

## SOMMARIO

Background: L'artefatto da tessuto molle (ATM) è stato riconosciuto come la fonte più critica di errore in analisi del movimento. La sua propagazione influenza fortemente la stima degli angoli articolari, in particolare di quegli angoli caratterizzati da un *range* di movimento non molto ampio.

Tale criticità può quindi andare ad inficiare l'accuratezza dei dati ricavati tramite *gait analysis* e le conseguenti decisioni prese in ambito clinico.

L'obiettivo della presente tesi è quello di implementare un algoritmo per la compensazione degli artefatti da tessuto molle, nell'analisi cinematica intersegmentale del complesso piede e tibiotarsica, che si basa sulla tecnica di calibrazione multipla

Materiali e Metodi: Il progetto è stato svolto presso il laboratorio di Bioingegneria del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova. Un modello 3D multisegmentale del piede [25] è stato applicato su un unico soggetto, prima attraverso la disposizione dei *marker* direttamente sui punti di repere anatomico e in un secondo momento attraverso una versione modificata del protocollo precedente che prevede la calibrazione anatomica di ciascun punto di repere rispetto ad un *cluster* locale di *marker* (uno per ogni sottosegmento del piede). Inoltre è stata realizzata anche la calibrazione multipla [12] in tre differenti posizioni: massima dorsiflessione, massima plantarflexione e in posizione neutra.

Le due procedure di calibrazioni sono state eseguite da due diversi operatori al fine di testare la ripetibilità del metodo proposto. Sono state acquisite tre camminate utili e le prove di statica per effettuare la calibrazione.

Gli angoli articolari di ciascun sottosegmento sono stati stimati applicando sia la calibrazione anatomica sia la calibrazione multipla in cui è stata scelta come variabile guida l'angolo di doris/plantarflexione dell'articolazione tibiotarsica. Infine è stata effettuata un'analisi di ripetibilità (variabilità inter – metodo, variabilità intra – metodo e variabilità inter – operatore) in termini di media e deviazione

standard e attraverso il calcolo del Coefficiente di Correlazione Multipla (CMC) e del Coefficiente di Correlazione Intraclasse (ICC).

Un esperimento analogo è stato realizzato presso l'Azienda Ospedaliero Universitaria di Bologna Policlinico S.Orsola – Malpighi combinando le tecniche di acquisizione della stereofotogrammetria optoelettronica con la fluoroscopia tridimensionale [10].

Risultati: Dall'analisi degli angoli articolari, calcolati con tre differenti metodi (*marker direct skin*, calibrazione anatomica, calibrazione multipla), è emerso come le principali differenze siano presenti nel sottosegmento del mesopiede. Tale osservazione ha poi trovato conferma nell'analisi di ripetibilità, in cui tutti e tre gli angoli articolari (inv/eversione, intra/extrarotazione e dorsi/plantarflessione) hanno mostrato valori del coefficiente di correlazione multipla inter – metodo molto bassi, rispettivamente pari a 0.04, 0.22 e 0.08.

Il metodo di calibrazione multipla, ad ogni modo, è risultato essere il metodo migliore in termini di variabilità inter – *trial*, in particolare ciascun angolo articolare è stato caratterizzato da un valore di CMC maggiore dello 0.8 (ad eccezione dell'angolo di inv/eversione del retropiede).

L'analisi di ripetibilità, combinando le tecniche di fluoroscopia 3D con la stereofotogrammetria, ha fornito buoni risultati nei confronti delle variazioni intra – metodo e abbastanza soddisfacenti anche per le variazioni inter – metodo.

Non è stato, però, possibile disporre dei dati ricavati da fluoroscopia (in quanto argomento di tesi [29]) che rappresenterà quindi il passo successivo per testare l'affidabilità del metodo di calibrazione multipla qui proposto.

Conclusioni: Sviluppi futuri del metodo proposto prevedono necessariamente il confronto con un *gold standard*, fornito dall'esperimento in fluoroscopia, al fine di verificare quanto la cinematica stimata con la tecnica di calibrazione multipla si discosti dalla cinematica misurata *in vivo*. Infine un ulteriore passo consiste nel realizzare la calibrazione multipla utilizzando due variabili di controllo: l'angolo di dorsi/plantarflessione dell'articolazione tibiotarsica e l'angolo di dorsi/plantarflessione dell'avampiede.

## **ABSTRACT**

Background: Soft tissue artefact has been recognized as the most critical source of error in gait analysis data. Its propagation strongly affects joint angles, in particular those characterized by a small range of motion. This may be critical when considering the precision of gait analysis data and their clinical interpretation.

The purpose of the present work is to describe and assess the performance of the multiple calibration methodology on foot subsegments and ankle joint rotations during gait analysis.

Materials and Methods: This final project was carried out at the Bioengineering of Movement Laboratory at the University of Padova (Department of Information Engineering). A 3 dimensional multisegment foot protocol [25] already established at the laboratory was applied on the same subject first by means of direct skin marker placement and second in a modified version which entails calibrating each anatomical landmark with respect to a local cluster of marker (one on each foot subsegment). Then multiple calibration [12] was performed in three different positions: maximum passive dorsiflexion, maximum passive plantarflexion, neutral position. Both calibration procedures were performed by two physicians in order to test the repeatability of the technique.

Three walking trials were acquired and a static acquisition was also performed. Joint angles were estimated by means of calibrating the position of each anatomical landmark applying both single and multiple calibration and adopting the ankle dorsi/plantarflexion angle as a control variable.

In order to verify the repeatability of the model three different source of variability were tested: inter-methods variability, intra-method variability and inter-operator variability.

The repeatability analysis results were expressed as mean, range and standard deviations, Coefficients of Multiple Correlation (CMC) and IntraClass Correlation Coefficients (ICC).

The same experiment was performed with the synchronous acquisition of stereophotogrammetry and fluoroscopy and it was carried out at the S.Orsola – Malpighi Polyclinic University Hospital of Bologna [10].

Results: The analysis of joint angles, calculated by means of the three different methods, showed major differences in midfoot subsegment in term of means and standard deviation. This was also confirmed by CMC values (intramethod) that were respectively 0.04 (inv/eversion), 0.22 (intra/extrarotation) and 0.08 (dorsi/plantarflexion). When considering multiple calibration it resulted the best technique in term of inter – trial repeatability; in particular each joint angle was characterized by a CMC value higher than 0.8 (except for inv/eversion joint rotation in hindfoot subsegment).

In the repeatability analysis of the data acquired by means of the synchronous acquisition of stereophotogrammetry and fluoroscopy, good results were obtained in term of intra-method variability and quite satisfying results in term of inter-methods variability.

Discussion: The next application of this method will be the comparison with a gold standard given by the analysis of the data acquired by means of fluoroscopy technique in order to verify differences between the kinematics estimated by means of multiple calibration and the one estimated *in vivo*.

Further application will be to perform multiple calibration using two control variables: ankle dorsi/plantarflexion angle and forefoot dorsi/plantarflexion angle.

## CAPITOLO 1 INTRODUZIONE

Il presente lavoro di tesi è stato svolto presso il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università Degli Studi di Padova.

Il progetto si inserisce nell'ambito dell'analisi cinematica del cammino che insieme all'analisi biomeccanica, cioè delle forze coinvolte, rappresenta un potente strumento per la comprensione dei meccanismi che stanno alla base del movimento.

Per questo motivo l'analisi cinematica e biomeccanica assumono notevole importanza in molti campi, come ad esempio in ambito clinico per la diagnosi e la valutazione di patologie come spasticità e disturbi del coordinamento motorio.

Generalmente nei laboratori di analisi del movimento l'analisi cinematica del cammino viene eseguita tramite stereofotogrammetria optoelettronica che consente la ricostruzione cinematica dei segmenti corporei.

In particolare definire cinematicamente il moto di un corpo vuol dire definire, ad ogni istante, la posizione e l'orientamento di questo corpo rispetto al sistema di riferimento scelto.

Al fine di ottenere queste informazioni, a partire dalle traiettorie di opportuni marcatori (*marker*) fornite dal sistema della stereofotogrammetria, è necessario portare a termine i seguenti passi:

- 1) definire un sistema di riferimento globale;
- 2) costruire una terna locale sul segmento osseo d'interesse;
- 3) identificare la terna locale nel sistema di riferimento globale.

La ricostruzione della posizione dei marcatori non può essere però considerata stazionaria rispetto all'osso sottostante. I movimenti relativi tra osso e *marker* sono principalmente di due tipi: movimenti apparenti, generati nella ricostruzione delle coordinate dei *marker* (errori strumentali) e movimenti reali, dovuti all'interposizione dei tessuti molli tra osso e *marker* (artefatti da tessuto molle). Entrambi gli errori si propagano nella stima delle traiettorie dei punti di reperi anatomici nel sistema di riferimento di laboratorio e possono corrompere irreparabilmente alcuni dei risultati relativi alla cinematica articolare.

Indubbiamente la presenza di tali movimenti relativi rappresenta uno dei problemi irrisolti più rilevanti nell'ambito dell'analisi della cinematica articolare *in vivo*.

In particolare gli artefatti da tessuto molle sono stati riconosciuti come la fonte di errore più critica nei dati di *gait analysis*.

Tale criticità ha dato origine ad una quantità di studi per la quantificazione e caratterizzazione di tale fonte di errore ed a una serie di proposte per la loro compensazione.

Tra queste il metodo della calibrazione multipla è risultato efficace nella compensazione dell'errore da artefatto da tessuto molle relativamente all'articolazione del ginocchio.

L'obiettivo della presente tesi è quello di implementare un algoritmo per la compensazione degli artefatti da tessuto molle, nell'analisi cinematica intersegmentale del complesso piede e tibiotarsica, che si basa sulla tecnica di calibrazione multipla.

In particolare è stata effettuata un'analisi di ripetibilità del metodo suddetto al fine di verificarne l'affidabilità, la precisione e la robustezza.

Per quanto concerne la struttura della tesi verrà presentata inizialmente un'introduzione dell'analisi del movimento e dei relativi sistemi di *motion capture* al fine di valutarne le caratteristiche e le conseguenti misure.

Il capitolo successivo affronterà il problema degli errori ed artefatti in stereofotogrammetria optoelettronica.

Seguirà una breve introduzione all'anatomia del piede con particolare riferimento al complesso tibiotarsica – piede.

Verranno quindi illustrati i protocolli per l'analisi cinematica del complesso piede – tibiotarsica proposti in letteratura. Nel presente lavoro di tesi si è scelto di elencare solo alcuni dei numerosi protocolli sopra citati, selezionati sia per l'importanza riscontrata sia per la relativa attualità.

Seguirà quindi la descrizione del progetto di tesi con i relativi risultati e di conseguenza una discussione su ciò che è stato trovato ed evidenziato per possibili applicazioni future.

## CAPITOLO 2. ANALISI DEL MOVIMENTO

L'analisi del movimento ha l'obiettivo di fornire valutazioni funzionali dell'apparato locomotore in condizioni normali e patologiche attraverso sistemi computerizzati per l'analisi strumentale quantitativa del movimento.

Tali valutazioni possono essere di ausilio all'analisi clinica di pazienti e, specialmente con riferimento a problemi ortopedici, richiedono una elevata accuratezza e precisione perché il loro uso sia valido. Il miglioramento della affidabilità dell'analisi del movimento ha quindi un impatto positivo sia sulla metodologia utilizzata, sia sulle ricadute cliniche della stessa.

Lo studio quantitativo del movimento umano permette di calcolare, ad esempio, il movimento assoluto e relativo dei segmenti ossei, le forze e le coppie scambiate con l'ambiente, la posizione del baricentro del corpo oppure le forze e le coppie trasmesse da strutture interne (muscoli, tendini, legamenti, ossa)[1].

Le grandezze che forniscono queste informazioni possono essere misurate oppure stimate mediante la definizione di modelli matematici morfo – funzionali dei tessuti, degli organi, degli apparati o dei sistemi coinvolti nell'analisi.

Relativamente alle informazioni morfologiche, necessarie per ricostruire il movimento assoluto e relativo dei segmenti ossei del soggetto, esse possono essere acquisite, ad esempio, attraverso l'utilizzo di tecniche per bioimmagini.

Le tecniche per immagini biomediche, quali la tomografia computerizzata e la risonanza magnetica, consentono di ottenere rappresentazioni digitali dell'osso con elevato dettaglio.

Un simile approccio è difficilmente applicabile nella maggior parte dei laboratori di analisi del movimento, in quanto normalmente non si dispone della strumentazione necessaria per ottenere le bioimmagini; inoltre è noto che tale strumentazione in alcuni casi può essere invasiva.

In alternativa alle immagini biomediche può essere utilizzata la **stereofotogrammetria** che, tuttavia, consente una ricostruzione della morfologia dell'osso con un livello di dettaglio molto modesto. Ciò deriva dal fatto che possono essere identificati solo punti superficiali (detti punti di repere anatomico – RA ), cioè ricoperti da un sottile strato di tessuto molle, e con distinte caratteristiche morfologiche. Grazie alla loro accessibilità tali

punti sono individuabili per palpazione e la loro posizione, come sarà approfondito in seguito, può essere ricostruita apponendovi dei marcatori (*marker*).

Nell'analisi del movimento si possono misurare tre tipi di dati:

- dati **cinematici**: cioè i movimenti del corpo (misurati attraverso sistemi di *motion capture*);
- dati **dinamici**: cioè le forze e i momenti angolari (misurati utilizzando piattaforme di forza e altri sensori);
- dati **elettromiografici**: cioè i segnali elettrici di attivazione dei muscoli (misurati per mezzo di elettrodi).

Generalmente i laboratori di analisi del movimento dispongono anche della seguente strumentazione:

- **piattaforme di forza**: sistemi in grado di misurare il sistema di forze scambiate al terreno;
- **elettromiografi**: sistemi in grado di acquisire il segnale elettrico associato alla contrazione mediante elettrodi superficiali;
- **piattaforme di pressione**: sistemi in grado di misurare la distribuzione delle pressioni mediante l'utilizzo di una matrice di sensori.

Conoscendo il sistema di forze scambiate al terreno ed acquisita la cinematica mediante i sistemi optoelettronici è quindi possibile calcolare i momenti e le potenze alle diverse articolazioni.

I dati cinematici provenienti dai sistemi di *motion capture* sono fondamentali per l'analisi del movimento in quanto, da solo questi dati, è possibile stimare alcune grandezze dinamiche.

## 2.1 I sistemi di *motion capture*

I sistemi di *motion capture* si possono dividere in due grandi famiglie: i sistemi ottici (con o senza *marker*) e i sistemi non ottici (elettromeccanici, magnetici, inerziali, acustici e fibre ottiche)[2].

Particolare attenzione viene posta nei sistemi ottici, che fanno uso di *marker* passivi, perché risultano i sistemi più accurati e diffusi, ma anche i più costosi.



Un sistema ottico per il *motion capture* è costituito da una set di videocamere (ad infrarossi) che riprendono la scena dove il soggetto si muove.

Ogni videocamera è descritta da un semplice modello matematico e l'immagine acquisita non è altro che una proiezione bidimensionale di una scena tridimensionale. In pratica tutti i raggi luminosi passano dal centro ottico dell'obiettivo prima di arrivare sul sensore della fotocamera.

I *marker*, di forma sferica o semisferica, vengono posti sul soggetto in esame e l'infrarosso riflesso da questi viene visto dalle telecamere come punto luminoso sulla scena.

Grazie quindi all'utilizzo combinato di flash e *marker* riflettenti, è possibile generare immagini ad alto contrasto dove è facile identificare i *marker*.

Il sistema di *motion capture* ottico ricostruisce la posizione tridimensionale del marcatore in ogni istante di tempo.

Il sistema, che deve essere composto da almeno due telecamere, è in grado, attraverso la cosiddetta procedura di triangolazione, di combinare le immagini bidimensionali provenienti da ogni telecamera ed elaborare un'immagine tridimensionale

Per effettuare la ricostruzione della posizione tridimensionale di un *marker*, la posizione e l'orientamento di ogni videocamera devono essere noti.

Questi ed altri parametri che descrivono il processo di proiezione su ogni telecamera, indispensabili per la ricostruzione tridimensionale, vengono calcolati nella fase di calibrazione del sistema.

### **2.1.1 Calibrazione delle telecamere**

La calibrazione del sistema consiste nella determinazione dei parametri geometrici delle telecamere, operazione necessaria per la ricostruzione della scena tridimensionale.

I parametri geometrici si dividono in parametri interni, quali la lunghezza focale, le coordinate del punto principale e i coefficienti di distorsione, e i parametri esterni ovvero la posizione del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto.

Operativamente i parametri di calibrazione stabiliscono le seguenti trasformazioni (Fig 2.1):

- una trasformazione di coordinate dal sistema assoluto al sistema di coordinate della camera localizzato nel suo centro di prospettiva;
- una trasformazione prospettica dallo spazio 3D allo spazio 2D della camera;
- una trasformazione 2D dal sistema di coordinate del piano immagine al sistema di riferimento del sensore.

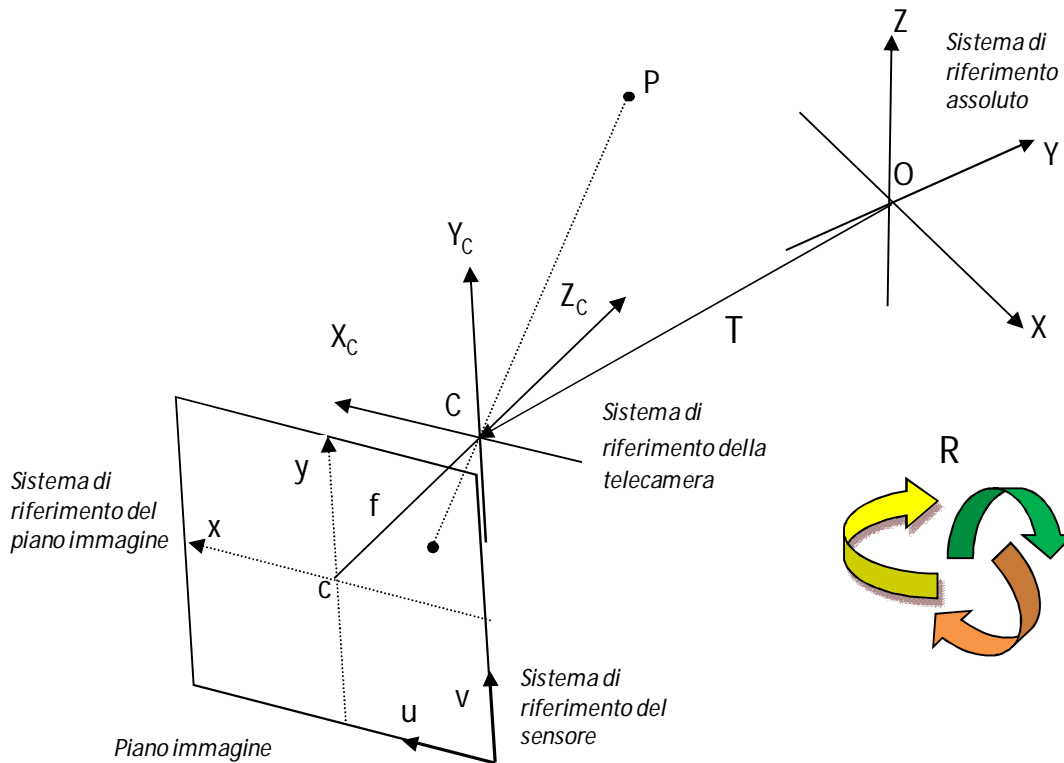


Fig. 2.1: Proiezione sul piano immagine di un punto  $P$  nello spazio 3D [1].

Il primo passo verso la calibrazione del sistema è quindi quello di definire un modello matematico delle telecamere stesse, come già accennato in precedenza. La maggior parte delle tecniche di calibrazione utilizzano il cosiddetto modello delle telecamere a foro stenopeico (*pin - hole*), in cui si modella l'ottica come un foro di diametro infinitesimo posto nel centro di prospettiva. Un raggio di luce proveniente dal punto  $P$  dello spazio attraversa il foro e incide sul piano immagine in un punto  $p$ .

