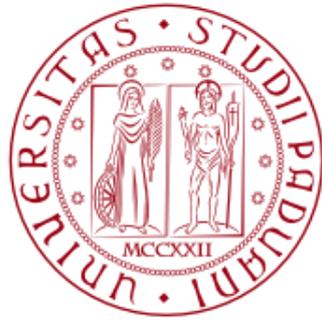


Università degli studi di Padova



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA

Facoltà di Ingegneria

Corso di laurea in Ingegneria Biomedica

Valutazione dell’impatto della video analysis sulla cinetica del cammino

Relatrice: Prof.ssa Zimi Sawacha

Correlatrice: Ing. Federica Cibirin

Laureando: Alessandro Castellaro

Anno Accademico: 2021/22

INDICE

INTRODUZIONE.....	Pag.5
1. ANALISI DEL MOVIMENTO DELLA GAIT ANALYSIS.....	Pag.7
1.1. Il Ciclo del passo.....	Pag.7
1.1.1. Fase di Appoggio.....	Pag.8
1.1.2. Fase di Oscillazione.....	Pag.9
1.1.3. Parametri Spazio-Temporali.....	Pag.10
1.2. Stereofotogrammetria.....	Pag.12
1.2.1. Sogliatura e Blob Analysis.....	Pag.13
1.2.2. Calibrazione.....	Pag.13
1.2.3. Triangolazione e Tracking.....	Pag.15
1.3. Video Analysis.....	Pag.16
1.3.1. Calibrazione di Bouget.....	Pag.16
1.3.2. Video Tracking	Pag.17
2. CINETICA.....	Pag.19
2.1. Piattaforme di forza.....	Pag.20
2.1.1. Trasduttori Estensimetri.....	Pag.20
2.1.2. Trasduttori Piezoelettrici.....	Pag.22
2.2. Sensori di pressione.....	Pag.22
2.3. Momenti Articolari.....	Pag.23
3. MATERIALI E METODI.....	Pag.25
3.1. Soggetti e Task.....	Pag.25
3.2. Setup Sperimentale.....	Pag.25
3.2.1. Telecamere.....	Pag.27
3.2.2. Pedana di Forza e Solette PEDAR.....	Pag.28
3.3. Elaborazione Dati.....	Pag.29
3.3.1. Smart Tracker.....	Pag.30
3.3.2. Pedar x Online Program.....	Pag.31
3.3.3. Track On Field.....	Pag.32
3.3.4. Matlab.....	Pag.36
3.3.5. Analisi Statistica.....	Pag.36

4. RISULTATI.....	Pag.37
4.1. Angoli Articolari.....	Pag.37
4.2. Momenti Articolari.....	Pag.43
4.3. Pressioni Plantari.....	Pag.46
5. CONCLUSIONI.....	Pag.51
6. BIBLIOGRAFIA.....	Pag.53

INTRODUZIONE

Il contenuto di questo elaborato si basa sull'esperienza di tirocinio formativo che ho svolto presso BBSof durante il mio percorso di studi.

BBSof S.r.l. (Beyond Biomechanics Sport on Field) è un'azienda nata nel 2017 come Spin-Off dell'Università degli Studi di Padova, con lo scopo di sviluppare prodotti software, per svolgere analisi biomeccaniche avanzate di molti task motori.

Lo scopo di questo elaborato è stato quello di acquisire i dati dell'analisi cinematica e dinamica del ciclo del passo di cinque pazienti non patologici. I dati sono stati acquisiti con due metodi diversi: il primo metodo ha previsto l'utilizzo di un sistema stereofotogrammetrico che rappresenta lo standard per la gait analysis più preciso, ma oltre ad essere più costoso, è vincolato all'utilizzo di un laboratorio di analisi del movimento; il secondo è stato ideato direttamente da BBSof, prevede l'utilizzo di telecamere commerciali (GoPro Hero 7) e di solette PEDAR e può essere applicato in qualunque luogo al di fuori del laboratorio, ma in termini di precisione risulta inferiore al primo. I dati acquisiti tramite le due metodologie, sono stati successivamente elaborati per costruire i grafici contenenti le fasce di normalità degli angoli articolari e dei momenti articolari. Questi grafici vengono poi confrontati fra loro per dimostrare che il metodo ideato da BBSof può risultare una valida alternativa al primo, in un certo ambito di applicazioni prevalentemente sportive, ma anche di riabilitazione, purché non prevedano il planning pre-operatorio di patologie neurologiche (ad esempio: paralisi cerebrale infantile). Infine sono stati riportati i grafici delle pressioni plantari, che verranno utilizzate in confronti di altri studi futuri.

L'elaborato si divide in più capitoli.

Nel primo capitolo viene descritto il ciclo del passo e quali sono i metodi per acquisire le variabili cinematiche. Nel secondo vengono spiegati quali sono gli strumenti per misurare le variabili dinamiche e quali sono i metodi per il calcolo dei momenti articolari.

Nei capitoli successivi vengono analizzate le tecniche e la strumentazione utilizzate per acquisire i dati dello studio preso in esame e successivamente vengono illustrati i software utilizzati per l'elaborazione dei dati (Capitolo 3). Infine, vengono visualizzati e discussi i risultati dello studio (Capitoli 4 e 5).

1 ANALISI DEL MOVIMENTO DELLA GAIT ANALYSIS

Con il termine “cammino” si intende una serie di movimenti ritmici degli arti inferiori, superiori, del bacino e del tronco, che determinano, grazie ad una serie di traslazioni e di rotazioni dei segmenti ossei, uno spostamento in avanti del centro di gravità, e di conseguenza anche di tutto il corpo.

Esso può anche essere definito come la capacità di spostare il centro di pressione (COP) da un piede all’altro alternativamente e dinamicamente, per mantenere l’equilibrio dinamico.

I presupposti neuro-meccanici per la locomozione eretta sono:

- Il supporto antigravitazionale del corpo
- Effettuazione dei passi
- Mantenimento dell’equilibrio
- Un mezzo di propulsione

1.1 Il ciclo del passo

Il ciclo del passo comprende tutti i movimenti che il corpo svolge tra due contatti con lo stesso piede tra il tallone e il suolo.

La durata temporale delle diverse fasi viene espressa in percentuale alla durata del passo.

Esso si può dividere in due fasi principali, come mostrato in figura 1.1 [2]:

- La fase di appoggio (*stance*): occupa il 60% del ciclo
- La fase di oscillazione (*swing*): occupa il 40% del ciclo

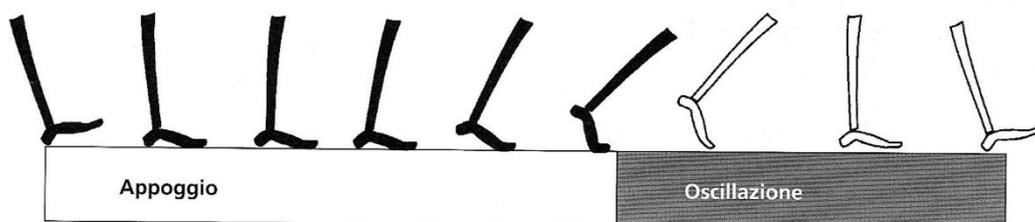


Figura 1.1, Fase di appoggio e di oscillazione [2]

Inoltre, il passo si può dividere in altri due periodi, come mostrato in figura 1.2 [2]:

- Periodo di singolo appoggio: periodo in cui è appoggiato a terra solo un piede
- Periodo di doppio appoggio: periodo in cui entrambi i piedi sono appoggiati al suolo

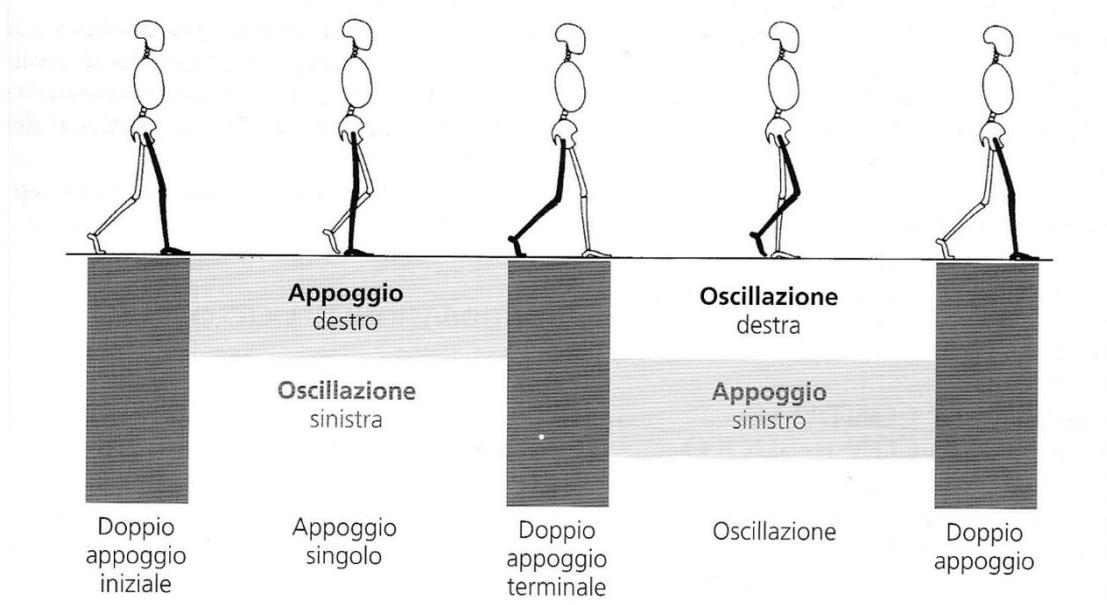


Figura 1.2, Fase di singolo e doppio appoggio [2]

1.1.1 Fase di Appoggio

La fase di appoggio corrisponde al periodo in cui il piede si trova al contatto con il suolo. Questa fase inizia nel momento in cui il tallone tocca il terreno (*Heel Strike*) e termina quando le dita, dello stesso piede, si staccano da terra (*Toe Off*).

La fase di appoggio si divide in più fasi [2]:

1) Contatto Iniziale (0-10%)

Questa fase consiste nel momento in cui il piede tocca il terreno (*Heel Strike*) e si ha lo stato di doppio appoggio.

L'arto di riferimento viene disposto in modo tale che il tallone oscilli in avanti, per prepararsi al carico successivo. Mentre l'altro arto, definito contro-laterale, è alla fine della fase d'appoggio e si prepara a staccarsi dal suolo

2) Reazione al suolo (0-10%)

La fase comincia con il contatto iniziale del suolo e termina quando l'altra gamba non si solleva per l'oscillazione.

Il peso del corpo è trasferito sopra la gamba anteriore, il tallone è usato come perno, mentre il ginocchio è flesso per assorbire l'urto.

Il contro-laterale è in fase di pre-oscillazione.

3) Appoggio intermedio (10-30%)

In questa fase il peso è interamente sostenuto dalla gamba appoggiata, l'anca e il ginocchio risultano estesi. Il contro-laterale si trova in oscillazione intermedia.

4) Appoggio terminale (30-50%)

Il tallone della gamba appoggiata si alza e l'arto avanza sull'avampiede. Il ginocchio inizialmente esteso, si flette leggermente; mentre l'estensione dell'anca permette all'arto di avanzare. Il contro-laterale si trova in oscillazione terminale.

5) Avanzamento dell'arto o Preoscillazione (50-60%)

L'ultima fase del periodo di appoggio inizia quando il contro-laterale tocca il terreno (inizio periodo di doppio appoggio). La gamba di riferimento aumenta sia la flessione della caviglia sia quella del ginocchio, mentre l'estensione dell'anca diminuisce. Questa fase termina con l'evento di stacco (*Toe Off*).

1.1.2 Fase di Oscillazione

La fase di oscillazione corrisponde al periodo in cui piede non si trova a contatto con il suolo, ma è in oscillazione e viene portato avanti per consentire il suo riappoggio. Questa fase inizia nel momento in cui le dita si staccano dal terreno (*Toe Off*) e si conclude con il successivo riappoggio del tallone (*Heel Strike 2*).

La fase di oscillazione si divide anch'essa in più fasi [2]:

1) Oscillazione iniziale (60-73%)

Questa fase inizia con il piede che si solleva dal suolo, si porta in avanti e termina quando l'arto oscillante è parallelo al contro-laterale. Il piede è sollevato, l'anca e l'aumento della flessione del ginocchio sono entrambi in flessione, mentre la caviglia è parzialmente dorsiflessa. Il contro-laterale è nella fase di appoggio intermedio.

2) Oscillazione intermedia (73-87%)

L'avanzamento dell'arto oscillante porta il peso del corpo in avanti per la flessione dell'anca. Il ginocchio può estendersi in risposta alla gravità, mentre la caviglia continua la dorsiflessione fino ad una posizione neutra. Il contro-laterale è nell'ultima parte dell'appoggio intermedio.

3) Oscillazione terminale (87-100%)

Questa fase inizia con la tibia verticale e finisce quando il piede tocca il terreno. L'avanzamento dell'arto è completato e la gamba si muove avanti sulla coscia. Il ginocchio è in estensione, l'anca mantiene appena la flessione e la caviglia rimane dorsiflessa fino alla posizione neutra. Il contro-laterale è in fase di appoggio terminale.

1.1.3 Parametri Spazio-Temporali

Lo studio dei principali parametri legati alla biomeccanica del passo risulta molto importante per una valutazione funzionale dell'apparato locomotore.

Per poter calcolare i parametri del ciclo del passo è importante individuare gli istanti significativi, come riportato in Figura 1.3:

- Appoggio iniziale: Heel Strike 1 (HS1)
- Appoggio del controlaterale: Heel Strike 1CL (HS1c)
- Stacco: Toe Off 1 (TO1)
- Ri-appoggio: Heel Strike 2 (HS2)

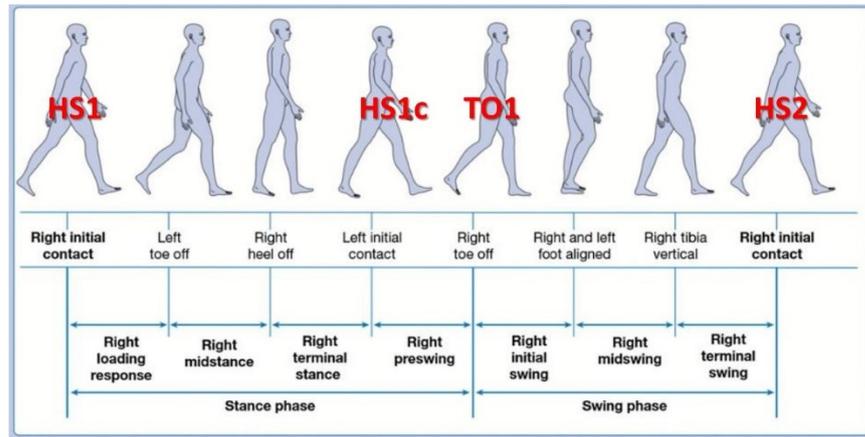


Figura 1.3, Istanti significativi del passo [11]

I parametri spazio-temporali del ciclo del passo sono:

- *Durata del passo*: è un parametro temporale e indica il tempo trascorso dal primo appoggio del tallone al successivo dello stesso piede. Si calcola come la sottrazione tra Heel Strike 2 e Heel Strike 1 e si misura in secondi.
- *Durata della fase di appoggio*: è un parametro temporale ed è il tempo trascorso dall'appoggio del tallone allo stacco della punta dello stesso piede. Si calcola come la sottrazione tra Toe Off 1 e Heel Strike 1 e si misura in secondi oppure in percentuale alla durata del passo.
- *Durata della fase di volo*: è il parametro temporale che indica il tempo tra lo stacco e il successivo riappoggio dello stesso piede. Si calcola come la sottrazione tra Heel Strike 2 e Toe Off 1 e si misura in secondi oppure in percentuale alla durata del passo.
- *Durata del doppio appoggio*: è il parametro temporale che indica il tempo trascorso tra l'appoggio del controlaterale e lo stacco del primo piede. Si calcola come la sottrazione tra Toe Off 1 e Heel Strike 1CL e si misura in secondi oppure in percentuale alla durata del passo.
- *Lunghezza del passo*: è un parametro spaziale e indica la distanza percorsa del tallone tra un appoggio o il successivo nella direzione del cammino. Si misura in metri o in percentuale all'altezza del soggetto

- *Ampiezza del passo*: è il parametro spaziale che indica la distanza tra i talloni destro e sinistro in appoggi successivi presa perpendicolarmente alla direzione del cammino. Si misura in metri.
- *Velocità*: è il rapporto tra la lunghezza e la durata del passo, si misura in metri/secondi o oppure in percentuale dell'altezza del soggetto /secondi.
- *Cadenza*: corrisponde al numero di passi nell'unità di tempo (di solito si considera un minuto). Si può calcolare come il rapporto tra 60 secondi e la durata del passo.

