatto, perciò la biomeccanica della lesione dell'atterraggio, che comprende tutte le lesioni a carico del lower-body, viene comunemente studiata in un ambiente di laboratorio utilizzando un'attività di atterraggio di caduta [4].

I task presentati nel paragrafo 2.1 sono tra i test più comuni utilizzati per la previsione della rottura del LCA negli atleti. Viene fatta questa scelta in quanto, in primo luogo, il salto e il rispettivo atterraggio sono fattori di rischio per la lesione del LCA ed il controllo muscolare deficitario o un atterraggio difficoltoso possono causare una extra-rotazione del ginocchio abbinata ad un valgismo, che è uno dei meccanismi di lesione tipici [39]. Da letteratura si può, infatti, affermare che il momento di abduzione del ginocchio predice lo stato di lesione del legamento crociato anteriore con una specificità del 73% e una sensibilità del 78%; le atlete con valgismo dinamico aumentato e carichi di abduzione elevati sono a maggior rischio di lesione del legamento crociato anteriore [47]. In secondo luogo, dalla letteratura è possibile affermare che la posizione valga o abdotta del ginocchio all'atterraggio e durante la fase di deambulazione è associata a lesioni del LCA. Queste informazioni sugli angoli e momenti articolari è possibile ottenerle dall'elaborazione dei dati ricavati dall'analisi 3D dei task. Interessante notare che il valgismo del ginocchio è significativamente correlato con la rotazione esterna del ginocchio e adduzione dell'anca, componenti principali del "collasso mediale" [41]. Per lo studio del-

la predizione degli infortuni BBSof ha brevettato ACL Quick Check, che è stato validato nel 2021 [21], un metodo di analisi biomeccanica real-time direttamente in campo che utilizza sistemi video commerciali e di pressione plantare combinati a software guidato dall'intelligenza artificiale [44].



### 3 MATERIALI E METODI

In questo capitolo verranno descritti i materiali e metodi utilizzati nell'esperienza di tirocinio svolta presso BBSof (Beyond Biomechanics Sport on Field). L'obiettivo è stato trovare le fasce di normalità relative alle variabili biomeccaniche cinematiche e dinamiche del task drop landing bipodalico. Il campione analizzato è costituito di 10 soggetti sani, senza malattie o infortuni pregressi. In un primo momento sono stati acquisiti i dati all'interno del laboratorio di Bioingegneria del Movimento degli Studi di Padova utilizzando un sistema stereofotogrammetrico e telecamere commerciali, due pedane di forza, solette di pressione sensorizzate inserite direttamente nelle scarpe e l'elettromiografia di superficie. Nel posizionamento dei marker è stato utilizzato il protocollo IOR-gate [13]. I dati raccolti sono stati infine elaborati con dei software specifici.

#### 3.1 Soggetti

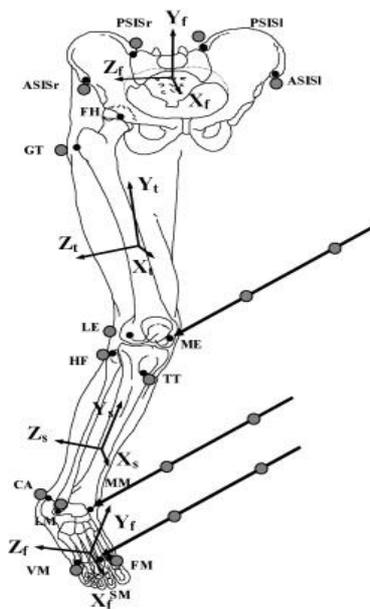
soggetti	peso(kg)	altezza(cm)	BMI	numero di scarpa	età
1	60	170	20,8	40	26
2	62	172	21	39	24
3	60	165	22	39	30
4	67	169	23,5	39	27
5	84	177	26,8	42	27
6	77	188	21,8	44	25
7	51	170	17,6	38	24
8	57	167	20,4	40	26
9	60	170	20,8	40	26
10	68	175	22,2	40	25
media	64,6	172,3	21,7	40,1	26
std	9,8	6,5	2,4	1,7	1,8

Figura 3.1: tabella dei valori dei 10 soggetti analizzati

I soggetti sani analizzati sono stati 10 di cui 5 femmine e 5 maschi, le cui caratteristiche antropometriche sono inserite nella tabella in Figura 3.1.

A tutti i soggetti è stato chiesto di svolgere più ripetizioni consecutive del task drop landing bipodalico, spiegato nel capitolo 2.1.1. Il drop landing bipodalico consisteva nel lasciarsi cadere dalla pedana staccando un piede alla volta, per poi atterrare con entrambi i piedi in posizione di squat e mantenere la posizione per qualche secondo per la stabilizzazione. Non sono state fornite verbalmente alcune istruzioni precise sul come posizionare le braccia. Nell'elaborazione successiva è stata cura dell'operatore selezionare i 3 trial che più si avvicinavano allo svolgimento corretto del task. I soggetti prima dell'acquisizione sono stati preparati con l'applicazione di marcatori passivi secondo il protocollo anatomico adatto: FullBody IOR-Gait, versione modificata dallo IOR-Gait al quale è stato aggiunto il tronco come in Sawacha et al 2009 [13]. Come affrontato nel primo capitolo dell'elaborato i marker vengono posizionati nei punti di reperi anatomici che identificano i segmenti corporei. Il protocollo IOR-gait è stato scelto in quanto considerato come il giusto compromesso tra una riduzione della tempistica di preparazione del paziente e l'accuratezza, affidabilità dei risultati. Questo grazie all'operazione di calibrazione dei punti anatomici, che avviene successivamente all'applicazione dei marker nell'acquisizione della statica. Quest'ultima procedura si effettua con una ripresa di alcuni secondi mentre il soggetto è fermo in piedi, ci permette di ottenere le coordinate dei marker posti sul soggetto nel sistema di riferimento locale associato a ciascun segmento e consente successivamente di analizzare in dinamica la deviazione degli angoli rispetto alla statica [5]. Il marker-set considerato prevede l'applicazione di 30 marker nelle seguenti posizioni:

- Tronco: acromion destro e sinistro (RA e LA), settima vertebra cervicale (C7), quinta vertebra lombare (L5);
- Pelvi: spina iliaca anteriore destra e sinistra (RASIS e LASIS), spina iliaca posteriore destra e sinistra (RPSIS e LPSIS);
- Coscia: gran trocantere destro e sinistro (RGT e LGT), epicondilo laterale destro e sinistro (RLE e LLE), epicondilo mediale destro e sinistro (RME e LME);
- Gamba: tuberosità tibiale destra e sinistra (RTT e LTT), testa della fibula destra e sinistra (RHF e LHF), malleolo laterale destro e sinistro (RME e RMM);
- Piede: calcagno destro e sinistro (RCA e LCA), prima testa metatarsale destra e sinistra (RFM e LFM), seconda testa metatarsale destra e sinistra (RSM e LSM), quinta testa metatarsale (RVM e LVM).



(a) Posizione punti di reperi secondo il protocollo fullbody IOR-gate gamba destra [13]



(b) marker passivo [1]

Figura 3.2

## 3.2 Strumentazione

La strumentazione utilizzata per l'acquisizione delle variabili cinematiche sono due sistemi diversi: le telecamere del sistema stereofotogrammetrico e le telecamere commerciali. Per il calcolo delle variabili cinetiche è necessario acquisire i dati delle forze esterne agenti sul corpo e dell'attivazione dei muscoli. Le forze esterne sono state ottenute con 2 modalità: pedane di forza e solette inserite nelle scarpe. Per l'analisi dell'attività muscolare è stata utilizzata l'elettromiografia di superficie.

### 3.2.1 Telecamere

Il sistema stereofotogrammetrico è composto da sei telecamere ad infrarossi. Le telecamere sono prodotte da BTS Bioengineering. Questi strumenti sono utilizzati in tutto il mondo per la valutazione clinica e l'analisi multifattoriale del movimento. Sistema di intelligenza distribuita con potenza di calcolo estrema e versatilità eccezionale. Le telecamere sono sincronizzate e dotate di connessioni Bluetooth e wi-fi per comunicare direttamente con altri dispositivi [14]. La frequenza di campionamento utilizzata è di 60 Hz, estendibile fino a 120 Hz.



Figura 3.3: Telecamere ad infrarossi SMART DX [14]

Le telecamere utilizzate per il sistema optoelettronico di video analysis sono 8 telecamere commerciali: 4 modello GoPro Hero3+ [17], 4 modello GoPro Hero7 Black [45]. Queste sono telecamere digitali che permettono di riprendere il soggetto fino ad una risoluzione 4K con una frequenza di 60 fps (frames per second). Le GoPro vengono posizionate nell'ambiente di acquisizione su dei treppiedi ottimi per la stabilità durante le riprese. La frequenza a cui sono stati acquisiti i soggetti è di 30 fps, le telecamere nell'acquisizione vengono avviate simultaneamente tramite un telecomando GoPro Smart Remote, che consente di controllare fino a un massimo di 50 telecamere contemporaneamente e fino a 180 metri di distanza [16]. Sono dotate di illuminatori essendo stati applicati in fase di preparazione marker passivi Figura 3.2 (b).



(a) modello GoPro Hero3+[17] Black[45]

(c) telecomando GoPro Smart Remote[16]

Figura 3.4: dispositivi GoPro

### 3.2.2 Pedane di forza e Solette di pressione

Le pedane di forza, presenti nel laboratorio, hanno sensori estensimetrici risultati i più precisi nella letteratura. Prodotta dalla Bertec (FP4060-10), ciascuna pedana ha una dimensione di cm 40x60, permette di misurare le tre componenti e il punto di applicazione della forza trasmessa al

suolo [18]. Le pedane di forza sono sincronizzate con le telecamere del sistema stereofotogrammetrico e vengono calibrate rispetto al sistema del laboratorio in modo che risultino integrate nel sistema stesso.



Figura 3.5: Padana di Forza Bertec [18]

Le solette utilizzate sono le solette Pedar prodotte da novel.de, vengono inserite direttamente all'interno della scarpa, lasciano, perciò, il soggetto molto libero di compiere anche movimenti ampi. Queste solette sono formate da 99 sensori capacitivi con diverse dimensioni per coprire tutta la superficie di contatto tra il piede e la scarpa. I dati possono essere trasmessi in diverse modalità: fibra ottica/ cavo USB, tecnologia Bluetooth o registrati in una schedina di memoria SD. Le solette sono disponibili in diverse taglie (i numeri sono in base alla convenzione europea) dal 22 al 51, la frequenza di misura è di 20000 sensori/secondo [19].



Figura 3.6: Solette PEDAR [19]

### 3.2.3 Elettromiografia di superficie

Contemporaneamente alle acquisizioni delle variabili cinematiche e cinetiche avviene l'acquisizione dell'attivazione muscolare, segnali EMG, tramite elettromiografia di superficie, tecnica come visto nel primo capitolo più applicabile in quanto meno invasiva. I dispositivi utilizzati per l'acquisizione e trasmissione dei segnali sono BTS FREEEMG che utilizza fino a 20 sonde a geometria variabile dotate di elettrodi attivi a geometria variabile, completamente wireless. L'accuratezza del segnale, l'assenza completa di cavi, la leggerezza e le dimensioni estrema-

mente ridotte delle sonde permettono di effettuare analisi di qualsiasi tipo di movimento, per ogni distretto corporeo, senza alterare in alcun modo il gesto motorio del soggetto esaminato [22].



Figura 3.7: BTS FREEMG [22]

### 3.3 Elaborazione dei dati

Dopo la fase iniziale di acquisizione avvenuta tramite la strumentazione elencata precedentemente, i dati raccolti vengono elaborati attraverso i software utilizzati dall'azienda dove è stato svolto il tirocinio.

#### 3.3.1 TrackOnField

Il TrackOnField è un software sviluppato internamente a BBSof per l'elaborazione di variabili biomeccaniche a partire da un sistema video composto da telecamere commerciali (GoPro Hero3+ e GoPro Hero7 Black). La sua funzionalità è stata validata nel 2021 [15]. Questo software permette la ricostruzione delle coordinate 3D dei marker attraverso il tracking semi-automatico delle features anatomiche per tutta la durata del video. L'elaborazione nel software si divide in più sezioni: inizialmente viene chiesto di creare una sessione nuova per il soggetto da elaborare, caricarne una già esistente o aprire l'ultima utilizzata come mostrato in Figura 3.8.

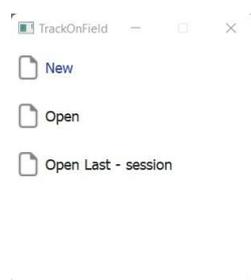


Figura 3.8: Prima schermata TrackOnField

- **Session:** Scegliendo di creare una nuova sessione bisognerà indicare la cartella dove salvare i dati e salvare la sessione con un acronimo associato al soggetto. Dopo aver creato la sessione si apre la pagina iniziale, nella quale si inseriscono i dati antropometrici del soggetto che si analizza, il nome e cognome dell'operatore che svolgerà l'elaborazione, il Marker Set del protocollo utilizzato per la posizione dei marker in fase di acquisizione, e in caso delle note dell'operatore. Durante l'elaborazione il Marker Set utilizzato comprendeva i punti di reperi indicati con il protocollo fullbody IOR-gait [13] e veniva importato dal file JSON.