Considerando una terna cartesiana con l'origine nel centro di prospettiva della camera e l'asse  $Z$  coincidente con l'asse ottico, per similitudine si ottiene la seguente relazione tra le coordinate  $(x_p, y_p)$ , espresse nel sistema di riferimento del piano immagine, e  $(X_p, Y_p, Z_p)$ ,

espresse nel sistema di riferimento della camera  $(C, X_c, Y_c, Z_c)$ , dei punti  $p$  e  $P$  rispettivamente:

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \end{pmatrix} = -f \begin{pmatrix} \frac{1}{z_p} & 0 \\ 0 & \frac{1}{z_p} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

Dove  $f$  è la lunghezza focale, ovvero, la distanza del centro di prospettiva della camera dal piano immagine. La formula (2.1) può essere riscritta in coordinate omogenee e diventa:

$$\lambda \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.2)$$

Il sensore della telecamera ha un proprio sistema di riferimento centrato sull'angolo inferiore destro del piano immagine, nel quale sono espresse le coordinate 2D in uscita dalla camera. Date le dimensioni orizzontale e verticale del pixel  $(k_u, k_v)$  e le coordinate del punto principale  $(u_o, v_o)$ , le coordinate  $(u, v)$  del punto  $p$  nel sistema di riferimento del sensore saranno:

$$p = \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1/k_u & 0 & u_o \\ 0 & 1/k_v & v_o \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

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

$$P_p = \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_a \\ Y_a \\ Z_a \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

Dove il vettore  $T$  e la matrice di rotazione  $R$  esprimono rispettivamente la traslazione e l'orientamento del sistema di riferimento della camera rispetto al sistema di riferimento assoluto e  $P_p$  è il punto  $P$  espresso nel sistema di riferimento della telecamera.

Il modello della telecamera *pin - hole* può essere quindi rappresentato come una matrice  $A$  di dimensioni 3 X 4 ottenuta come composizione delle tre precedenti trasformazioni:

$$A = \begin{pmatrix} 1/k_u & 0 & u_0 \\ 0 & 1/k_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix} = HMD \quad (2.5)$$

La limitazione principale di questo approccio è che l'intensità della luce che attraversa il foro e che giunge sugli elementi fotosensibili del piano immagine è troppo piccola per essere rilevata, per cui è necessario allargare il foro (diaframma) e ricorrere ad un'ottica per mettere a fuoco l'immagine.

Tuttavia questo strumento introduce ulteriori fattori di deviazione dal modello ideale di proiezione, per cui l'immagine viene deformata a causa di distorsioni cromatiche (qualità o dettaglio dell'immagine) e geometriche (spostamento del contenuto immagine).

Esistono poi specifici modelli che permettono la stima di tali distorsioni.

Il passo successivo, nel processo di calibrazione delle telecamere, prevede la determinazione dei parametri geometrici delle telecamere che implica l'utilizzo di un insieme di punti di controllo distribuiti internamente al volume di calibrazione.

Diversi sono i metodi di soluzione esistenti: alcuni richiedono la soluzione in forma chiusa delle equazioni di collinearità (equazioni 2.5), assumendo note le coordinate dei punti di controllo, altri utilizzano punti di controllo di coordinate non note e parametri di calibrazione che vengono stimate iterativamente, altri ancora sfruttano metodi basati sulla geometria epipolare che non richiedono la conoscenza delle coordinate nello spazio 3D dei punti di controllo e utilizzano soluzioni lineari.

### 2.1.2 Ricostruzione e *tracking*

Dopo aver concluso la parte di calibrazione delle telecamere è possibile ricostruire la posizione dei *marker* nello spazio. Per la ricostruzione 3D sono necessari almeno due punti 2D (Fig. 2.2). Il punto di partenza sono le coordinate delle proiezioni nei sistemi di riferimento del piano immagine (x,y), il punto di arrivo le coordinate del *marker* nello spazio 3D (X, Y, Z).

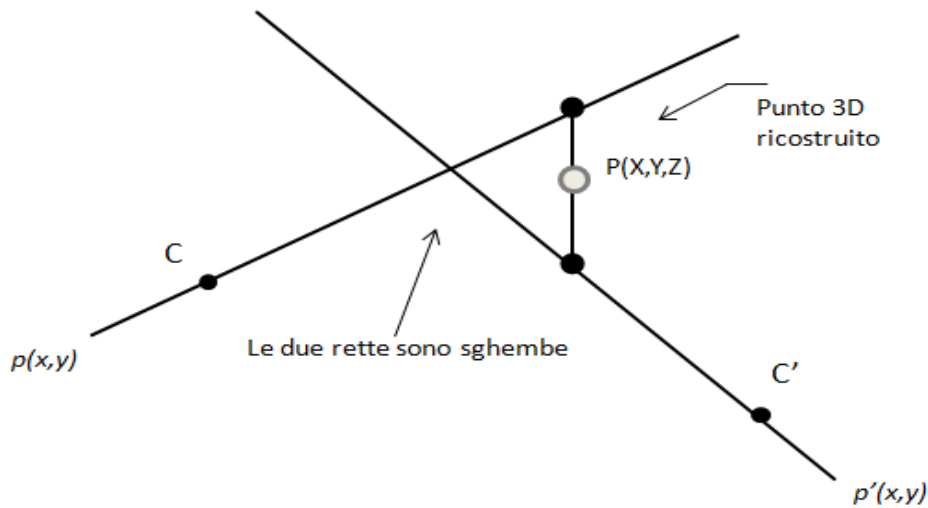


Fig 2.2 Ricostruzione 3D tramite triangolazione [1].

A causa del rumore le rette sono sghembe quindi la proiezione del punto si ottiene per soluzione ai minimi quadrati del sistema di equazioni:

$$\left\{ \begin{array}{l} a_{111}X + a_{121}Y + a_{131}Z = a_{141} \\ a_{211}X + a_{221}Y + a_{231}Z = a_{241} \\ a_{112}X + a_{122}Y + a_{132}Z = a_{142} \\ a_{212}X + a_{222}Y + a_{232}Z = a_{242} \\ \dots \dots \\ a_{11k}X + a_{12k}Y + a_{13k}Z = a_{14k} \\ a_{21k}X + a_{22k}Y + a_{23k}Z = a_{24k} \\ \dots \dots \end{array} \right. \quad (2.6)$$

dove gli indici  $a_{ijk}$  si ottengono dalle equazioni di collinearità per ogni camera k.

Una volta ricostruita ad ogni istante di tempo la posizione 3D di ciascun *marker*, il problema successivo è calcolarne la traiettoria (**tracking**) che rappresenta uno dei problemi più complessi di tutta l'analisi del movimento.

Si possono utilizzare due tipi di informazioni a priori per risolvere il problema:

- 1) la regolarità della traiettoria;
- 2) informazioni a priori sulla forma e sul tipo di moto del soggetto.

Per poter sfruttare l'informazione di tipo 1) si utilizzano stimatori ricorsivi dello stato di sistemi dinamici come il filtro di Kalman. Questi algoritmi sono strutturati in due passi, uno di predizione e uno di aggiornamento.

Nel passo di predizione l'algoritmo calcola la posizione attesa del marcatore, in base alle precedenti, al modello dinamico ed alla varianza della predizione, per cui è possibile calcolare anche la verosomiglianza di ciascuna misura.

Tali algoritmi, tuttavia, sono computazionalmente pesanti e quindi spesso si ricorre a soluzioni subottime che, nella maggior parte dei casi, risultano più adeguate.

L'informazione di tipo 2) può essere di vari tipi e perciò è difficile sviluppare algoritmi adeguati per applicazioni diverse.

In alcune scene i *marker* possono essere disposti su dei corpi rigidi e in questo caso le distanze tra i *marker* e gli angoli sono invarianti del moto che possono essere utilizzati per aiutare a risolvere il problema dell'associazione.

Si può definire un concetto statistico di forma tramite la densità di probabilità congiunta della posizione relativa dei *marker* e della loro velocità. Ci sono però due problemi per utilizzare tale descrizione di forma, la sua complessità che cresce esponenzialmente col numero di marcatori, e l'apprendimento automatico della forma.

Per rendere il problema trattabile, quindi, si può sfruttare il fatto che il corpo umano è una catena cinematica ed è ragionevole pensare che ci sia un certo grado di indipendenza del moto, ad esempio del polso rispetto al resto del corpo, non appena sia noto il moto del gomito e spalla. Tale approssimazione può essere estesa a tutto il resto del corpo costruendo quindi un opportuno grafo fra le parti del corpo.

Infine, viene applicato un modello che assegna ad ogni traiettoria ricostruita uno specifico significato anatomico.

### **2.1.3 Cinematica articolare**

Una volta ottenute le coordinate istantanee tridimensionali, e quindi le traiettorie, dei marcatori è possibile stimare la cinematica articolare che comporta, per definizione, la ricostruzione della posizione e dell'orientamento relativo dei sistemi di riferimento solidali con il segmento osseo sotto esame.

In generale questo corrisponde a calcolare l'andamento temporale, durante l'esecuzione dell'atto motorio d'interesse, di sei grandezze scalari (tre relative all'orientamento e tre alla posizione) definite rispetto ai sistemi di riferimento articolari o anatomici in maniera opportuna.

I sistemi di riferimento coinvolti nel calcolo della cinematica articolare sono fondamentalmente di tre tipi:

- Il **sistema di riferimento globale**: questo è un sistema di assi rispetto al quale il sistema fotogrammetrico fornisce le coordinate ricostruite dei marcatori, esso è arbitrariamente definito nello spazio del laboratorio;
- Il **sistema di riferimento locale** (o **tecnico**): questo è un sistema arbitrario rigidamente associato ad un segmento osseo, che viene ricostruito utilizzando la posizione istantanea di marcatori non allineati collocati sul segmento d'interesse ( affinché il problema sia determinato i marcatori devono essere almeno tre);
- il **sistema di riferimento anatomico**: è un sistema i cui piani approssimano i piani anatomici (vedi Fig 2.4 pag.17) e viene determinato utilizzando i relativi punti di repere anatomico identificabili per palpazione (è un quindi un sistema introdotto per soddisfare requisiti di ripetibilità intra – e inter – soggettiva).

Avendo definito i sistemi di riferimento anatomici come sopra indicato è evidente la possibilità di stimare la posa (vettore posizione e matrice di orientamento) del sistema di riferimento anatomico rispetto a qualunque altro sistema di riferimento locale e, di conseguenza, anche rispetto al sistema di riferimento globale.

In ogni istante di tempo, infatti, è possibile descrivere in un sistema di riferimento globale, assunto fisso (ad esempio quello del laboratorio) la posizione e l'orientamento di un sistema di riferimento ortogonale solidale all'osso, mediante la seguente trasformazione ortogonale:

$$p^g = R_l^g p^l + o_l^g \quad (2.7)$$

dove  $p^g$  e  $p^l$  sono i vettori posizione del punto  $P$  visti rispettivamente nel sistema globale e nel sistema locale solidali all'osso. La matrice  $R_l^g$ , detta matrice di trasformazione, e il vettore posizione  $o_l^g$  descrivono la posa del sistema di riferimento locale rispetto al globale.

In particolare gli elementi in colonna della matrice di trasformazione sono i coseni direttori, o componenti dei versori, che definiscono l'orientamento di ciascun asse del sistema locale rispetto al globale.

L'espressione cinematica articolare si riferisce quindi alla descrizione del moto relativo fra due segmenti corporei adiacenti (ad esempio il segmento prossimale e distale di una articolazione), supposti rigidi, ovvero al moto relativo delle loro ossa.

Si suppongano noti nel sistema di riferimento globale, rispettivamente per il segmento (osso) prossimale e per quello distale, le matrici di orientamento ed i vettori posizione. Dall'equazione (2.7), scritta per ciascun segmento con riferimento ad un medesimo punto nel sistema di riferimento globale, è possibile ottenere la matrice orientamento e il vettore posizione del giunto. Essi sono la matrice orientamento ed il vettore posizione del ST distale riferito al sistema tecnico prossimale (considerato fisso) e descrivono completamente la cinematica articolare.

Le caratteristiche della matrice di orientamento del giunto permettono di scrivere i nove elementi della matrice stessa in funzione di sole tre coordinate indipendenti. Tali coordinate vanno quindi ad aggiungersi alle tre componenti del vettore posizione, fornendo in tutto sei gradi di libertà, tre associati alla posizione e tre all'orientamento di un corpo rigido relativo ad un altro corpo rigido.

Esistono diverse convenzioni per rappresentare l'orientazione dell'osso distale rispetto a quello prossimale, quali:

- tre spostamenti lineari lungo assi predefiniti ed una sequenza ordinata di tre rotazioni attorno ad assi predefiniti che possono coincidere o meno con quelli precedenti;
- tre spostamenti lineari ed un'unica rotazione attorno ad un asse;
- definizione di assi di rototraslazione per spostamenti finiti (*Finite Helical Axes*).

Nei primi due casi gli spostamenti lineari e angolari descrivono la posa attuale del sistema tecnico distale rispetto al prossimale supponendo inizialmente coincidenti i due sistemi di riferimento.

Per quanto riguarda gli spostamenti angolari, in genere in biomeccanica, vengono utilizzati gli **angoli di Cardano/Bryant** che si ottengono come una sequenza ordinata di tre rotazioni elementari attorno a tre diversi assi, scelti tra gli assi coordinati del sistema di riferimento anatomico prossimale e/o distale. Risulta evidente la differenza rispetto agli angoli di Eulero che si ottengono, invece, da sequenze ordinate di tre rotazioni attorno a due assi distinti (un asse viene usato due volte). In questo modo emerge la difficoltà di associare un significato funzionale ai tre parametri angolari dato che due dei tre angoli corrispondono a rotazioni attorno allo stesso asse, sebbene orientato nello spazio in direzioni diverse.

Riassumendo ,quindi, la stima della cinematica articolare può essere scomposta nei seguenti passi:



1) note le posizioni dei *marker* nel sistema globale del laboratorio:

$${}^gP_i(t) = [{}^gP_{xi}(t) \ {}^gP_{yi}(t) \ {}^gP_{zi}(t)]^T$$

si ricostruisce un sistema tecnico per ogni segmento corporeo

$$[{}^gR_{tec}(t), {}^gT_{tec}(t)] = f({}^gP_{1,2,\dots,m}(t))$$

2) si determinano le coordinate dei punti di repere anatomico rispetto al sistema tecnico del segmento corrispondente:

$${}^{tec}a_j(t) = {}^{tec}[x_j(t), y_j(t), z_j(t)], \text{ con } j=1 \dots N$$

3) si calcolano le coordinate dei punti di repere anatomico rispetto al sistema di riferimento del laboratorio:

$${}^g a_j(t) = {}^gR_{tec}(t) a_j(t) + {}^gT_{tec}(t) \text{ con } j=1 \dots N$$

4) si ricostruisce la posizione ed orientamento di ciascun sistema di riferimento anatomico rispetto al sistema globale

$$[{}^gR_{ana}(t), {}^gT_{ana}(t)] = f({}^g a_{1,2,\dots,m}(t))$$

5) si calcola, per ogni articolazione, la posizione ed l'orientamento relativo dei sistemi di riferimento anatomico dei due segmenti adiacenti rispetto ad una convenzione opportuna

$$[{}^gR(t), {}^{dp}T(t)] = f({}^gR_{ana}(t)_{prox}, {}^gT_{ana}(t)_{prox}, {}^gR_{ana}(t)_{dist}, {}^gT_{ana}(t)_{dist}).$$

#### 2.1.4 Errori in stereofotogrammetria

L'accuratezza della cinematica articolare ricostruita è di fondamentale importanza per l'utilizzo dei risultati in condizioni operative come nel processo di decisione clinica.

Diverse sono le tipologie di errore che possono intervenire ad inficiare tale accuratezza:

- **errori strumentali:** tali errori possono essere di due tipi, sistematici o casuali, i primi sono associati ad un modello del sistema di validità limitata, i secondi possono essere causati dal rumore elettronico (*flickering*) legato all'imprecisione con cui l'immagine dei *marker* è convertita in punto immagine;
- **errori nella determinazione delle coordinate locali dei punti di repere anatomico:** tali errori consistono nella dislocazione dei punti di repere anatomico e si propagano al calcolo della posa dei sistemi di riferimento anatomico e quindi agli angoli articolari;
- **errori derivanti da Artefatti da Tessuto Molle (ATM):** la cute, l'adipe e i muscoli, interposti tra i cluster dei marcatori e i segmenti ossei corrispondenti,

fanno sì che durante l'esecuzione del compito motorio, si verifichi un movimento relativo tra queste due entità.

Mentre gli errori strumentali possono essere quantificati ed eventualmente compensati tramite tecniche di filtraggio, gli altri due tipi di errori sono sistematici, pertanto risulta più difficile quantificarli e limitarli (tale argomento verrà approfondito nel capitolo 2).

## 2.2 Analisi cinematica del cammino

Nel presente studio verrà posta particolare attenzione all'analisi cinematica del cammino che consente di monitorare il movimento del paziente e di misurare quantitativamente aspetti della deambulazione che diventano fondamentali nella valutazione della sua limitazione funzionale.

Il **cammino** è caratterizzato da un *pattern* di attività motoria ciclica degli arti inferiori e del tronco che consente di trasferire il peso corporeo sull'arto di supporto e di avanzare l'arto controlaterale in avanti. Lo studio del cammino può essere utile nella diagnosi delle patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti (sistema nervoso, muscoloscheletrico), può fornire informazioni per conoscere il livello di limitazione funzionale conseguente alla patologia, consente la pianificazione di specifici trattamenti e fornisce importanti elementi di valutazione dell'efficacia di interventi riabilitativi.

La valutazione clinica del cammino, effettuata attraverso un'analisi osservazionale del passo, consente di analizzare attentamente il comportamento dei diversi distretti articolari e/o segmenti (dalle dita del piede alla caviglia, ginocchio, anca e pelvi e tronco) durante le singole fasi del ciclo del passo (*gait cycle*). Si ottengono in tal modo informazioni qualitative utili ad individuare le principali deviazioni del cammino.

Il **ciclo del passo** rappresenta l'unità funzionale di riferimento nell'analisi del cammino. Esso è definito dall'intervallo di tempo tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede (*stride*) e rappresenta il riferimento temporale in cui vengono descritti tutti gli altri eventi biomeccanici e di attività muscolare.

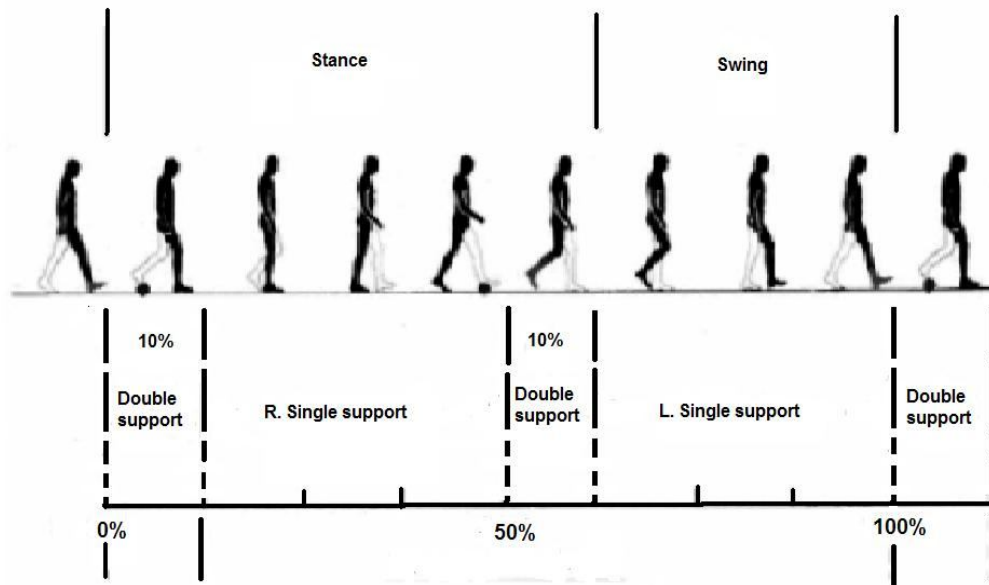


Fig.2.3: Schema della suddivisione delle fasi del passo [2].

Ogni ciclo del cammino (Fig. 2.3) è suddiviso in due fasi principali: la fase di appoggio o Stance e la fase di oscillazione o Swing [4]. La prima rappresenta l'intervallo di tempo durante il quale il piede rimane a contatto con il terreno (normalmente rappresenta il 60% del ciclo ed inizia con il contatto iniziale). La seconda rappresenta l'intervallo di tempo durante il quale l'arto è sospeso e si produce la progressione in avanti dell'arto (in una camminata normale circa il 40% del ciclo).