1.2 Stereofotogrammetria

Lo studio del movimento umano prevede la misura di variabili che descrivono la cinematica e la dinamica dei segmenti anatomici [1].

Le variabili cinematiche sono la posizione, la velocità e l'accelerazione.

Per la misura delle variabili cinematiche una delle soluzioni più diffuse è rappresentata dai sistemi stereofotogrammetrici. Nonostante l'ottima accuratezza, questi sistemi forniscono una stima e non una misura diretta delle variabili cinematiche.

Il principio su cui si basano questi sistemi si chiama Stereofotogrammetria e consiste nell'acquisire le immagini di un oggetto proveniente da un sistema multiplo di telecamere, per poi ricostruirlo tridimensionalmente.

Un sistema stereofotogrammetrico per l'acquisizione del movimento umano è formato da:

- Un sistema multi-telecamera:

Le telecamere operano nella gamma dell'infrarosso e sono dotate di potenti illuminatori.

- Marker:

I marker vengono posizionati sul corpo del soggetto in corrispondenza dei punti di reperi anatomici; hanno una geometria sferica e possono essere di tipo attivo o passivo. I marker attivi sono costituiti da LED (*light-emitting diodes*) e generano

autonomamente un segnale luminoso; mentre i marker passivi sono più diffusi ma hanno bisogno di un dispositivo di illuminazione esterno per risultare ben visibili. Il materiale catarifrangente di cui sono costituiti riflette la luce proveniente dall'illuminatore ad un'intensità tale da permettere di distinguere il marker dallo sfondo.

- Un software di elaborare dati

1.2.1 Sogliatura e Blob Analysis

Lo stadio iniziale prevede la rilevazione dei marker da parte delle telecamere e può avvenire tramite sogliatura o blob analysis. L'accuratezza della rilevazione è funzione della risoluzione spaziale con cui viene visto un marker nel piano immagine della telecamera, che dipende dalla sua distanza da essa.

Nell'operazione di sogliatura viene determinata una soglia di tonalità di grigio, tramite test statistici, per separare i pixel appartenenti alla classe del marker e quelli appartenenti alla classe dello sfondo. Dopo l'operazione di sogliatura si esegue una stima del centro del marker, tramite il calcolo del baricentro dei pixel sopra soglia oppure calcolando il centro di una ipotetica circonferenza passante per i pixel sul bordo.

La blob analysis consiste, come dice la parola stessa (inglese *blob*=macchia), nell'analisi delle "macchie" cromatiche che costituiscono l'immagine, ossia le zone con colore o intensità omogenee; con lo scopo di classificare quelle utili (i blob appartenenti ai marker) e scartare quelle inutili (riflessi). Il marker viene proiettato sul piano immagine delle telecamere con una forma ellissoidale e occupa un certo numero di pixel.

1.2.2 Calibrazione

Per una corretta ricostruzione tridimensionale delle immagini occorre innanzitutto calibrare le telecamere, ossia determinare i loro parametri geometrici.

I parametri delle telecamere si dividono parametri interni (lunghezza focale, coordinate del punto principale e coefficiente di distorsione) ed esterni (la posizione

del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto).

La proiezione sul piano immagine di un punto P nello spazio 3D prevede, Fig. 1.4:

- 1) una trasformazione rigida (T , R) dal sistema di riferimento assoluto di coordinate (O, X, Y, Z) al sistema di coordinate della telecamera (C, X_c, Y_c, Z_c) . Il vettore T e la matrice di rotazione R esprimono rispettivamente la traslazione e l'orientamento del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto.
- 2) una trasformazione prospettica del sistema di riferimento della telecamera al sistema di riferimento del piano immagine (c, x, y) .
- 3) una trasformazione affine 2D dal sistema di coordinate del punto immagine al sistema di riferimento del sensore (u, v) .

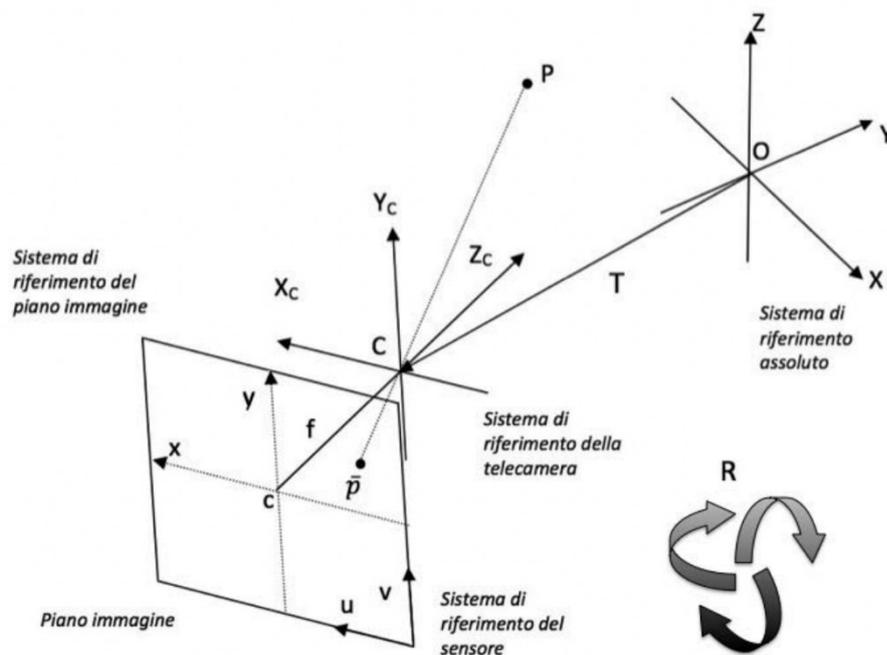


Figura 1.4, Proiezione sul piano immagine di un punto P nello spazio 3D [1]

La maggior parte delle tecniche di calibrazione si basano su un modello della telecamera a foro stenopeico chiamato *pin-hole*.

Un raggio di luce proviene dal punto P dello spazio attraversa il foro della telecamera e incide sul piano immagine in un punto p . Il modello *pin-hole* prevede il passaggio dal sistema di riferimento del piano immagine al sistema di riferimento assoluto e

può essere rappresentato come una matrice ottenuta come composizione delle tre precedenti trasformazioni.

La limitazione principale di una telecamera *pin-hole* è che l'intensità della luce che attraversa il foro è troppo piccola per essere rilevata, per cui è necessario allargare il foro (diaframma) e ricorrere ad un'ottica per mettere a fuoco. Però così facendo il gruppo ottico deforma l'immagine introducendo distorsioni cromatiche, che degradano la qualità dell'immagine, e geometriche, che causano lo spostamento del contenuto dell'immagine.

1.2.3 Triangolazione e Tracking

La triangolazione prevede di ricostruire la posizione dei marker nello spazio (X, Y, Z) a partire dalle coordinate delle loro proiezioni nei sistemi di riferimento del piano immagine delle telecamere (x, y) . Per la ricostruzione 3D sono necessari almeno due punti 2D, come in Fig. 1.5.

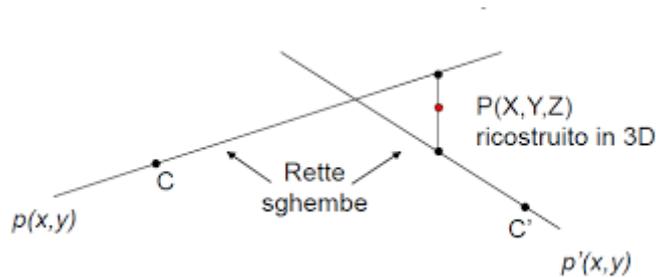


Figura 1.5, Ricostruzione 3D tramite triangolazione [1]

Una volta ricostruita per ogni istante di tempo la posizione 3D di ciascun marcatore, bisogna calcolarne le traiettorie (tracking).

Il tracking utilizza due tipi di informazioni:

- 1) La regolarità della traiettoria

Un algoritmo predice la posizione attesa del marker in base: alle misure precedenti, al modello dinamico su cui si basa (il filtro di *Kalman*) e alla varianza della predizione.

- 2) Le informazioni a priori sulla forma e il tipo di moto del soggetto

Queste informazioni si possono ottenere statisticamente tramite la densità di probabilità congiunta della posizione relativa dei marcatori e della loro velocità.

1.3 Video Analysis

Un altro metodo per la misurazione delle variabili cinematiche è la *video analysis*.

Tale metodo consente di acquisire la posizione di un marker con un sistema multiplo di telecamere digitali. Successivamente i dati vengono elaborati da appropriati software, che permettono di ricostruire tridimensionalmente il punto con una serie di processi quali la calibrazione, il tracking e la triangolazione.

Questi software permettono un tracking completamente automatico dei marker. Uno dei metodi più comuni di tracking è il “*point tracking*”, che consiste nella stima del movimento dei punti in frame successivi. Le tecniche di implementazione più complesse di questo metodo sono quelle basate sulla rilevazione del flusso ottico. Tra queste è stato verificato sperimentalmente che il più efficiente ed accurato in termini di risultati sia l’algoritmo sviluppato da Kanade – Lucas – Tommasi nel 1981 [9].

1.3.1 Calibrazione di Bouget

Per determinare i parametri geometrici delle telecamere viene introdotto un modello matematico chiamato *pin-hole* e, come spiegato precedentemente, introduce delle distorsioni dovute alla non-idealità della dimensione del foro.

Per correggere queste distorsioni, il modello *pin-hole* viene esteso con delle correzioni come proposto da J. Y. Bouget [8].

Questo modello prevede due fasi: una calibrazione intrinseca e una estrinseca.

Nella calibrazione intrinseca viene fatta ruotare una scacchiera di cui sono noti il numero di quadrati e la lunghezza di ogni lato. Successivamente vengono digitalizzati i bordi e identificate le distanze tra i vertici di ogni quadrato. I parametri vengono ricavati attraverso la risoluzione dei minimi quadrati.

Nella calibrazione estrinseca, noti i parametri calcolati precedentemente, si pone la scacchiera al centro dell’area di acquisizione, in modo tale che risulti visibile da ogni telecamera. Scelto un vertice della scacchiera come origine del sistema di riferimento, le sue coordinate vengono collegate rispetto alle coordinate del sistema di riferimento globale. In questo modo è possibile esprimere le coordinate di un punto nel sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento globale.

1.3.2 Video Tracking

Il video tracking è l'inseguimento a video di punti specifici.

All'inizio della fase di video tracking bisogna fornire la posizione di ogni marker nel fotogramma di partenza in modo che il software proceda al tracciamento automatico. La maggior difficoltà è quella di identificare la posizione esatta di ogni marker in ogni fotogramma. Quando la velocità del gesto motorio aumenta, come per esempio nella fase di oscillazione della deambulazione, il frame rate della telecamera potrebbe non essere sufficientemente alto per ottenere una sequenza di fotogrammi continua, che permetta una corretta ricostruzione del punto. Perciò è possibile che alcuni punti vengano persi nel tracciamento per uno o più frame ed è compito dell'operatore sistemare queste lacune.

La triangolazione è la stessa di quella dei sistemi stereofotogrammetrici spiegata precedentemente.

2 CINETICA

Il termine "cinetica" deriva da *kinesis*, che è una parola greca che significa "correlato al movimento". Sebbene il termine "cinetica" sia stato sostituito da "dinamica" dalla metà del XX secolo, i libri di testo di ingegneria usano ancora il termine [7].

La cinetica, o più appropriatamente, la dinamica, è lo studio che descrive la relazione tra il moto di un corpo (o sistema di corpi) e le forze agenti su di esso. Esistono due tipi di problemi dinamici: uno chiamato il problema della dinamica diretta nel quale sono note le forze agenti su un corpo e si determina il movimento, e un altro chiamato problema della dinamica inversa per il quale sono note la cinematica di un corpo e le forze scambiate con l'ambiente e si calcolano le forze e i momenti agenti su di esso. Il primo metodo viene comunemente usato in biomeccanica quando si è interessati all'effetto delle forze muscolari sulla cinematica articolare. Il secondo metodo viene usato solitamente nell'analisi del movimento. Analizzando i meccanismi coinvolti nel controllo motorio della locomozione umana, si possono identificare i criteri per progettare dispositivi protesici e fornire informazioni utili alla formulazione di diagnosi di patologie che si manifestano in una locomozione errata [1].

Nel cammino le uniche forze esterne che si considerano, trascurando quelle di resistenza dell'aria, sono quelle scambiate tra i piedi e il suolo. Mentre le forze interne sono quelle di contatto tra osso e osso. La misura diretta di forze interne al corpo richiederebbe l'uso di sensori impiantabili. È evidente che oltre al problema dell'accuratezza di misura, non sempre risolto al meglio, si pone in questi casi il problema etico del rapporto tra i potenziali rischi connessi all'invasività della tecnica e i benefici ricavabili per il soggetto esaminato [1]. Tale metodo è perciò difficilmente utilizzabile per un uso routinario. Le soluzioni più utilizzate, seppur con alcune limitazioni, sono quelle basate sulla rilevazione delle forze esterne al corpo e sulla modellazione biomeccanica del sistema muscoloscheletrico.

Per la misura delle forze esterne si preferisce utilizzare una strumentazione che sia il meno invasiva possibile per il soggetto, come delle pedane di forza o di pressione poste su un camminamento appositamente predisposto o oppure delle solette sensorizzate, da porre nelle scarpe, se si vuole lasciare più libertà di movimento al soggetto.

Nel seguito si tratterà la misurazione delle forze di reazione al suolo con diversi strumenti.

2.1 Piattaforme di forza

Sappiamo dalla meccanica che un qualsiasi sistema di forze agente su un corpo rigido può essere sostituito da una forza singola agente su un punto specifico e una coppia. Quindi in generale il carico è ben definito quando si conoscono sei componenti, le tre della forza e le tre della coppia.

Una piattaforma di forza è un dispositivo formato da un piatto strumentato (generalmente rettangolare) che misura la forza scambiata tra il piede di un soggetto e il terreno. Essa misura le componenti x , y e z della forza e della coppia risultanti. È sempre possibile stimare modulo, direzione, verso e punto di applicazione, chiamato COP (Centro di Pressione), della forza. Le pedane misurano la risultante della reazione del suolo secondo il sistema di riferimento XYZ associato alla piattaforma e solitamente orientato come in Figura 2.1.

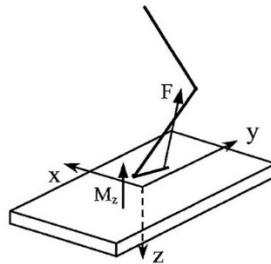


Figura 2.1, Orientazione del sistema di riferimento di una piattaforma di forza [1]

I metodi per la misura delle forze si basano sugli effetti della variazione delle proprietà elettriche del sensore, causata dalla deformazione meccanica del materiale costituente, direttamente proporzionale all'intensità delle forze applicate. Le pressioni possono poi essere calcolate a partire dalle forze che agiscono su una superficie nota.