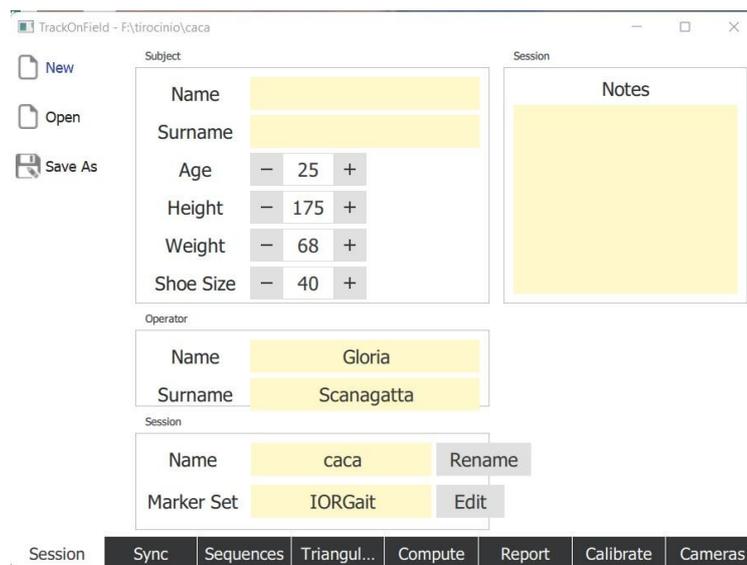


Figura 3.9: Finestra Session TrackOnField

- **Sync:** Successivamente si procede con l'inserimento dei video da elaborare nella finestra Sync. Selezionando il primo pannello è possibile scegliere il video da caricare. Automaticamente con la selezione del primo video si caricherà l'intero set di file in modo progressivo nei pannelli successivi. Il caricamento di default avviene in quanto l'operatore ha preventivamente scaricato in una cartella per ogni soggetto i video d'interesse e li ha rinominati secondo il modello: <nomefile><contatore>.<estensione>. Caricati tutti i video sul software inizia la fase di sincronizzazione. Le telecamere vengono attivate tutte simultaneamente attraverso l'uso di un telecomando GoPro Smart Remote; tuttavia è possibile, a causa di interferenze nelle vicinanze, che ci siano differenze di alcuni frame tra una camera e l'altra. Risulta necessario, perciò, assicurarsi che tutte le telecamere siano sincronizzate rispetto alla prima che è definita MASTER. Per la sincronizzazione si sceglie un movimento del soggetto, facilmente identificabile da tutte le telecamere,

si verifica che sia svolto contemporaneamente in tutti i pannelli altrimenti si corregge inserendo i frame di differenza rispetto al pannello MASTER.

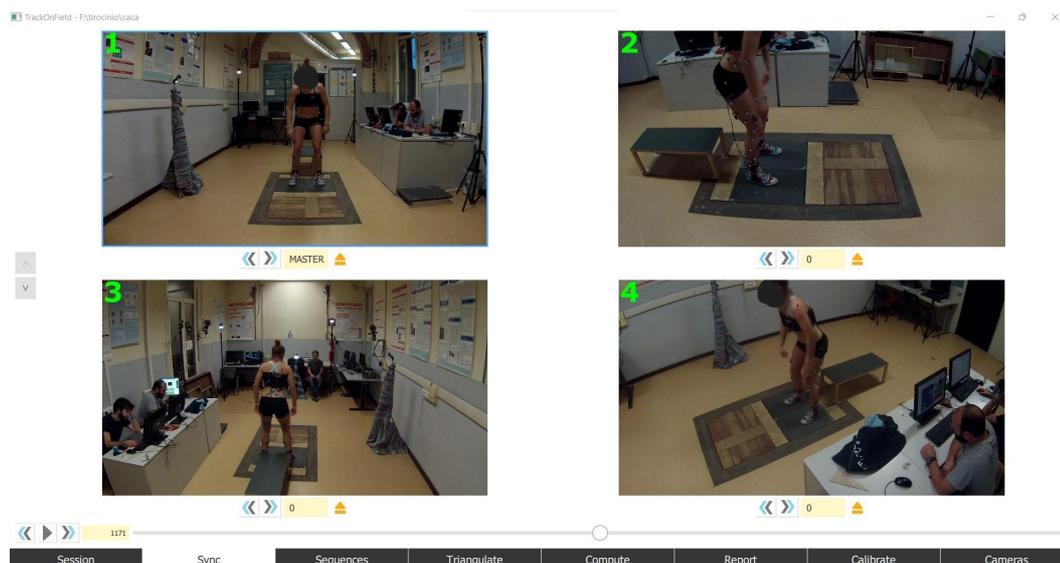


Figura 3.10: Finestra Sync TrackOnField

- Sequences: Si procede nel modulo Sequences dove l'operatore inizialmente taglia il video delle acquisizioni in modo da ottenere tante sequenze quante sono le ripetizioni del task che si vogliono analizzare, detti trial. Nel caso di questo elaborato è stato analizzato il drop landing bipodalico: l'inizio del movimento è stato preso a partire dallo stacco del secondo piede dalla piattaforma e la fine all'appoggio sul suolo della punta del primo piede; tuttavia, il video veniva tagliato dopo 60 frames dalla fine del movimento per poter valutare anche la stabilizzazione dei soggetti.

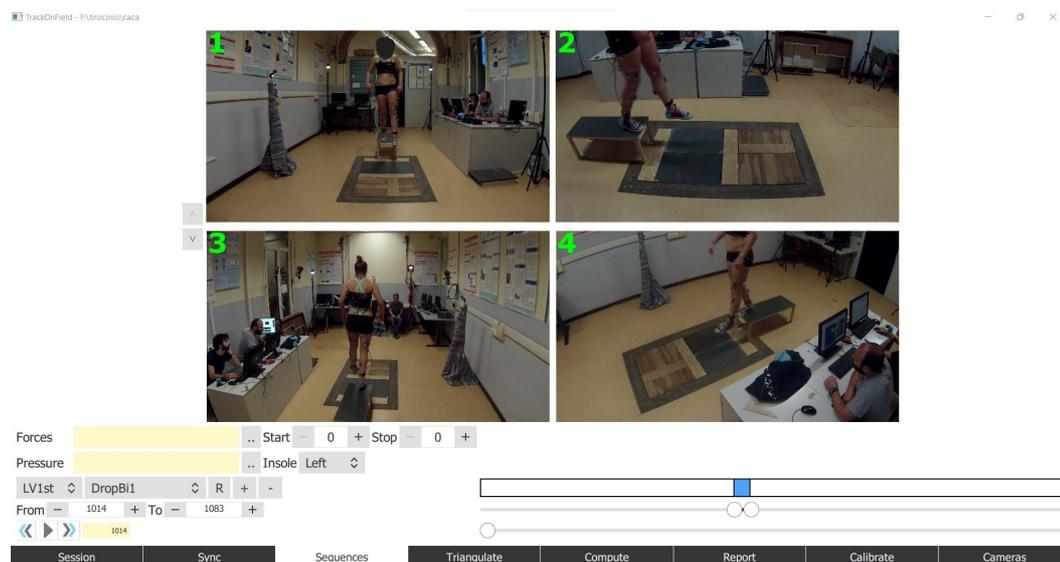


Figura 3.11: Finestra Sequences TrackOnField

Successivamente si procede con il tracking, viene selezionato un pannello alla volta e nel primo frame con il mouse si abbinano le etichette con numeri progressivi che rappresentano gli acronimi dei punti del marker Set, ai marker posti sui punti di repere visibili in quella telecamera. Importante in questa fase tracciare tutti i punti di repere visibili nella telecamera. Il software segue il percorso del marker automaticamente proponendo ai fotogrammi successivi la nuova posizione secondo l'algoritmo di Kanade – Lucas – Tommasi [6], algoritmo che segue il flusso ottico nei frames consecutivi, cioè segue la traiettoria di oggetti che non cambiano forma. L'operatore in questa fase dell'elaborazione verifica frame per frame che la posizione automatica dell'etichetta segua effettivamente il marker, in caso contrario interviene manualmente riposizionandola. Nella fase di tracking a causa del movimento estremamente veloce, nella fase di volo del trial, e per l'ingombro dovuto al corpo è stato necessario riposizionare spesso l'etichetta dei marker e alcune volte è stato necessario disattivare l'algoritmo e posizionare i marker manualmente. Il problema si è presentato soprattutto nei soggetti in cui l'intensità delle luci per l'illuminazione dei marker era meno intensa, perciò i marker risultavano meno visibili.

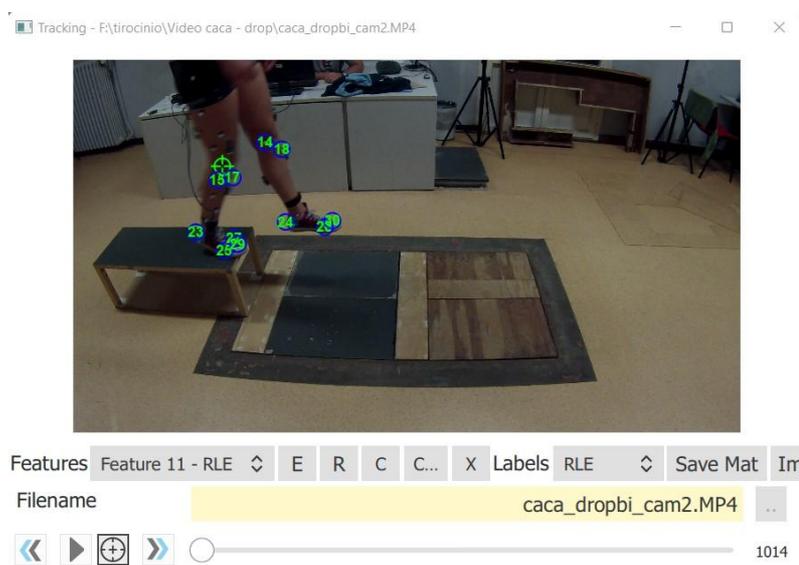


Figura 3.12: Finestra di Tracking TrackOnField

- **Calibrate:** In questa finestra vengono calibrati i parametri intrinseci ed estrinseci delle telecamere. I parametri intrinseci vengono calibrati secondo l'algoritmo di Bouget [7]: vengono acquisiti dei brevi video da ciascuna telecamera mentre una scacchiera di dimensioni note viene fatta muovere e roteare davanti all'obiettivo, in modo da correggere gli errori dovuti all'ottica delle telecamere, principalmente errori dovuti all'aberrazione sferica. Nell'elaborazione questa calibrazione è stata svolta solo una volta, poi nelle suc-

cessive veniva caricata la matrice trovata in quanto i modelli delle telecamere non sono mai stati cambiati nell'acquisizione. In un secondo momento si procede con la calibrazione estrinseca, questa procedura è ripetuta per ogni soggetto in quanto le telecamere essendo mobili è facile che subiscano degli spostamenti durante il periodo di acquisizione. Questa fase consiste nel caricare nuovamente i video del soggetto analizzato e definire la posizione del sistema di riferimento del laboratorio tracciando il bordo dell'oggetto (rettangolare, in quanto gli assi devono essere perpendicolari tra loro) scelto come riferimento per gli assi posti sul piano orizzontale. Per il tracciamento del bordo è necessario scegliere un frame in cui l'oggetto scelto sia ben visibile. L'origine del sistema si trova nel primo punto selezionato, che nel caso del laboratorio è stato scelto l'angolo in basso a destra, rispetto al soggetto, della pedana pedana di forza come è possibile vedere nella Figura 3.13. Fissati i parametri intrinseci ed estrinseci il sistema crea una matrice di calibrazione.



Figura 3.13: Finestra Calibrate TrackOnField

- **Triangulate:** Dopo aver concluso il tracking video e la calibrazione si termina con la fase di triangolazione, dove il software ricostruisce la traiettoria 3D dei marker. I metodi per la triangolazione disponibili sono Linear e SVD. Per procedere in questa fase è necessario inserire la matrice di calibrazione, ottenuta nella fase precedente, e scegliere se implementare anche i metodi di interpolazione e uniformi. In uscita otteniamo una matrice dove è inserita la posizione in ogni frame dei marker rispetto al sistema di riferimento assoluto e un file .c3d, visualizzabile tramite il programma Mokka; un software gratuito che consente grazie alla sua interfaccia grafica di visualizzare ogni marker tridimensio-

nalmente da ogni sua angolazione [5]. Il file .c3d è stato utilizzato per vedere il risultato del tracking: verificare la presenza di tutti i punti di repere e la corretta posizione di ogni marker durante tutto lo svolgimento del task.

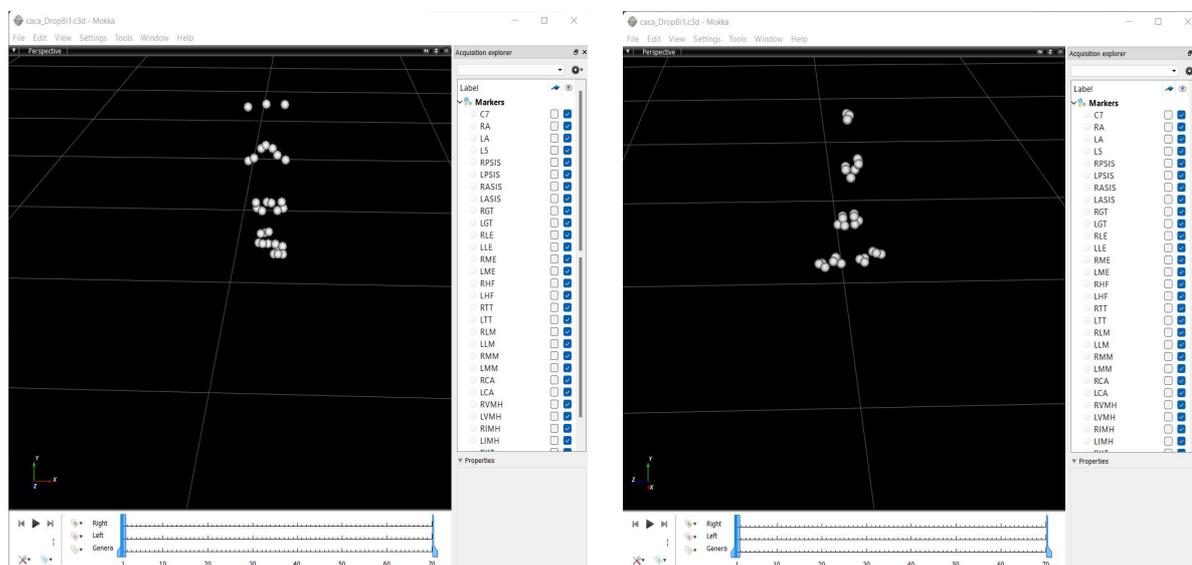


Figura 3.14: Visualizzazione file .c3d tramite programma Mokka

Alla fine dell'elaborazione dei video del task è stato tracciato anche il video della statica, acquisizione di un paio di secondi in cui il soggetto è in piedi fermo con le braccia lungo il corpo e la testa dritta, con lo stesso procedimento. La statica viene acquisita in quanto ci permette di trovare la posizione dei sistemi di riferimento dei singoli segmenti anatomici sul soggetto analizzato.