Si possono distinguere otto fasi durante il ciclo del passo:

1. initial contact (0 – 2 % del ciclo del passo): comprende il momento in cui il piede, normalmente il tallone, tocca il pavimento;
2. risposta al carico o loading response ( 0 – 10%): periodo di decelerazione durante il quale il piede si appoggia per intero al terreno e la caviglia ha una leggera flessione dorsale in risposta al carico sull'arto del peso del corpo;
3. appoggio intermedio o mid – stance (10 – 30%): inizia con lo stacco del piede contro laterale (termina la fase di doppio supporto) e termina quando il piede è interamente supportato dal calcagno, dalle teste metatarsali e dalle dita. Il ginocchio è mantenuto in estensione dalla contrazione del quadricipite, mentre la caviglia si flette per azione del tibiale anteriore;

4. appoggio terminale o terminal stance (30 – 50%): questa fase termina quando l'arto contro laterale tocca il suolo. L'arto ha superato la verticale e il corpo comincia a cadere in avanti, il ginocchio si flette lievemente sotto il suo peso e il centro di gravità si abbassa;
5. preoscillazione o pre swing (50 – 60%): è l'ultimo periodo della fase di *stance*, corrisponde al secondo doppio supporto. Incomincia con il contatto iniziale del piede opposto e termina con il distacco delle dita dell'arto in appoggio (*toe – off*);
6. oscillazione iniziale o initial swing (60 – 73%): è il primo periodo della fase di *swing*, il piede è sollevato dal terreno, l'arto si muove in avanti con una leggera dorsiflessione del piede. Il periodo termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede in appoggio;
7. oscillazione intermedia o mid swing (73 – 87%): comprende l'avanzamento dell'arto fino al punto in cui è davanti all'altro, simultaneamente la caviglia si flette per azione del tibiale anteriore e recupera l'estensione che aveva spinto il corpo in avanti alla fine dell'appoggio;
8. oscillazione terminale o terminal swing (87 – 100%): l'arto decelera per un corretto preposizionamento che lo prepara alla successiva fase di appoggio. Termina quando il tallone in esame tocca il suolo.

L'analisi del movimento, e la descrizione delle grandezze in gioco, anche per quanto riguarda la camminata, non può prescindere dall'identificazione di appropriati sistemi di riferimento.

Tradizionalmente si proiettano idealmente le posizioni, gli spostamenti e gli angoli su un sistema di piani riferiti ad una persona in posizione eretta, ovvero *piano orizzontale o trasverso, piano frontale e piano sagittale*.

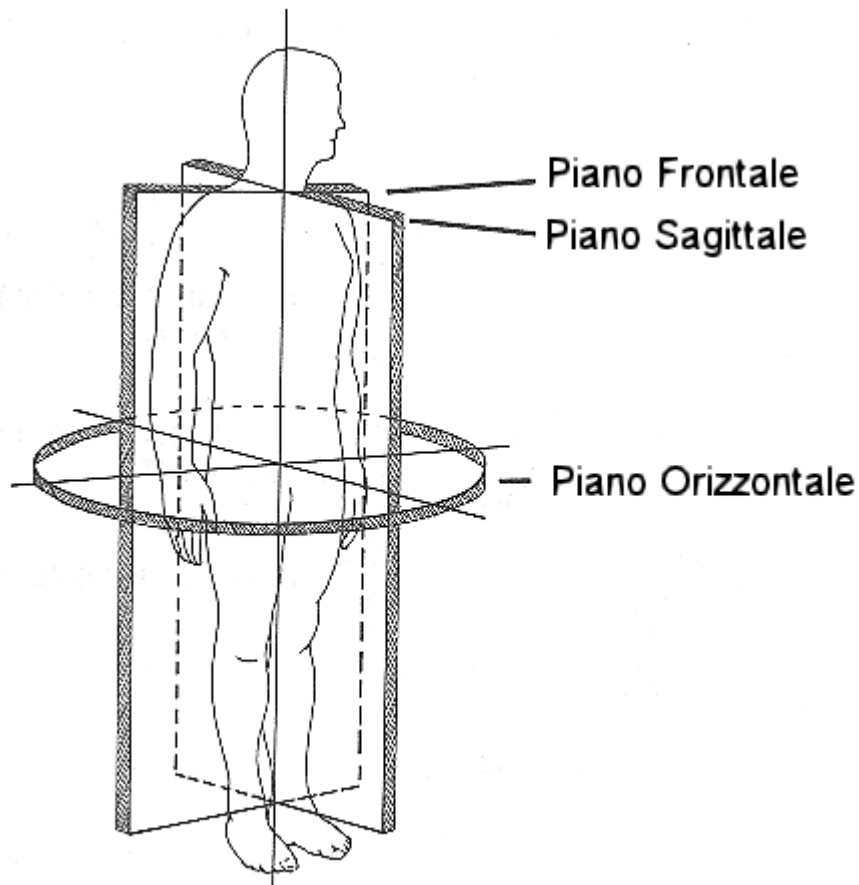


Fig. 2.4: Piani di riferimento anatomico

Il piano trasverso è il piano parallelo al suolo, il piano frontale divide il corpo in parte anteriore e posteriore e infine il piano sagittale divide il corpo in lato destro e sinistro (Fig. 2.4).

Nell'analisi del cammino le grandezze più analizzate sono quelle relative alle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia.

Rispetto ai piani di riferimento appena descritti, sul piano trasverso si vedono i movimenti di rotazione interna ed esterna, su quello frontale si hanno i movimenti di adduzione e abduzione e sul piano sagittale si vedono i movimenti di flessione ed estensione delle articolazioni.

In particolare nel presente studio si farà riferimento ai movimenti che descrivono la cinematica del piede, considerando come riferimento i tre piani anatomici sopra descritti [3].

Nella fattispecie i movimenti del piede possono essere suddivisi in:

- **Dorsi – Plantarflessione:** il piede è in flessione plantare quando la sua parte distale si allontana sul piano sagittale dalla tibia, viceversa è in flessione dorsale quando la sua parte distale si avvicina sul piano sagittale alla tibia (entrambi i movimenti avvengono sul piano sagittale);
- **Inversione – Eversione:** il piede è in una posizione di inversione quando è ruotato sul piano frontale, in modo che la superficie plantare guardi verso la linea mediana del corpo e si allontani dal piano trasversale, viceversa è in eversione quando è ruotato sul piano frontale ma la sua superficie plantare guarda nella direzione opposta alla linea mediana del corpo (entrambi i movimenti avvengono sul piano frontale);
- **Intra – Extrarotazione:** il piede è intraruotato quando la sua parte distale è angolata verso la linea mediana del corpo e si allontana dal piano sagittale, viceversa è extra ruotato quando la sua parte distale è angolata in direzione opposta alla linea mediana del corpo e si allontana dal piano sagittale (entrambi i movimenti avvengono sul piano trasversale).

La cinematica, dunque, è lo studio dei movimenti degli angoli articolari e delle velocità angolari, e descrive la posizione dei diversi segmenti del sistema muscolo scheletrico nello spazio.

### 2.3 Protocolli per l'analisi cinematica del cammino

Un protocollo non è altro che lo schema che regola l'acquisizione e l'elaborazione dei dati cinematici e dinamici del cammino utilizzando un determinato *marker set* e convenzioni matematiche note. Esso inoltre garantisce che il metodo di acquisizione sia standardizzato e che la misura sia ripetibile.

In generale un protocollo comprende il posizionamento dei *marker* secondo un modello predefinito, le misurazioni antropometriche, nonché l'algoritmo che a partire dai dati forniti dalle suddette misurazioni permette di calcolare diversi parametri spaziali, temporali, cinematici e cinetici.

Alla fine degli anni novanta ha avuto inizio l'implementazione di due principali metodologie di protocolli per l'analisi quantitativa del cammino: il protocollo Davis – Helen Hayes [4] e il protocollo C.A.S.T. [5]. Tali protocolli, riferiti allo studio del

cammino, sono stati validati e riconosciuti nell'ambito della comunità scientifica internazionale e sono tuttora largamente utilizzati per descrivere il movimento degli arti inferiori.

### 2.3.1 Il protocollo Davis – Helen Hayes (Davis *et al.* 1995)

Il protocollo di Davis *et al.* [4] rappresenta uno standard di riferimento in particolare nelle applicazioni relative alla paralisi cerebrale infantile.

La prima fase del protocollo prevede la rilevazione dei parametri antropometrici del soggetto, quali il peso corporeo, l'altezza, la lunghezza della tibia, la distanza tra i condili femorali o diametro del ginocchio e altri parametri relativi ai segmenti corporei.

In seguito c'è la fase di posizionamento dei *marker* (Fig. 2.5) direttamente sulla cute e in particolare:

- tronco: due *marker* posizionati sulle giunzioni sterno – clavicolari destra e sinistra ed uno alla stessa altezza a livello dell'apofisi spinosa di C6;
- bacino: a livello delle due spine iliache anteriori superiori (ASIS) e a livello del sacro in modo che i tre punti siano nello stesso piano contenente le spine iliache anteriori superiori e le spine iliache posteriori superiori (PSIS);
- coscia: gran trocantere, epicondilo del femore più uno su una bacchetta (*wand*) posta a 1/3 della lunghezza della coscia in modo che il piano contenente i tre punti sia parallelo al piano frontale;
- gamba: malleolo laterale, testa della fibula e un altro su una *wand* similmente alla coscia;
- piede: calcagno e testa del secondo metatarso.

La disposizione del *marker set* appena descritto risulta ottimale dal punto di vista della visibilità, infatti tutti i *marker* sono posti sui lati esterni dei segmenti corporei; tuttavia nel caso di acquisizioni di movimenti rapidi ed intensi le bacchette possono essere soggette a vibrazioni.

Il protocollo prevede poi un'acquisizione statica (posizione di riferimento degli angoli relativi a due segmenti contigui) o calibrazione del soggetto. Quest'ultima è un'operazione effettuata durante la fase di standing e consiste nell'acquisizione per qualche secondo del soggetto in posizione eretta. In questo modo si acquisisce la

posizione iniziale dei *marker* rispetto al corpo che integrata con calcoli eseguiti a partire dalle misure antropometriche consente la stima dei centri di rotazione articolari.

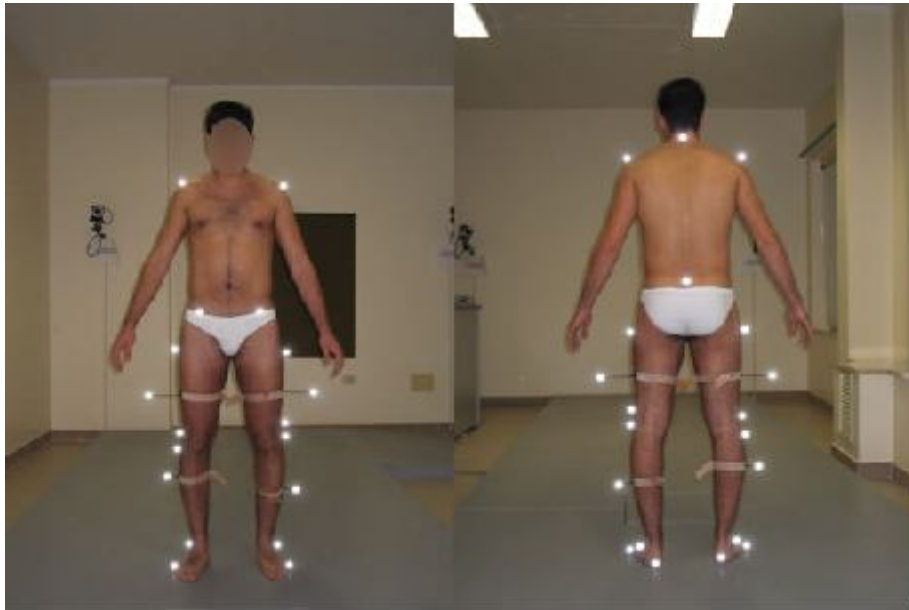


Fig. 2.5: Visione anteriore (sinistra) e posteriore (destra) del *marker set*.

Conclusa l'acquisizione statica al soggetto viene chiesto di camminare con una velocità da lui ritenuta normale, partendo da un punto fisso.

Dopo un numero ritenuto sufficiente di acquisizioni dal punto di vista della ripetibilità la sessione delle acquisizioni è conclusa.

Dalle misura antropometriche si ottengono le masse dei segmenti e i momenti d'inerzia, invece dalle traiettorie dei *marker*, ricostruite con il sistema di *motion capture*, si ottengono lo spostamento relativo dei segmenti corporei, gli angoli articolari, le velocità e le accelerazioni dei segmenti corporei.

Sulla base, infine, di equazioni che utilizzano le misure antropometriche si calcolano i centri di rotazione articolari.

### **2.3.2 Il protocollo C.A.S.T. – *Calibrated Anatomical System Technique* (Capozzo *et al.*1995)**

Lo studio condotto da Capozzo *et al.* [5] ha lo scopo di fornire una descrizione quantitativa della dinamica e della cinematica articolare che possa risultare utile sia in applicazioni cliniche sia in applicazioni di ricerca.



In particolare gli autori hanno analizzato problemi metodologici legati alla ricostruzione della posa dei segmenti ossei della pelvi e dell'arto inferiore durante l'esecuzione di compiti motori, acquisiti tramite stereofotogrammetria.

L'obiettivo è stato quindi quello di fornire un protocollo sperimentale legato alla stima dei sistemi di riferimento anatomici solidali con i segmenti ossei adiacenti. Tali sistemi, infatti, sono necessari per la definizione dell'orientamento e della posizione di un segmento osseo di interesse.

Come descritto nel paragrafo 1.1 il primo passo per la ricostruzione della cinematica articolare comporta la definizione di un sistema di riferimento tecnico per ogni segmento corporeo a partire dalle coordinate dei *marker* nel sistema di riferimento del laboratorio.

Cappozzo *et al.* hanno subito messo in evidenza come ciascun sistema di riferimento tecnico, a causa degli errori strumentali e degli artefatti sperimentali, sia il risultato di un calcolo di stima. Tale sistema di riferimento può coincidere con il sistema di riferimento anatomico e può essere determinato a partire dalla posizione di tre *marker non allineati*, appartenenti ad un *cluster*, posti sulla superficie del segmento osseo sotto analisi.

In particolare questo protocollo prevede di posizionare i marcatori del *cluster* in zone dove è meno ampio lo slittamento dei tessuti rispetto all'osso al fine di minimizzare gli artefatti da tessuto molle. La fase successiva prevede quindi l'individuazione dei punti di reperi anatomico senza applicare i marcatori su di essi ma ricostruendo la loro posizione nel tempo rispetto ai sistemi tecnici in precedenza definiti.

Questa procedura è chiamata "calibrazione anatomica" e può essere condotta in due differenti modi:

- 1) Si colloca un *marker* sulla prominenza ossea d'interesse (punto di reperi anatomico) e si determinano le sue coordinate nel sistema di riferimento tecnico, sfruttando le coordinate dei marcatori che identificano il *cluster* sul segmento osseo sotto analisi. Al soggetto viene poi chiesto di assumere una posizione che permetta sia ai *marker* del sistema tecnico sia al *marker* sul punto di reperi anatomico di essere visti da almeno due telecamere. La procedura viene quindi ripetuta per ogni punto di reperi anatomico. I *marker* utilizzati per l'identificazione dei punti di reperi vengono poi rimossi prima che venga effettuato l'atto motorio;

- 2) Si utilizza una bacchetta recante due *marker* sferici a una nota distanza dalla punta, la quale viene indirizzata sulla prominenza ossea di interesse (Fig. 2.6). Sfruttando la distanza tra i *marker* della bacchetta e la sue estremità viene quindi ricostruita la posizione del punto di repere anatomico nel sistema di riferimento tecnico. Anche in questo caso sia i *marker* appartenenti alla bacchetta sia quelli appartenenti al *cluster* devono essere visibili ad almeno due telecamere. La procedura viene ripetuta per tutti i punti di repere anatomico. Questo metodo è solitamente più fattibile rispetto al precedente, soprattutto quando il punto di repere anatomico è in una posizione scomoda.

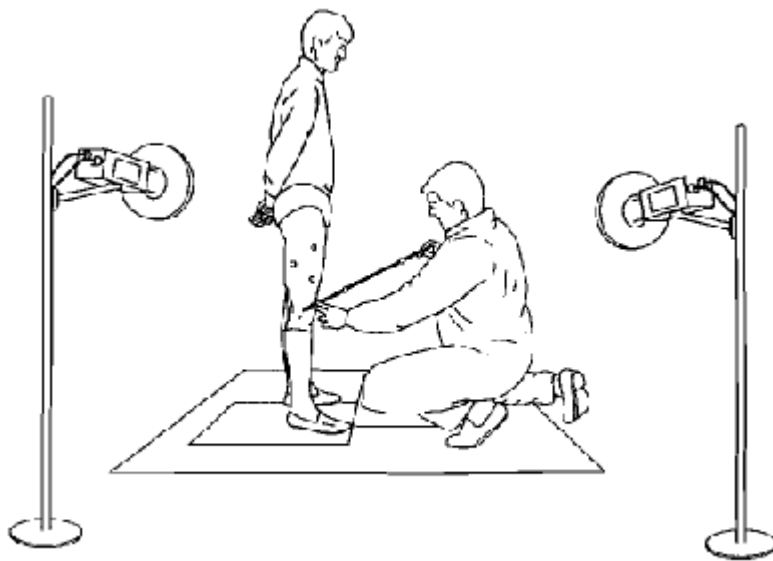


Fig. 2.6: Calibrazione tramite bacchetta dei punti di repere anatomico del femore [5].

Cappozzo *et al.* hanno inoltre messo in luce il fatto che la posizione di un punto di repere anatomico nel relativo sistema di riferimento potrebbe essere determinata assumendo che, durante una determinata postura, questa possa coincidere con quella di un altro punto di repere che può essere calibrato più facilmente.

Ad esempio, nello studio della cinematica del femore e della pelvi, il centro della testa della fibula nel sistema di riferimento tecnico femorale può essere calcolato assumendo che questo coincida con il centro dell'acetabolo mentre il soggetto si trova in posizione eretta. Appare evidente che questo tipo di approccio non impone nessun vincolo sui sei

gradi di libertà dei segmenti ossei analizzati, al contrario, fornisce una migliore accuratezza nella stima dei sistemi di riferimento anatomici.

Gli autori hanno proposto un protocollo sperimentale (C.A.S.T.) che non vuole essere soggetto a standardizzazione bensì è semplicemente indirizzato ad aiutare l'operatore nel definire il proprio metodo di acquisizione.



## CAPITOLO 3. ERRORI ED ARTEFATTI IN STEREOFOTOGRAMMETRIA

Un requisito fondamentale di un sistema stereofotogrammetrico è l'accuratezza delle misure effettuate, sia di tipo statico che dinamico. Oltre all'accuratezza un sistema stereofotogrammetrico deve soddisfare anche requisiti di precisione.

Diverse sono però le tipologie di errori che possono inficiare i suddetti requisiti con cui vengono stimate le traiettorie dei *marker* e di conseguenza poi l'accuratezza della stima della "posa" (posizione istantanea e orientamento) del segmento osseo nel sistema di riferimento globale. Questi errori, a seconda della loro natura e provenienza, si possono raggruppare in tre categorie:

- Errori strumentali;
- Errori di identificazione dei punti di repere anatomico;
- Errori derivanti da artefatti da tessuto molle (ATM).

### 3.1 Errori strumentali

Le coordinate ricostruite dei marcatori, anche in condizioni statiche, non risultano tempo invarianti a causa di errori intrinseci nel sistema di misura stereofotogrammetrico [6].

Questi errori si propagano al calcolo della posa del sistema tecnico e quindi poi alla cinematica articolare.

L'esperienza raccomanda che tali errori vengano quantificati prima di ogni sessione sperimentale con prove *ad hoc* al fine di stimare quanto la loro presenza possa influenzare la misura. In base alle caratteristiche dell'errore, come si vedrà in seguito, sono diverse le tecniche che si possono adottare per limitarne gli effetti.

Gli errori strumentali possono essere di due tipologie:

1. errori sistematici;
2. errori casuali.

I primi sono errori sempre associati ad un modello del sistema di misura di validità limitata che può derivare o da in accuratezze nella calibrazione del sistema (cattiva stima dei parametri del modello) o da non linearità di cui la calibrazione non tiene conto (si parla allora di modello inadeguato).

Ad esempio un modello valido delle telecamere non deve trascurare il fatto che le ottiche e quindi l'elaborazione delle immagini comporta sempre un fenomeno di distorsione.