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.

2.1.1 Trasduttori Estensimetri

Gli estensimetri (*strain gauge*) sono conduttori che modificano la loro resistenza quando sottoposti ad allungamento/accorciamento per tensione meccanica.

La sensibilità di un estensimetro, detta fattore di guadagno (*o di gauge*) G , dipende dalle sue proprietà fisiche:

$$G = 1 + 2\nu + E\Pi \quad \text{con } \nu: \text{Coefficiente di Poisson}$$

E : Modulo Elastico

Π : Costante Piezoresistiva

In una pedana di forza si utilizzano quattro celle di carico poste ai vertici, che a loro volta sono composte da quattro estensimetri ciascuna, come in Figura 2.2.

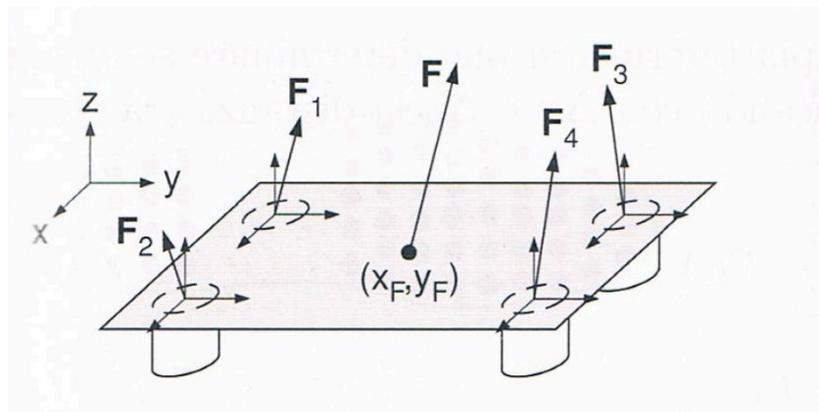


Figura 2.2, Pedana di forza composta da quattro celle di carico [12]

La combinazione geometrica deve essere tale da rendere il trasduttore il più possibile sensibile soltanto ad una componente della forza ed è riportata in Figura 2.3.

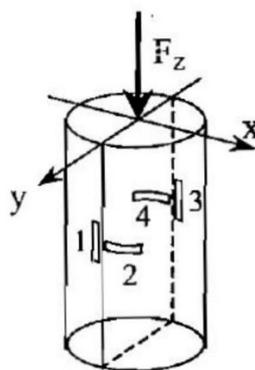


Figura 2.3, Cella di carico composta da quattro estensimetri [1]

2.1.2 Trasduttori Piezoelettrici

Questi trasduttori convertono lo spostamento (ΔX) della loro struttura in una tensione proporzionale (ΔV). Funzionano anche nel verso opposto (ΔV in ΔX). Essi si basano sull'effetto piezoelettrico, che si manifesta in alcuni cristalli anisotropi, ad esempio i cristalli di quarzo SiO_2 .

La piezoelettricità è una proprietà che consiste nella polarizzazione del cristallo quando il suo reticolo cristallino è soggetto ad una sollecitazione meccanica e allo stesso tempo di deformarsi in maniera elastica quando sono sottoposti ad una tensione elettrica, come in Figura 2.4.

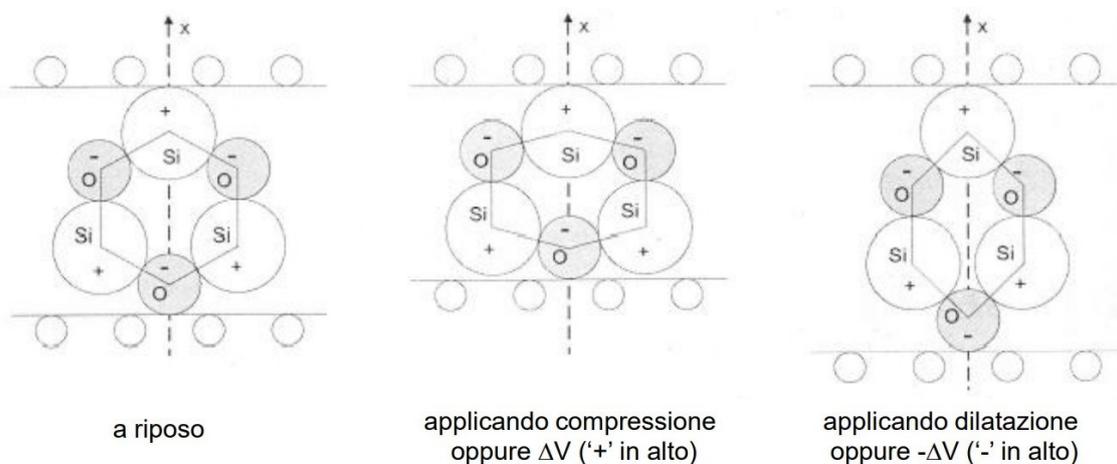


Figura 2.4, Piezoelettricità

I trasduttori piezoelettrici non sono adatti a misurare carichi statici perché la carica elettrica non si rinnova sotto un carico costante.

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. Misurando la forza risultante non si riesce a stabilire qual è il carico sostenuto da queste strutture. Si sono realizzati dei dispositivi contenenti molteplici sensori in grado di misurare la componente verticale della forza. Visto che la dimensione di questi sensori è nota, si preferisce esprimere la risposta sotto forma di pressione. Questi strumenti forniscono la distribuzione della pressione su una superficie di appoggio e la traiettoria del COP (centro di pressione).

I sensori usati si basano su principi capacitivi o resistivi.

I sensori di tipo capacitivo sono realizzati ponendo due armature metalliche ai lati di un materiale dielettrico elastico. Applicando una forza il materiale elastico si deforma, avvicinando le due armature e aumentando la capacità. L'aumento di capacità è misurato in aumento di pressione; la relazione fisica tra la capacità e la distanza tra le armature è la seguente:

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

ε : costante dielettrica
 S : superficie dell'armatura
 d : distanza tra le armature

I sensori di tipo resistivo si realizzano ponendo due armature metalliche a contatto con un polimero conduttivo. All'aumentare della forza di compressione si ottiene una diminuzione della resistenza elettrica, misurata in unità di pressione.

La resistenza dipende anche dalla resistività, dalla lunghezza e dalla sezione del conduttore.

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

ρ : resistività del materiale
 l : lunghezza del conduttore
 S : sezione del conduttore

Un esempio di sensore di pressione sono le solette di pressione. Sono disponibili commercialmente sia solette resistive che capacitive. Le solette sono molto versatili e permettono al soggetto di muoversi liberamente, anche per lunghi periodi, ma presentano un'accuratezza di misura inferiore ad altri strumenti. Questo è dovuto ai carichi spuri e variabili durante il passo, all'alterazione del valore di pressione causato dall'effetto ammortizzante della soletta stessa e alla variazione della posizione dei singoli sensori rispetto ai siti anatomici di interesse.

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. Mentre 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].

Per calcolare i momenti articolari di anca, ginocchio, caviglia, bacino e tronco durante il ciclo del passo, si utilizzano principalmente due metodi:

1. La dinamica inversa
2. *Ground Reaction Vector technique*

Il primo metodo consiste nel considerare il corpo come un corpo rigido, ovvero che tutti i suoi punti partecipano ad uno stesso moto rigido e mantengono inalterate le loro distanze rispetto ad un osservatore fisso. Questo metodo tiene conto sia dei momenti delle forze che delle coppie.

Per un singolo corpo si possono scrivere le note equazioni del moto di Newton-Eulero:

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

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 α rappresentano le accelerazioni lineare e angolare;
- m è la massa e I^{CM} il tensore del momento d'inerzia del corpo rigido rispetto al centro di massa

Le grandezze misurate vengono usate come ingresso ad un modello muscolo-scheletrico. Si possono così determinare prima le forze e le coppie intersegmentali e poi il contributo di ogni muscolo alla dinamica articolare.

Il secondo metodo si chiama "*Ground Reaction Vector technique*". È un metodo più semplice che calcola il momento articolare di una forza come prodotto vettoriale tra il braccio e la forza.

La collocazione del vettore GRF (*Ground Reaction Force*) rispetto alle articolazioni fornisce un'indicazione approssimativa del gruppo muscolare attivo. Questo metodo è inefficace per accelerazioni elevate dei segmenti anatomici e non tiene conto dell'inerzia. I momenti vengono calcolati rispetto al sistema di riferimento globale, perché il braccio e la forza sono riferiti ad esso, ma per ottenere il momento articolare, questi vanno riportati sul sistema di riferimento dell'articolazione.

3 MATERIALI E METODI

In questo capitolo vengono spiegati:

- Le metodologie impiegate per acquisire i soggetti
- L'attrezzatura hardware utilizzata in laboratorio
- I software utilizzati per elaborare i dati acquisiti

3.1 Soggetti e Task

Le misure sono state eseguite presso il laboratorio di Bioingegneria del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova.

I soggetti presi in esame sono 3 femmine e 2 maschi, con caratteristiche antropometriche molto simili tra loro.

Nella tabella 3.1 vengono specificati i dati antropometrici di ciascun soggetto.

Soggetto	Peso (kg)	Altezza (cm)	BMI	Scarpe	Età
1	60	170	20,8	40	26
2	62	172	21	39	24
3	60	165	22	39	30
4	57	167	20,4	40	26
5	51	170	17,6	38	24

Tabella 3.1, Soggetti acquisiti

Lo studio in esame consiste nel far camminare il soggetto avanti e indietro in una stanza al cui centro è posta una pedana di forza, in modo che esso la calpesti 3 volte con il piede destro e 3 volte con il piede sinistro.

La velocità della camminata e il tempo di esecuzione sono a discrezione di ogni soggetto. Ai lati e ai vertici della stanza sono posizionate delle telecamere in modo da riprendere il soggetto da più angolazioni possibili.

3.2 Setup Sperimentale

Prima di svolgere il task motorio, ad ogni soggetto vengono posizionati i marker passivi, Fig. 3.1, sui punti di reperi anatomici come descritto dal protocollo “*IOR Gait*” [10], mostrato in Figura 3.2.



Figura 3.1, Marker Passivo

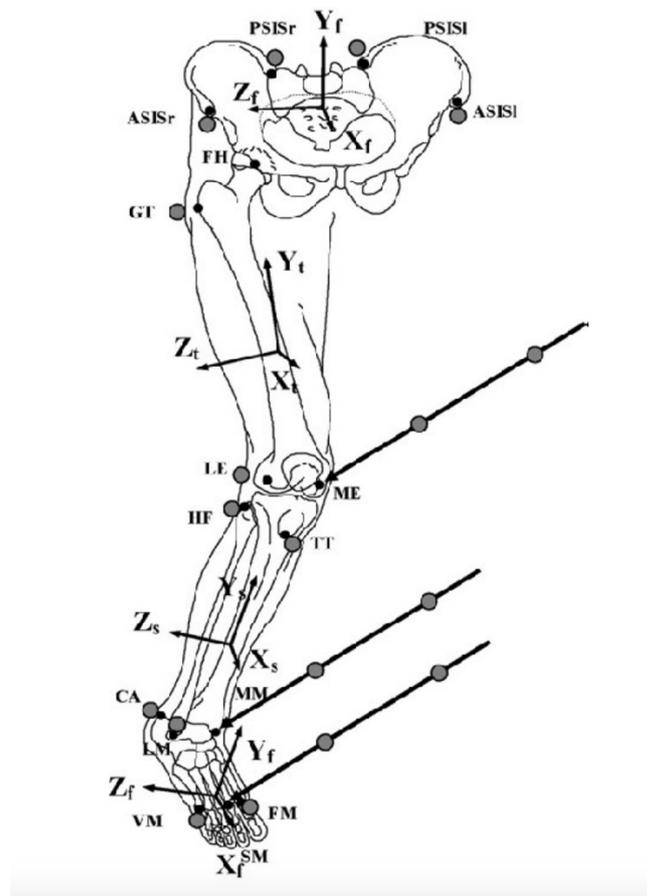


Figura 3.2, Protocollo “IOR Gait” [10]

Infine, ad ogni soggetto vengono fatte indossare delle solette PEDAR all’interno della loro calzatura, collegate al computer tramite Bluetooth.

3.2.1 Telecamere

Per l'acquisizione delle variabili cinematiche si utilizzano due tipi di sistemi diversi:

1. Le telecamere del sistema stereofotogrammetrico
2. Le telecamere commerciali GoPro Hero 7

Il sistema stereofotogrammetrico è composto da sei telecamere ad infrarossi.

Queste telecamere sono prodotte da BTS Bioengineering e fanno parte della linea SMART E. Questi strumenti sono utilizzati in tutto il mondo per la valutazione clinica e l'analisi multifattoriale del movimento [3]. Sono dotati di una potenza di calcolo estrema e una versatilità eccezionale; inoltre impiegano potenti illuminatori a infrarossi per garantire ottime prestazioni anche in condizioni di scarsa luminosità.

La frequenza di campionamento utilizzata è di 60 Hz, estendibile fino a 120Hz.



Figura 3.3, Telecamere ad infrarossi SMART DX (ultimo modello della linea SMART)

Le telecamere GoPro Hero 7, Fig. 3.4, sono telecamere digitali e permettono invece di riprendere il soggetto fino ad una risoluzione 4K con una frequenza di 60 fps (frames per second) [4].

Queste telecamere sono dotate di uno stabilizzatore video *HyperSmooth* e hanno un costo molto inferiore rispetto alle telecamere ad infrarossi (279.00 € sul sito ufficiale gocamera.it).

In totale le GoPro utilizzate sono otto e vengono posizionate grazie al supporto di un treppiedi che permette di regolare l'altezza della visuale e garantisce un'ottima stabilità durante le riprese.

I video acquisiti con queste telecamere hanno una risoluzione di 1080p a 30fps.



Figura 3.4, Telecamera Go Pro Hero 7 Black

3.2.2 Pedana di Forza e Solette PEDAR

La pedana di forza, Fig. 3.5, è stata prodotta dalla Bertec (FP4060-10), ha una dimensione di 40cm*60cm e permette di misurare le tre componenti e il punto di applicazione della forza trasmessa al suolo [5].

La pedana di forza è sincronizzata e integrata con le telecamere del sistema stereofotogrammetrico e la frequenza di acquisizione utilizzata è di 960Hz.

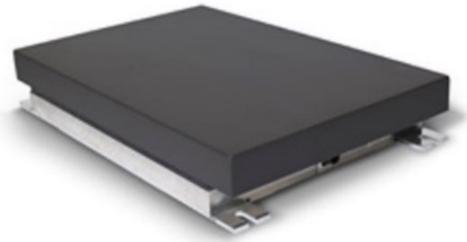


Figura 3.5, Padana di Forza Bertec

Le solette PEDAR, Fig. 3.6, sono dei dispositivi indossabili prodotte da novel.de [6].

Esse permettono di misurare la distribuzione della pressione plantare lungo tutto il piede durante la camminata.

Queste solette presentano molti vantaggi, sono mobili, versatili, flessibili e resistenti. Infatti, è possibile trovarle di diverse taglie e il numero di sensori integrati è proporzionale alla dimensione della soletta. I sensori al loro interno hanno diverse geometrie in modo da coprire tutte le zone della pianta del piede e sono di tipo capacitivo, perciò sono strumenti costosi.

Le solette possono essere connesse al computer tramite connessione wireless Bluetooth, oppure tramite un cavo, ma quest'ultimo risulta più scomodo.

I dati vengono acquisiti ad una frequenza di campionamento di 100Hz.