### 3.3.2 Pedar X Online Program

Pedar X Online Program è un software prodotto da novel.de [19] per elaborare i dati delle solette di pressione e per ottenere per entrambi i piedi: i dati delle pressioni plantari, le forze di reazione al suolo e il COP, Centro di Pressione. Le forze e il COP sono stati utilizzati in questo elaborato per calcolare i momenti articolari di anca, ginocchio e caviglia, basandosi sul brevetto ACL Quick Check. La schermata principale del software si presenta come in Figura 3.15.

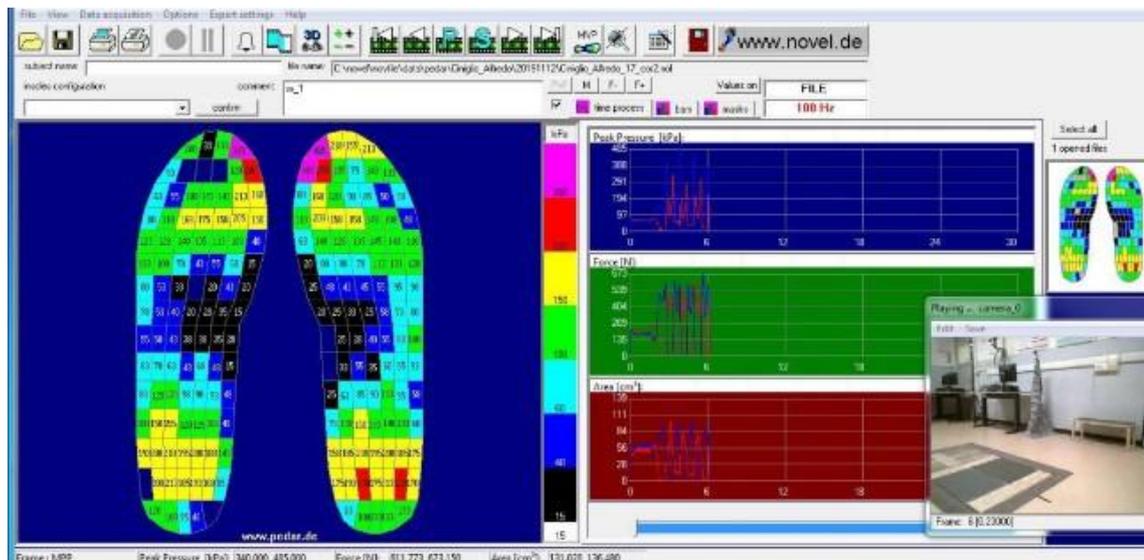


Figura 3.15: Pedar x Online Program

A destra nella schermata principale troviamo tre grafici in cui vengono riportati l'andamento della pressione, della forza nel tempo e della superficie della soletta calpestata durante lo svolgimento del task. Nel grafico vengono indicati i dati del piede destro con la linea di colore blu e i dati del piede sinistro con la linea di colore rosso. Nel lato sinistro della schermata troviamo, invece, le solette con indicati tutti i sensori di cui sono composte e le loro geometrie. Quest'ultimi si illuminano con differenti colori in base alla pressione esercitata dal nero che indica una pressione molto bassa al violetto che indica la pressione più alta. Nella fase di elaborazione bisogna inizialmente identificare i frame corrispondenti all'atterraggio del soggetto, dal momento di fine del movimento in cui viene appoggiata la punta del primo piede che tocca terra e poi durante tutta la stabilizzazione. Successivamente risulta necessario controllare che tutti i sensori misurino correttamente la pressione durante i frame d'interesse, in quanto è possibile che nell'acquisizione in alcuni frames ci siano alcuni sensori o una fila che rimangono sempre accesi o spenti, in questo caso si correggono i valori ottenuti interpolandoli con i dati dei sensori vicini. Dopo aver verificato il corretto funzionamento dei sensori si esportano i dati in modo da ottenere il file .fgt con indicate le forze e le posizioni 2D, x e y, del COP. Infine si può utilizzare il programma "Step Analysis" per calcolare la media delle pressioni di stabilizzazione sia destre che sinistre corrette di ogni soggetto. Attraverso quest'ultima elaborazione si possono ottenere i dati delle pressioni plantari.



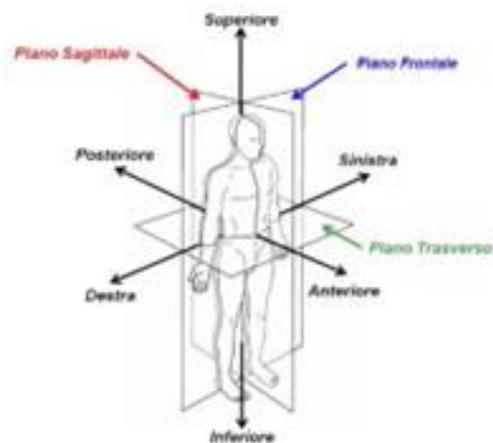
Figura 3.16: Programma “Step Analysis”

### 3.3.3 MATLAB

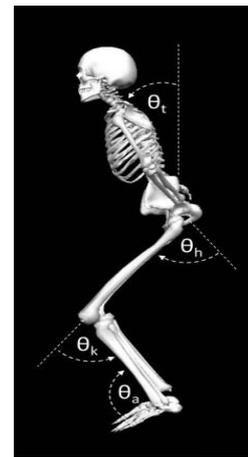
La fase finale dell’elaborazione è stata inserire i dati ottenuti con i rispettivi software nei codici di Matlab ideati da BBSof e dall’Università degli Studi di Padova per creare i grafici delle fasce di normalità di:

- angoli articolari di flessione-estensione, ab-adduzione e intra-extra rotazione di anca, ginocchio, caviglia, bacino e tronco con i dati della video analysis;
- momenti articolari di flessione-estensione e di ab-abduzione d’anca, ginocchio e caviglia con i dati della video analysis e delle solette plantari;
- forza con i dati delle solette plantari.

Gli angoli articolari vengono calcolati nei tre piani sagittale, frontale e trasverso come indicato in Figura 3.17 (a) e valutati come mostrato in Figura 3.17 (b). La valutazione degli angoli articolari è stata approfondita anche nel capitolo 1.1.3.



(a) assi e piani del movimento umano [20]



(b) angoli derivati dal modello a segmenti collegati del corpo durante la fase di contatto con il suolo delle condizioni di salto verticale [23]

Figura 3.17

Per rappresentare gli angoli articolari, il primo codice utilizzato ha creato le matrici degli angoli per istante di tempo avendo in input le variabili cinematiche di ogni soggetto. La video analysis, tecnica utilizzata per il calcolo delle traiettorie dei marker, è poco attendibile sia per il calcolo degli angoli di intra-extra rotazione che quelli di ab-adduzione del ginocchio che sono, quindi, stati scartati.

Successivamente con un altro codice matlab sono stati raggruppati in un grafico per ogni articolazione gli angoli di tutti i soggetti, sia dell'arto destro che sinistro. Verificando ciascun trial sono stati selezionati da un operatore in un file Excel solo i trial omogenei rispetto all'andamento medio, gli altri sono stati eliminati in quanto probabilmente dovuti a delle imperfezioni nel tracking.

I grafici finali ottenuti con un ulteriore codice matlab, che in input richiede il file Excel con i trial corretti, sono le fasce di normalità date dalla media dell'andamento degli angoli, linea tratteggiata gialla nei grafici al capitolo successivo, sia degli arti destri che sinistri dei soggetti per ogni articolazione sommata e sottratta ad una deviazione standard, la dispersione dei dati di tutti i trial intorno alla media. Per il calcolo della forza è stato utilizzato un codice matlab che utilizza la tecnica del Ground Reaction Force Vector spiegato nel capitolo 1.2.3 che viene normalizzata in percentuale del BW (Body Weight) dei soggetti. Per creare i grafici sui momenti abbiamo utilizzato un codice matlab, il cui codice è stato scritto sulla validazione del brevetto ACL Quick Check [21], che in input richiede:

- le matrici degli angoli create precedentemente tagliando dapprima i frame iniziali di volo,

in cui le solette non hanno registrato alcuna pressione, in modo che i dati degli angoli e delle solette fossero sincronizzati;

- i valori delle forze e del COP restituiti in output dal software Pedar X Online Program;

I momenti articolari sono stati calcolati in percentuale del BW per l'altezza dei soggetti.



## 4 RISULTATI E DISCUSSIONE

In questo capitolo verranno esposti i grafici risultanti dall'elaborazione dei dati acquisiti in laboratorio. L'obiettivo è stato quello di creare le fasce di normalità degli angoli articolari, momenti articolari e forze di un gruppo di 10 soggetti sani. Le fasce sono ottenute calcolando la media e la deviazione standard di 29 trial complessivi, nei quali si sono considerati i dati sia degli arti destri che di quelli sinistri dei soggetti, in quanto il task analizzato è bipodalico. I trial totali risultano essere 29 in quanto per un soggetto è stato possibile analizzare solo due trial. Nella creazione dei grafici è stata sottratta la statica, in questo modo si ottengono dei grafici indipendenti dalla posizione dei sistemi di riferimento dei segmenti anatomici sui soggetti analizzati, soprattutto per conoscere come varia l'allineamento delle articolazioni di ginocchio, caviglia e anca.

### 4.1 Forza

Il seguente grafico rappresenta la forza di reazione al suolo, viene presentato per primo in quanto è il grafico che presenta al meglio l'andamento del task, dopo il momento di primo appoggio al suolo. Osservando il grafico si nota che il punto di picco della forza, che indica il momento in cui c'è stato l'atterraggio completo del soggetto, si trova a circa il 10% del task ed è pari al 75% BW in media, dopodiché si trova un'inversione della forza dovuta al fatto che il soggetto mantiene la posizione per poi proseguire nella fase di stabilizzazione. Nel punto di picco della forza, perciò, ci aspetteremo nei grafici dei momenti un'inversione dell'andamento fino alla stabilizzazione mantenuta nel tempo.

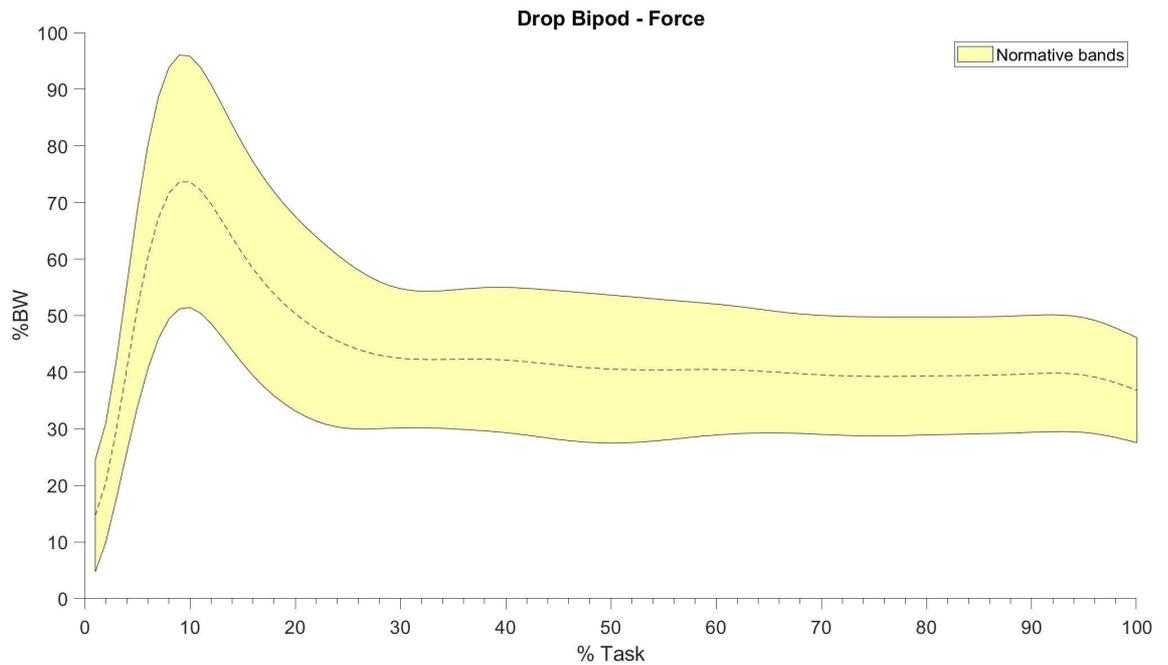


Figura 4.1: Forza

## 4.2 Angoli articolari

Le fasce di normalità degli angoli sono analizzate per tutta la durata del task, dallo stacco dal blocco fino alla stabilizzazione, considerando dunque anche la precedente fase di volo rispetto all'atterraggio, che per le forze e i momenti articolari non è presa in considerazione. In questi grafici perciò è apprezzabile notare che gli angoli cominciano a variare al 10% del task, e raggiungono il valore che rimane pressoché costante circa al 30% del task quando il soggetto assume la posizione finale di stabilizzazione. Del ginocchio si considera solamente il movimento di flesso-estensione dato che la tecnica di tracking utilizzata non calcola in modo attendibile il movimento sugli altri piani (coronale e trasverso). Gli angoli dai quali, durante l'elaborazione, sono stati rimossi il maggior numero di trial sono inclinazione del tronco, intra-extra rotazione del bacino, ab-adduzione dell'anca e flesso-estensione del ginocchio. I grafici sono stati, successivamente, normalizzati nel range tra -50 e 140 gradi in modo da ottenere che tutti fossero confrontabili tra loro anche otticamente.