L'entità degli errori sistematici dipende di conseguenza dall'ampiezza del campo di vista e dalla posizione che il *marker* assume al suo interno.

Risulta evidente che la calibrazione del sistema della stereofotogrammetria deve farsi carico dell'attenuazione degli errori strumentali sistematici, pertanto deve essere eseguita in modo accurato dall'operatore ed eventualmente ripetuta per mantenere inalterate le prestazioni del sistema, qualora non siano intervenute modifiche significative nella configurazione.

Gli errori casuali possono essere prodotti dal rumore elettronico (*flickering*) legato all'imprecisione con cui l'immagine dei marcatori è convertita in punto immagine, e dalla quantizzazione intrinseca al processo di digitalizzazione, che trasforma le coordinate immagine del marcatore in valori numerici.

### **3.2 Mislocazione dei punti di repere anatomico**

I punti di repere anatomico possono essere sia interni che sottocutanei e la determinazione della loro posizione è carente in precisione e accuratezza, introducendo quindi un errore di localizzazione [7].

Questo influenza la stima della posa del sistema di riferimento anatomico e di conseguenza la stima e l'interpretazione della cinematica articolare.

La localizzazione incorretta dei punti di repere anatomico, mediante palpazione, può essere causata da tre fattori principali:

- i punti di repere non sono in realtà punti ma superfici, a volte larghe ed irregolari;
- uno strato di tessuto molle di spessore e composizione variabile ricopre i punti di repere anatomico;
- l'identificazione della locazione dei punti di repere dipende dalla procedura di palpazione adottata.

I punti di repere anatomico interni, al contrario, sono quelli che non presentano prominenze ossee palpabili dall'esterno. Tra punti di repere interni dell'arto inferiore il centro della testa femorale e dell'acetabolo sono sicuramente i più utilizzati.

Come accennato in precedenza la dislocazione dei punti di repere anatomico si propaga al calcolo della posa del riferimento anatomico e quindi agli angoli articolari.

Ogni qualvolta gli assi articolari, che definiscono il sistema di riferimento articolare, non sono allineati con gli assi attorno a cui si presume avvengano le rotazioni (ad esempio l'asse di flessione – estensione del ginocchio non ha direzione medio – laterale) si verifica un errore di “*crosstalk*” cinematico [8]. Tale problema è particolarmente sentito dal momento che può determinare delle distorsioni sull'andamento temporale degli angoli articolari di entità tali da cancellare completamente l'informazione relativa agli angoli la cui variazione è ridotta.

Riassumendo, quindi, anche piccoli errori a carico della stima della posa del sistema di riferimento anatomico possono tradursi in errori rilevanti a carico degli angoli articolari, in particolare di quegli angoli caratterizzati da piccoli intervalli di variabilità durante l'esecuzione del compito motorio.

### 3.3 Errori derivanti da artefatti da tessuto molle (ATM)

I protocolli di acquisizione ed elaborazione in analisi del movimento sono in generale basati sull'erronea assunzione che il *cluster* di marcatori associato ad un segmento osseo sia solidale con esso. In realtà *in vivo* tra queste due entità vengono ad essere interposti tessuti deformabili passivi ed attivi: cute, adipe e muscoli. Questo fa sì che, durante l'esecuzione del compito motorio, si verifichi un movimento relativo tra i *marker* ed il segmento osseo corrispondente, ossia che la posizione del punto di repere anatomico nel sistema di riferimento tecnico sia tempo – variante:

$$\hat{a}_j(t)_{tec} = a_{j,tec} + e^{ATM}(t)_{tec} \quad \text{con } j=1,2,\dots,N_a \quad (3.1)$$

dove  $a_{j,tec}$  è la posizione del punto di repere anatomico in calibrazione mentre  $e^{ATM}(t)_{tec}$  è lo spostamento del punto di repere da tale posizione durante l'esecuzione del compito motorio (errore tempo – variante). Tale fenomeno prende il nome di artefatto da tessuto molle (ATM)[9] che può essere anche dell'ordine di alcuni cm.

Effetti inerziali, deformazione, scorrimento della pelle, che si verificano prevalentemente nelle zone in prossimità delle articolazioni, e le deformazioni causate dalla contrazione muscolare contribuiscono interdipendentemente all'ATM.

Molti sforzi sono stati dedicati alla caratterizzazione di questo fenomeno, in particolare alla valutazione dello spostamento  $e^{ATM}(t)_{tec}$ . Questa conoscenza, infatti, permetterebbe di compensare l'effetto di questa fonte di errore, inserendo nel calcolo della traiettoria globale del punto di repere anatomico la traiettoria  $\hat{a}_j(t)_{tec}$  anziché la sola posizione  $a_{j,tec}$ .

Esistono diverse tecniche di indagine per tracciare la cinematica del segmento osseo da confrontare con le traiettorie dei *cluster* di *marker* superficiali, ad esempio (Fig. 3.1):

- fili intracorticali;
- fissatori esterni;
- tracciatori scheletrici percutanei;
- tecniche radiologiche (proiezioni radiografiche o fluoroscopia).

Nel caso di fili intracorticali, fissatori esterni e tracciatori scheletrici la cinematica dell'osso sottostante viene ricostruita posizionando un *cluster* di marcatori sul dispositivo di ancoraggio. La cinematica così ricostruita può essere quindi confrontata con quelle derivata da marcatori su cute.

Tutte queste tecniche sono però accomunate da un potenziale limite: i dispositivi adottati per tracciare la corretta cinematica ossea possono limitare lo scorrimento della cute, quindi alterare quantitativamente e qualitativamente l'artefatto oggetto dello studio.

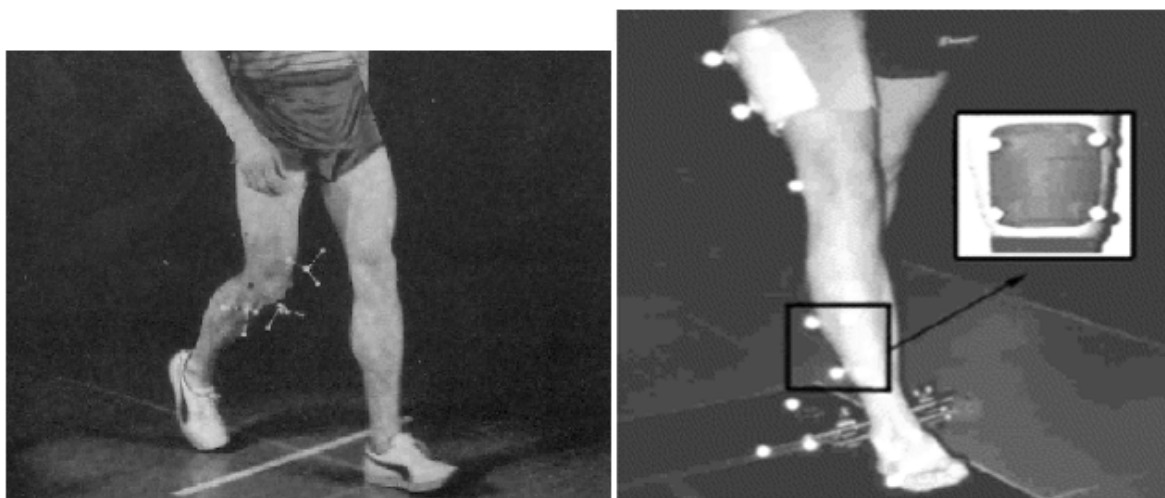


Fig. 3.1: Impiego di fili intracorticali (a sinistra) e tracciatori percutanei (a destra) [1].



Nel caso delle tecniche radiologiche viene stimato invece lo spostamento di marcatori radio – opachi posizionati sulla cute rispetto all'osso visibile. In questo modo tali tecniche non vanno incontro ai limiti precedentemente descritti anche se è importante sottolineare che esse sono in grado di valutare solo sequenza di immagini statiche, nel caso di proiezioni radiografiche, ed in generale restringono l'analisi ad un campo di vista limitato.

Esiste un'ulteriore tecnica per la quantificazione dell'artefatto da tessuto molle in grado di combinare la stereofotogrammetria e la fluoroscopia tridimensionale [10].

La fluoroscopia è una tecnica radiologica che permette di ottenere immagini in tempo reale dell'anatomia interna di un paziente, attraverso l'uso di un fluoroscopio.

Il fluoroscopio è composto da una sorgente di raggi X ed uno schermo fluorescente, tra i quali è posizionato il paziente. I fluoroscopi moderni accoppiano lo schermo ad un'intensificatore di immagine ed ad una videocamera digitale, permettendo di registrare e riprodurre su monitor le immagini ottenute.

Tale combinazione di tecniche ha permesso di caratterizzare l'artefatto sulla superficie laterale di gamba e coscia senza limitazioni di movimento cutaneo imposte dai tracciatori percutanei e senza limitazioni del campo di vista imposte dalle tecniche radiologiche tradizionali.

La cinematica ossea di riferimento è stata ricostruita tramite fluoroscopia 3D ed il moto dei marcatori, uniformemente distribuiti sulla superficie dell'arto inferiore, tramite stereofotogrammetria. In particolare è stato messo in luce che gli angoli calcolati con i *cluster* di marcatori su cute si discostano notevolmente dall'andamento di riferimento misurato tramite fluoroscopia tridimensionale. Infine un'osservazione interessante è stata che non necessariamente l'artefatto di maggiore entità si traduce in un errore propagato agli angoli di maggiore entità.

### **3.4 Tecniche di compensazione**

Diverse proposte sono state presentate per compensare le fonti di errore sopra citate al fine di migliorare l'accuratezza della cinematica ricostruita tramite stereofotogrammetria.

È importante sottolineare fin da subito che mentre gli errori strumentali possono essere facilmente quantificati ed eventualmente compensati, gli altri due tipi di errori sono sistematici e quindi molto più difficili da quantificare, limitare e compensare.

### 3.4.1 Compensazione degli errori strumentali

Gli errori strumentali si presentano come un rumore additivo a banda larga sovrapposto ai dati del movimento umano che hanno comunemente uno spettro di frequenza limitato.

In base alle caratteristiche statistiche di tali errori si possono adottare diverse tecniche di filtraggio. Un esempio sono i metodi di filtraggio nel dominio del tempo e delle frequenze che utilizzano procedure di ottimizzazione per fissare i parametri del filtro, quali la frequenza di taglio. Tutti questi metodi considerano però i segnali del movimento umano stazionario, assunzione che può risultare non realistica in contesti come l'attività sportiva.

Si può quindi supporre che la calibrazione del sistema operi bene nel correggere gli errori strumentali sistematici e che siano disponibili buone tecniche di filtraggio, semplicemente seguendo le istruzioni dei costruttori.

Nonostante ciò le prestazioni del sistema, in termini di accuratezza e precisione, possono dipendere da una varietà di fattori, come i parametri associati al *set up* del laboratorio specifico, il numero e il posizionamento delle telecamere, le dimensioni del volume e dell'oggetto di calibrazione utilizzato e ancora la cura dell'utilizzatore durante la procedura di calibrazione.

Comprendere le limitazioni del sistema di analisi a disposizione è essenziale per una corretta stima della cinematica articolare. L'utilizzatore del sistema, quindi, prima di ogni sessione sperimentale dovrà eseguire una stima degli errori strumentali tramite l'esecuzione di *spot – checks*, ossia prove realizzabili in maniera semplice per la verifica del mantenimento delle prestazioni del sistema.

Alcuni esempi di questi test sono:

- misura della distanza tra marcatori: metodo che mira a rilevare il mantenimento della distanza relativa tra marcatori su tutto il volume di misura come indice del buon mantenimento delle caratteristiche del sistema;
- misura dello spostamento di marcatori: si utilizza spesso un dispositivo motorizzato in grado di imporre un moto noto ai marcatori all'interno del campo di misura.

Gli errori descritti finora di sovrappongono alle coordinate globali dei *marker* in uscita dal sistema stereofotogrammetrico e ne risultano quindi delle traiettorie affette da errori:

$$\hat{p}_i(t)_{glo} = p_i(t)_{glo} + e(t)_{glo} \quad (3.2)$$

Quindi anche le matrici di orientamento ed il vettore di posizione dei *marker* nel sistema di riferimento tecnico e anatomico risulteranno affette da un certo errore propagato.

Esistono diversi metodi di analisi finalizzati alla minimizzazione della propagazione degli errori sperimentali dalla cinematica dei marcatori alla cinematica dei riferimenti segmentali:

- **Stimatori non ottimi:** queste procedure ricostruiscono il sistema tecnico tramite semplici operazioni geometriche sulle posizioni dei *marker* senza prendere in considerazione gli errori strumentali;
- **Stimatori ai minimi quadrati:** questi metodi compensano la deformabilità del *cluster*, dovuta all'errore fotogrammetrico, sfruttando la ridondanza.

Particolare attenzione viene posta su quest'ultimi stimatori in quanto mirano a ricostruire in maniera ottima la posa del segmento. Il problema consiste nello stimare la matrice di orientamento ed il vettore di posizione del sistema tecnico, partendo dalle coordinate di almeno tre *marker* non collineari associati al segmento corporeo, considerandole affette da rumore addittivo.

Si definiscono i seguenti parametri necessari poi nella risoluzione del problema di stima ai minimi quadrati:

- $p_i(t)_{glo}$  e  $p_i(t)_{loc}$ , coordinate del marcatore *i*-esimo rispettivamente nel sistema globale e locale(o tecnico);
- $\bar{p}_{glo}$  e  $\bar{p}_{loc}$  centroidi del *cluster* rispettivamente nel sistema globale e tecnico;
- $P_{glo}$  e  $P_{loc}$  *cluster* globale e locale con centro nel proprio centroide (per esempio  $P_{glo} = [p_{1,glo} - \bar{p}_{glo}, \dots, p_{m,glo} - \bar{p}_{glo}]$ );
- $K = P_{glo}P_{glo}^T/m$ , matrice di dispersione del *cluster*;
- $G = P_{glo}P_{loc}^T$ , matrice di cross-dispersione.

Si vogliono quindi trovare la matrice di rotazione *R* ed il vettore posizione *T* che mappano in maniera ottima i punti  $p_{i,loc}$  nei punti  $p_{i,glo}$  con  $i=1 \dots m$ .

A causa degli errori di misura la mappatura non è esatta, in particolare risulta:

$$p_{i,glo} = Rp_{i,loc} + T + e_i \quad (3.3)$$

dove  $e_i$  rappresenta il rumore additivo.

A causa della mancanza di informazione sulle proprietà statistiche del rumore, uno stimatore ai minimi quadrati non pesati risulta essere il più adatto. In tal caso ci si riconduce alla soluzione del seguente problema di minimizzazione:

$$\min_{R,T} \sum_i^2(R,T) = \sum_{i=1}^m \|e_i\|^2 = \sum_{i=1}^m \|Rp_{i,loc} + T - p_{i,glo}\| \quad (3.4)$$

### ***Singular Value Decomposition***

Per la soluzione del problema di minimo sopra citato viene solitamente utilizzato il metodo della scomposizione ai valori singolari (*Singular Value Decomposition*, SVD). Tale scomposizione viene applicata alla matrice G di cross – dispersione.

L’algoritmo si sviluppa in tre passi:

- 1) SVD della matrice di cross – dispersione:

$$G = UDV^T$$

dove  $U$  e  $V$  sono matrici ortogonali 3X3 ( $\det(U)=\pm 1$ ,  $\det(V)=\pm 1$ ) e  $D=\text{diag}(\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3)$  con  $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3 \geq 0$  valori singolari di  $G$ .

- 2) Stima della matrice di orientamento:

$$\hat{R} = U \text{diag}(1, 1, \det(UV^T)) V^T$$

- 3) Stima del vettore di posizione:

$$\hat{T} = \bar{p}_{glo} - \hat{R} \bar{p}_{loc}$$

I principali vantaggi di questo metodo sono la stabilità, essenziale nel caso di problemi mal condizionati, e la facilità di implementazione ed analisi. Esso, però, consente solo di pesare diversamente l’informazione associata ai diversi marcatori ma non le informazioni a priori sul rumore sovrapposto, non essendo basato sul calcolo delle funzioni di sensitività.

### **3.4.2 Compensazione degli errori di mislocazione dei punti di repere**

La dislocazione dei punti di repere anatomico risulta essere un punto critico nel calcolo della cinematica articolare. Diverse proposte sono state presentate per compensare queste

fonti di errori, nell'ambito della procedura sperimentale, nella definizione dei sistemi di riferimento o mediante correzione degli stessi a posteriori.

Un esempio è rappresentato dal protocollo introdotto da Cappozzo *et al.* (*Calibrated Anatomical System Technique, C.A.S.T.*) [5] che consente l'individuazione dei punti di repere senza applicare *marker* sui punti stessi e ne ricostruisce la posizione nel tempo rispetto ad un sistema di riferimento tecnico, solidale con il segmento analizzato, ma basato sui *marker* posizionati in zone dove è meno ampio lo slittamento dei tessuti rispetto all'osso.

Altri metodi sono stati proposti per effettuare a posteriori la correzione della direzione degli assi articolari. Tali metodi sono però di difficile generalizzazione perché specifici per ciascuna articolazione, in quanto si basano su assunzioni di anatomia funzionale valide per un determinato distretto articolare e per un determinato atto motorio.

Risulta pertanto evidente che al fine di minimizzare gli effetti di queste fonti di errore poco può essere fatto oltre a rivolgere particolare attenzione all'operazione di palpazione manuale e di calibrazione dei punti di repere anatomico.

### 3.4.3 Compensazioni degli artefatti da tessuto molle

Gli artefatti da tessuto molle, a causa della loro stessa natura, hanno lo stesso contenuto in frequenza della cinematica dei segmenti corporei che l'analisi del movimento mira a ricostruire e pertanto il loro effetto non può essere attenuato mediante tecniche di filtraggio, come avviene per gli errori strumentali.

L'artefatto da tessuto molle può essere in generale considerato come la somma di due contributi:

- 1) la deformazione del *cluster* dei marcatori, ovvero la variazione delle distanze relative tra i marcatori appartenenti allo stesso *cluster*;
- 2) lo spostamento rigido del *cluster* rispetto al segmento osseo sottostante.

L'utilizzo di placche rigide di supporto non garantiscono comunque una maggiore stabilità del *cluster* rispetto al segmento sottostante pertanto la cinematica del sistema tecnico può differire in modo sostanziale rispetto a quella del sistema di riferimento anatomico corrispondente.

In letteratura sono state proposte diverse tecniche di ottimizzazione e compensazione dell'ATM che si basano su presupposti a volte molto diversi tra loro.

Alcune tecniche, ad esempio, rivolgono maggiore attenzione alla deformazione del *cluster* però non forniscono prestazioni significativamente migliori rispetto alla stima ottima ai minimi quadrati del sistema tecnico.

Altre ritengono, invece, che il movimento rigido del *cluster* di marcatori rispetto all'osso sottostante sia la componente più critica dell'ATM. Tra queste ci sono:

- il **metodo dell'ottimizzazione globale**;
- la **tecnica di calibrazione multipla**;
- la **realizzazione di un modello per l'artefatto**;

Il metodo dell'ottimizzazione globale [11] esegue la compensazione tramite una minimizzazione globale ai minimi quadrati dell'errore complessivo, eseguendo una stima simultanea della posa dei segmenti corporei di un modello multisegmentale del corpo in cui vengono imposti specifici vincoli a livello delle articolazioni. L'ipotesi è che l'imposizione di movimento articolare fisiologicamente compatibile possa riprodurre in maniera significativa l'ATM.

La tecnica di calibrazione multipla [12] prende spunto dall'osservazione che la forma del *cluster* dei *marker* e la posizione dei punti di reperi anatomico nel sistema tecnico si modificano durante il movimento. In particolare si può pensare di individuare due pose del segmento osseo, corrispondenti ai due estremi di un movimento articolare, tali da poter essere calibrate in maniera separata secondo il protocollo CAST. In un dato istante dell'esecuzione del compito motorio, intermedio tra tali posizioni di riferimento, il modello del *cluster* e la posizione dei punti di reperi anatomico sono dati da una opportuna combinazione dei due.

La valutazione delle prestazioni di questo metodo ha evidenziato miglioramenti significativi sia per la ricostruzione della posa dei punti di reperi anatomico che per la posa dei sistemi di riferimento anatomici.

Infine l'ultimo metodo [13] prevede di descrivere l'analisi del movimento con un modello matematico dell'artefatto, avendo a disposizione sia una regione anatomica in cui vengono disposti i *marker* sia delle variabili in grado di descrivere lo specifico compito motorio d'interesse.