Figura 3.6, Solette PEDAR

3.3 Elaborazione Dati

Una volta acquisiti, i dati vengono elaborati da appositi software.

I software utilizzati sono Smart Tracker, TrackOnField, Pedar X Online Program e Matlab.

3.3.1 Smart Tracker

I dati del sistema stereofotogrammetrico e della pedana di forza vengono elaborati con Smart Tracker.

Lo Smart Tracker è un software del pacchetto SMART-SUITE, che permette di ricostruire tridimensionalmente i dati bidimensionali acquisiti con le telecamere ad infrarosso. Alla traiettoria che esegue ogni marker viene assegnata un'etichetta (*label*) corrispondente al nome del marker descritto nel protocollo.

La principale causa di errore nella ricostruzione delle traiettorie è che alcuni marker scompaiono per brevi porzioni di frame o sono del tutto assenti. Questo problema viene risolto ricostruendo il marker mancante dalla posizione degli altri marker appartenenti allo stesso segmento corporeo, utilizzando opportuni codici Matlab.

Con questo software è possibile visualizzare graficamente la direzione e l'intensità del vettore di forza sulla pedana, come mostrato in Figura 3.7. Grazie a ciò è possibile individuare i frame degli istanti di appoggio e di stacco del ciclo del passo.

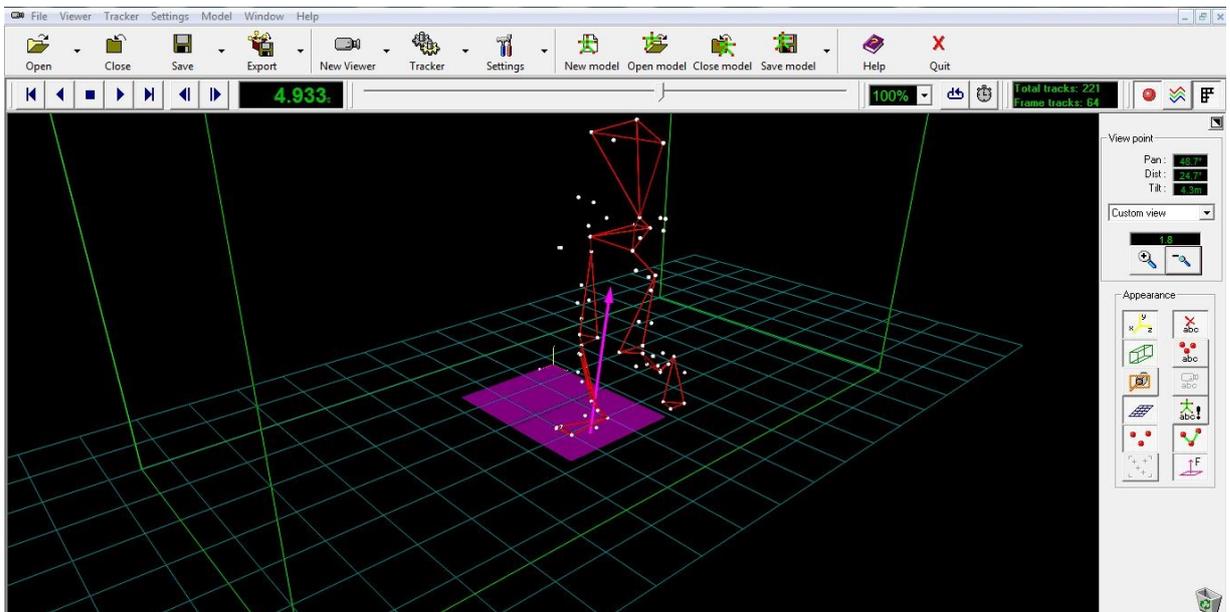


Figura 3.7, Visualizzazione del vettore di forza con Smart tracker

3.3.2 Pedar X Online Program

Lo Pedar X Online Program è un software prodotto da novel.de per elaborare i dati delle solette e per ottenere:

- gli istanti di inizio e di stacco del ciclo del passo (rispettivamente *Heel Strike* e *Toe Off*);
- i file con le forze e il COP con cui verranno calcolati i momenti articolari;
- i dati delle pressioni plantari.

La schermata principale del software si presenta come in Figura 3.8.

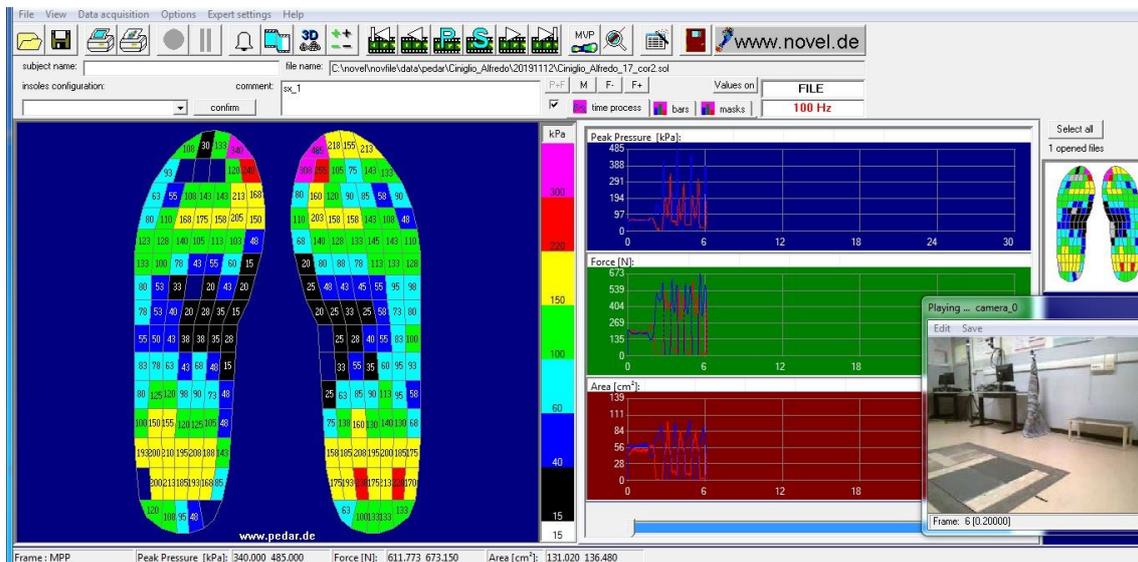


Figura 3.8, Pedar x Online Program

Si noti che l'andamento della pressione, della forza nel tempo e della superficie calpestata vengono indicati nei grafici a destra, con il colore blu per il piede destro e con il colore rosso per il piede sinistro. Mentre nella parte di sinistra è indicata la geometria di ogni sensore che compone la soletta e in base alla pressione esercitata, esso si illuminerà di un certo colore, dal nero (bassa pressione) al viola (alta pressione).

Una volta aperti i file, bisogna innanzitutto identificare i frame di appoggio e di stacco del ciclo del passo per tutti e sei i tentativi (tre destri e tre sinistri) per ogni soggetto. Quando i sensori in prossimità del tallone superano la pressione di 40kPa significa che esso è appoggiato a terra. Analogamente quando i sensori in prossimità del metatarso scendono sotto i 40kPa, significa che il piede si è alzato da terra.

Inoltre, bisogna controllare che tutti i sensori funzionino correttamente durante i frame d'interesse. Può capitare che un singolo sensore o una fila di sensori possano rimanere

sempre accesi o sempre spenti per alcuni o tutti i frame. In questo caso, questi dati vengono corretti ed interpolati con i dati delle pressioni in loro prossimità.

Una volta verificato il corretto funzionamento dei sensori, basta solo esportare i dati per ottenere i file con le forze e il COP.

Infine per ottenere i dati delle pressioni plantari, bisogna selezionare da un unico file per ogni soggetto il maggior numero di passi sia destri che sinistri corretti e calcolare la media. Per questa operazione si utilizza il programma “*Step Analysis*” mostrato in Figura 3.9.



Figura 3.9, Programma “*Step Analysis*”

3.3.3 TrackOnField

Il TrackOnField è un software prodotto direttamente da BBSof che permette di ricostruire la posizione dei marker rispetto alla posizione del sistema di riferimento assoluto.

Con questo software vengono elaborati i video acquisiti con le telecamere GoPro Hero 7.

L’utilizzo del software è diviso in più sezioni:

- *Session*:

In questa finestra, Fig. 3.10, viene creata la sessione corrente, in cui vengono inseriti i dati antropometrici del soggetto e il tipo di protocollo utilizzato per posizionare dei marcatori.

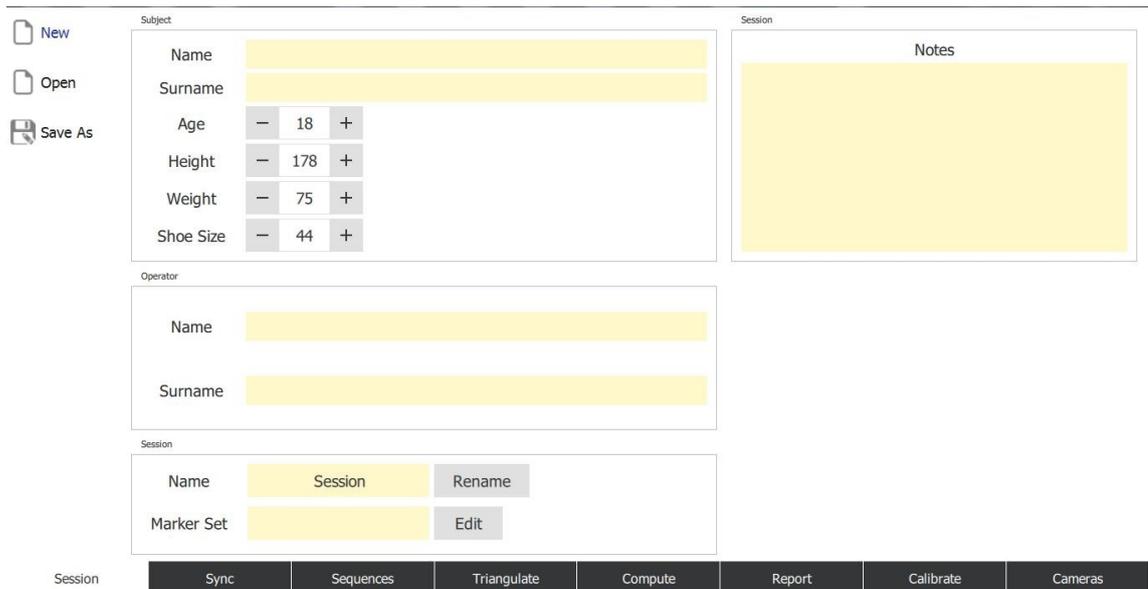


Figura 3.10, Finestra di "Session"

- *Sync*:

In questa parte vengono caricati i video delle acquisizioni, Fig. 3.11.

Essi vengono sincronizzati utilizzando il video acquisito con la telecamera uno (*Master*) come riferimento per tutti gli altri.

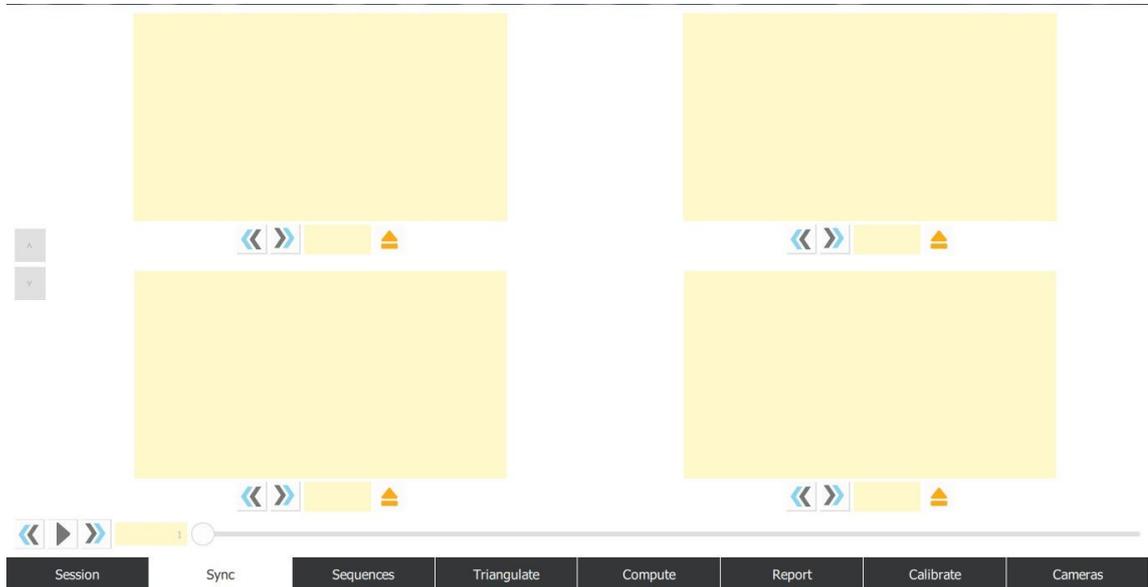


Figura 3.11, Finestra di "Sync"

- *Calibrate*:

In questa fase vengono calibrati i parametri intrinseci ed estrinseci delle telecamere. Per calibrare i parametri intrinseci bisogna caricare un video in cui viene fatta ruotare una scacchiera e il software li calcola mediante l'algoritmo di Bouget [8]. Mentre per i parametri estrinseci bisogna innanzitutto caricare i video dei dati acquisiti e poi tracciare manualmente il contorno del rettangolo sul quale è stato acquisito il soggetto; cosicché il software costruisca il sistema di riferimento assoluto posto con l'origine su uno dei vertici del rettangolo, come mostrato in Fig. 3.12. Una volta fissati i parametri intrinseci ed estrinseci, il software crea una matrice di calibrazione.

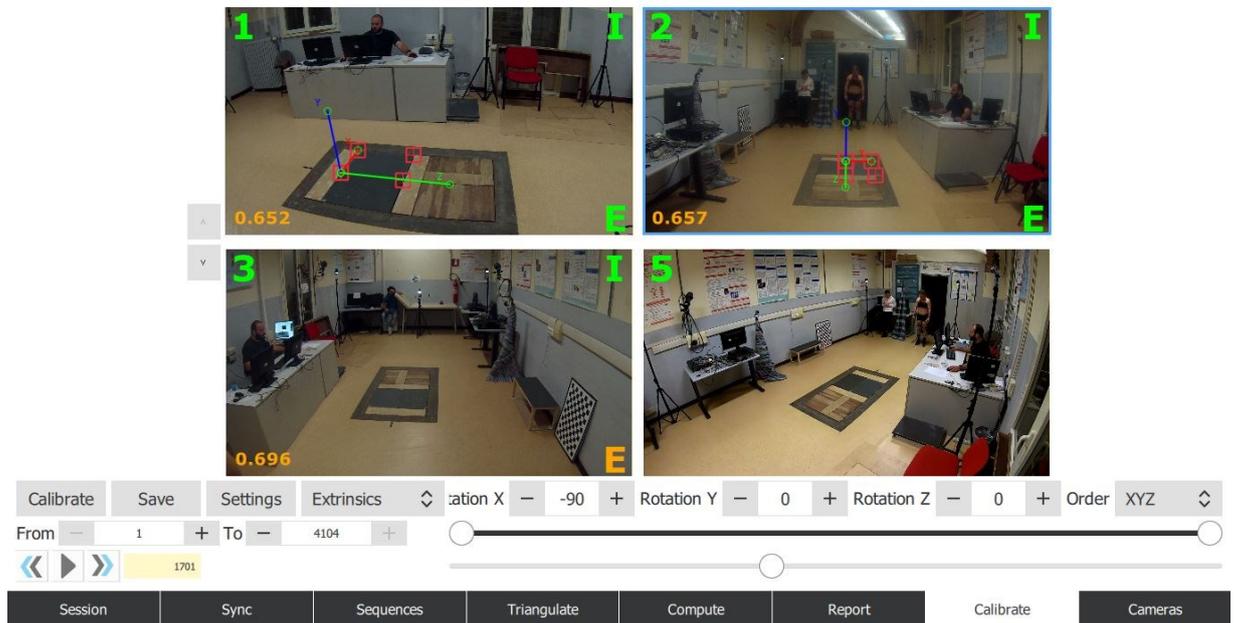


Figura 3.12, Calibrazione dei parametri estrinseci

- *Sequences:*

In questa finestra, Fig. 3.13, si effettua il tracking a video dei marker posizionati sui punti di repere anatomici, ricordando che tutti i marker devono essere visibili in almeno due telecamere. Una volta assegnata la rispettiva etichetta ad ogni marker, il software lo traccia automaticamente seguendo il flusso ottico frame by frame secondo l'algoritmo di Kanade – Lucas – Tommasi [9]. In questa fase bisogna solamente controllare il corretto funzionamento del tracking automatico ed intervenire manualmente nel caso in cui il posizionamento automatico del marker non fosse preciso.