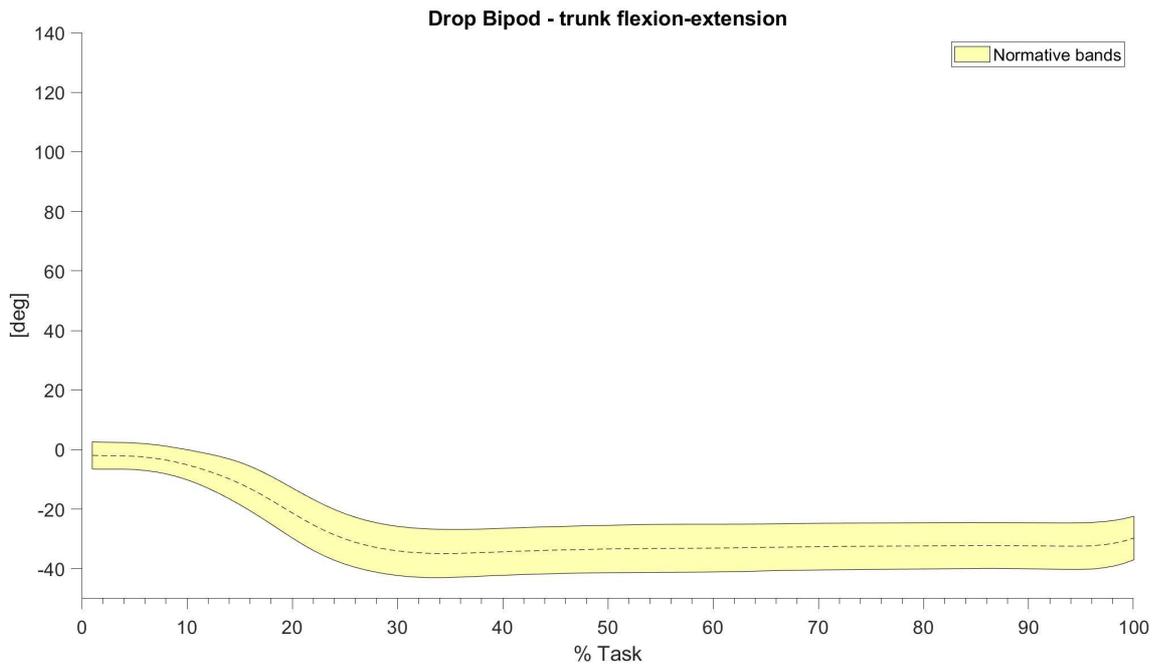


Figura 4.2: Angoli di flessione-estensione del tronco

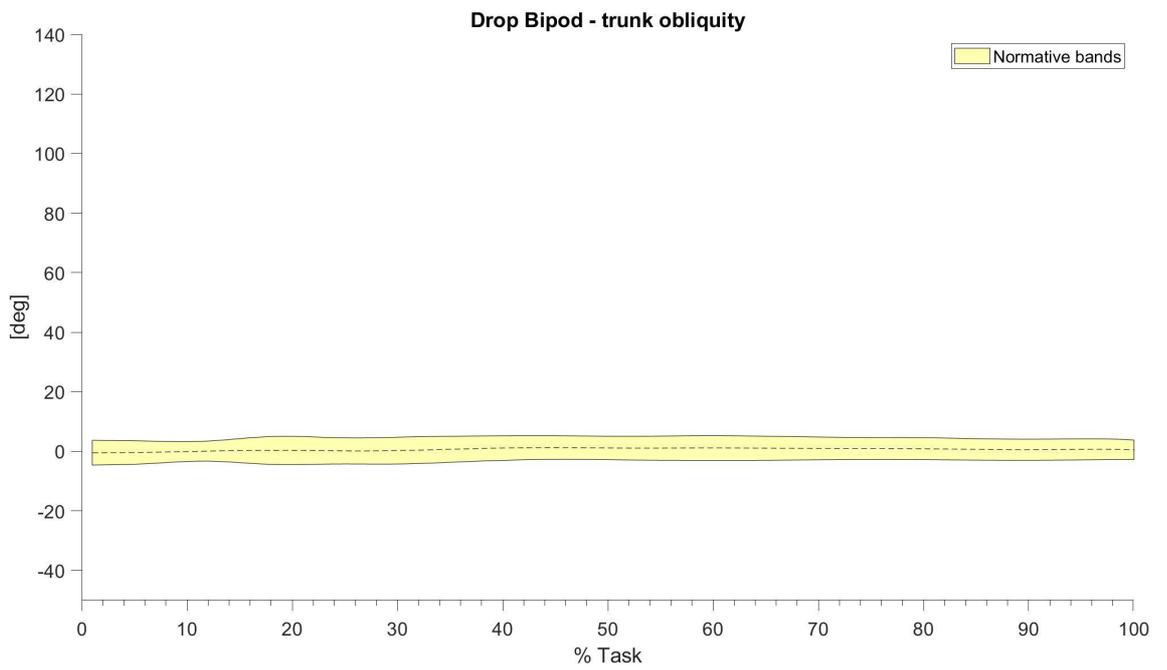


Figura 4.3: Angoli di inclinazione del tronco

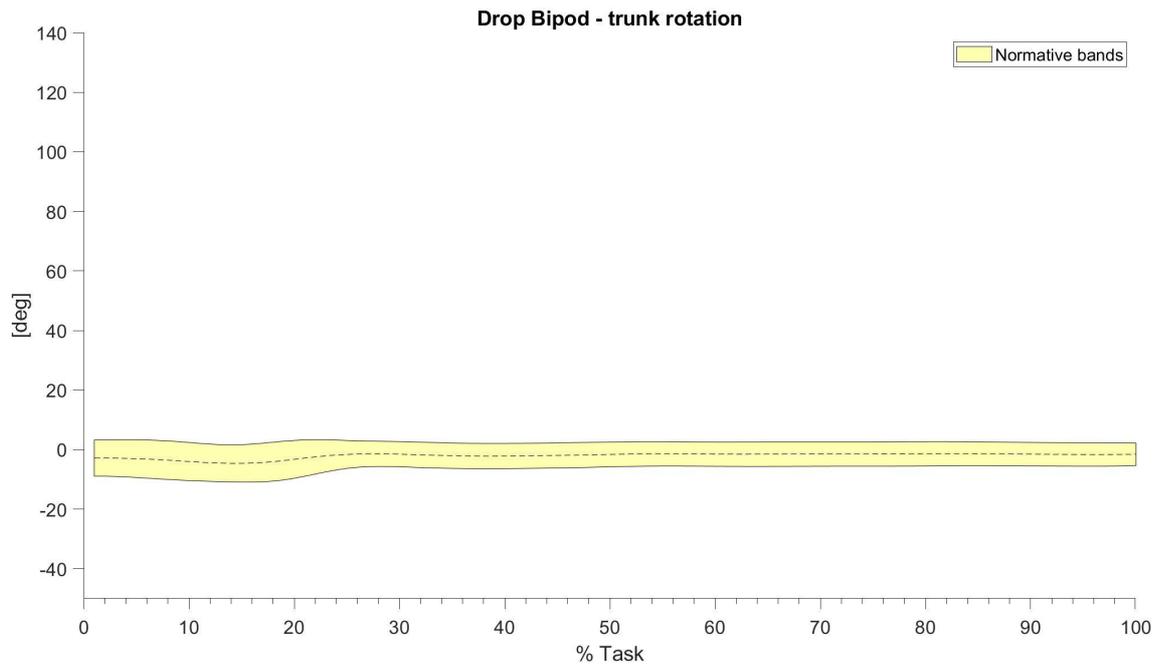


Figura 4.4: Angoli di rotazione del tronco

Nei grafici riferiti al tronco vediamo che nei piani frontale e trasverso (piani in cui avviene la rotazione e l'inclinazione del tronco) gli angoli sono pressoché nulli. Mentre in quello sagittale di flessione-estensione l'angolo dall'essere pressoché nullo diventa negativo, perciò, il tronco risulta in estensione rispetto all'asse verticale. Quest'angolo è dovuto al fatto che alla fine del drop nella stabilizzazione il soggetto si trova in posizione di squat con il tronco inclinato in avanti.