L'obiettivo è quindi quello di avere una funzione tempo – variante in grado di stimare l'artefatto da tessuto molle durante l'esecuzione di un movimento articolare.

I parametri del modello vengono in seguito ricavati tramite regressione multipla.

Questa tecnica è stata applicata per la valutazione dell'ATM che caratterizza i movimenti dell'articolazione femorale evidenziando buoni risultati in termini di ripetibilità intra – soggetto per la fedeltà di ricostruzione dell'artefatto tramite modello.

Nella presente tesi, di tali metodi di compensazione fin qui descritti, si è scelto di approfondire, in particolare, la tecnica di calibrazione multipla.

### **3.5 Calibrazione Multipla**

Il metodo di calibrazione multipla introdotto da Cappello *et al.* [12] consiste nell'effettuare una calibrazione doppia dei punti di reperi anatomico nelle due posizioni estreme di un dato movimento angolare (nello progetto in esame era stato considerato il movimento di flessione/estensione del ginocchio). L'ipotesi alla base è che le coordinate locali dei punti di reperi anatomico nel sistema di riferimento tecnico e la forma del cluster cambino in maniera consistente durante il ciclo di flessione articolare.

Queste possono essere pertanto valutate istante per istante tramite un'interpolazione tra le due configurazioni acquisite agli estremi del *range* riferito all'esercizio esaminato.

Uno studio più recente condotto ancora da Cappello *et al.* [14] ha proposto un'evoluzione del metodo di calibrazione multipla originale eseguendo l'interpolazione con variabile indipendente l'angolo di flessione/estensione del ginocchio. Inoltre è stata valutata la performance *in vivo* dei movimenti articolari del ginocchio utilizzando la combinazione delle tecniche di stereofotogrammetria e fluoroscopia tridimensionale.

In questo modo le traiettorie dei marcatori sono state ricostruite tramite stereofotogrammetria, mentre la cinematica ossea di riferimento tramite fluoroscopia 3D.

Gli autori hanno così ottenuto un *gold standard* per i movimenti articolari del ginocchio, grazie al quale sono riusciti a testare i reali spostamenti dei marcatori rispetto all'osso sottostante.

I passaggi necessari per realizzare la calibrazione doppia possono essere riassunti come segue:

- 1) dato un singolo segmento osseo siano date le coordinate dei *marker* nel sistema di riferimento globale (o di laboratorio) rispettivamente nella prima e nella seconda posizione estrema di calibrazione:

$$\begin{aligned} {}^G\mathbf{P}_1 &\doteq {}^G [\mathbf{p}_{1,1} \ \mathbf{p}_{1,2}, \dots, \ \mathbf{p}_{1,m}] \\ {}^G\mathbf{P}_2 &\doteq {}^G [\mathbf{p}_{2,1} \ \mathbf{p}_{2,2}, \dots, \ \mathbf{p}_{2,m}] \end{aligned}$$

- 2) il sistema di riferimento tecnico è definito come il sistema di riferimento globale traslato nel centroide del *cluster* nella prima posizione estrema di calibrazione :

$${}^G\bar{\mathbf{p}}_1 \doteq \frac{\sum_{k=1}^m {}^G\mathbf{P}_{1,k}}{m}$$

- 3) il modello del *cluster* nella prima posizione estrema di calibrazione risulta essere:

$${}^C\mathbf{P}_1 = {}^G\mathbf{P}_1 - {}^G\bar{\mathbf{p}}_1 \mathbf{w}$$

Dove  ${}^C$  si riferisce al sistema tecnico (ossia del cluster) e  $\mathbf{w}$  è un vettore 1xm con tutti gli elementi pari a 1.

- 4) Al fine di rappresentare la deformazione del *cluster* nel sistema di riferimento tecnico, il modello del *cluster* nella seconda posizione estrema di calibrazione deve essere ottenuto dal primo tramite un approccio di ottimizzazione ai minimi quadrati:

$$\min_{\mathbf{R}, \mathbf{O}} \left\| {}^C\mathbf{P}_1 - \mathbf{R} {}^G\mathbf{P}_2 - \mathbf{O} \right\|^2$$

dove  $\mathbf{R}$  può essere stimata applicando la scomposizione ai valori singolari alla matrice  $\mathbf{G}$  di cross – dispersione ( $\mathbf{G} = {}^C\mathbf{P}_1 {}^G\mathbf{P}_2^T$ ) e  $\mathbf{O} = -\mathbf{R} {}^G\bar{\mathbf{p}}_2$

il modello dunque del cluster nella seconda calibrazione risulta

$${}^C\mathbf{P}_2 = \mathbf{R} {}^G\mathbf{P}_2 + \mathbf{O}.$$

I due modelli del cluster sono adesso centrati nell'origine del sistema di riferimento tecnico e differiscono solo per la forma della deformazione.

- 5) Analogamente date le coordinate globali di  $n$  punti di repere anatomico nella prima e nella seconda posizione estrema del movimento:

$$\begin{aligned} {}^G\mathbf{A}_1 &= {}^G [\mathbf{a}_{1,1} \ \mathbf{a}_{1,2}, \dots, \ \mathbf{a}_{1,n}] \\ {}^G\mathbf{A}_2 &= {}^G [\mathbf{a}_{2,1} \ \mathbf{a}_{2,2}, \dots, \ \mathbf{a}_{2,n}] \end{aligned}$$

Le coordinate dei punti di repere nel sistema di riferimento tecnico risultano:



$$\begin{aligned} {}^C\mathbf{A}_1 &= {}^G\mathbf{A}_1 - {}^G\bar{\mathbf{P}}_1\mathbf{w} \\ {}^C\mathbf{A}_2 &= \mathbf{R} {}^G\mathbf{A}_2 + \mathbf{O}. \end{aligned}$$

- 6) La geometria del *cluster* e la posizione dei punti di repere anatomico in ogni istante del movimento sono dunque valutate tramite un'interpolazione tra le due configurazioni estreme di calibrazione assumendo l'angolo di flesso/estensione come la variabile guida:

$$\begin{aligned} {}^C\mathbf{P}(t) &= {}^C\mathbf{P}_1 + ({}^C\mathbf{P}_2 - {}^C\mathbf{P}_1) \frac{f(t) - f_1}{f_2 - f_1} \\ {}^C\mathbf{A}(t) &= {}^C\mathbf{A}_1 + ({}^C\mathbf{A}_2 - {}^C\mathbf{A}_1) \frac{f(t) - f_1}{f_2 - f_1} \end{aligned}$$

dove  $f(t)$  rappresenta l'angolo di flesso/estensione al tempo  $t$ ,  $f_1$  e  $f_2$  sono rispettivamente gli angoli di flesso/estensione nelle due posizioni estreme del movimento.

L'evoluzione del metodo di doppia calibrazione dalla sua implementazione originale (interpolazione lineare rispetto al tempo) è nata dall'osservazione che la propagazione dell'ATM alla cinematica articolare risulta dipendente dal grado di flessione articolare. Gli autori hanno quindi pensato di utilizzare come variabile indipendente non il tempo bensì l'angolo di flessione del ginocchio.

Analizzando i risultati è emerso un netto miglioramento nella ricostruzione degli angoli di flesso/estensione e di inv/eversione al contrario degli stessi angoli ricavati con la calibrazione singola, in cui si era visto una progressiva divergenza dal *gold standard*. In particolare tale divergenza si verificava man mano che ci si allontanava dalla posizione adottata nella fase di calibrazione anatomica.

Inoltre Cappello *et al.* hanno evidenziato ottime prestazioni sulle traslazioni relative a livello dell'articolazione del ginocchio.

Il metodo di calibrazione doppia deve comunque essere adattato allo specifico compito motorio a cui si intende applicarlo, scegliendo opportunamente le configurazioni di riferimento.



## CAPITOLO 4. ANALISI CINEMATICA DEL COMPLESSO PIEDE E TIBIOTALARSICA

### 4.1 Introduzione

L'applicazione della *gait analysis* in medicina riabilitativa è andata aumentando nel corso degli anni fino ad integrare sempre più la valutazione clinica dei disturbi del cammino eseguita attraverso l'esame statico e l'analisi osservazionale.

Nel tempo sono stati proposti numerosi protocolli di *gait analysis* nel tentativo di riprodurre con precisione la complessità dell'atto deambulatorio e al tempo stesso di soddisfare alcuni requisiti di fondamentale importanza, quali:

- la versatilità (applicazione a diversi quesiti clinici);
- la semplicità (facilità di interpretazione per l'operatore e rapidità di esecuzione);
- Il minimo ingombro (possibilità del paziente di compiere movimenti abituali);
- l'affidabilità (ripetibilità intra – interoperatore e tra differenti laboratori).

I protocolli di *gait analysis* comunemente utilizzati in clinica possono incontrare, però, alcuni limiti: numero elevato di *marker* per essere visibili al sistema di telecamere, lunghe e complesse preparazioni, difficoltoso posizionamento di alcuni marcatori in assenza di precisi punti di repere anatomici di riferimento.

Tutti questi problemi sono comuni anche ai protocolli di *gait analysis* che focalizzano l'attenzione sul ruolo del **complesso piede e tibiotalarsica** nell'esecuzione dell'atto deambulatorio.

Tale complesso, infatti, rappresenta un meccanismo multi – articolare che determina la delicata interazione tra la porzione più inferiore della gamba e il terreno durante il cammino. Qualsiasi lesione, infortunio o disordine neuromuscolare di questo elemento chiave influisce drasticamente sull'interazione normale tra i muscoli, le ossa e i legamenti e può portare a instabilità o disabilità di movimento.

Inoltre è di fondamentale importanza, al fine di caratterizzare correttamente il complesso piede - tibiotalarsica, descrivere il movimento dei sottosegmenti che costituiscono il piede stesso e che interagiscono con il terreno, tenendo presente che le anomalie strutturali determinano movimenti che non si osservano nel piede normale.

Una comprensione dettagliata e valida della biomeccanica del piede è quindi un prerequisito essenziale per la valutazione delle patologie e dei disordini del sistema locomotore, oltre che per una corretta applicabilità clinica.

L'analisi biomeccanica delle funzioni del piede necessita, quindi, di un accurato esame su ciascun elemento funzionale e anatomico del piede. Tale indagine incontra però alcuni ostacoli, quali:

- la complessità della struttura anatomica del piede;
- il *range* non molto ampio dei movimenti intersegmentali;
- l'elevata sensibilità della misura del movimento alla disposizione dei *marker*, in particolare nei piedi patologici;
- la difficoltà di standardizzare gli angoli articolari del piede e le loro proiezioni nei piani anatomici.

A causa poi della vasta natura nelle deformità e nelle variazioni stesse che caratterizzano i piedi "normali" è necessario sviluppare metodi di valutazione che possano essere applicati in maniera consistente a tutti i tipi di piede, risultando dal punto di vista clinico e biomeccanico validi e ripetibili.

## 4.2 Anatomia del piede

Dal punto di vista anatomico il piede è l'estremità dell'arto inferiore del corpo umano. È un organo complesso, costituito da un gran numero di articolazioni, che ne consentono il movimento e l'adattabilità a tutte le superfici (Fig.4.1). Si tratta di una struttura anatomica fondamentale, perché su di essa agiscono tutti i carichi generati dal movimento corporeo, sia nell'attività sportiva che nella vita di tutti i giorni.

Il piede è formato da 26 ossa, numerosi muscoli e complesse articolazioni e può essere suddiviso in tre parti:

- **Retropiede:** in cui si trovano l'osso astragalo e il calcagno;
- **Mesopiede:** in cui si trovano l'osso cuboideo, i tre cuneiformi e lo scafoide tarsale;
- **Avampiede:** in cui si trovano le ossa delle falangi e dei metatarsi.



Fig.4.1: Anatomia del piede

L'osso astragalo, o tallone, è un osso appartenente al tarso del piede, che si articola in alto con le ossa della gamba e in basso con il calcagno. Ha una forma irregolarmente cuboide e il suo corpo arrotondato si articola con il mortaio tibio – peroneale, formando l'articolazione tibio – tarsica ( articolazione della caviglia).

L'osso scafoide ( o navicolare) tarsale è un osso a forma di navicella, posto davanti alla testa dell'atragalo, dietro alla fila delle tre ossa cuneiformi medialmente al cuboide.

Vi si considerano una faccia anteriore e una posteriore, due margini, superiore e inferiore, e due estremità, mediale e laterale. L'estremità mediale è caratterizzata da un grosso processo, la tuberosità dello scafoide, su cui si inserisce il tendine principale tibiale posteriore.

Le ossa cuneiformi sono tre ossa a forma di prismi triangolari, si distinguono in 1° (o mediale), 2°(o medio) e 3° (o laterale) e, nel piede articolato, si dispongono in serie.

L'osso cuboide è un osso irregolarmente cubico, situato nella parte esterna del piede, davanti al calcagno, lateralmente allo scafoide e al 3°osso cuneiforme, dietro al 4° e al 5°osso metatarsale.

La parte anteriore del piede comprende i cinque metatarsi , paralleli l'uno all'altro, e le falangi, ovvero le ossa delle dita dei piedi. Queste sono tre nell'alluce e due in ciascun altro dito.

#### 4.2.1 Il complesso tibiotalarsica piede

La tibiotalarsica si può considerare come la sede di tutte le interazioni gamba – piede e in questo caso si deve includere anche l'articolazione sottoastragalica (Fig. 4.2).

Per tibiotalarsica si intende l'articolazione tra la tibia e l'astragalo (articolazione tibioastragalica).

L'astragalo giace sull'asse di carico verticale della gamba, tra la tibia e il calcagno, mentre il piede si estende dal calcagno alle dita.

L'astragalo non è fondamentale per la struttura di supporto del piede a contatto col terreno, ma funge da collegamento tra la gamba (tibia) e il piede (calcagno), permettendo così alle due articolazioni, con un singolo asse, di fornire un movimento tridimensionale.



Fig.4.2:Articolazione tibiotalarsica

#### **Movimento**

I movimenti della tibiotalarsica sono caratterizzati dalla flessione e l'estensione.

Dal punto di vista neurologico la flessione viene considerata come l'avvicinamento del piede alla parte anteriore della tibia, e per estensione il movimento contrario.

#### **Escursioni articolari**

La tibiotalarsica non presenta delle escursioni articolari molto ampie, ma sono fondamentali per la progressione e l'assorbimento dell'impatto durante il carico.

Durante la fase di oscillazione, il movimento della tibiotalarsica contribuisce all'avanzamento dell'arto.

Due volte durante ogni ciclo del passo la tibiotarsica alternativamente plantarflette (PF), e poi dorsiflette (DF).

I primi tre movimenti avvengono durante l'appoggio (PF, DF, PF), mentre con l'oscillazione la tibiotarsica compie soltanto una flessione dorsale (vedi Fig. 4.3).

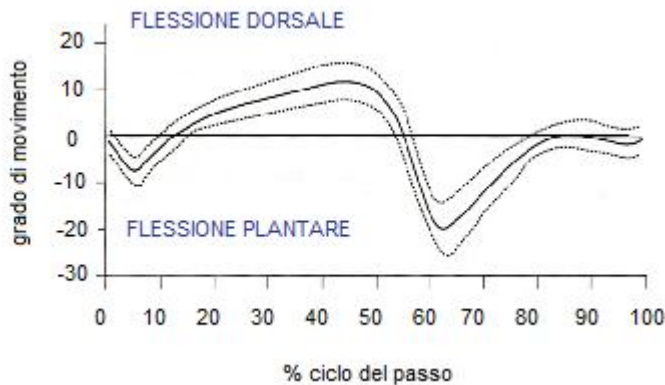


Fig. 4.3: Movimento di dorsi/plantarflessione dell'articolazione tibiotarsica.

### **Vettore del corpo**

Per tutta la fase di appoggio il punto di applicazione del vettore del corpo (centro di pressione) avanza per tutta la lunghezza del piede dal tallone fino alle articolazioni metatarsofalangee e interfalangee prossimali.

### **Controllo muscolare**

Il movimento della tibiotarsica avviene solo in un piano, e i muscoli che la controllano agiscono come flessori dorsali o flessori plantari.

I primi sono attivi durante la fase di oscillazione, mentre i secondi durante l'appoggio.

Si ha solamente un'eccezione e in particolare quando i flessori dorsali partecipano al controllo della velocità di flessione plantare della tibiotarsica, durante la fase di risposta al carico in appoggio.

### **Muscoli flessori dorsali**

Tre muscoli principali si trovano anteriormente all'articolazione tibiotarsica.

Questi sono: il tibiale anteriore, l'estensore lungo delle dita e l'estensore proprio dell'alluce.

Il peroneo terzo è un ausiliario incostante all'estensore comune delle dita, e con esso condivide il tendine laterale. Per questo motivo l'azione del peroneo terzo viene assunta come equivalente dell'estensore lungo delle dita.

L'attività dei muscoli flessori dorsali inizia già durante la preoscillazione.

Il primo muscolo a contrarsi è l'estensore proprio dell'alluce e questo sarà attivo per tutta la preoscillazione.

L'attività del tibiale anteriore e dell'estensore lungo delle dita comincia con l'oscillazione intermedia.

L'intensità della contrazione del tibiale anteriore aumenta rapidamente durante l'oscillazione iniziale, poi più gradualmente durante l'oscillazione terminale al fine di posizionare il piede per l'appoggio.

Tutti i tre flessori dorsali terminano la loro azione entro la fine della risposta al carico.

Lo schema tipico d'azione dei flessori dorsali è bifasico, con due picchi di intensità in fase iniziale di oscillazione e in fase di risposta al carico.

### **Muscoli flessori plantari**

Ci sono sette muscoli dietro la tibiotarsica che di conseguenza agiscono da flessori plantari.

Varia, però, la capacità effettiva: il *soleo* e il *gastrocnemio* forniscono il 93% del momento interno teorico in flessione plantare, mentre i cinque *muscoli perimalleolari* provvedono soltanto per il 7%.

Sono presenti due distinti gruppi funzionali di flessori plantari: il *tricipite surale* e i *muscoli perimalleolari*.

Il soleo e i capi mediale e laterale del gastrocnemio hanno un'ampia dimensione e un braccio di leva pari a tutta la lunghezza del calcagno.

I muscoli perimalleolari sono relativamente piccoli e circondano strettamente i malleoli mediale e laterale.

Tra i muscoli perimalleolari, il flessore dell'alluce genera il più elevato momento in flessione plantare.

Gli altri cinque muscoli che passano dietro la tibiotarsica presentano una modesta efficienza plantarflessoria. Questo è determinato dal loro allineamento che garantisce il controllo dell'articolazione sottoastragalica e delle altre articolazioni del piede.

Il tibiale posteriore diventa attivo al contatto iniziale (0% del ciclo del passo) e continua per tutto il singolo appoggio, seguito dal flessore delle dita (10% del ciclo del passo) ed infine dal flessore proprio dell'alluce (25% del ciclo del passo).

Il contatto del piede controlaterale (50% del ciclo del passo) rappresenta il segnale per il rilascio del tibiale posteriore e del flessore lungo delle dita, mentre i flessori delle dita continuano ad essere attivi nella preoscillazione (52% del ciclo del passo).



L'azione dei muscoli peronei inizia precocemente durante il ciclo del passo e termina nella preoscillazione intermedia (55 – 58% del ciclo del passo).

## **Il piede**

Nel piede ci sono tre articolazioni principali correlate alla meccanica del cammino: la sottoastraglica, la mediotarsica e la metatarsofalangea.

- 1) congiunzione tra astragalo e il calcagno: si colloca nell'ambito della colonna verticale di carico tra il calcagno e la tibia. L'azione di questa articolazione aggiunge la mobilità nei piani frontale e trasversale alla funzione sul piano sagittale disponibile a livello della tibiotarsica. Il suo movimento modifica la mobilità delle altre articolazioni del piede;
- 2) congiunzione del retropiede all'avampiede: è formata da due articolazioni, l'astragalonavicolare e la calcaneocuboidea. Il movimento della mediotarsica contribuisce all'assorbimento dell'impatto dell'appoggio dell'avampiede;
- 3) congiunzione metatarsofalangea: rappresenta il "punto di piegamento" (*toe break*) delle dita, che permette al piede la rotazione delle teste metatarsali piuttosto che sulla punta delle dita.

## **Movimento**

### Articolazione sottoastraglica

Possiede un singolo asse obliquo orientato in modo tale da permettere al piede di ruotare medialmente (supinazione) e lateralmente (pronazione).