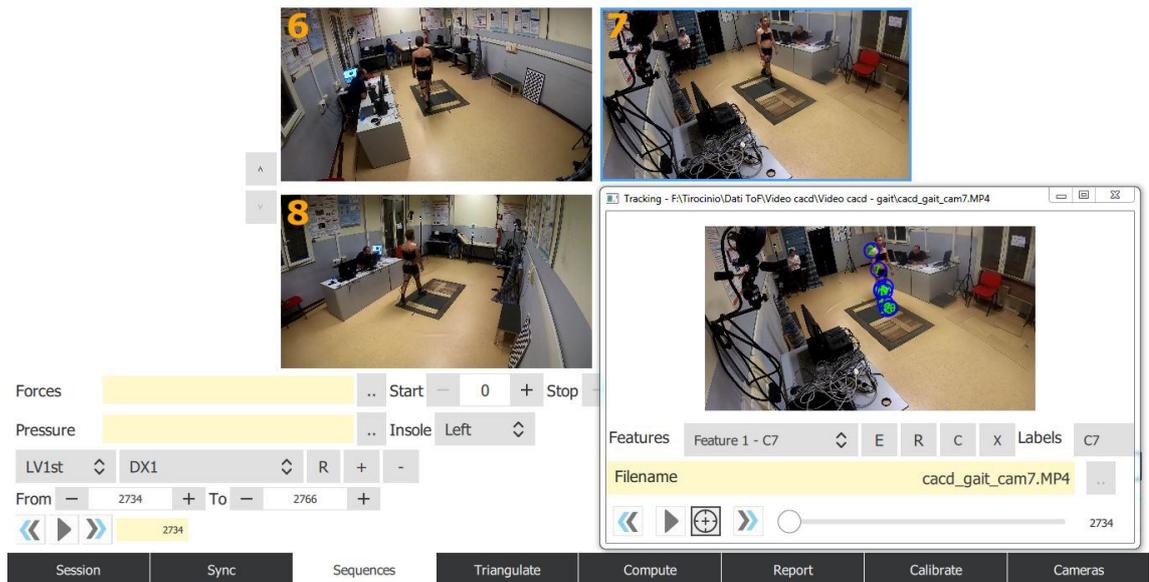


Figura 3.13, Finestra di “Sequences”; in basso a destra è mostrata la finestra di tracking di una delle telecamere

- *Triangulate:*

Per procedere con questa fase bisogna aver completato la fase di tracking e di calibrazione. Dopo aver caricato la matrice di calibrazione ottenuta precedentemente e selezionato quale file si vuole triangolare, il software costruisce una matrice in cui viene inserita la posizione istantanea dei marker nello spazio 3D rispetto al sistema di riferimento assoluto.

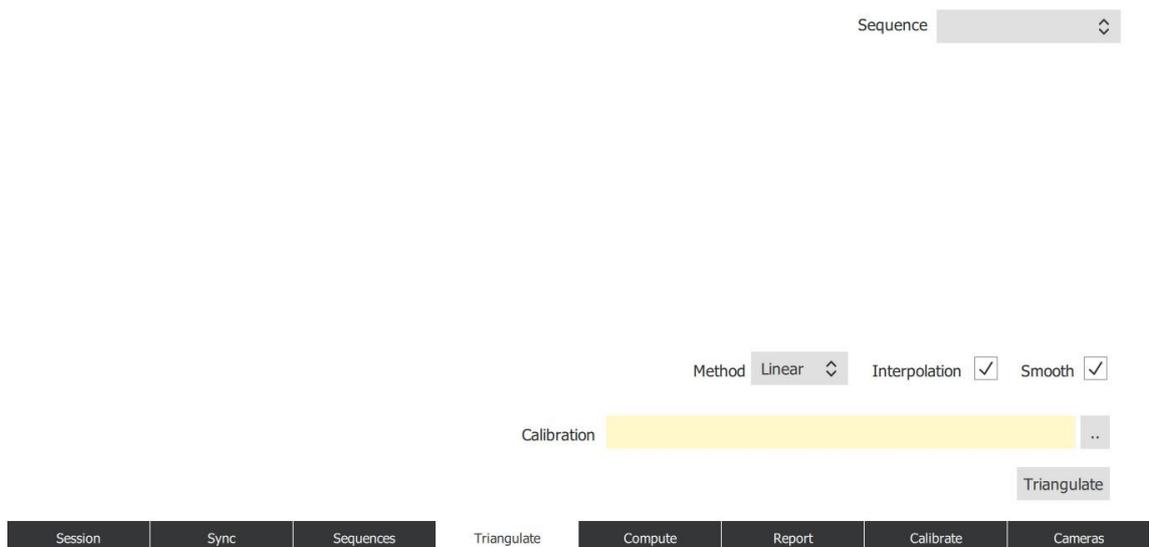


Figura 3.14, Finestra di “Triangulate”

3.3.4 Matlab

Una volta elaborati i dati con i rispettivi software, attraverso l'utilizzo di opportuni codici Matlab, ideati da BBSof e dall'Università degli Studi Di Padova, vengono creati i seguenti grafici:

- Fasce di normalità degli angoli articolari di flessione/estensione, ab/abduzione e intra/extra rotazione di anca, ginocchio, caviglia, bacino e tronco sia con i dati della stereofotogrammetria sia con i dati della video analysis;
- Fasce di normalità dei momenti articolari di flessione/estensione e di ad-abduzione d'anca, ginocchio e caviglia calcolati con il metodo "*Ground Reaction Vector technique*" sia con i dati della stereofotogrammetria sia con i dati della video analysis;
- Fasce di normalità delle pressioni plantari.

3.3.5 Analisi Statistica

A completamento dello studio, è svolta l'analisi statistica tra le due tipologie di dati utilizzati per la stima delle variabili cinematiche e dinamiche. Il test preso in esame è di tipo non parametrico, in quanto opera con una piccola quantità di dati (solo cinque soggetti). Un sufficiente quantitativo di dati per definire un test parametrico è dato da almeno dieci soggetti.

Il test è anche di tipo dipendente (o accoppiato) perché viene acquisito sempre lo stesso gruppo di soggetti che eseguono sempre lo stesso task con l'unica differenza nella strumentazione usata. Il nome del test statistico utilizzato è "*Wilcoxon signed-rank test*".

La significatività statistica è stata posta a $p < 0.05$.

4 RISULTATI

In questo capitolo vengono riportati i grafici ottenuti dall'elaborazione.

4.1 Angoli Articolari

Dai grafici degli angoli articolari sono state create le fasce di normalità sia con i dati della stereofotogrammetria (fascia blu) sia con i dati della video analysis (fascia rossa).

Le fasce sono state ottenute calcolando la media e la deviazione standard di 30 trial complessivi. Sull'asse delle ascisse sono stati posti degli asterischi che indicano quando le due fasce differiscono statisticamente ($p < 0.05$).

Successivamente vengono riportate le fasce di caviglia, anca, ginocchio, bacino e tronco in Figura 4.1 ÷ 4.13:

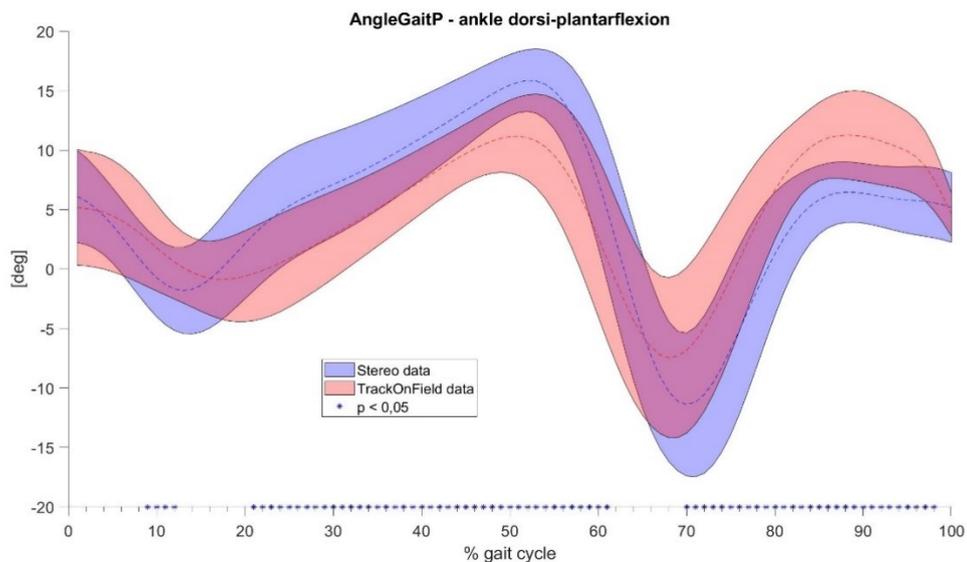


Figura 4.1, Angoli di flessione dorsi-plantare della caviglia

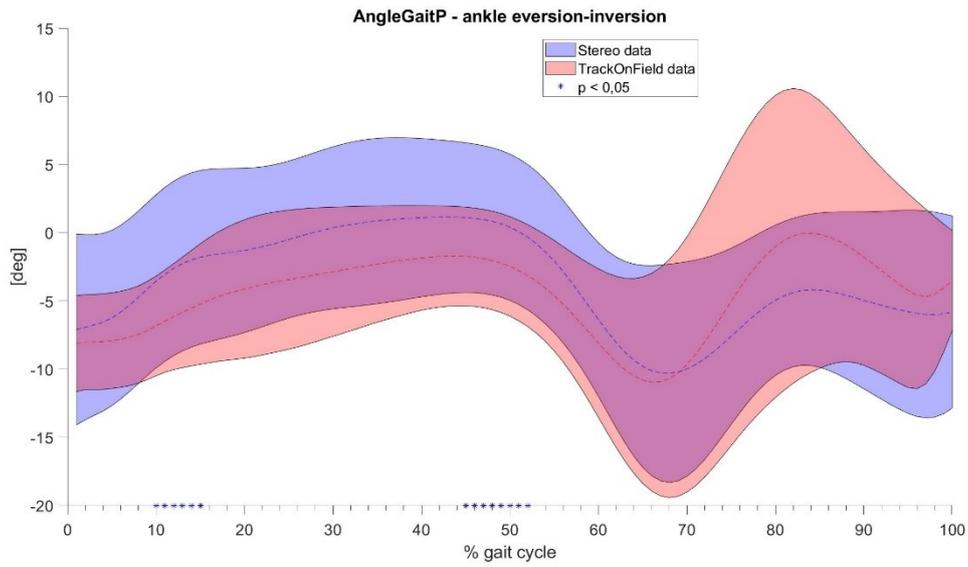


Figura 4.2, Angoli di eversione-inversione della caviglia

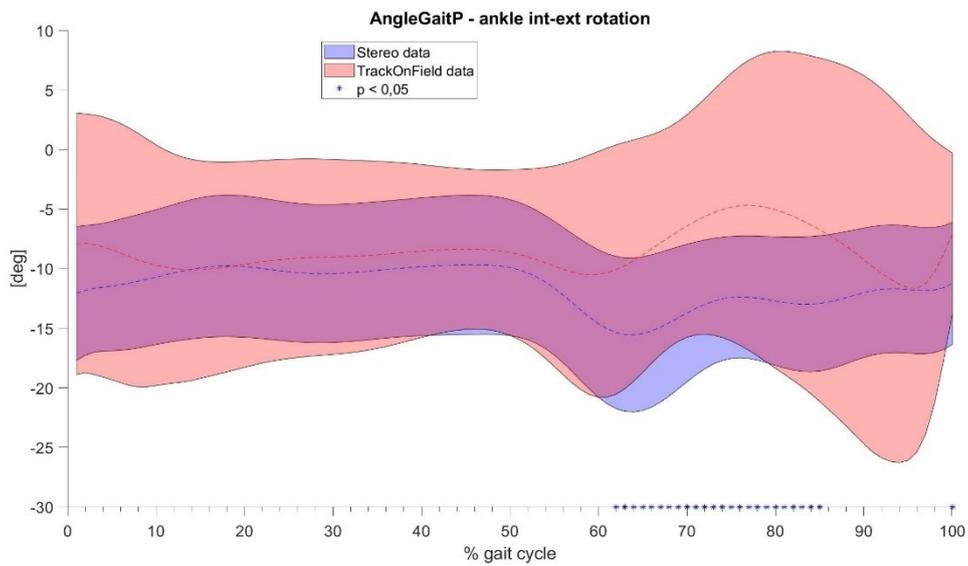


Figura 4.3, Angoli di intra-extra rotazione della caviglia

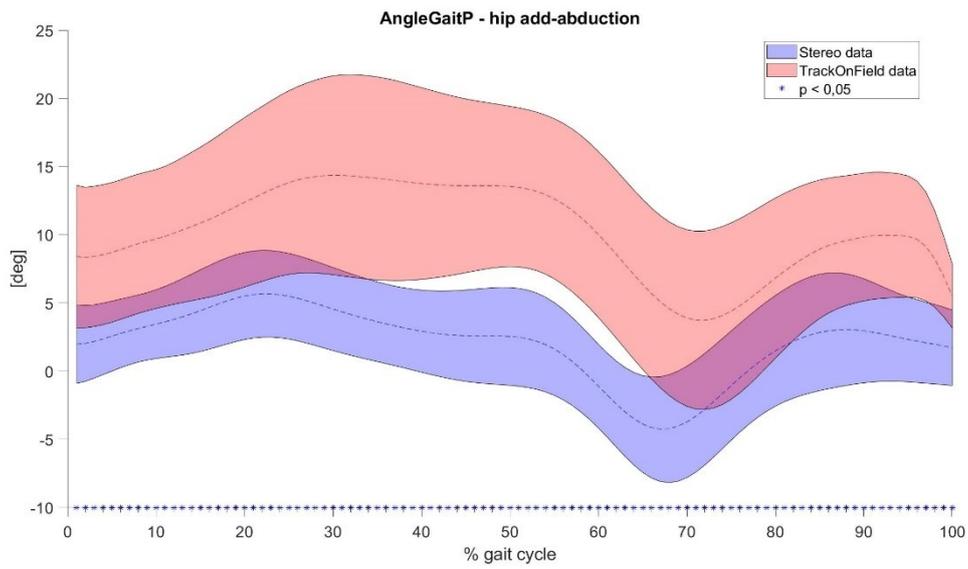


Figura 4.4, Angoli di ab-abduzione dell'anca

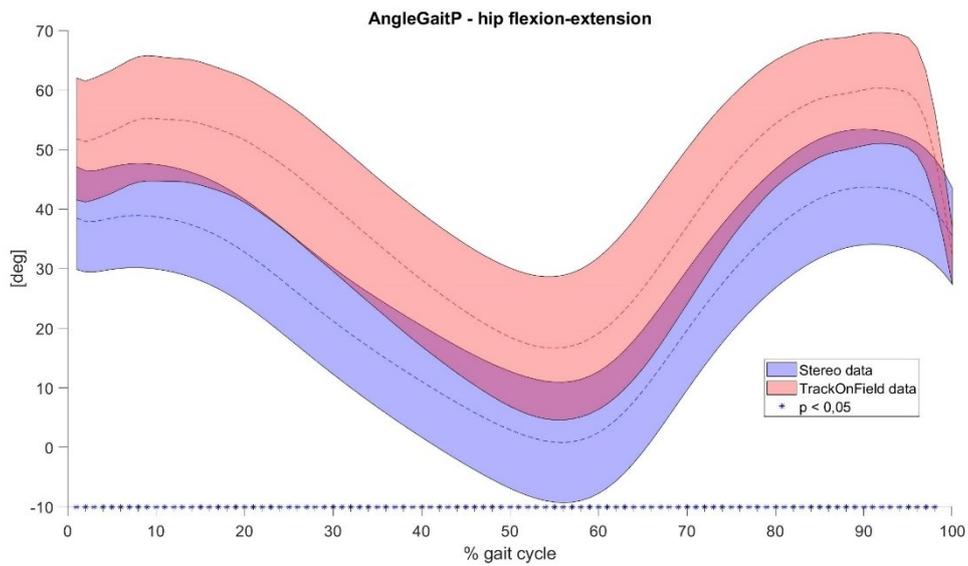


Figura 4.5, Angoli di flesso-estensione dell'anca

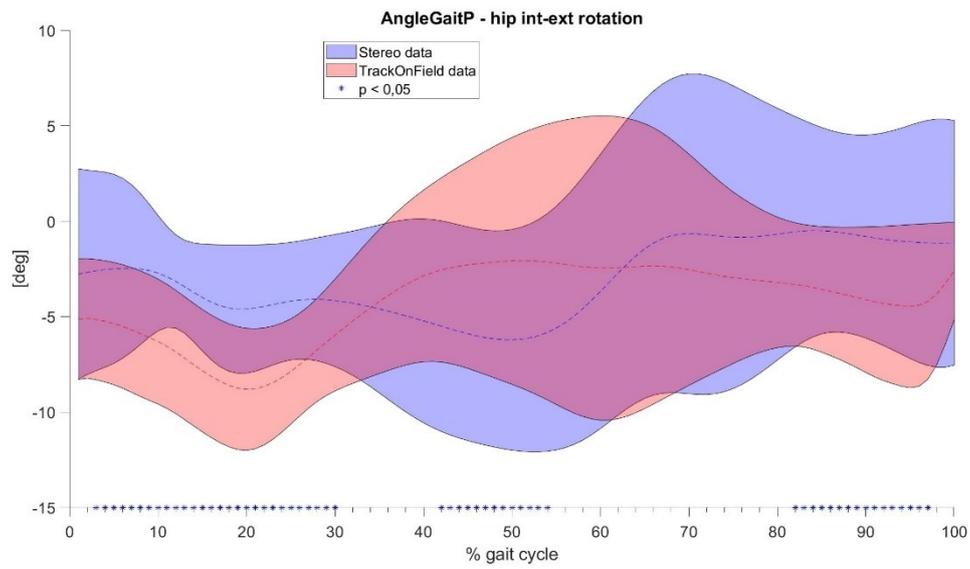


Figura 4.6, Angoli di intra-extra rotazione dell'anca

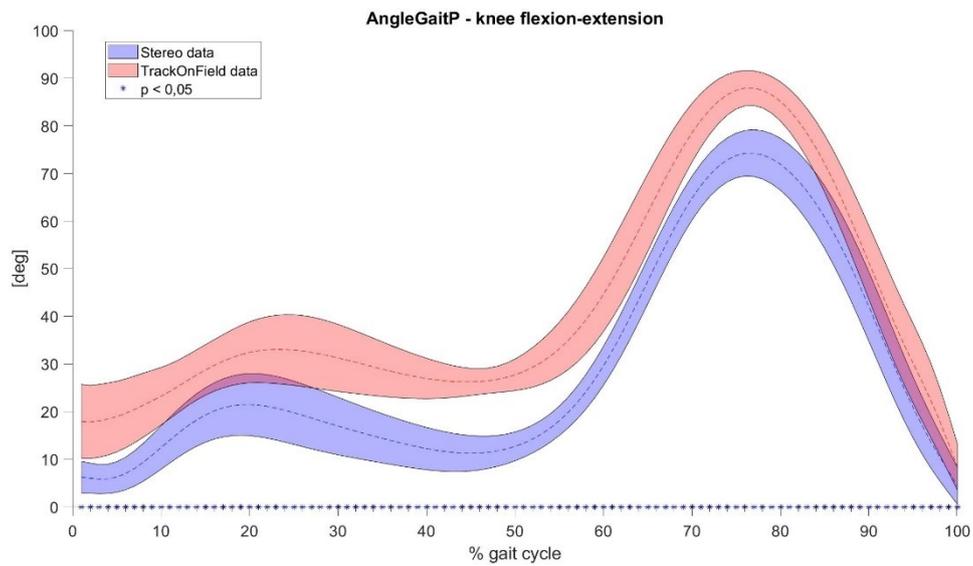


Figura 4.7, Angoli di flesso-estensione del ginocchio

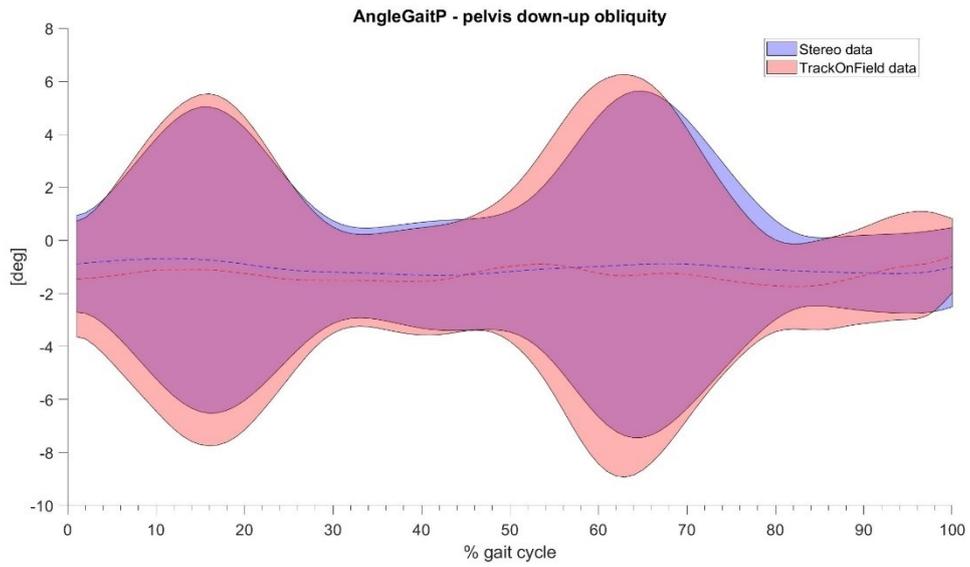


Figura 4.8, Angoli di inclinazione del bacino

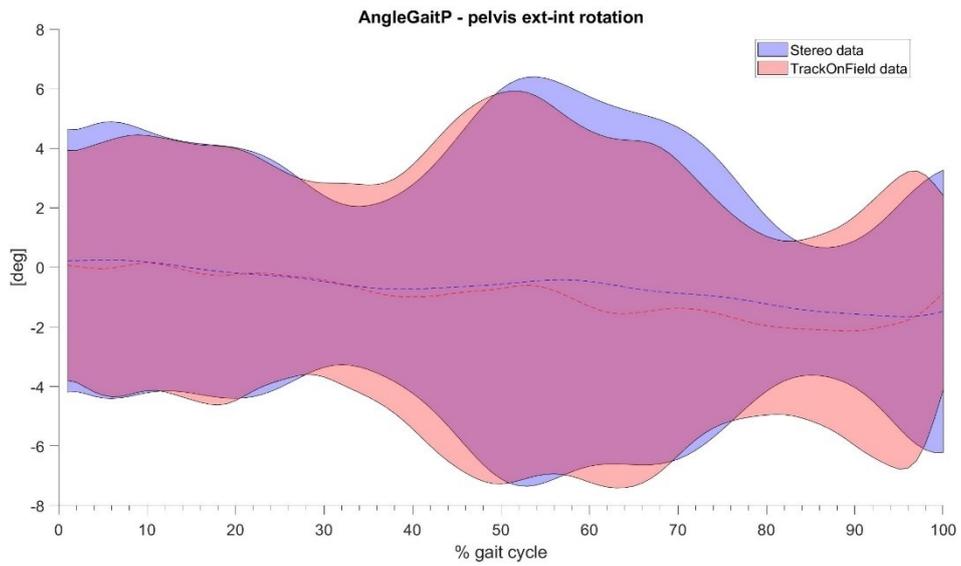


Figura 4.9, Angoli di intra-extra rotazione del bacino

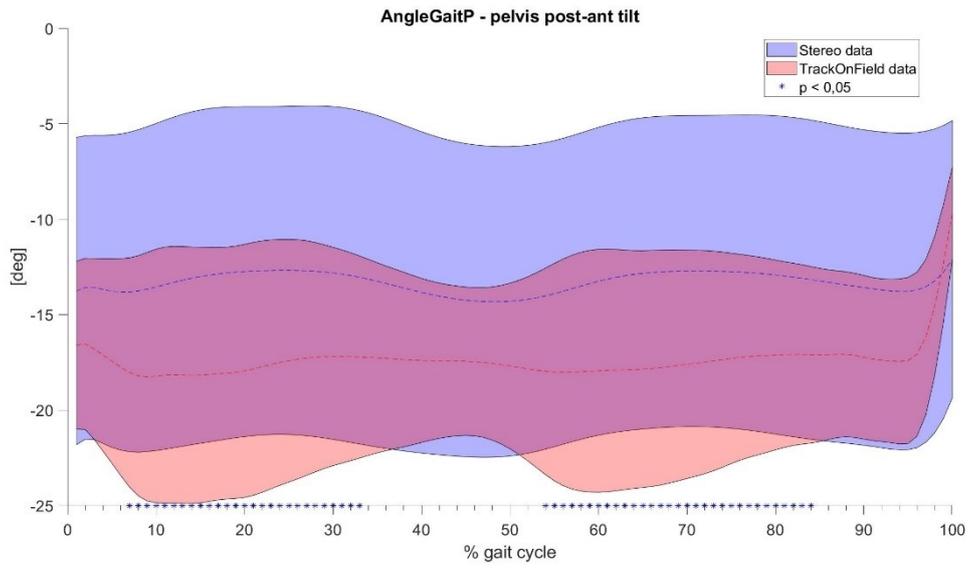


Figura 4.10, Angoli di inclinazione posteriore-anteriore del bacino

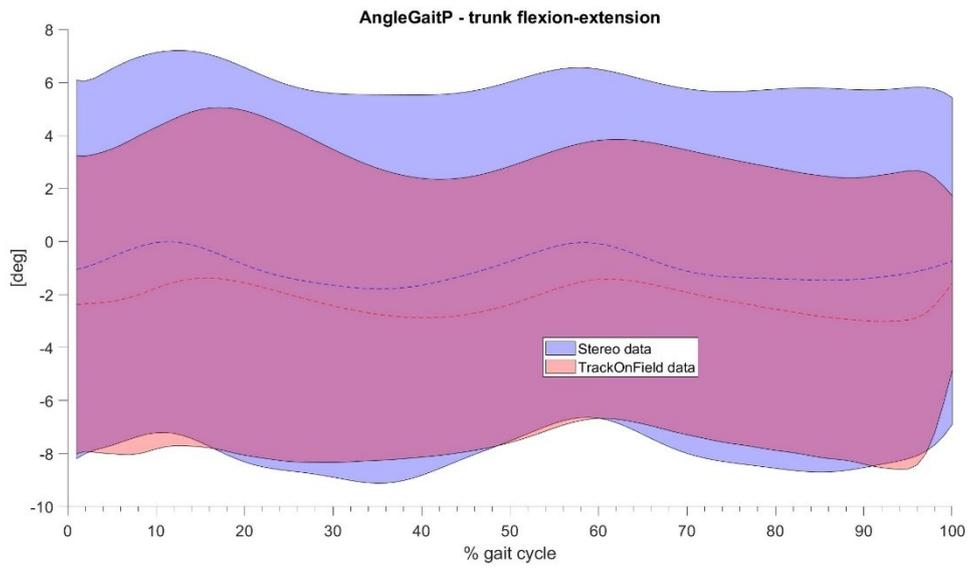


Figura 4.11, Angoli di flessione-estensione del tronco

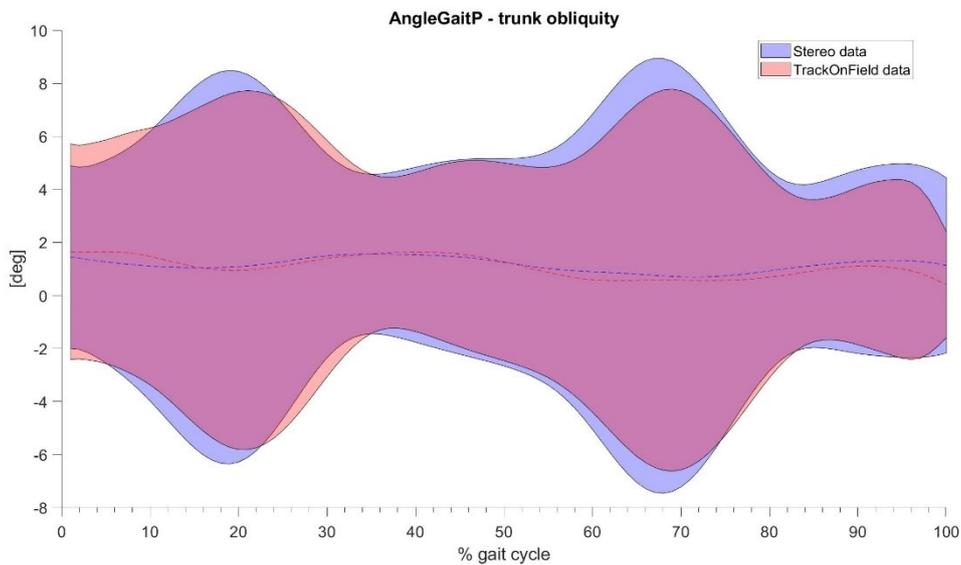


Figura 4.12, Angoli di inclinazione del tronco

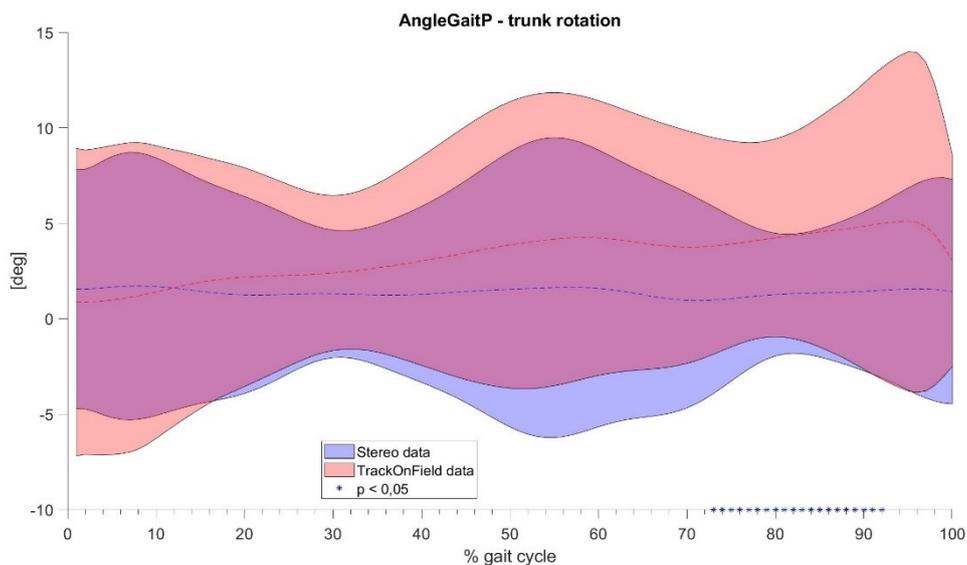


Figura 4.13, Angoli di rotazione del tronco

4.2 Momenti Articolari

Dai grafici dei momenti articolari sono state create le fasce di normalità sia con i dati della stereofotogrammetria (fascia blu) sia con i dati di Track on Field (fascia rossa).