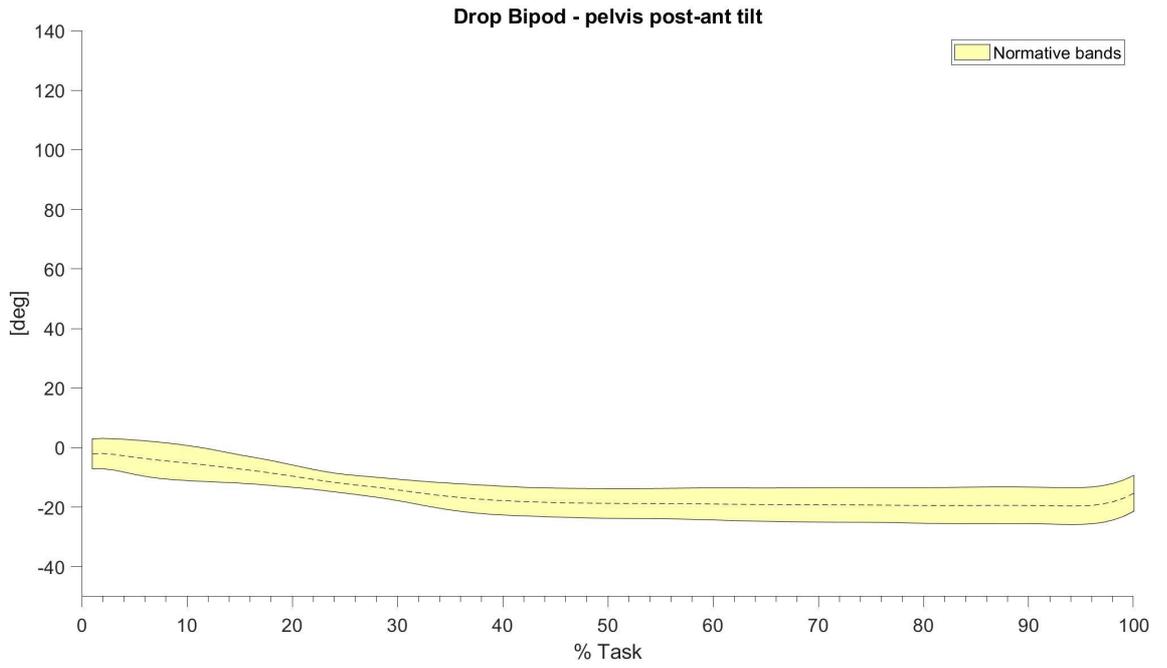


Figura 4.5: Angoli di inclinazione posteriore-anteriore del bacino

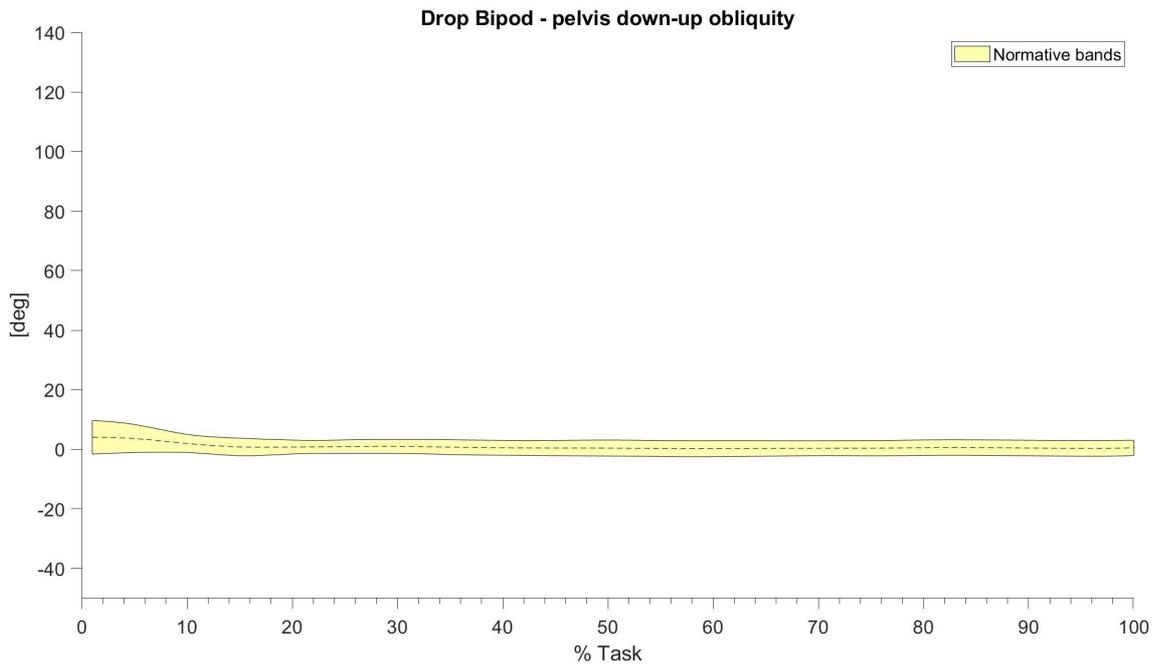


Figura 4.6: Angoli di inclinazione del bacino

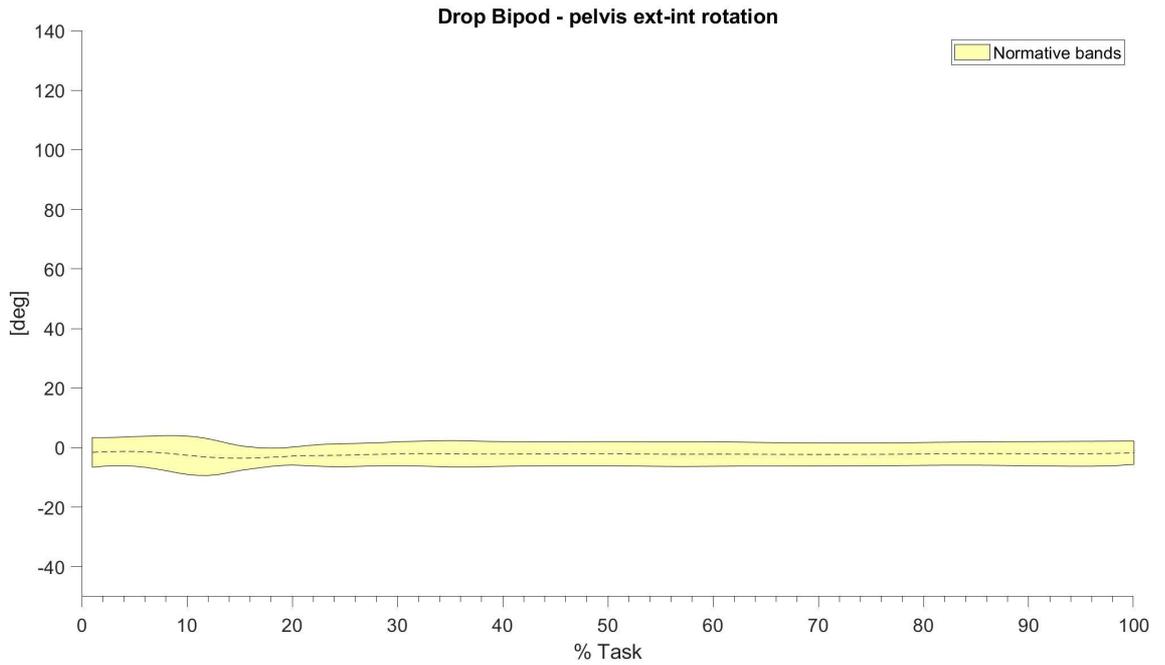


Figura 4.7: Angoli di intra-extra rotazione del bacino

Gli angoli di intra-extra rotazione e inclinazione del bacino risultano pressoché nulli per tutto il trial. L'angolo di inclinazione posteriore-anteriore mostra che nella fase di stabilizzazione il bacino viene ruotato di 20 gradi anteriormente, dovuto probabilmente alla posizione assunta dai piedi durante la stabilizzazione non perfettamente simmetrica.

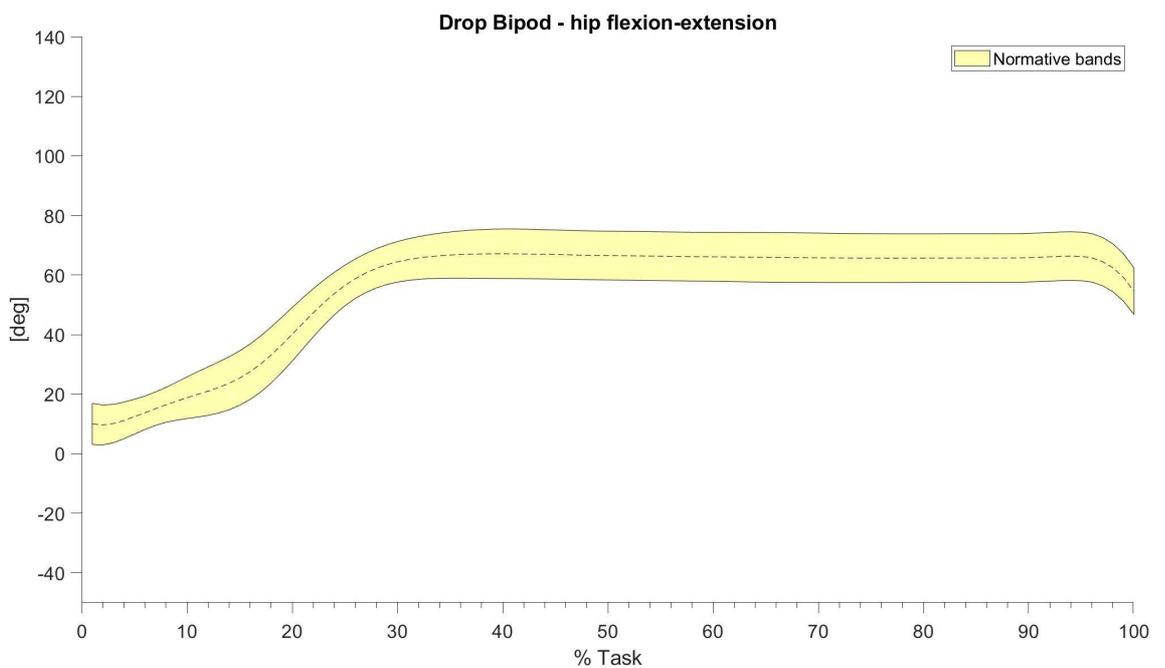


Figura 4.8: Angoli di flesso-estensione dell'anca

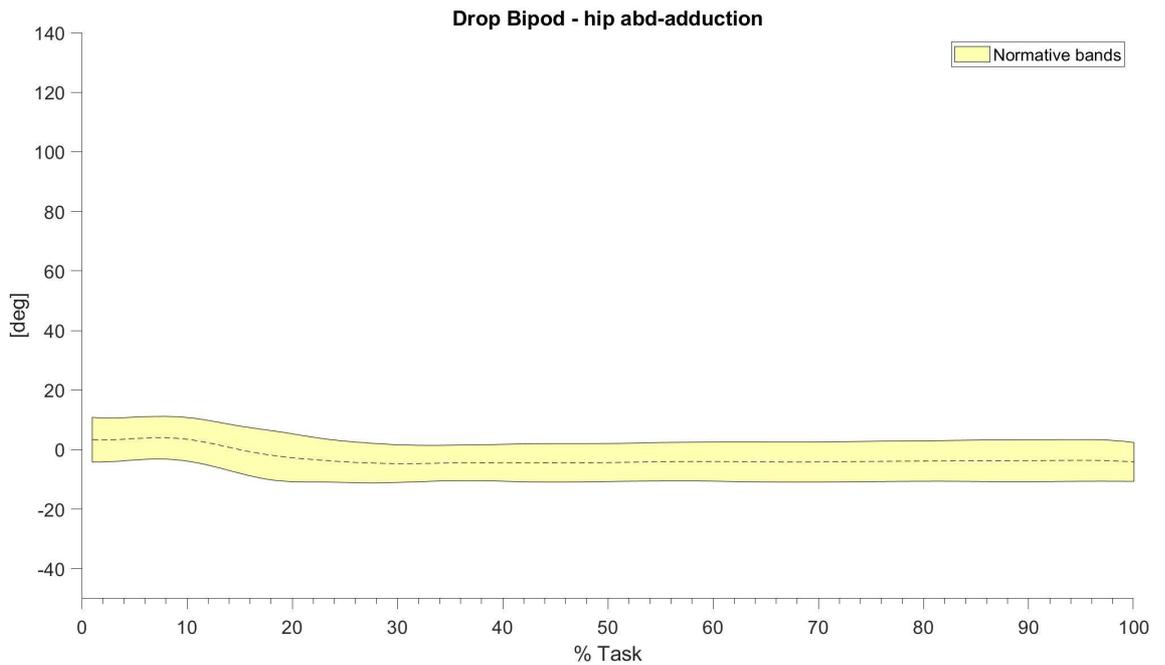


Figura 4.9: Angoli di abd-adduzione dell'anca

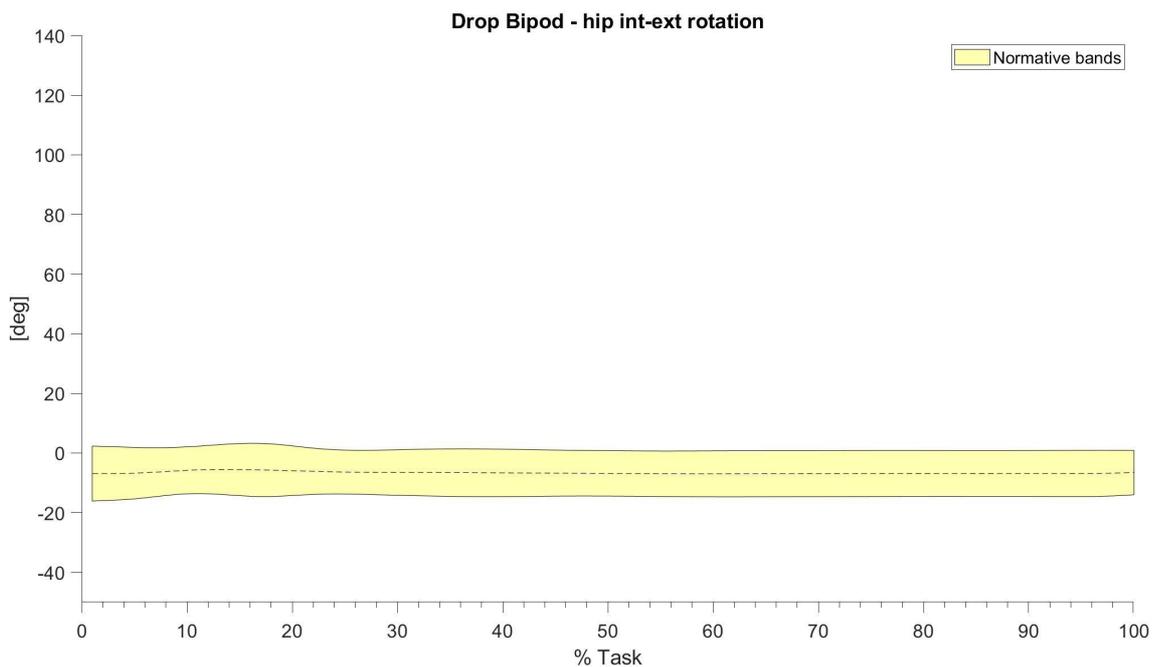


Figura 4.10: Angoli di intra-extra rotazione dell'anca

I grafici dell'anca mostrano rotazioni pressoché nulle per quanto riguarda l'intra-extra rotazione e l'abd-adduzione. L'angolo di flessione-estensione, sul piano sagittale, durante la fase di volo e di stabilizzazione risulta positivo, ad indicare che è in posizione di flessione prendendo come riferimento i segmenti anatomici del femore e del tronco. Quest'angolo è dovuto al fatto che già nel primo frame la gamba con cui inizia il movimento non è allineata con il corpo ma

protratta in avanti e l'angolo cresce fino a stabilizzarsi in quanto alla fine del task i soggetti si trovano in posizione di squat.

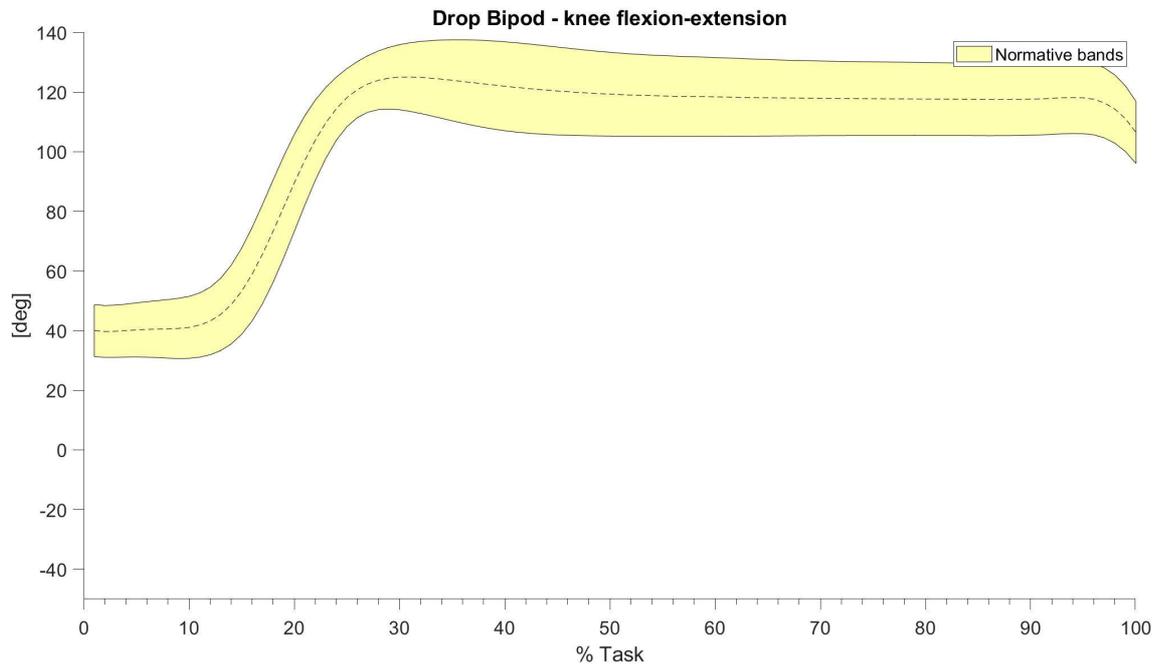


Figura 4.11: Angoli di flesso-estensione del ginocchio

Del ginocchio è possibile analizzare solo la flesso-estensione nel piano sagittale. Possiamo notare che per tutto il task si ha un angolo positivo cioè di flessione dell'articolazione prendendo come riferimento il femore e la linea fatta dall'asse della gamba quando è dritta. Questo angolo è dovuto al fatto che l'arto durante il task non è mai completamente dritto, con l'atterraggio questo angolo aumenta fino a fermarsi nella fase di stabilizzazione.