### Articolazione mediotarsica

Il movimento è la flessione dorsale, che si verifica durante l'inizio dell'appoggio terminale nella fase di appoggio singolo.

### Articolazione metatarsofalangea

Al contatto iniziale le articolazioni metatarsofalangee si trovano in una posizione di 25° di flessione dorsale con le dita rivolte verso l'alto.

Alla fine della risposta al carico le dita si spostano verso la posizione neutra e mantengono questa posizione per tutto l'appoggio intermedio.

Con il sollevamento del calcagno (appoggio terminale) le articolazioni metatarsofalangee si estendono di 21°. Le dita rimangono a contatto con il terreno.

### **Controllo muscolare**

I muscoli sono raggruppati in base alla loro relazione con l'asse di questa articolazione.

#### Muscoli supinatori

Cinque muscoli attraversano l'articolazione sottoastragalica nel versante mediale.

In base al proprio braccio di leva di supinazione sono il tibiale posteriore, il tibiale anteriore, il flessore lungo delle dita, il flessore lungo dell'alluce e il soleo.

Tutti tranne il tibiale anteriore si trovano dietro anche la tibiotarsica.

#### Muscoli pronatori

Cinque muscoli si trovano sul versante laterale dell'asse dell'articolazione sottoastragalica. Due sono anteriori, l'estensore lungo delle dita e il peroneo terzo. Posteriormente sono presenti il gastrocnemi, il peroneo lungo e il peroneo breve.

- Estensore lungo delle dita: l'attività avviene durante la risposta al carico e termina con l'inizio dell'appoggio intermedio.
- Peroneo terzo: schema di attivazione simile.
- Gastrocnemio: l'attività aumenta progressivamente nella fase iniziale di appoggio intermedio (10% del ciclo del passo). L'azione di picco è raggiunta alla fine dell'appoggio terminale (50% del ciclo del passo). Durante la preoscillazione la sua attivazione diminuisce rapidamente.
- Peronei laterali: si attivano all'inizio del carico sull'avampiede (15% del ciclo del passo) e raggiungono un picco di intensità alla fine di questa fase. La tempistica di attivazione e intensità relativa sono simili tra i due peronei ed entrambi tendono a rilassarsi nella preoscillazione intermedia.

### **Muscoli intrinseci**

Presentano la seguente collocazione: l'estensore breve delle dita sulla superficie dorsale del piede, mentre gli altri cinque muscoli sulla superficie plantare.

L'azione dei muscoli intrinseci segue due diversi schemi: tre muscoli (abduktore del V dito, flessore breve dell'alluce, estensore breve delle dita) iniziano la loro attività nella fase iniziale dell'appoggio intermedio (20% del ciclo del passo); gli altri tre gruppi muscolari (abduktore dell'alluce, flessore breve delle dita, interossei) diventano invece attivi nell'appoggio terminale (40% del ciclo del passo).

#### 4.2.2 Muscoli del complesso piede e tibiotalarica

I muscoli sono organi che, tenendo insieme e muovendo i segmenti del corpo, sono i diretti responsabili del movimento delle articolazioni.

I muscoli possono essere inseriti a cavallo di una o più articolazioni:

- muscoli monoarticolari: le inserzioni tendinee estreme uniscono due segmenti ossei articolati tra di loro, il movimento può avvenire solo su un'articolazione;
- muscoli biarticolari: le inserzioni tendinee estreme uniscono tre segmenti ossei articolati in sequenza tra di loro, il movimento può avvenire utilizzando due articolazioni;
- muscoli pluriarticolari: le inserzioni tendinee uniscono e muovono più segmenti ossei.

I tendini, invece, sono i responsabili del collegamento tra i muscoli e le ossa, mentre i legamenti collegano due ossa insieme.

I muscoli compresi tra la caviglia e le articolazioni subtalari sono:

- *Soleus*: permette la plantarflessione della caviglia (con il gastrocnemius). Il soleus insieme al gastrocnemius formano la *triceps surae*;
- *Extensor hallucis longus*, *extensor digitorum longus*, *peroneus tertius* (deboli dorsiflessori), *tibialis anterior* (dorsiflessore dell'anca);
- *Flexor hallucis longus*, *flexor digitorum longus*, *tibialis posterior*, *peroneus longus*, *peroneus brevis* sono tutti dei deboli plantarflessori dell'anca.

I muscoli del piede, invece, si possono suddividere in:

- *Extensor digitorum brevis* (estensore delle dita), *dorsal interossei* (abduktore e flessore delle dita);
- *Flexor digitorum brevis* (flessore delle dita), *abductor hallucis*, *abductor digiti minimi* che sono abduktori rispettivamente dell'alluce e del mignolo;
- *Flexor accessorius*, *flexor hallucis brevis*, *flexor digiti minimi brevis* causano la flessione di tutte le dita;
- *Adductor hallucis* permette l'adduzione dell'alluce;
- *Plantar interossei* (adduzione e flessione delle dita), *lumbricals* (flessione falangi prossimali ed estensione delle falangi distali).

A fronte di tutte queste considerazioni è facile intuire l'elevato numero di protocolli, per l'analisi cinematica del piede, descritti in letteratura.

Nel presente studio si è scelto di elencarne solo alcuni, selezionati sia per l'importanza riscontrata sia per la relativa attualità.

### 4.3 Protocolli per l'analisi cinematica del complesso piede – tibiotarsica

#### 4.3.1 “Kinematic analysis of a multi – segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis” (Carson *et al.* 2001)

Carson *et al.* hanno sviluppato un protocollo per la valutazione della cinematica del piede che si basa su un modello multisegmentale del piede [15].

Gli obiettivi di tale lavoro sono principalmente due:

- realizzare un modello multisegmentale del piede che sia applicabile all'analisi del cammino per applicazioni cliniche e di ricerca;
- valutare l'affidabilità del modello e del protocollo.

Quale strumento di acquisizione è stata utilizzata la stereofotogrammetria.

I *marker* autoriflettenti sono stati posizionati in corrispondenza dei punti di repere anatomico appartenenti ai tre sottosegmenti del piede, più un segmento tibiale aggiuntivo (vedi Fig. 4.5 e 4.6).

I tre sottosegmenti in questione consistono nel retro piede, che comprende il calcagno e il tallone, l'avampiede, costituito dai cinque metatarsi e infine la falange prossimale dell'alluce (vedi Fig 4.4).

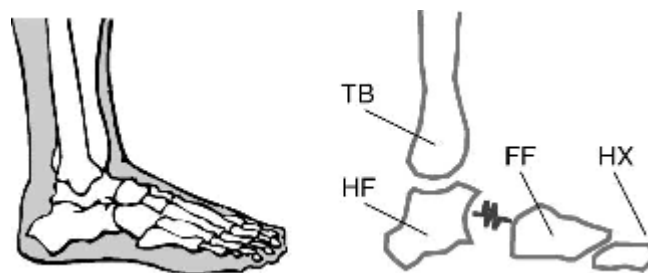


Fig 4.4: Schema del modello multisegmentale del piede più la tibia: TB – *Tibial Segment* rappresenta il segmento tibiale (tibia e fibula), HF – *Hindfoot* comprende il calcagno e il tallone, FF – *Forefoot* i cinque metatarsi e infine HX – *Hallux* rappresenta la falange prossimale dell'alluce [15].

Il mesopiede è stato qui considerato nel suo ruolo di meccanismo di trasmissione del movimento tra retropiede e avampiede.

Il modello, dunque, mira a semplificare la complessa struttura del piede.

Il movimento relativo è stato poi descritto senza vincoli intersegmentali e quindi considerando sei possibili gradi di libertà per ogni coppia di segmenti.

### **Set up sperimentale**

Sono state eseguite sedici sessioni di test in cui sono stati acquisiti separatamente due soggetti sani, un maschio e una femmina, per quattro giorni intervallati da almeno una settimana. Due operatori, con esperienza clinica nella disposizione di *marker* in *gait analysis*, hanno applicato il protocollo messo a punto dagli autori (Fig. 4.5 e 4.6).

Tre acquisizioni in statica (soggetto fermo in posizione eretta) sono state registrate sia prima che dopo le acquisizioni delle dinamiche. Sono state poi acquisite un minimo di dieci camminate (a piede scalzo) lungo un percorso di 7 metri per disporre di almeno sei *trial* con un completo data set (ovvero la visibilità di almeno tre *marker* per sottosegmento).

Inoltre per ciascuna camminata è stata valutata la fase di *stance* grazie all'informazione fornita dalla pedana di forza nell' identificare l'appoggio e lo stacco del piede.

Gli autori hanno inoltre preferito l'approccio "*skin mounted-marker*", ovvero *marker* posti direttamente sulla cute del soggetto in esame, fatta eccezione per l'alluce e il tallone (data la loro limitata area superficiale) per cui hanno utilizzato degli stick recanti due *marker*.

Gli autori in questione hanno valutato gli angoli intersegmentali tra quattro coppie di segmenti, in particolare:

- TB/FL (*Tibia – Floor*): tibia rispetto al pavimento;
- HF/TB (*Hindfoot – Tibia*) : retropiede rispetto alla tibia;
- FF/HF (*Forefoot – Hindfoot*): avampiede rispetto al retropiede;
- HX/FF (*Hallux – Forefoot*) : alluce rispetto all'avampiede.

Gli angoli sono stati calcolati secondo la convenzione di Cardano così come fu proposta da *Good&Suntay* [16] per l'articolazione del ginocchio.

Il movimento angolare è stato esaminato nei tre piani anatomici (sagittale, frontale, trasversale) e gli assi rispettivi sono stati definiti per ciascun sottosegmento (tibia –

pavimento, retro piede – tibia, avampiede – retro piede e alluce – avampiede) come rappresentato in Figura 4.5 e 4.6.

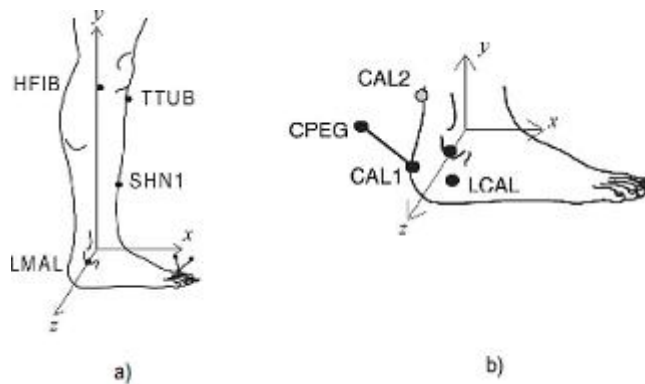


Fig. 4.5: a) Rappresenta il sistema di riferimento per il segmento tibiale, dove HFIB è la testa della fibula, TTUB la tuberosità tibiale, LMAL il malleolo laterale e SHN1 un *marker* addizionale. b) Rappresenta il sistema di riferimento per il retro piede, CAL1 e CAL2 sono *marker* localizzati posteriormente al calcagno, LCAL è un *marker* addizionale sul calcagno laterale e CPEG appartiene allo stick utilizzato per calibrare il calcagno. CAL2 è stato poi rimosso durante le acquisizioni dinamiche [15].

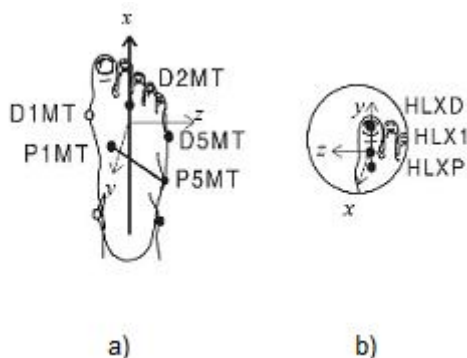


Fig 4.6: a) Rappresenta il sistema di riferimento per il segmento dell'avampiede, D1MT D2MT e D5MT sono rispettivamente i *marker* distali sulla prima, sulla seconda e sulla quinta testa metatarsale, mentre P1MT e P5MT sono i *marker* prossimali della prima e quinta testa metatarsale. D1MT è stato poi rimosso durante le acquisizioni dinamiche. b) Raffigura il sistema di riferimento dell'alluce, HLXP e HLXD sono i *marker* appartenenti allo stick mentre HLX1 è il *marker* posto all'estremità inferiore dell'alluce [15].

Al fine di valutare l'affidabilità del modello Carson *et al.* hanno eseguito l'analisi di ripetibilità.

Sono state stimate quattro componenti di variabilità:

- 1) **Variabilità sistemica:** la variabilità del sistema della stereofotogrammetria è stata quantificata ad ogni calibrazione delle telecamere tramite un software dedicato;

- 2) **Variabilità inter – trial:** è stata valutata per ciascun angolo intersegmentale, esaminando sia la deviazione standard complessiva di tutte le dinamiche sia la deviazione standard di ciascuna dinamica per un dato soggetto e un dato operatore;
- 3) **Variabilità inter – sessione:** è stata analizzata considerando le misure di ciascun angolo intersegmentale, ripetute in quattro giorni diversi, sullo stesso soggetto e dallo stesso operatore. Tale analisi è stata ripetuta per tutte le possibili combinazioni di operatori e soggetti. In particolare per un dato operatore e un dato soggetto le misure di ciascun angolo articolare sono state calcolate in percentuale della fase di *stance*;
- 4) **Variabilità inter – operatore:** confronta la media dei valori dei vari angoli intersegmentali calcolati nei quattro giorni diversi per ciascun soggetto, rispettivamente dai due operatori.

## Risultati

Gli autori hanno ritenuto che lo studio del piede potesse essere valutato in modo migliore usando un'analisi statistica basata sugli intervalli di confidenza per confrontare i vari angoli intersegmentali .

Nonostante la sua semplicità appariva essere lo strumento statistico più appropriato per quantificare la variabilità presente nel metodo proposto.

I risultati hanno mostrato come la ripetibilità inter – sessione e inter – operatore appaiano essere molto simili. In particolare la ripetibilità inter – operatore supera al massimo di 1° , in termini di deviazione standard, la ripetibilità inter – sessione (Fig. 4.7).

Questo ha portato gli autori ad affermare che entrambe le ripetibilità sono soggette prevalentemente alla variabilità nella disposizione dei *marker* più che alla variabilità inter – operatore o all'artefatto dovuto alla pelle.

Per quanto riguarda, poi, la deviazione standard inter – *trial*, calcolata per ciascun angolo intersegmentale in ogni sessione di test e mediata su tutte le sessioni e per tutti gli angoli, è risultata essere minore di  $\pm 1^\circ$ .

Carson *et al.* hanno, quindi, scelto di ricorrere al metodo introdotto da Kadaba *et al.* (1989) [17], per la valutazione della ripetibilità del loro protocollo, calcolando il Coefficiente di Correlazione Multipla (*Coefficient of Multiple Correlation*, CMC).

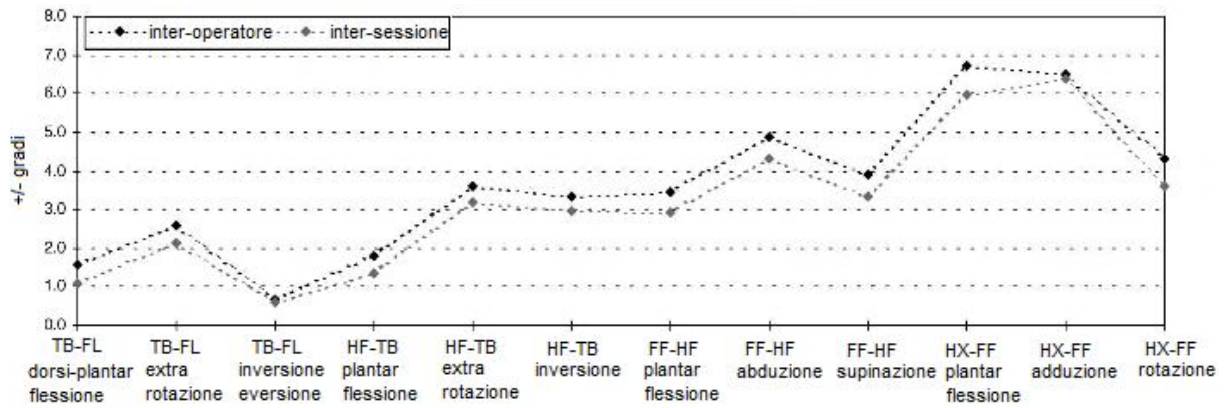


Fig. 4.7: Confronto tra la ripetibilità inter – sessione e inter – operatore in un’analisi statistica basata su l’uso di intervalli di confidenza al 95% [13].

Tale calcolo ha portato alla scoperta che la correlazione è maggiore per angoli intersegmentali caratterizzati da un più ampio range di movimento, nonostante quest’ultimi abbiano intervalli di confidenza maggiori. Infatti l’angolo di plantarflessione del sottosegmento alluce – avampiede è caratterizzato da un CMC pari a 0.974 contro un CMC pari a 0.614 del medesimo angolo per il segmento tibiale, nonostante quest’ultimo presenti un intervallo di confidenza decisamente minore.

I dati hanno evidenziato, inoltre, una variabilità inter – *trial* minore di  $\pm 1^\circ$ , e addirittura minore di  $\pm 0.7^\circ$  per il segmento retropiede – tibia e avampiede – alluce, riflettendo una buona accuratezza del sistema di *motion capture* e una ripetibilità del movimento del piede in un medesimo soggetto.

La variabilità inter – *trial* per il complesso tibia – pavimento è risultata essere compresa tra  $\pm 1^\circ$  e  $\pm 2^\circ$ . Gli angoli intersegmentali dell’alluce hanno mostrato, invece, una variazione inter – *trial* maggiore rispetto alle altre articolazioni, soprattutto nel piano sagittale ( $\pm 2.0^\circ$ ).

Nel confronto inter – *trial* gli autori hanno quindi notato una certa ripetibilità e sistematicità degli artefatti da tessuto molle. Di conseguenza hanno pensato di poter minimizzare tali artefatti perfezionando la posizione dei *marker* e valutando i risultati qualitativamente, basandosi su informazioni aggiuntive riguardanti la cinematica del piede.



Il livello di ripetibilità globale è risultato essere accettabile, fornendo quindi una base per la misurazione oggettiva della cinematica del piede nell'analisi del cammino, in ambito sia di ricerca sia di applicazioni cliniche.

#### **4.3.2 “Foot kinematics and kinetics during adolescent gait” ( MacWilliams et Al. 2003)**

L'obiettivo primario del lavoro di MacWilliams *et al.* è stato quello di fornire delle fasce di normalità, ricavate dallo studio di popolazione (adolescenti sani), per mezzo di un modello del piede a nove segmenti [18]. In particolare la novità introdotta dagli autori in questione, rispetto ai modelli multisegmentali già presenti in letteratura, è stata di considerare anche le porzioni laterali/mediali dell'avampiede e delle dita.

Nel modello sono stati usati 19 *marker* autoriflettenti (Fig 4.8), acquisiti tramite stereofotogrammetria, e posizionati in corrispondenza degli otto segmenti del piede più un segmento tibiale.

I nove segmenti determinati dal modello sono:

- 1) alluce;
- 2) lato mediale delle dita;
- 3) parte laterale delle dita;
- 4) avampiede mediale;
- 5) avampiede laterale;
- 6) prominenza calcaneare;
- 7) cuboide;
- 8) astragalo/navicolare/cuneiforme;
- 9) tibia/fibula.

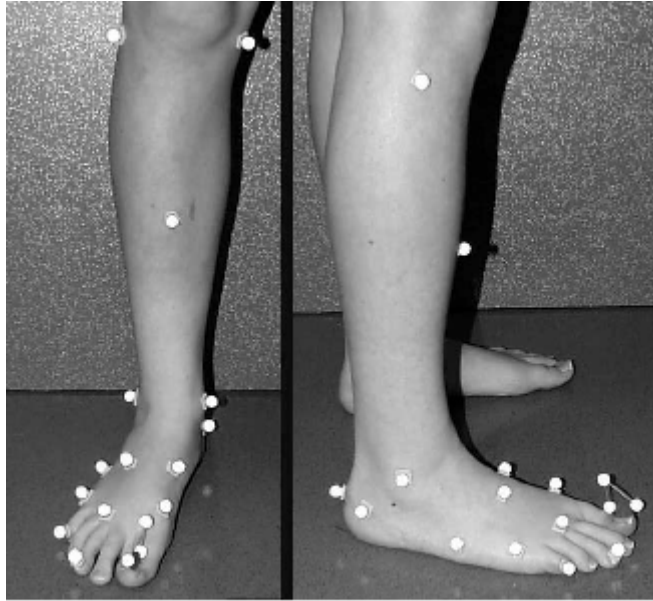


Fig. 4.8: Vista frontale e laterale del soggetto recante i 19 *marker* [18].