Sull'asse delle ascisse sono stati posti degli asterischi che indicano quando le due fasce differiscono statisticamente ($p < 0.05$).

In seguito, vengono riportate le fasce dei momenti di caviglia, anca e ginocchio in Figura 4.14 ÷ 4.19:

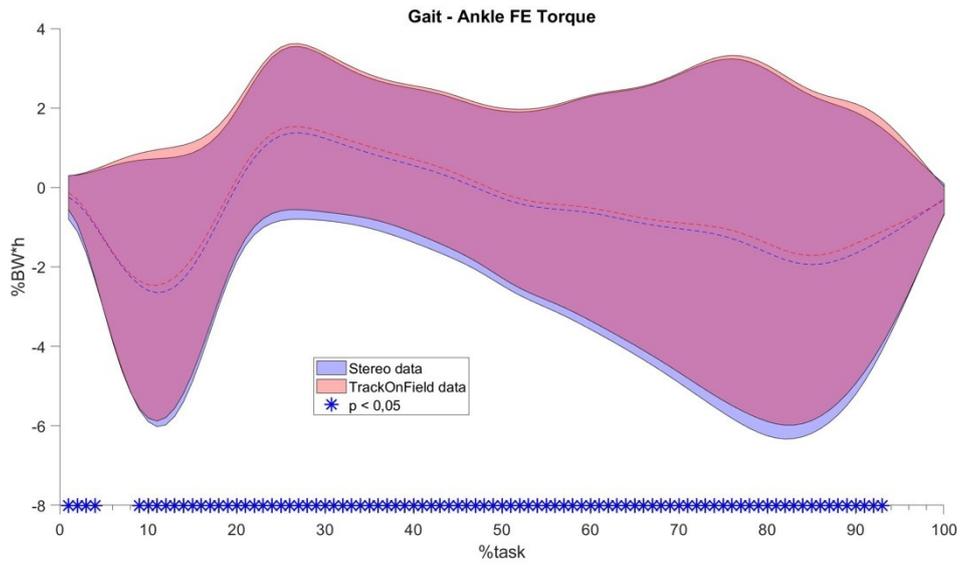


Figura 4.14, Momento di flessione-estensione della caviglia

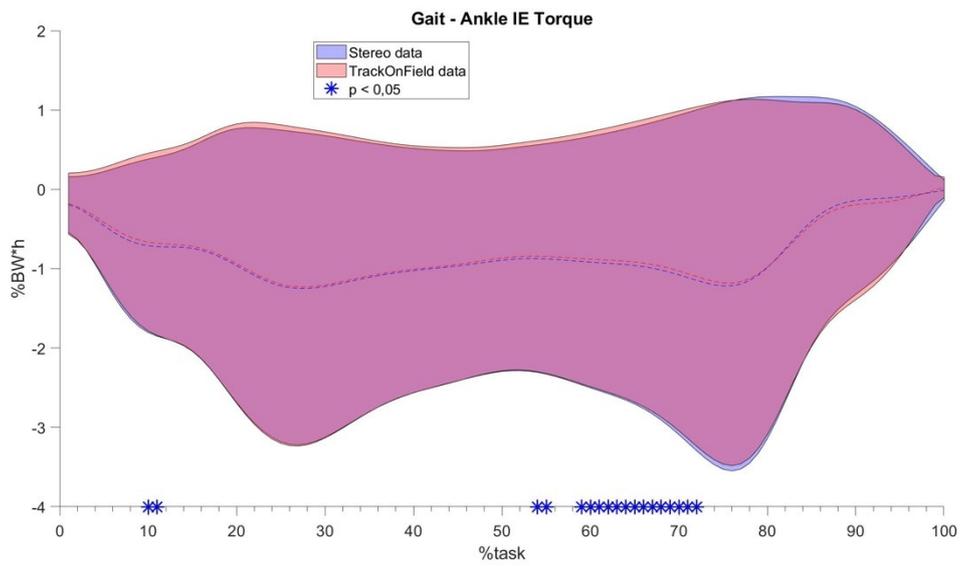


Figura 4.15, Momento di intra-extra rotazione della caviglia

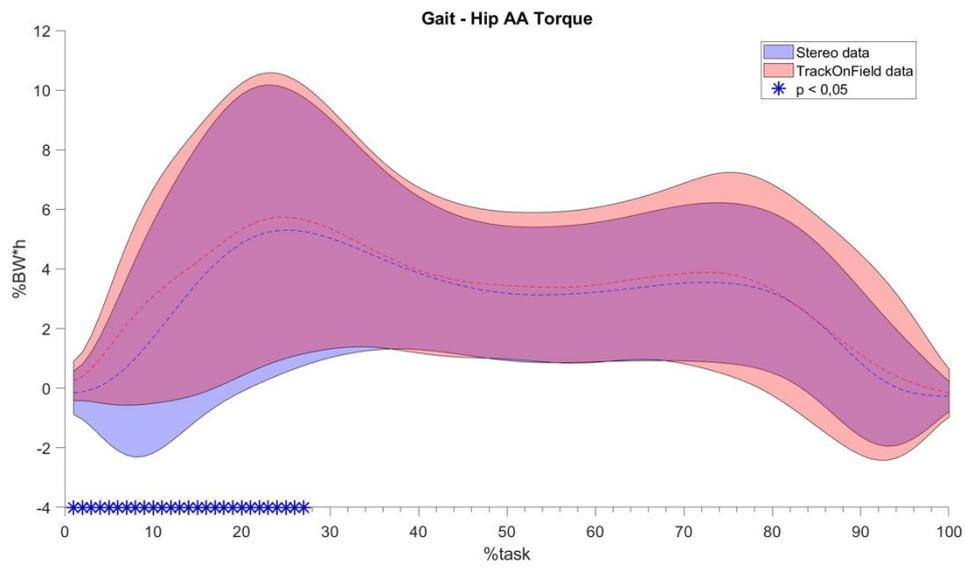


Figura 4.16, Momento di ab-abduzione dell'anca

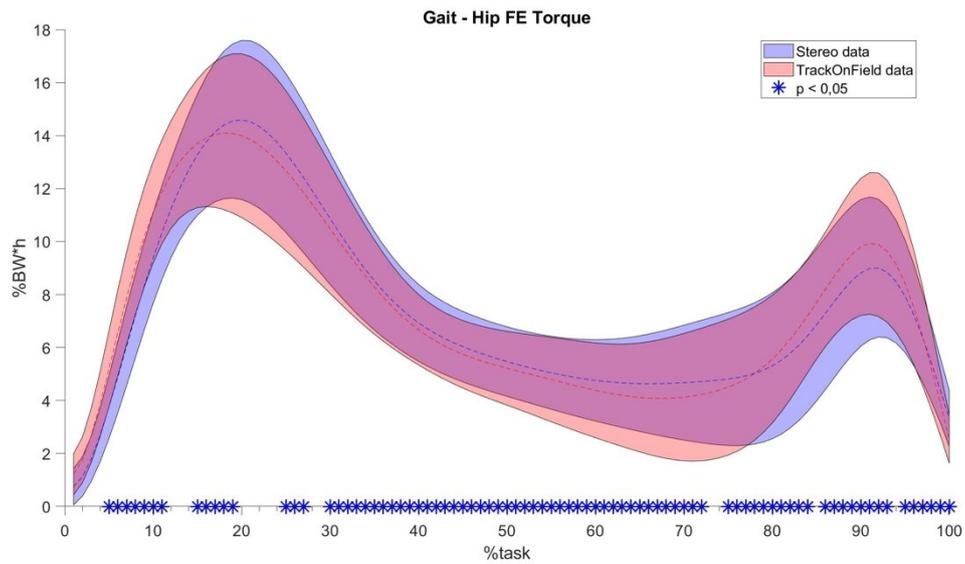


Figura 4.17, Momento di flessione-estensione dell'anca

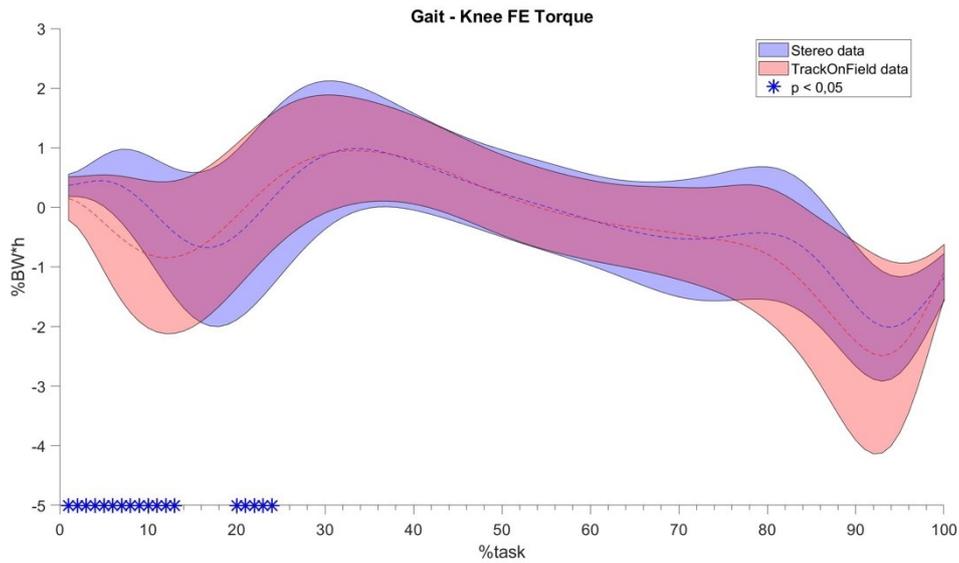


Figura 4.18, Momento di flessione-estensione del ginocchio

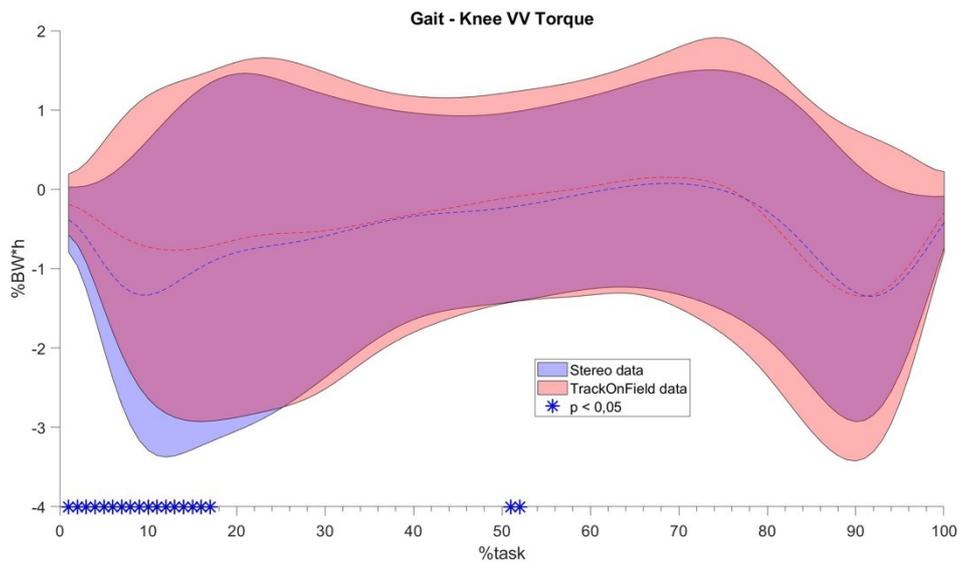


Figura 4.19, Momento del ginocchio

4.3 Pressioni Plantari

A partire dai dati delle solette PEDAR vengono creati i grafici che mostrano la distribuzione della forza e della pressione di tutti i soggetti.

Questi grafici non mostrano alcun tipo di confronto diretto tra i due metodi, ma potranno essere utilizzati in futuro per confrontare dati di soggetti infortunati o patologici.

Successivamente vengono riportati i grafici con l'andamento della forza, della pressione massima, della pressione media e della superficie calpestata, Figura 4.20 ÷ 4.27:

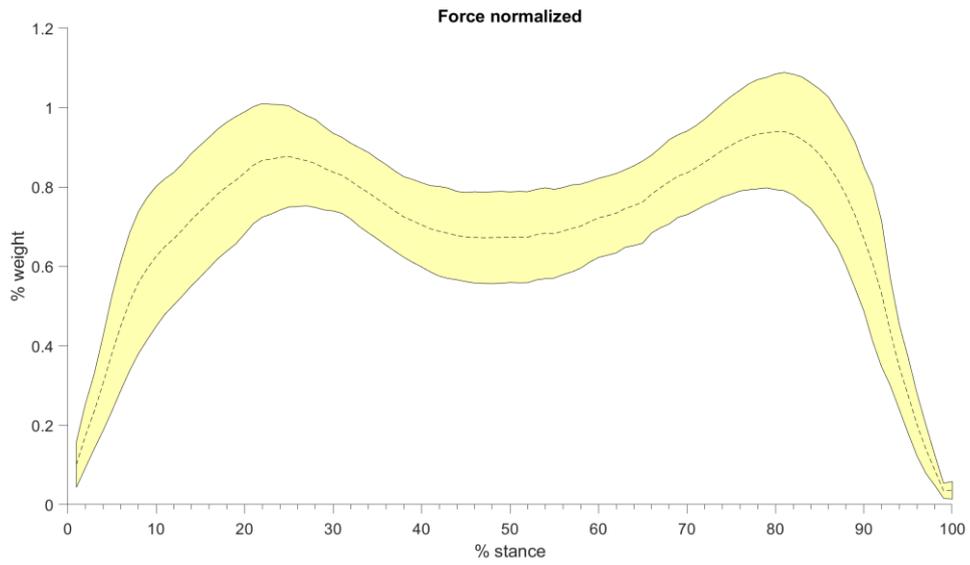


Figura 4.20, Forza Normalizzata

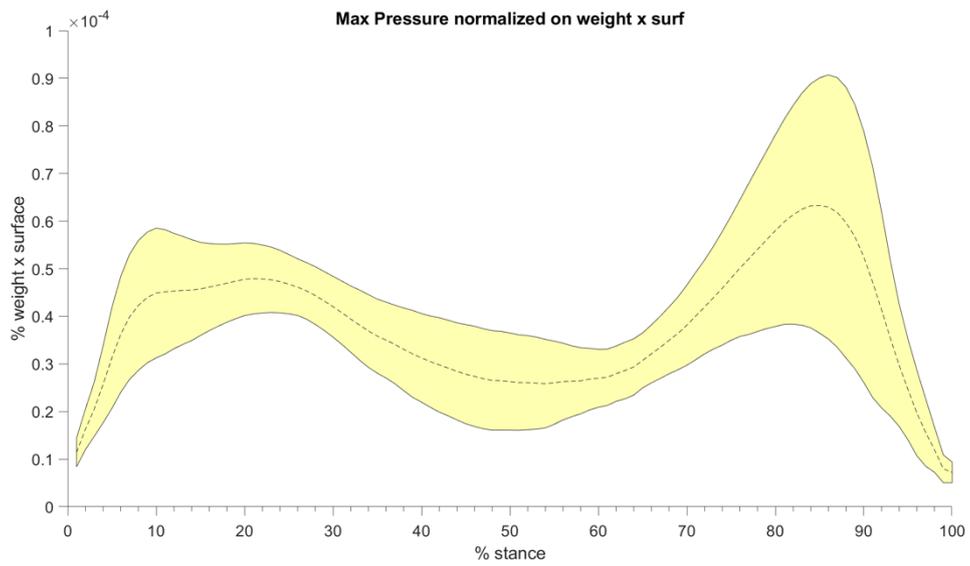


Figura 4.21, Massima Pressione normalizzata su peso per superficie calpestata

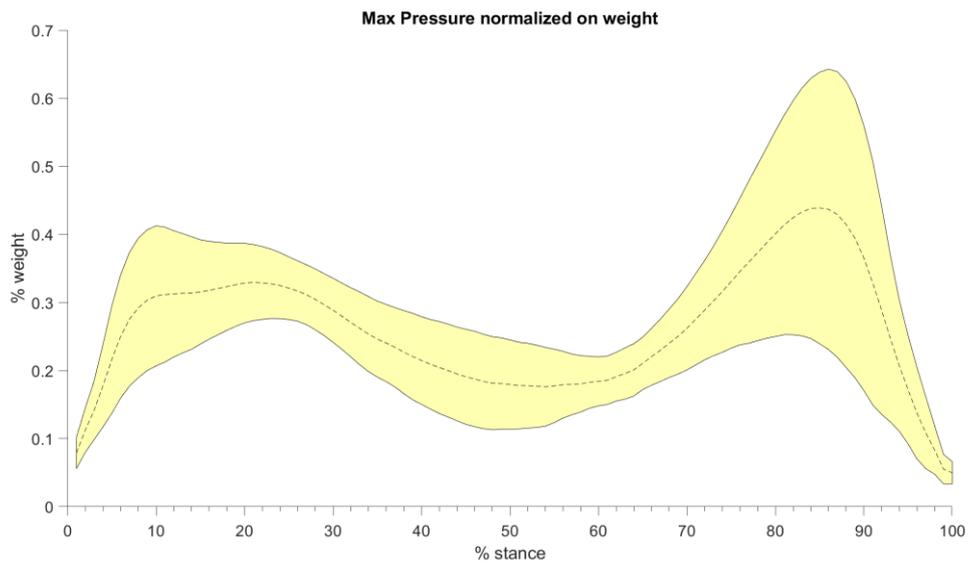


Figura 4.22, Massima Pressione normalizzata sul peso

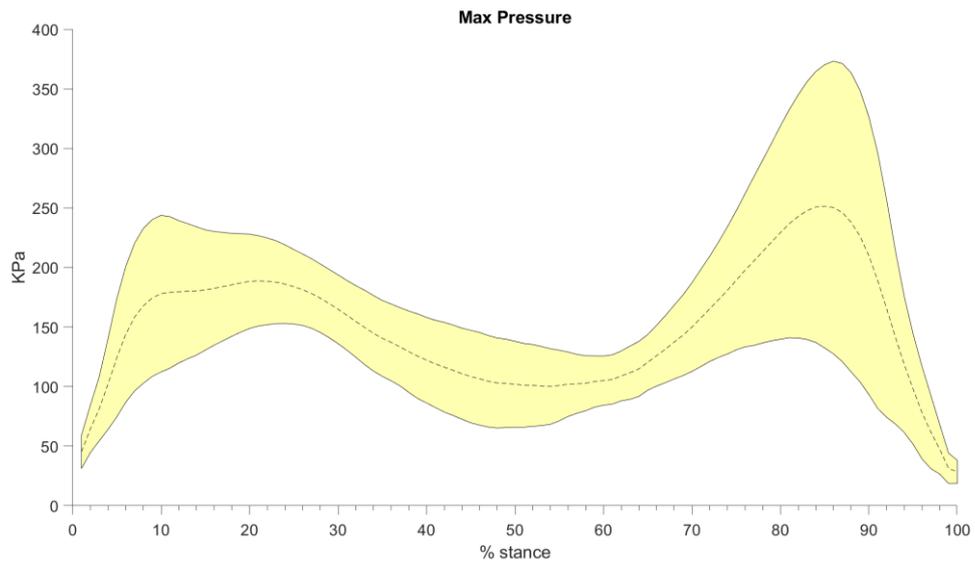


Figura 4.23, Massima Pressione

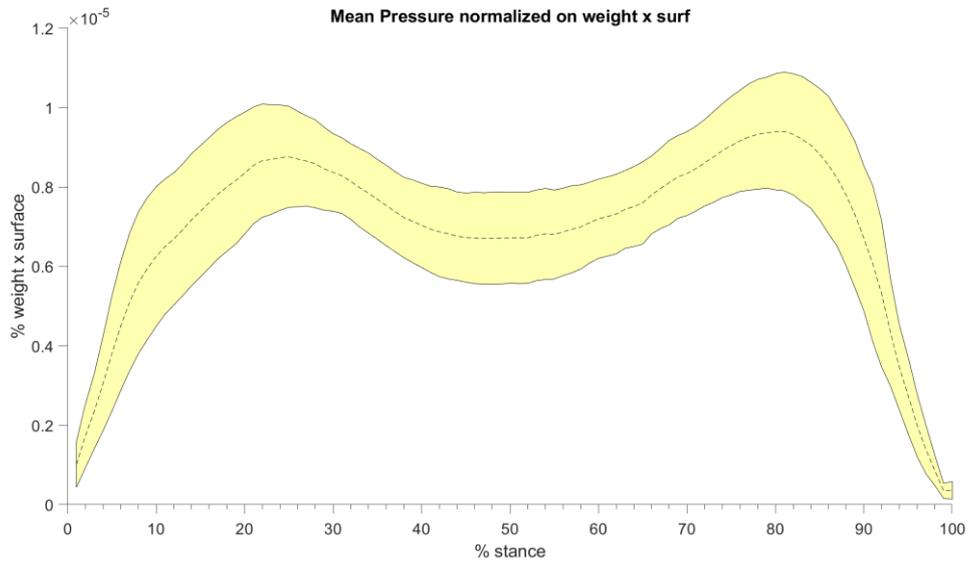


Figura 4.24, Pressione Media normalizzata su peso per superficie calpestata

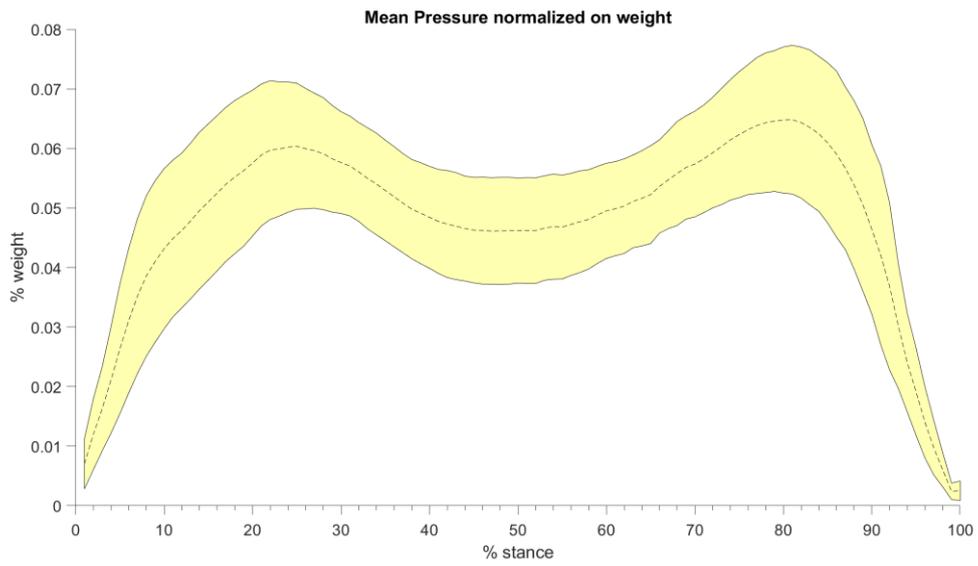


Figura 4.25, Pressione Media normalizzata sul peso

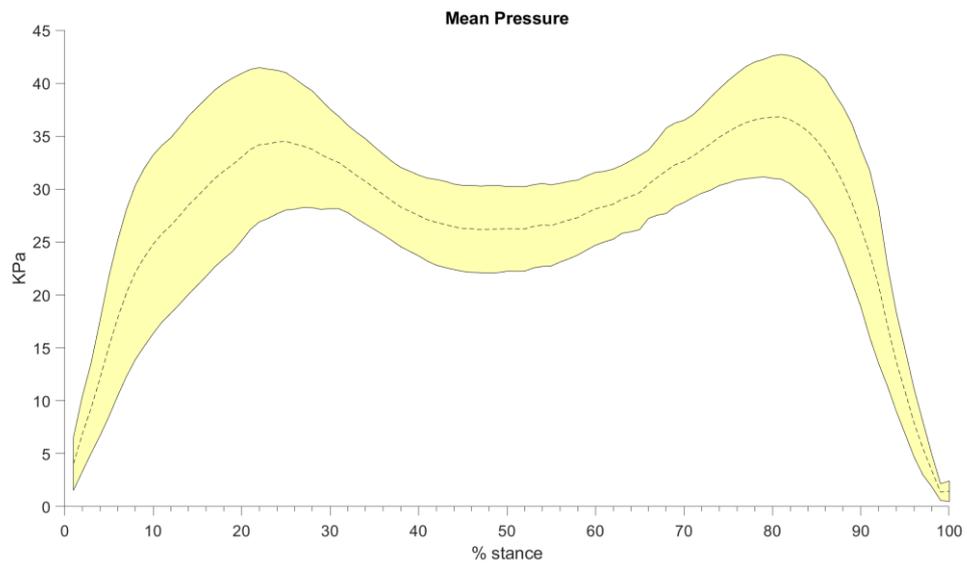


Figura 4.26, Pressione Media

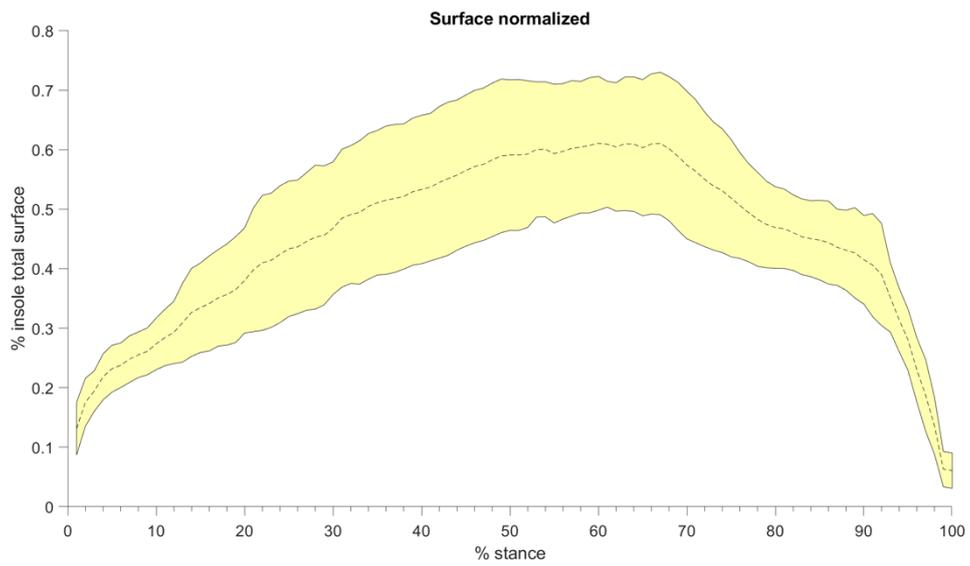


Figura 4.27, Superficie Normalizzata

5 CONCLUSIONI

L'obiettivo di questo elaborato è stato quello di creare i grafici contenenti le fasce di normalità del ciclo del passo di cinque soggetti per:

1. Stabilire l'efficacia e l'affidabilità del metodo proposto da BBSof, confrontando le due metodologie di acquisizione ed elaborazione utilizzate;
2. Fornire i dati di soggetti sani che potranno essere confrontati con i dati di atleti infortunati o pazienti patologici.

Confrontando i dati ottenuti nel capitolo precedente si può concludere che il metodo proposto da BBSof risulti essere una buona alternativa al metodo stereofotogrammetrico ad un prezzo inferiore ed utilizzabile anche al di fuori del laboratorio di analisi del movimento, per quanto concerne gli angoli sul piano sagittale (flesso-estensione). Una valutazione più cauta va invece fatta per gli andamenti degli angoli sul piano coronale e trasverso (ab-adduzioni e rotazioni interne-esterne), dove sarà necessario aumentare il campione di soggetti per verificare se sarà possibile ridurre l'importante deviazione standard che per ora caratterizza il dataset analizzato in questa tesi. In particolare questa osservazione riguarda gli angoli di bacino (pelvis) e tronco. Va comunque considerato che negli angoli di bacino e tronco sui piani coronale e trasverso si è eseguita la media tra lato destro e sinistro, il che spiega l'ampia deviazione standard osservata nei grafici.

Per rafforzare queste conclusioni si può considerare quale sviluppo futuro di:

1. Aumentare il numero di soggetti presi in esame;
2. Considerare separatamente tronco e pelvis nei cicli del passo destri e sinistri;
3. Applicare le due metodologie ad altri task motori;

BIBLIOGRAFIA

1. A. Cappello, A. Cappozzo, P.E. di Prampero, *Bioingegneria della postura e del movimento* (2003)
2. Cristian Francavilla, *analisi del cammino*, url: <https://www.cristianfrancavilla.it/analisi-del-cammino/>
3. *Sistemi optoelettronici*, url: <https://www.btsbioengineering.com/it/prodotti/smart-dx-2/>
4. *Telecamere GoPro*, url: <https://www.gocamera.it/gopro-hero-7/gopro-hero7-black>
5. *Pedana di forza BTS*, url: <https://www.retealtatecnologia.it/index.php/attrezzature/pedana-di-forza-estensimetrica-bertec-cm-40x60-con-amplificatore-16bit-digitale>
6. *Solette PEDAR*, url: <https://www.novel.de/products/pedar/>
7. *Cinetica e Dinamica*, url: <https://it.natapa.org/difference-between-kinetics-and-kinematics-377>
8. Jean-Yves Bouget, *Camera Calibration Toolbox for Matlab*, url: http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/htmls/example.html;
9. C. Tomasi, T. Kanade, *Detection and tracking of point features*, Technical Report CMU-CS-91-132 (1991)
10. A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Ingrosso, R. Nativio, M.G. Benedetti, *A New Anatomically Based Protocol for Gait Analysis in Children*, *Gait & Posture*, 2007
11. D.C. Moon, A. Esquenazi. *Instrumented Gait Analysis: A Tool in the Treatment of Spastic Gait Dysfunction*. *JBJS reviews* 2016
12. Giovanni Legnani, Giacomo Palmieri, *Fondamenti di Meccanica e Biomeccanica del movimento*

RINGRAZIAMENTI

Vorrei ringraziare sinceramente la Prof.ssa Zimi Sawacha e in particolare l'Ing. Federica Cibir per avermi permesso di svolgere questa esperienza, per avermi assistito nella mia formazione personale e nella preparazione di questo elaborato.

Ringrazio inoltre tutti i dipendenti di BBSof per la loro gentilezza.

Grazie.