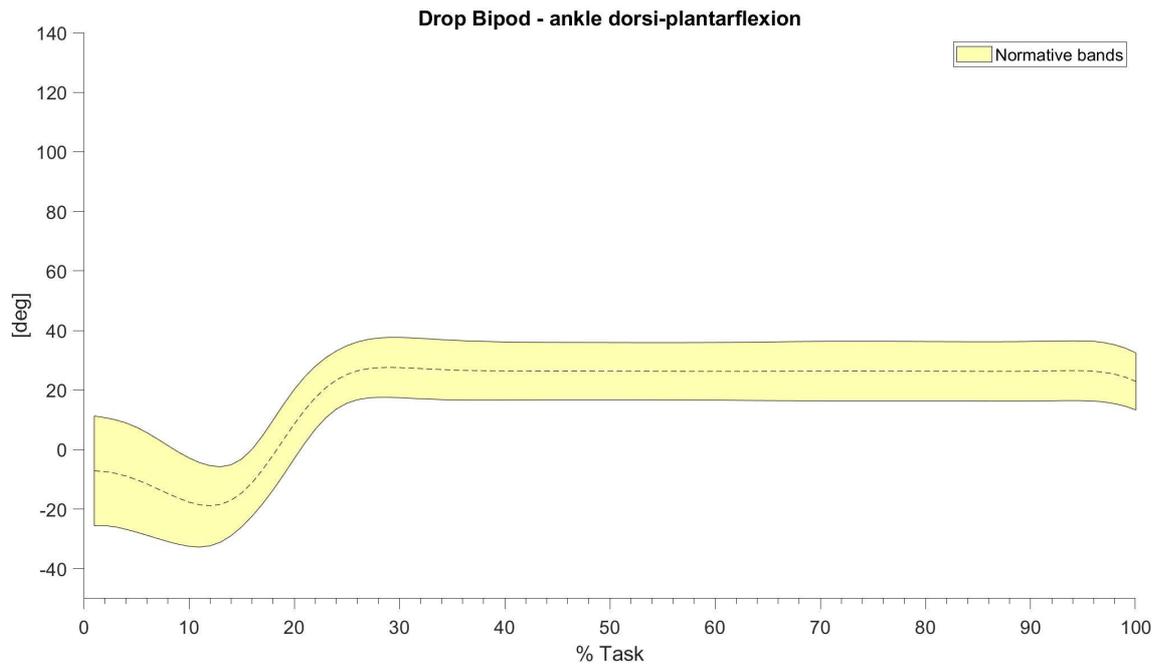


Figura 4.12: Angoli di flessione dorsi-plantare della caviglia

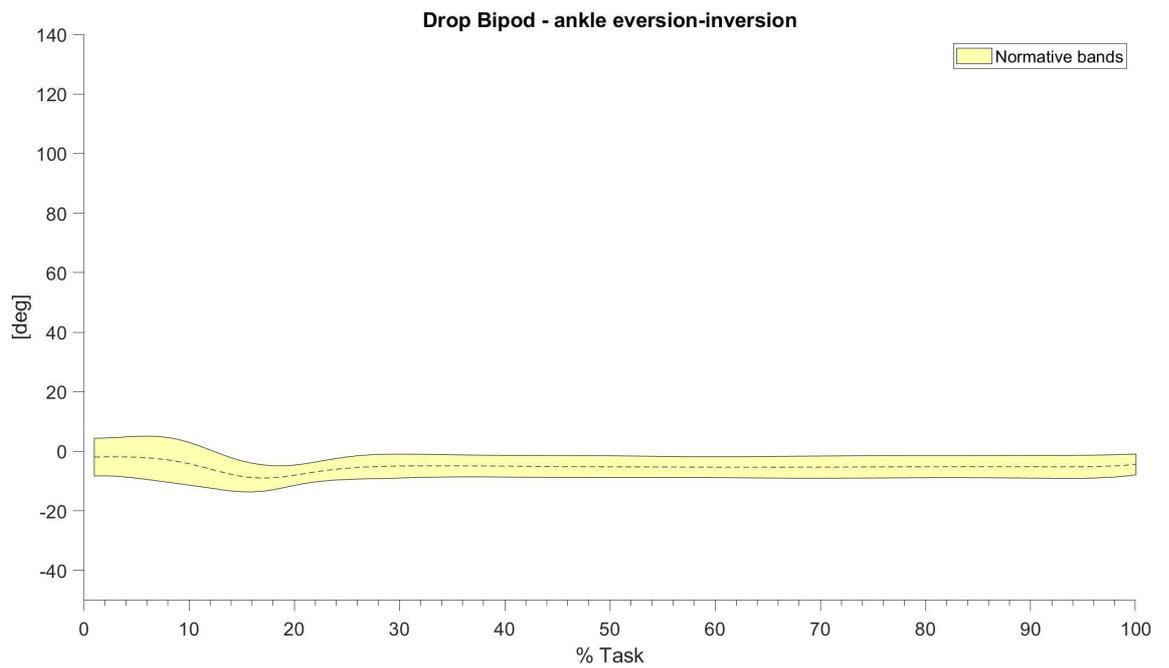


Figura 4.13: Angoli di eversione-inversione della caviglia

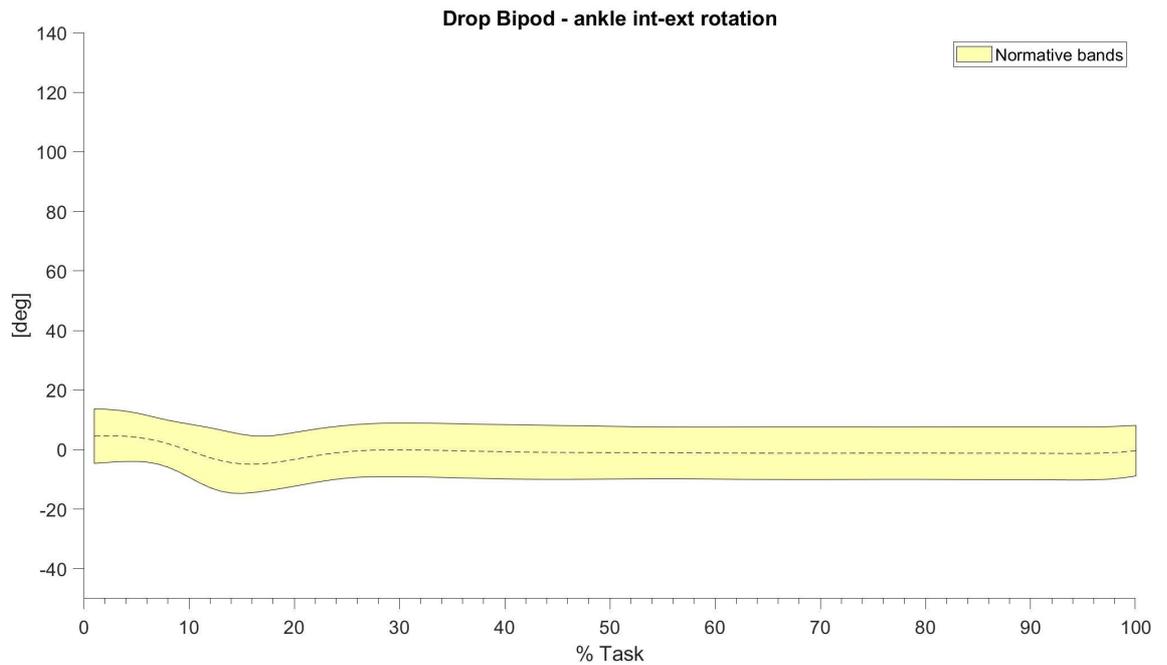


Figura 4.14: Angoli di intra-extra rotazione della caviglia

Nei grafici riguardanti gli angoli della caviglia notiamo che l'eversione-inversione e intra-extra rotazione oscillano leggermente nel momento di atterraggio, tuttavia, rimangono pressoché nulli per tutto il trial. L'angolo di flessione dorsi-plantare, che prende in esame l'asse del piede dove la normale è perpendicolare rispetto all'asse della gamba, da un angolo negativo nella fase di volo, planta-flesso perché inizialmente il piede in volo è più steso; passa ad essere positivo con l'atterraggio e la stabilizzazione, dorsi-flesso perché appoggiandosi al suolo ottiene una posizione quasi a martello rispetto al corpo.

### 4.3 Momenti articolari

Nei seguenti grafici troviamo le fasce di normalità dei momenti articolari di anca, ginocchio e caviglia. I grafici dei momenti rappresentano la difficoltà dei soggetti nel mantenere o riallineare i segmenti anatomici. I grafici sono stati, successivamente, normalizzati nel range tra -15 e 25 %BW\*H in modo da ottenere che tutti fossero confrontabili tra loro anche otticamente. L'asse delle y, inoltre, è normalizzato in percentuale del BW e dell'altezza dei soggetti per ottenere delle grandezze adimensionali.

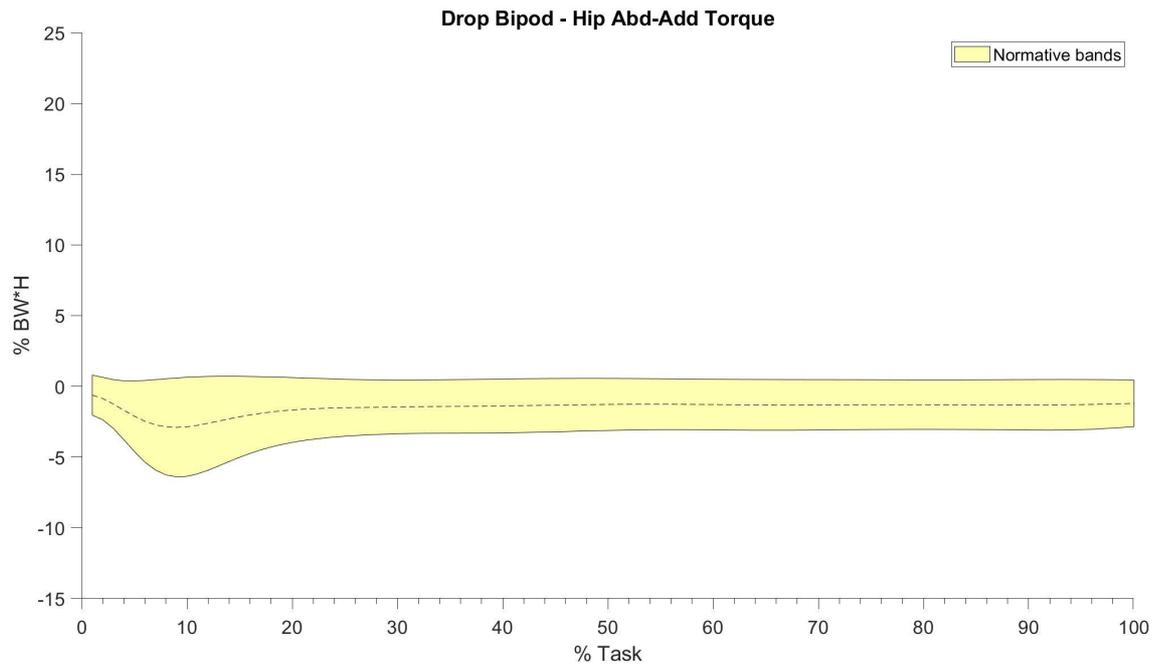


Figura 4.15: Momento di abd-adduzione dell'anca

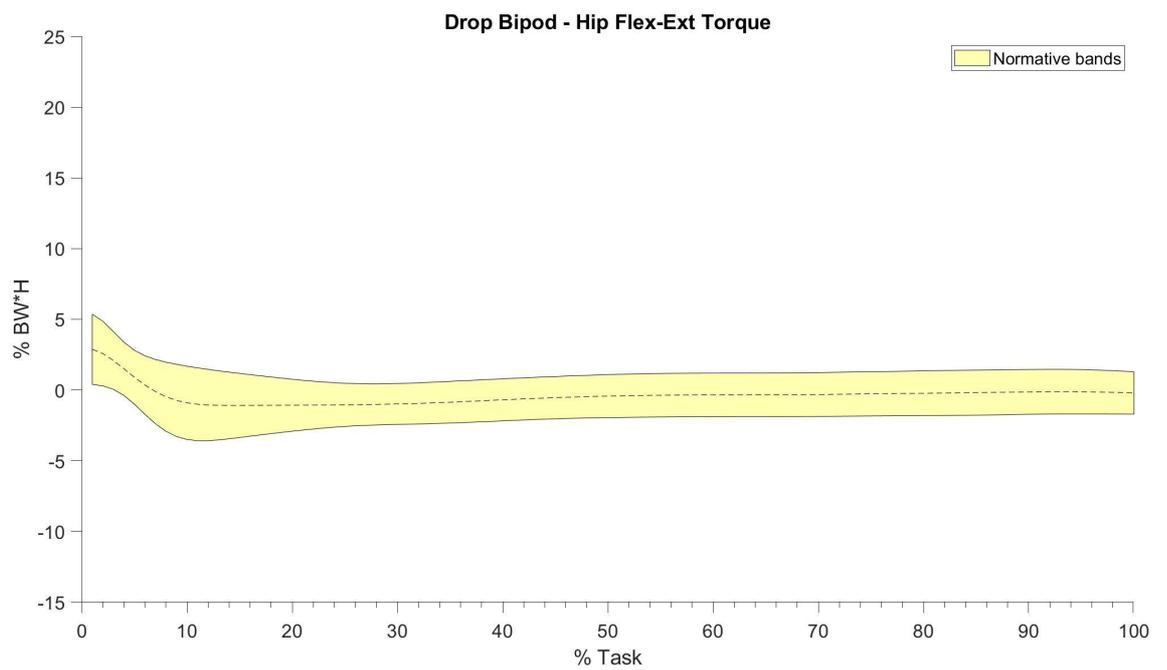


Figura 4.16: Momento di flessione-estensione dell'anca

I momenti dell'anca raffigurati nei grafici precedenti sono pressoché nulli in quanto oscillano inizialmente in prossimità del punto di massimo nel grafico della forza ma rimangono in un range limitato tra -5 e 5 %BW\*h.