### Set up sperimentale

Gli autori hanno scelto di validare il loro protocollo su diciotto giovani soggetti con età compresa tra i 7 e i 16 anni (dieci femmine e otto maschi).

Il *marker set* è stato applicato solo al piede destro e ciascun soggetto ha realizzato dapprima un *trial* statico e poi cinque camminate, su un percorso di 10 metri, seguendo due diversi metodi di acquisizione:

- un data set in cui venivano registrati contemporaneamente i dati cinematici e le pressioni, ricavate per mezzo di un podobarografo;
- un data set in cui venivano raccolti simultaneamente i dati cinematici e cinetici attraverso l'uso di una pedana di forza.

Le informazioni ricavate con i due diversi metodi di acquisizione sono state poi combinate, ovvero i dati di pressione sono stati suddivisi in sei regioni corrispondenti ai relativi sottosegmenti cinematici a contatto con il terreno (calcagno, avampiede laterale/mediale, alluce, secondo e terzo e infine quarto e quinto dito).

Si è venuto così a creare un modello del piede in cui sei segmenti sono descritti sia dalla distribuzione delle pressioni sia dalle forze di reazione al suolo.

Gli angoli articolari, i momenti e le forze sono stati, invece, calcolati per tutte le otto articolazioni del modello multisegmentale contando alla fine 56 differenti parametri.

Le otto articolazioni in questione sono le seguenti:

- articolazione metatarsofalangea dell'alluce;
- articolazione metatarsofalangea mediale;
- articolazione metatarsofalangea laterale;
- articolazione tarso – metatarsale mediale;
- articolazione tarso – metatarsale laterale;
- articolazione subtalare;
- articolazione calcaneo – cuboidea;
- articolazione talo – crurale.

Per quanto riguarda gli angoli articolari sono stati utilizzati gli angoli di Eulero ottenuti da una sequenza di flessione, inversione/eversione e intra/extra rotazione. Valori positivi di rotazione corrispondono a dorsiflessione (estensione per le dita), eversione e extra – rotazione.

MacWilliams *et al.* hanno scelto di rappresentare la cinematica delle otto articolazioni nei tre piani anatomici (sagittale, coronale, frontale) al fine di sottolineare come un modello monosegmentale del piede sovrastimi significativamente la cinetica articolare durante il cammino.

Per quanto riguarda l'analisi di ripetibilità gli autori hanno scelto di calcolare le seguenti componenti di variabilità:

- **variabilità intra – soggetto:** sono state calcolate medie e deviazioni standard di tutti i vari parametri, in particolare le medie di tutte le deviazioni standard (calcolate per ciascun parametro) sono state usate come indice di tale variabilità;
- **variabilità inter – soggetto:** le deviazioni standard dei valori medi di ciascun parametro, per ogni singolo paziente, hanno fornito una misura della variabilità inter – soggetto.

In più sono stati determinati i coefficienti di correlazione multipla (CMC) sia inter – soggetto che intra – soggetto. Il data base di normalità è stato quindi elaborato, prima mediando le cinque dinamiche di ciascun soggetto, e poi mediando questi risultati su tutta la popolazione.

## **Risultati**

Analizzando l'andamento grafico degli angoli articolari, rappresentati nel piano sagittale, è apparso evidente come ciascuna articolazione mostri un movimento di

flessione/estensione durante la fase di *stance* (vedi Fig. 4.9). Questi contributi individuali delle singole articolazioni non sono però visibili in un modello monosegmentale.

Alle stesse conclusioni Mac Williams *et al.* sono giunti analizzando l'andamento dei momenti e delle forze che presentano valori significativi in diverse articolazioni, con notevoli differenze tra la porzione mediale e laterale. Tale comportamento è quindi prova del fatto che i contributi individuali risultano essere fondamentali per un corretto movimento del piede.

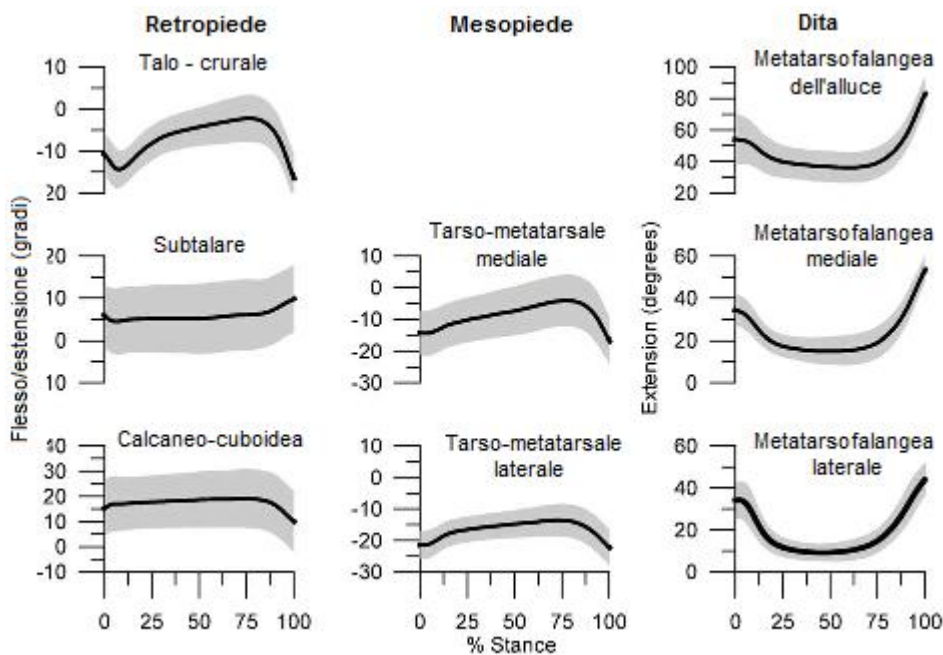


Fig. 4.9: Angoli articolari nel piano sagittale per le regioni del retropiede (colonna sinistra), mesopiede (colonna centrale) e avampiede (colonna destra) [18].

Per quanto riguarda i dati ottenuti dall'analisi statistica è emerso che la maggiore variabilità inter – soggetto, per quanto riguarda i dati cinematici, si è verificata nell'alluce, nelle articolazioni subtalare e calcaneo – cuboidea, sebbene ciascuna avesse una variabilità intra – soggetto molto bassa (vedi Tabella 4.1).

I valori di CMC, infatti, hanno confermato tali risultati, indicando le articolazioni subtalare e calcaneo – cuboidea come le articolazioni con i parametri cinematici meno ripetibili, mentre dal punto di vista cinetico i parametri delle falangi e dei metatarsi laterali sono apparsi essere i più variabili.

Tabella 4.1: Variabilità inter e intra – soggetto della cinematica nel piano sagittale determinata dalla media delle deviazioni standard (SD) su tutta la fase di *stance* e i relativi coefficienti di correlazione multipla (CMC)

ARTICOLAZIONI	ANGOLI			
	Intra		Inter	
	SD	CMC	SD	CMC
Talo-crurale	1.5	0.85	4.8	0.62
Subtalare	0.8	0.57	8.1	0.11
Calcaneo-cuboidea	1.1	0.61	11.1	0.13
Tarso-metatarsale mediale	1.2	0.93	7.6	0.40
Tarso-metatarsale laterale	0.8	0.74	4.7	0.43
Metatarsofalangea dell'alluce	4.0	0.81	10.7	0.65
Metatarsofalangea mediale	2.6	0.92	6.6	0.78
Metatarsofalangea laterale	2.9	0.91	5.7	0.82

Oltre ai risultati della cinematica e cinetica nel piano sagittale, in cui gli autori hanno focalizzato la propria attenzione, sono stati determinati i movimenti angolari e le forze e i momenti anche nei piani frontale e trasversale.

In particolare si è visto come il movimento del retro piede, nel piano frontale, abbia un importante ruolo biomeccanico. Infatti nella fase iniziale della *stance* una leggera eversione dell'articolazione subtalare permette un movimento metatarsale che rende a sua volta l'avampiede flessibile.

Gli autori hanno messo in luce come il movimento di un piede sano si svolga dapprima nel piano sagittale, ad eccezione del retro piede che vede significative rotazioni anche nei piani frontale e coronale.

Lo scopo di tale lavoro è stato quello di fornire un modello tale da poter essere usato in ambito clinico per l'analisi dell'arto inferiore. La messa a punto di un database, validato su soggetti sani, rappresenta infatti il primo step importante per una corretta *gait analysis*.

### 4.3.3 “*The Heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment*” (Simon *et al.* 2005)

L’obiettivo di tale studio è quello di sviluppare un metodo valido e robusto, sia dal punto di vista clinico che biomeccanico, per analizzare la cinematica del piede rispettivamente in soggetti sani e soggetti affetti da patologie del piede [19].

Diversi sono stati gli step per raggiungere questo scopo e in particolare:

- fornire una definizione degli angoli di interesse che caratterizzano il movimento multisegmentale del piede e della caviglia;
- sviluppare un *marker set* affidabile per il piede e per la gamba (porzione compresa fra il ginocchio e il collo del piede);
- applicare questi metodi alla misura di piedi sani per fornire un *data set* di riferimento;
- testare l’affidabilità e la validità delle misurazioni.

Gli autori hanno considerato il complesso della caviglia come l’insieme di due giunti incernierati che ruotano attorno ad assi anatomici ricavati per mezzo di angoli di proiezione.

Per il mesopiede e l’avampiede, invece, è stato scelto un approccio diverso, in particolare un approccio descrittivo. Tale considerazione è nata dal fatto che, essendo il mesopiede e l’avampiede caratterizzati da un numero elevato di articolazioni, è stato ritenuto migliore un approccio che descrivesse l’orientamento angolare dei punti di repere anatomico considerando possibilmente più di un giunto anatomico, anziché affidarsi ad un unico modello di segmento rigido.

Il termine “segmento” in questo contesto deve essere inteso come un “segmento funzionale” che può essere descritto dal suo movimento relativo per mezzo degli angoli di proiezione, senza la necessità di una rigorosa ipotesi di segmento rigido.

Durante lo sviluppo del modello per la disposizione dei *marker* sono stati esaminati più di 30 soggetti con differenti patologie, al fine poi di valutare la fattibilità clinica di tale protocollo.

Tale approccio è stato necessario sia per esaminare l’utilità del metodo sia per garantire che piedi sani così come piedi patologici potessero essere analizzati utilizzando il medesimo protocollo.

il modello ha previsto l'utilizzo di 17 *marker* autoriflettenti posti direttamente sulla cute del soggetto in esame. Gli autori hanno scelto i seguenti punti di reperi (Fig 4.10):

- LEP/MEP (*lateral/medial epicondyle*): epicondilo laterale e mediale;
- TTU (*tibial tuberosity*): tuberosità tibiale;
- SH1/2:(*shank*) due punti posti sul lato mediale delle tibia;
- LML/MML (*lateral/medial malleoli*): malleoli laterale e mediale;
- LCL/CCL/MCL (*lateral/dorsal/medial calcaneus*): lato mediale, dorsale e laterale del calcagno;
- NAV (*navicular*): navicolare;
- DMT1/PMT1 (*distal/proximal end 1st metatarsal*) : estremità prossimale e distale del primo metatarso;
- HLX (*hallux*): alluce;
- DMT2 (*distal end 2nd metatarsal*): estremità distale del secondo metatarso;
- DMT5/PMT5 (*distal/proximal end 5th metatarsal*): estremità distale e prossimale del quinto metatarso.

Le posizioni dei *marker* sulle teste metatarsali e sul calcagno sono state identificate in posizione eretta, al contrario le posizioni di tutti gli altri *marker* sono state ricavate con il soggetto seduto, a piede scarico e ginocchio in flessione di 90°.

Uno strumento per “1° allineamento del calcagno” (*Heel Alignment Device*) è stato inoltre sviluppato al fine di standardizzare la disposizione dei *marker*, laddove i punti di reperi anatomico non erano disponibili, in particolare sul calcagno laterale e mediale.

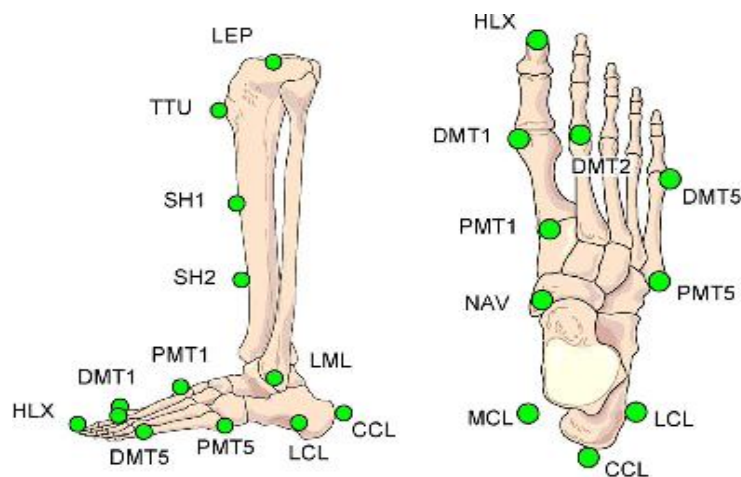


Fig. 4.10: Descrizione del *marker set* [19].

### Set up sperimentale

Il protocollo è stato validato su dieci soggetti sani (età media 30 anni) senza alcuna deformità del piede. Per testare l'obiettività e la ripetibilità, ciascun soggetto è stato esaminato da cinque diversi operatori e ogni operatore ha ripetuto la misura in cinque differenti sessioni di test.

Una prima misura statica è stata acquisita con il soggetto in posizione eretta e poi sono state realizzate diverse camminate lungo un percorso di 7 metri. L'acquisizione è proseguita finché per ciascun paziente non si avessero a disposizione otto cammini completi (appoggio – appoggio).

Simon *et al.* hanno analizzato i seguenti angoli articolari:

- flessione tibio – talare;
- inclinazione arco mediale;
- angolo arco mediale;
- angolo arco laterale;
- inversione subtalare;
- supinazione avampiede – caviglia;
- supinazione avampiede – mesopiede;
- abduzione avampiede – retropiede;
- abduzione avampiede – caviglia;
- angolo tra il I e il V metatarso proiettato nel piano trasversale;
- adduzione alluce;
- flessione alluce.

I movimenti angolari e i relativi assi di riferimento sono rappresentati graficamente in figura 4.11.



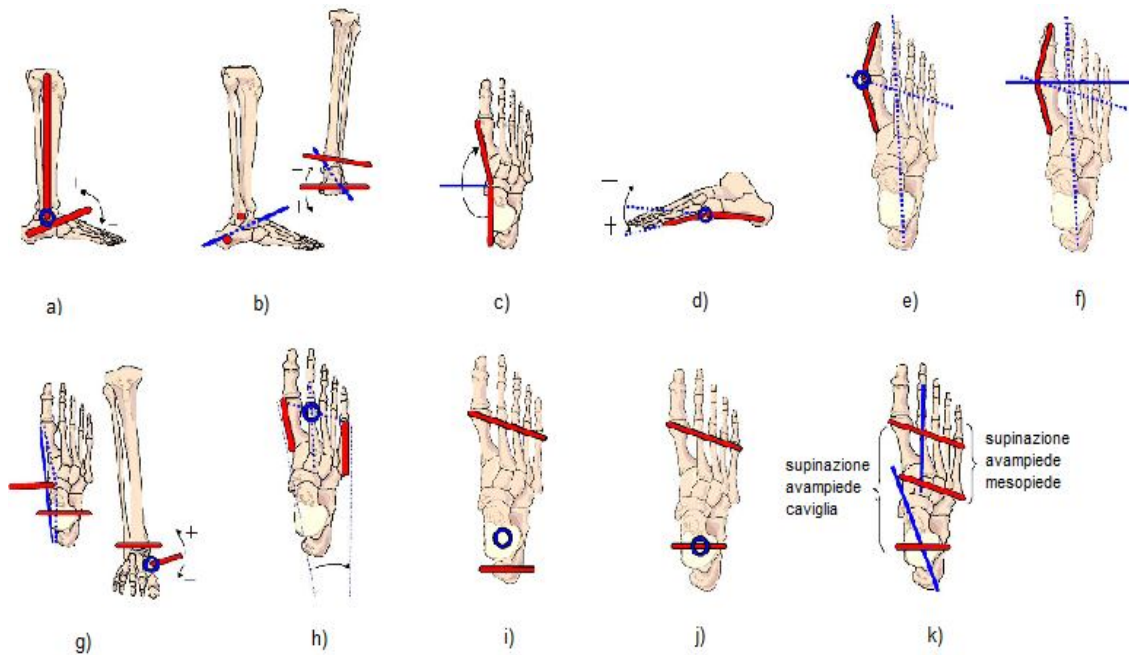


Fig. 4.11: a) Flessione-tibiotalare , b) Inversione subtalare, c) Angolo arco mediale, d) Angolo arco laterale  
 e) Adduzione alluce, f) Flessione alluce, g) Inclinazione arco mediale, h) Angolo tra il I e V metatarso  
 i)Abduzione avampiede-retropiede, j) Abduzione avampiede-caviglia, k) Supinazione avampiede-caviglia e supinazione avampiede-mesopiede [19].

Sono state, quindi, intraprese una serie di analisi per testare l'affidabilità, la robustezza e l'accuratezza del metodo proposto. In particolare sono state valutate:

- **variabilità inter – sessione;**
- **variabilità inter – operatore;**
- **variabilità inter – trial.**

Nel complesso il modello conta ben 29 parametri ma data la ridondanza di alcuni di questi, l'analisi statistica è stata effettuata solamente su 12 di questi parametri per i quali sono stati calcolati la deviazione standard e il coefficiente di correlazione multipla (CMC).

Per quanto riguarda, invece, l'accuratezza del sistema delle telecamere questa non ha mostrato particolare variabilità nei diversi giorni di acquisizione e comunque è risultata essere poco influente se confrontata con altre variazioni, come ad esempio quella legata alla collocazione dei *marker*.

## Risultati

Nella valutazione del movimento dell'articolazione tibiotalare e subtalare il navicolare è stato assunto essere rigidamente attaccato al calcagno. Entrambe le articolazioni sono state poi modellate come due giunti incernierati. Iniziata l'analisi della validità del protocollo è stato osservato il movimento tra i corrispondenti *marker* che è risultato essere minore di 1mm, in tutto il ciclo del passo, confermando dunque le assunzioni di partenza.

Tutti i dodici parametri analizzati hanno dimostrato valori di CMC maggiori di 0.8, indicando quindi la loro sensibilità al movimento dei vari sottosegmenti del piede ma, allo stesso tempo, una buona ripetibilità all'interno di una stessa sessione di test. Sei angoli articolari (flessione tibiotalare, inclinazione arco mediale, supinazione avampiede-caviglia, abduzione avampiede-caviglia, angolo tra il I e V metatarso e flessione dell'alluce) hanno mostrato un CMC sopra lo 0.8 fornendo quindi robustezza nei confronti delle variazioni inter - sessione nella collocazione dei *marker*, mentre i rimanenti sei hanno evidenziato una più elevata sensibilità con un CMC minore di 0.7.

È importante sottolineare, inoltre, che in questo lavoro Simon *et al.* sono ricorsi all'utilizzo del cosiddetto "angolo di proiezione" che si può definire come l'angolo formato dalle proiezioni di due segmenti o vettori nel piano perpendicolare all'asse di rotazione.

Ci sono due specifici vantaggi nell'utilizzo di questo metodo: il primo è che considerando giunti incernierati con un solo grado di libertà il movimento può essere ridotto alla componente principale di rotazione anatomica; il secondo vantaggio è che è possibile definire gli angoli di rotazione senza una rigorosa ipotesi di segmenti rigidi.

Un'ultimo fatto da evidenziare è che i dati presentati in questo studio sono riferiti non solo alla fase di *stance* ma anche alla fase di *swing* del ciclo del passo.

Gli autori hanno, infine, applicato tale protocollo HFMM (*The Heidelberg foot measurement method*) in più di cinquanta pazienti, con varie deformità del piede, ottenendo risultati soddisfacenti.