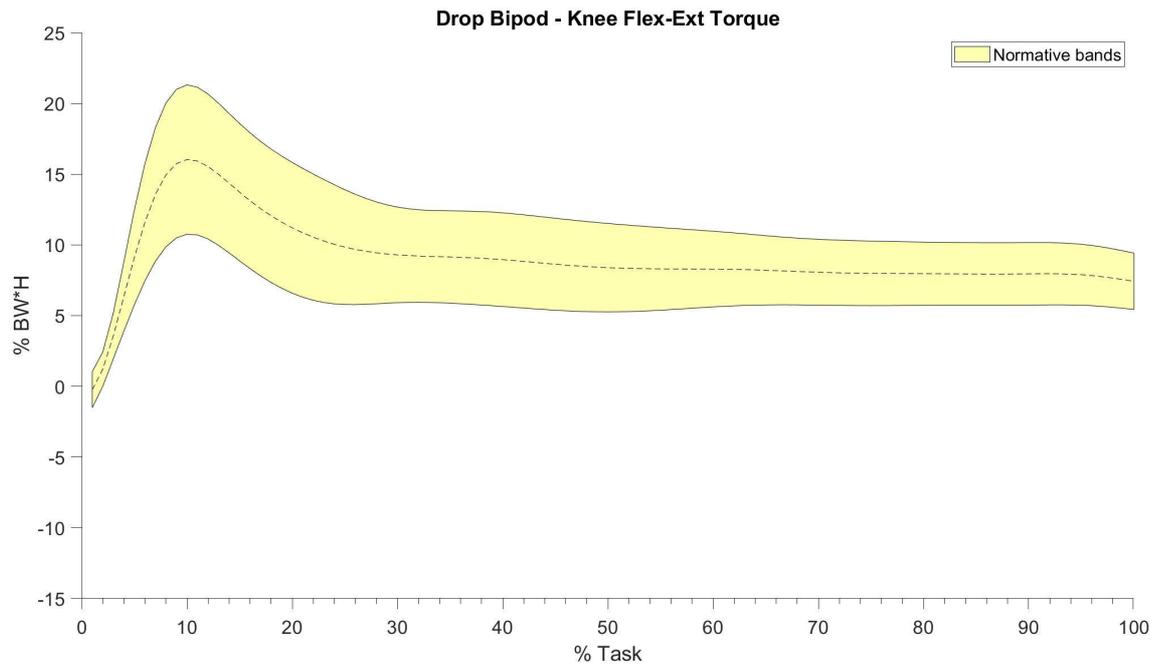


Figura 4.17: Momento di flessione-estensione del ginocchio

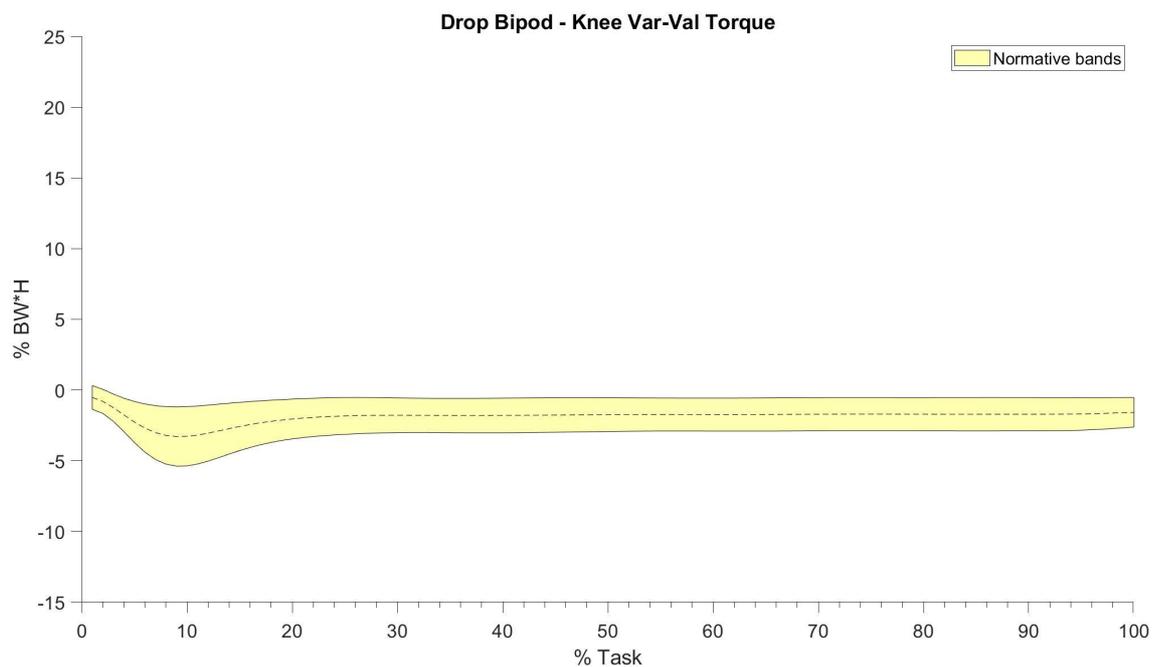


Figura 4.18: Momento di valgo del ginocchio

Molto importante analizzando il drop bipodalico e le applicazioni che trova nell'ambito sia clinico che sportivo mettere in risalto il momento di valgo del ginocchio, che come spiegato nel capitolo 2.2.2 più è ampio più cresce la possibilità di rottura del LCA o di incorrere in infortuni al ginocchio. Quest'ultimo è molto ridotto in quanto si mantiene nel range tra 0 e -5

%BW\*h. Il momento flessorio di ginocchio nel momento dell'atterraggio arriva a misurare fino a 20 %BW\*h per poi stabilizzarsi intorno al 10 %BW\*h.

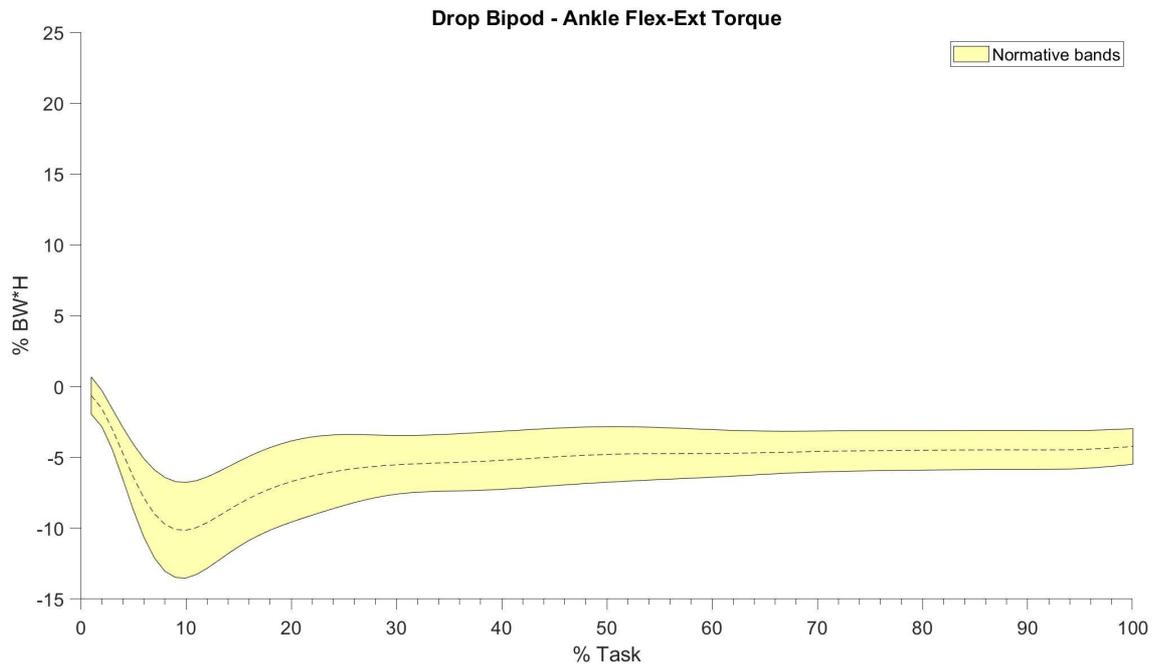


Figura 4.19: Momento di flessione-estensione della caviglia

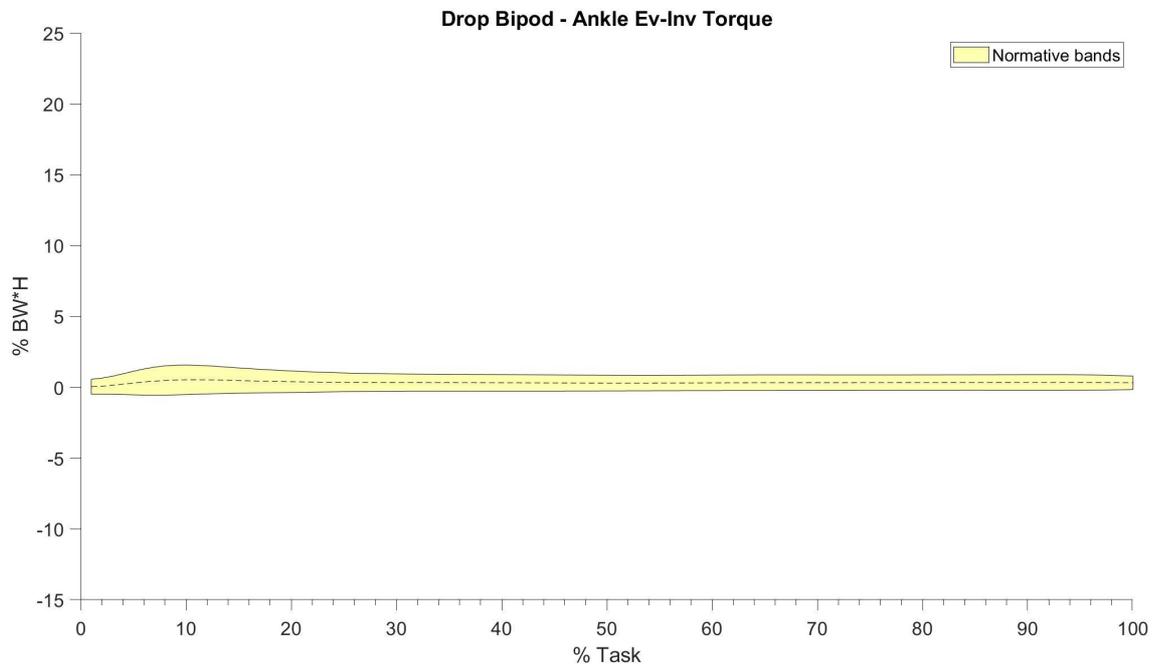


Figura 4.20: Momento di eversione-inversione della caviglia

Risalta all'occhio in modo evidente come i momenti di flessione-estensione del ginocchio e della caviglia siano simili e opposti questo dovuto al fatto che hanno un segmento anatomico

per il calcolo dell'angolo articolare in comune. Il momento estensorio di caviglia nel momento di atterraggio arriva a misurare  $-14\%BW \cdot h$  per poi stabilizzarsi a  $-5\%BW \cdot h$ . Il momento di eversione-inversione della caviglia rimane costante pressoché in zero.



## 5 CONCLUSIONI

L'obiettivo del tirocinio svolto presso lo spin-off dell'Università degli Studi di Padova BBSof è stato quello di creare i grafici delle fasce di normalità di angoli articolari, momenti articolari e forze del task drop landing bipodalico di soggetti sani per confrontarli con il comportamento dei soggetti infortunati post operazione o post riabilitazione. L'acquisizione è avvenuta in laboratorio tramite un sistema stereofotogrammetrico, un sistema video con 8 telecamere Go-Pro, elettromiografia di superficie, due pedane di forza e solette sensorizzate di pressione Pedar Novel inserite direttamente nelle scarpe.

In questo capitolo verranno esposte le considerazioni in merito ai risultati trovati e illustrati nel capitolo precedente. Sulla base di ciò che abbiamo analizzato si determina che la fase di atterraggio finisce nel punto di picco della forza; perciò, ci si aspetta in quel punto il massimo range of motion e successivamente un grafico che approssima bene una retta orizzontale, in quanto rappresenta la fase di stabilizzazione nella quale il soggetto dovrebbe mantenere la posizione. I grafici degli angoli articolari sono effettivamente coerenti con le aspettative. Notiamo che in tutti i grafici degli angoli valutati nel piano sagittale le curve cominciano a variare al 10% del task che rientra nella fase di volo, in quanto come visto nel capitolo 2.1.1 il soggetto già nella fase descent si prepara all'atterraggio flettendo entrambi i piedi e le ginocchia. Le curve si stabilizzano al 30% del task in cui abbiamo il massimo angolo di flessione o estensione, dipende dall'angolo preso in analisi. Negli altri due piani, invece, troviamo che l'angolo rimane pressoché costante e approssimabile a zero, come da aspettative considerando di analizzare soggetti sani; infatti, l'arto per tutto lo svolgimento del task deve rimanere allineato. Eccezione è l'angolo di inclinazione postero-anteriore nel bacino l'unico che stabilizza a pressoché -20 gradi dovuto al fatto che il task analizzato soprattutto con tecnica 'step-off', analizzata in questo elaborato, risulta essere asimmetrico per cadute inferiori ai 31cm [46].

I grafici dei momenti hanno il massimo in corrispondenza del picco della forza al 10% come atteso. Confermano che, come ci si aspetta analizzando una popolazione di soggetti sani, i momenti articolari ottenuti hanno valori bassi in quanto è bassa la difficoltà richiesta ai soggetti per correggere autonomamente la posizione dei segmenti anatomici nell'atterraggio e negli istanti subito successivi. Da notare in particolare l'andamento del momento di valgo che analizzato su dei soggetti senza infortuni al LCA risulta molto ridotto all'atterraggio, punto di picco della forza, per poi stabilizzare a pressoché zero. Nei grafici precedentemente esposti è anche apprezzabile il fatto che la deviazione standard, dovuta alla variabilità dei risultati, è bassa questo ci dimostra che tutti i trial utilizzati sono omogenei per andamento tra loro. Questo

risultato è molto importante per le fasce di normalità di un gruppo di controllo in quanto se le bande risultano essere troppo ampie non è più possibile effettuare il confronto tra soggetti sani e patologici perché tutti rientrerebbero nella normalità. Questo risultato è dovuto in primo luogo al fatto che in fase di elaborazione sono stati scartati i trial che apparivano distanti dalla media dell'andamento e in secondo luogo al fatto che i soggetti, nonostante non fossero atleti abituati a svolgere il movimento, hanno svolto correttamente il task richiesto. Con queste premesse è possibile utilizzare in futuro le fasce di normalità ottenute per il confronto con il comportamento di soggetti infortunati post operazione o post riabilitazione e per la valutazione dell'eventuale rientro in campo dei soggetti sportivi.

Tuttavia per il futuro sarebbe utile poter applicare la tecnica della video analysis per la creazione delle fasce di normalità di un gruppo di controllo prendendo in esame una popolazione più ampia di soggetti sani di diverso sesso e BMI in modo da avere più fasce diverse per il confronto più adatto.

La possibilità di approfondire l'applicazione della tecnica della video analysis al upper body per la misurazione delle variabili cinematiche e cinetiche negli ambiti come la musica potrebbe essere un buon sviluppo futuro. Questo potrebbe aiutare la prevenzione di tendinopatie molto frequenti nei musicisti verificando la rigidità con cui vengono svolti i movimenti e aiutare nella riabilitazione dove necessaria.



## Riferimenti bibliografici

- [1] A. Cappello, A. Cappozzo, P.E. di Prampero, Bioingegneria della postura e del movimento (2003)
- [2] Corso di Bioingegneria del movimento, docente Ing. Zimi Sawacha (A.A. 2020-2021)
- [3] Petersen W, Diermeier T, Mehl J, Stöhr A, Ellermann A, Müller P, Höher J, Herbort M, Akoto R, Zantop T, Herbst E, Jung T, Patt T, Stein T, Best R, Stoffels T, Achtnich A: Prevention of knee and ACL injuries. Guidelines of the ligament committee of the DKG (German Knee Society). OUP 2016; 10: 542–550 DOI 10.3238/oup.2016.0542–0550
- [4] Collings, TJ, Gorman, AD, Stuelcken, MC et al. Esplorare le giustificazioni per la selezione di un'attività di drop landing per valutare la biomeccanica degli infortuni: una revisione narrativa e un'analisi degli atterraggi eseguiti da giocatrici di netball. Sport Med 49 , 385–395 (2019). <https://doi.org/10.1007/s40279-018-01045-x>
- [5] Gianluca Barbierato (2021-2022), Confronto tra stereofotogrammetria ed analisi video nella ricostruzione della cinematica articolare durante il cammino
- [6] C. Tomasi, T. Kanade, Detection and Tracking of Point Features. Shape and Motion from Image Streams: a Factorization Method. Part III, Technical Report, 1991
- [7] Jean-Yves Bouguet, Camera Calibration Toolbox for Matlab® 2010
- [8] D.C. Brown, Close Range Camera Calibration, DBA Systems, 1971
- [9] Naoaki Ito, Haraldur B. Sigursson, Kayla D. Seymore, Elanna K. Arhos, Thomas S. Buchanan, Lynn Snyder-Mackler, Karin Grävare Silbernagel, Markerless motion capture: What clinician-scientists need to know right now
- [10] A. Leardini, L. Chiari, U. Della Croce, A. Cappozzo, e others, «Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation.», Gait & posture, vol 21, n° 2, pag 212, 2005.
- [11] <https://www.istitutoats.com/parametri-di-studio-biomeccanica-del-movimento-umano>
- [12] Laboratorio di Bioingegneria del movimento, docente Annamaria Guiotto (A.A. 2021-2022)

- [13] Leardini A, Sawacha Z, Paolini G, Ingrosso S, Nativo R, Benedetti MG. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture*. 2007 Oct;26(4):560-71.
- [14] <https://www.btsbioengineering.com/it/products/smart-dx-evo/>
- [15] Sawacha, Z.; Spolaor, F.; Pi atkowska, W.J.; Cibin, F.; Ciniglio, A.; Guiotto, A.; Ricca, M.; Polli, R.; Murgia, A. Feasibility and Reliability Assessment of Video-Based Motion Analysis and Surface Electromyography in Children with Fragile X during Gait. *Sensors* 2021, 21, 4746. <https://doi.org/10.3390/s21144746>
- [16] <https://gopro.com/it/it/shop/search?term=smart%20remote>
- [17] <https://gopro.com/it/it/update/hero3>
- [18] <https://www.retealtatecnologia.it/attrezzature/pedana-di-forza-estensimetrica-bertec-cm-40x60-con-amplificatore-16bit-digital>
- [19] <https://www.novel.de/products/pedar/>
- [20] <https://www.scienzemotorie.com/assi-e-piani-del-movimento-umano/>
- [21] 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>
- [22] <https://www.btsbioengineering.com/it/products/freeemg/>
- [23] Verbal Instructions Acutely Affect Drop Vertical Jump Biomechanics – Implications for Athletic Performance and Injury Risk Assessments, March 2015, *The Journal of Strength and Conditioning Research Publish Ahead of Print*(10), DOI:10.1519/JSC.0000000000000938
- [24] Evidence based concepts for prevention of knee and ACL injuries. 2017 guidelines of the ligament committee of the German Knee Society (DKG) Julian Mehl1 · Theresa Diermeier1 · Elmar Herbst1 · Andreas B. Imhof1 · Thomas Stofels2 · Thore Zantop3 · Wolf Petersen4 · Andrea Achtenich1 *Arch Orthop Trauma Surg* (2018) 138:51–61 <https://doi.org/10.1007/s00402-017-2809-5>

- [25] Marshall BM, Moran KA. Which drop jump technique is most effective at enhancing countermovement jump ability, "countermovement" drop jump or "bounce" drop jump? *J Sports Sci.* 2013;31(12):1368-74. doi: 10.1080/02640414.2013.789921. Epub 2013 Apr 30. PMID: 23631690.
- [26] Bobbert, M.F. Drop Jumping come metodo di allenamento per l'abilità di salto. *Medicina dello sport* 9, 7-22 (1990). <https://doi.org/10.2165/00007256-199009010-00002>
- [27] BOBBERT, MAARTEN F.; HUIJING, PETER A.; VAN INGEN SCHENAU, GERRIT GEN. Drop jumping. I. L'influenza della tecnica di salto sulla biomeccanica del salto. *Medicine Science in Sports & Exercise* 19(4):p 332-338, agosto 1987.
- [28] Palla, Nick B; Magazzino, Christopher G; Scurr, Joanna C. Forze di reazione al suolo a contatto bilaterale e tempi di contatto durante il salto con caduta pliometrica. *Journal of Strength and Conditioning Research* 24(10):p 2762-2769, ottobre 2010. — DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181cc2408
- [29] Byrne P, Moran K, Rankin P, Kinsella S. Un confronto dei metodi utilizzati per identificare l'altezza di caduta "ottimale" per gli adattamenti delle fasi iniziali nell'allenamento di salto in profondità. *J Forza Cond Res* 24: 2050–2055, 2010.
- [30] Flanagan EP, Comyns TM. L'uso del tempo di contatto e dell'indice di forza reattiva per ottimizzare l'allenamento rapido del ciclo di allungamento. *Forza Cond J* 30: 32–38, 2008.
- [31] Pedley, Jason S. MSc1; Lloyd, Rhodri S. PhD, CSCS\*D1,2,3; Leggi, Paul PhD, CSCS\*D4,5; Moore, Isabel S. PhD6; Oliver, Jon L. PhD7,2. Drop Jump: un modello tecnico per applicazioni scientifiche. *Strength and Conditioning Journal* 39(5):p 36-44, ottobre 2017. — DOI: 10.1519/SSC.0000000000000331
- [32] <https://www.catalystathletics.com/exercise/550/Depth-Drop/>
- [33] Kawaguchi K, Taketomi S, Mizutani Y, et al. Sex-Based Differences in the Drop Vertical Jump as Revealed by Video Motion Capture Analysis Using Artificial Intelligence. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine.* 2021;9(11). doi:10.1177/232596712111048188
- [34] <https://www.catalystathletics.com/exercise/551/Depth-Jump/>
- [35] Arundale AJH, Kvist J, Hägglund M, Fältström A. Prestazioni di salto in giocatori di calcio maschili e femminili. *Ginocchio Surg Sport Traumatol Arthrosc.* 2020

Febbraio;28(2):606-613. DOI: 10.1007/s00167-019-05747-1. EPUB 2019 Ottobre 30. PMID: 31667569; PMCID: PMC6994508.

- [36] Bosco, C., Komi, P.V. Influenza dell'invecchiamento sul comportamento meccanico dei muscoli estensori delle gambe. *Europ. J. Appl. Physiol.* 45, 209–219 (1980). <https://doi.org/10.1007/BF00421329>
- [37] Harato K, Morishige Y, Kobayashi S, Niki Y, Nagura T. Le caratteristiche biomeccaniche del salto verticale di caduta sono diverse tra le varie attività sportive. *BMC Musculoskelet Disord.* 2022 Aprile 8;23(1):331. DOI: 10.1186/s12891-022-05290-0. PMID: 35395841; PMCID: PMC8991679.
- [38] You CH, Huang CH. Effetti della rigidità delle gambe regolati da diversi stili di atterraggio sulle prestazioni di salto a caduta verticale. *J Hum Kinet.* 2022 Settembre 8;83:29-37. DOI: 10.2478/hukin-2022-0066. PMID: 36157958; PMCID: PMC9465758.
- [39] Senaid Hasancevic(2015-2016), CINEMATICA DEL GINOCCHIO DURANTE IL LANDING, LO SQUAT E L'ESTENSIONE PURA IN SOGGETTI CON ROTTURA DEL LEGAMENTO CROCIATO ANTERIORE MISURATA CON UN SISTEMA DI RILEVAMENTO OPTOELETTRONICO
- [40] Zhang Q, Ruan M, Singh NB, Huang L, Zhang X, Wu X. Progression of Fatigue Modifies Primary Contributors to Ground Reaction Forces During Drop Landing. *J Hum Kinet.* 2021 Jan 29; 76:161-173. doi: 10.2478/hukin-2021-0052. PMID: 33603932; PMCID: PMC7877277.
- [41] Lee Herrington, Allan Munro, Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population, *Physical Therapy in Sport*, Volume 11, Issue 2, 2010, Pages 56-59, ISSN 1466-853X, <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2009.11.004>.
- [42] Verbal Instructions Acutely Affect Drop Vertical Jump Biomechanics – Implications for Athletic Performance and Injury Risk Assessments, March 2015, *The Journal of Strength and Conditioning Research Publish Ahead of Print*(10), DOI:10.1519/JSC.0000000000000938
- [43] Federico Adragna (2020-2021), Biomechanical assessment of Functional Landing Tests for ACL injury: gender differences
- [44] <https://www.bb-sof.com/#about-section>

- [45] <https://gopro.com/it/it/news/launch-2018-hero7-black>
- [46] Janaya N. Wilder, Emily R. Riggins, Rachell A. Noble, Colin M. Lelito, Tricia L. Widenhoefer, Thomas G. Almonroeder, The effects of drop vertical jump technique on landing and jumping kinetics and jump performance, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 56, 2021, 102504, ISSN 1050-6411, <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102504>.
- [47] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes: A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2005;33(4):492-501. doi:10.1177/0363546504269591
- [48] Ishida, T., Koshino, Y., Yamanaka, M. et al. Gli effetti di un successivo salto sull'angolo di abduzione del ginocchio durante la prima fase di atterraggio. *Disturbo muscoloscheletrico BMC* 19 , 379 (2018). <https://doi.org/10.1186/s12891-018-2291-4>