#### 4.3.4 “Rear – foot, mid – foot and fore – foot motion during the stance phase of gait” (Leardini *et al.* 2007)

Leardini *et al.* hanno realizzato un protocollo per la descrizione del movimento articolare del complesso piede – tibiotarsica, durante la fase di *stance* del cammino, con l’obiettivo primario di utilizzare il minor numero possibile di *marker* per ricostruire i vari sottosegmenti del piede [20].

La scelta dei sottosegmenti del piede così come del *marker set* e delle variabili cinematiche da analizzare è avvenuta in accordo a indicazioni tecniche generali e diversi interessi clinici.

Tra questi, ad esempio, c’è la necessità di focalizzare l’attenzione sull’allineamento del segmento retropiede/tibia e retropiede/avampiede sul piano frontale. In particolare questo risulta essenziale nei piedi con deformità funzionali.

Gli autori, inoltre, hanno utilizzato le cosiddette “linee articolari” (ovvero linee che intercorrono tra due giunti articolari) per la disposizione dei *marker* al fine di rappresentare le caratteristiche dei punti di repere di due ossa adiacenti. Questa tecnica rende l’identificazione dei punti di repere più facile e maggiormente ripetibile.

Per quanto riguarda la suddivisione dei sottosegmenti del piede il complesso tibia – fibula, il calcagno, il mesopiede e il metatarso sono stati supposti corpi rigidi. L’asse longitudinale del primo, secondo, quinto osso metatarsale e della falange prossimale dell’alluce sono stati invece ricostruiti come segmenti indipendenti.

Il modello ha previsto l’utilizzo di 14 *marker* posti direttamente sulla cute del soggetto in esame, le cui traiettorie sono state ricostruite attraverso la stereofotogrammetria optoelettronica. Leardini *at al.* hanno scelto i seguenti punti di repere anatomico (Fig. 4.12):

- PM (*Proximal phalanx hallux*): il punto più distale e dorsale della testa della falange prossimale dell’alluce;
- FMB (*Base first metatarsal*): base del quinto metatarso, sul lato dorso – mediale del giunto formato dal primo metatarso e osso cuneiforme;
- FMH (*Head first metatarsal*): testa del quinto metatarso, sul lato dorso – mediale dell’articolazione primo metatarso – falangea;
- SMB (*Base second metatarsal*): base del secondo metatarso, sul lato dorso – mediale del giunto secondo metatarso – cuneiforme;

- SMH (*Head second metatarsal*): testa del secondo metatarso, sul lato dorso – mediale dell’articolazione primo metatarso – falangea;
- VMB (*Base fifth metatarsal*): base del quinto metatarso, sul lato dorso – laterale del giunto quinto metatarso – cuboide;
- VMH (*Head fifth metatarsal*): testa del quinto metatarso, sul lato dorso – laterale dell’articolazione quinto metatarso – falangea;
- TN (*Navicular tuberosity*): estremo più mediale della tuberosità navicolare;
- CA (*Calcaneus*): punta centrale più alta della superficie posteriore del calcagno;
- PT (*Peroneal tubercle*): apice laterale del tubercolo peroneale;
- ST (*Sustentaculum tali*): estremo più mediale del sustentaculum tali;
- TT (*Tibial tuberosity*): prominenza più frontale della tuberosità tibiale;
- HF (*Head fibula*): apice più prossimale della testa della fibula;
- LM (*Lateral malleolus*): estremo più distale del malleolo laterale.

Sono stati poi ricavati altri punti di repere come punti intermedi, come ad esempio il punto intermedio tra il malleolo laterale e mediale o tra il sustentaculum tali e il tubercolo peroneale. In particolare il malleolo mediale è stato ottenuto tramite una procedura di calibrazione sfruttando il segmento identificato da altri tre *marker* (HF,TT e LM).



Fig. 4.12: Vista mediale (sinistra) e laterale (destra) del marker set [20].

### Set up sperimentale

Il protocollo è stato testato su una popolazione di 10 soggetti (4 maschi e 6 femmine) senza alcune deformità o patologia del piede. La disposizione del *marker set* è stata eseguita da un unico operatore con esperienza in ambito di *gait analysis*.

Sono state acquisite almeno tre camminate per ciascun soggetto e contemporaneamente sono state utilizzate le informazioni provenienti dalle pedane di forza per identificare la fase di *stance*, ovvero dal *frame* di appoggio al *frame* di stacco del piede.

I sistemi di riferimento anatomico per i sottosegmenti ossei sono stati definiti in accordo a un precedente studio [21] risultando consistenti con le convenzioni internazionali [22-23].

Sono stati utilizzati i sistemi di coordinate standard [16] per ciascun articolazione, che comporta la definizione del movimento di flessione/estensione come la rotazione relativa attorno all'asse  $e_1$ , ovvero l'asse medio – laterale (Z) del segmento prossimale; la rotazione interna/esterna come la rotazione relativa attorno all'asse  $e_3$ , che corrisponde all'asse verticale (Y) del segmento distale; e l'abduzione/adduzione come la rotazione relativa attorno all'asse “flottante”  $e_2$  ovvero l'asse ortogonale ai due assi precedenti ( $e_1$ ,  $e_3$ ).

Gli autori hanno analizzato in particolare i movimenti articolari dei seguenti segmenti del piede:

- tibia/piede (*Sha-Foo*);
- calcagno/tibia (*Sha-Cal*);
- mesopiede/calcagno (*Cal-Mid*);
- metatarso/mesopiede (*Mid-Met*);
- metatarso/calcagno (*Cal-Met*).

Inoltre sono stati calcolati gli angoli planari (nel piano sagittale e trasversale) come angoli tra le proiezioni delle linee articolari che rappresentano il primo, secondo e quinto osso metatarsale e la falange prossimale dell'alluce.

Tali angoli sono stati calcolati al fine di misurare esempi dinamici di angoli che solitamente vengono valutati in radiografie statiche, sia nel piano sagittale che nel piano trasversale.

**Risultati**

Gli andamenti degli angoli articolari (Fig. 4.13) sono risultati essere consistenti e in accordo con i corrispondenti dati ottenuti da un precedente lavoro di Leardini *et al.* [25] in cui erano state usate simili convenzioni anatomiche ma un differente *marker set*.

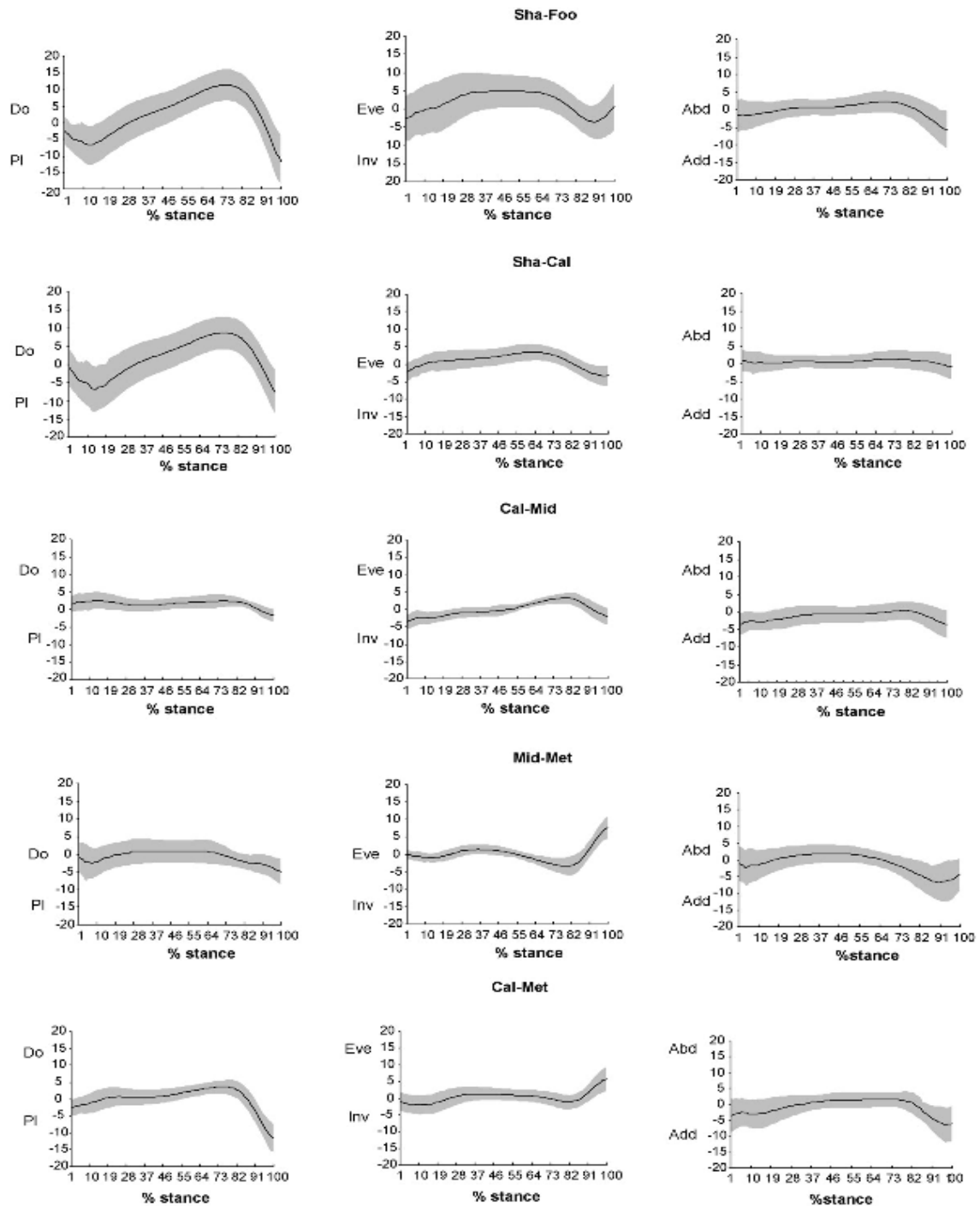


Fig. 4.13: Rappresentazione degli angoli articolari dei cinque segmenti del piede, mediati sulle 3 ripetizioni dei 10 soggetti, in funzione della media (linea nera) e deviazione standard (fascia grigia) [20].

In particolare la cinematica del complesso tibia – piede (*Sha-Foo*) è risultata essere la somma dei vari contributi individuali di ciascun sottosegmento del piede.

Per questo sottosegmento, nel piano sagittale, c'è stato un movimento articolare di notevole importanza, iniziando da una plantarflessione media di 5° durante la fase di *loading response* a una dorsiflessione media di 12° nella fase terminale della *stance*.

Inoltre gli autori hanno evidenziato come un notevole movimento avvenga anche al di fuori del piano sagittale (vedi seconda e terza colonna di Fig. 4.13).

Ad esempio il complesso calcagno – mesopiede ha mostrato un piccolo range di movimento angolare in tutti e tre i piani anatomici, specialmente alla fine della *stance* quando la plantarflessione del mesopiede è seguita da un movimento di inversione e poi ancora di adduzione rispetto al calcagno.

Anche il segmento costituito da calcagno e metatarso ha evidenziato una rotazione angolare nel piano frontale, a partire da un'inversione iniziale seguita da un riallineamento in *mid – stance* e da un'eversione nella fase di *push off* quando il retropiede è bloccato dall'azione vincolata dell'articolazione subtalare.

Oltre all'analisi degli angoli tra giunti articolari gli autori, per la prima volta, hanno valutato angoli planari in condizioni dinamiche. Un esempio è rappresentato dall'angolo dell'arco mediale longitudinale (angolo formato dall'incrocio della linea articolare passante per il calcagno – sustentaculum talii e la linea passante per il sustentaculum talii e la testa del quinto metatarso). Quest'angolo rappresenta il movimento di apertura/chiusura dell'arco mediale longitudinale, movimento essenziale per una corretta comprensione della capacità di flessione delle articolazioni del piede.

Leardini *et al.* hanno proposto, quindi, un nuovo protocollo per l'analisi cinematica del piede, validato su soggetti sani ma con l'obiettivo di poter essere applicato anche in contesti clinici.

Questo lavoro, infatti, vuole fornire una più approfondita conoscenza del piede accostando informazioni sulla struttura del piede, di solito ricavate da radiografie statiche, a informazioni sulla funzionalità del piede, tramite *gait analysis*.

#### 4.3.5 “Characterizing multisegment foot kinematics during gait in diabetic foot patients” (Sawacha *et al.* 2009)

Il protocollo sviluppato da Sawacha *et al.* ha lo scopo di fornire un modello multisegmentale del piede, in grado di descrivere anche le disabilità associate al piede diabetico, nello studio dei parametri cinematici e cinetici [25].

In letteratura esistono numerosi protocolli per lo studio della cinematica e cinetica del piede ma nessuno di questi considerava le problematiche tipiche di un piede diabetico. Ad esempio l'utilizzo di fasce elastiche o di supporti rigidi recanti i *marker*, e le conseguenti lunghe procedure di calibrazione, non possono essere facilmente applicate in pazienti con neuropatie o malattie arteriose. Allo stesso modo, protocolli che considerano il piede come un unico segmento rigido o che non tengono conto del movimento del mesopiede rispetto ai sottosegmenti adiacenti, non sono in grado di descrivere in maniera completa i disagi propri del piede diabetico.

A fronte di queste considerazioni gli autori hanno preferito ricorrere a *marker* posti direttamente sui punti di repere anatomico di interesse, in particolare sono stati scelti i seguenti punti di repere (Fig. 4.14):

- HF: Testa della Fibula;
- TT: Tuberosità Tibiale;
- LM : Malleolo Laterale;
- MM: Malleolo Mediale;
- CA : Prominenza Calcaneare;
- PT : Troclea Peroneale;
- ST : Sustentaculum Talii;
- NT: Tuberosità Navicolare;
- C: Cuboide;
- VMB: Base del V Metatarso;
- IMH: I testa metatarsale;
- VMH: V testa metatarsale;
- IIT: Epifisi prossimale della 1<sup>a</sup> falange del II dito.



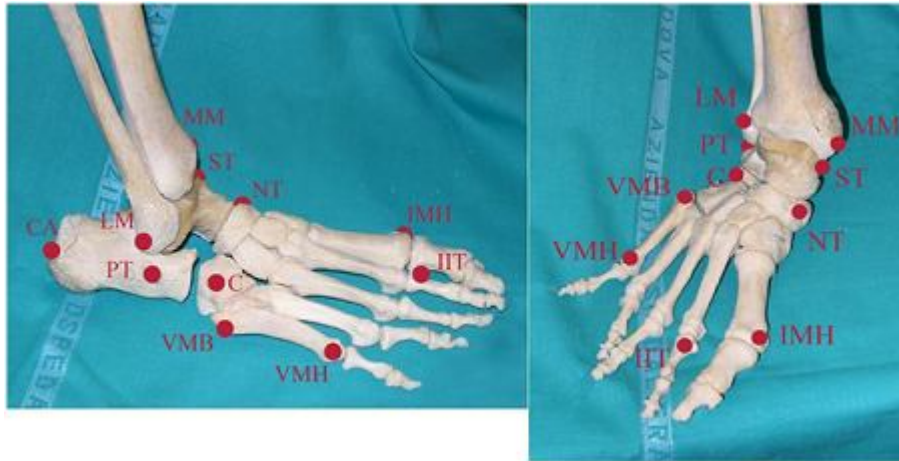


Fig. 4.14: Punti di repere previsti dal modello di Sawacha *et al.* su un'ossatura del piede destro [25].

Il modello cinematico 3D multisegmentale del piede prevede quattro sottosegmenti:

1. retropiede – tibia;
2. mesopiede – retropiede;
3. avampiede – mesopiede;
4. caviglia.

### Set up sperimentale

I dati sono stati acquisiti tramite stereofotogrammetria e due pedane di forza sono state utilizzate per determinare i parametri spazio – temporali del *gait cycle*.

Sono stati analizzati dieci soggetti sani e dieci patologici: i soggetti sani non hanno mai manifestato malattie neurologiche, cardiovascolari o metaboliche; i soggetti neuropatici, invece, sono stati reclutati tra i pazienti del Centro Antidiabetico dell'Università degli Studi di Padova.

Ciascun soggetto è stata valutato durante *trial* statici e dinamici. Nelle prove di statica ai soggetti è stato chiesto di stare in posizione eretta, con i piedi disposti in modo tale da formare un angolo di 30 gradi e le braccia lungo i fianchi.

Nelle prove di dinamica, invece, ai soggetti è stato chiesto di riprodurre una loro camminata abituatoria guardando un obiettivo posto all'altezza dei loro occhi.

Sono state acquisite tre camminate, e le relative informazioni di appoggi – stacco del piede fornite dalle pedane di forza, per ciascun soggetto in modo tale da poter disporre di un completo *gait cycle* sia per il piede sinistro che per il destro.

I sistemi di riferimento anatomico sono stati definiti per ciascun segmento e sottosegmento del complesso piede - caviglia come descritto in tabella 4.2 in accordo alle convenzioni internazionali [23].

Tabella 4.2: Descrizione degli assi del sistema di riferimento anatomico per ciascun sottosegmento del piede

SEGMENTO	SISTEMA DI RIFERIMENTO ANATOMICO
TIBIA	<p><b>X:</b> La linea che collega il malleolo mediale (MM) e quello laterale (LM) e l'asse Y definiscono un piano: X è ortogonale a questo piano con verso positivo anteriore (ottenuto come il prodotto tra le due linee sopra descritte).</p> <p><b>y:</b> I due malleoli (LM e MM) e la testa della fibula (HF) definiscono un piano quasi frontale, l'asse Y è parallelo alla linea che collega il punto medio tra LM e MM e la proiezione della tuberosità tibiale (TT) su questo piano, con direzione verso l'alto.</p> <p><b>Z :</b> Prodotto tra l'asse X e l'asse Y.</p> <p><b>Origine:</b> Punto medio tra LM e MM.</p>
RETROPIEDE	<p><b>Z:</b> Parallelo alla linea che collega il substentaculum tali (ST) e la tuberosità peroneale (PT) con verso positivo da sinistra a destra.</p> <p><b>Y:</b> La linea che collega il calcagno (CA) ed il substentaculum tali (ST) e l'asse Z definiscono un piano: l'asse Y è ortogonale a questo piano con direzione verso l'alto (ottenuto come il prodotto tra le due linee sopra descritte).</p> <p><b>X:</b> Prodotto tra l'asse Y e l'asse Z.</p> <p><b>Origine:</b> CA</p>

MESOPIEDE	<p><b>Z:</b> Parallelo alla linea che collega la tuberosità navicolare (NT) ed il cuboide (C) con verso positivo da sinistra a destra.</p> <p><b>Y:</b> La linea che collega la tuberosità navicolare (NT) e la base del quinto metatarso (VMB) e l'asse Z definiscono un piano: l'asse Y è ortogonale a questo piano con verso dal segmento prossimale a quello distale (ottenuto come il prodotto tra le due linee sopra descritte).</p> <p><b>X:</b> Prodotto tra l'asse Y e l'asse Z.</p> <p><b>Origine:</b> Punto medio tra NT e C.</p>
AVAMPIEDE	<p><b>Z:</b> Parallelo alla linea che collega la testa del primo metatarso (IMH) e quella del quinto (VMH) con verso positivo da sinistra a destra.</p> <p><b>Y:</b> La linea che collega la quinta testa metatarsale (VMH) e l'epifisi prossimale della 1<sup>a</sup> falange del 2° dito (IIT) e l'asse Z definiscono un piano: Y è ortogonale a questo piano con direzione verso l'alto (ottenuto come il prodotto tra le due linee sopra descritte).</p> <p><b>X:</b> Prodotto tra l'asse Y e l'asse Z.</p> <p><b>Origine:</b> Punto medio tra IMH e VMH.</p>
PIEDE	<p><b>Z:</b> Parallelo alla linea che collega IMH e VMH con verso positivo da sinistra a destra.</p> <p><b>Y:</b> CA, IMH, e VMB definiscono un piano; la linea che collega IIT e CA giace in un piano perpendicolare al precedente; l'asse Y è parallelo all'intersezione tra i due piani con verso anteriore.</p> <p><b>X:</b> Prodotto tra l'asse Y e l'asse Z.</p> <p><b>Origine:</b> CA</p>

Una volta definita la suddivisione segmentale del piede sono stati valutati i seguenti movimenti articolari relativi:

- caviglia – tibia;
- retropiede – tibia;
- mesopiede – retropiede;
- avampiede – mesopiede;

Gli autori hanno quindi definito gli angoli di dorsiflessione – plantarflexione (D/P), di inversione – eversione (I/E) e di intra – extrarotazione (Int/Ext) secondo la convenzione di Cardano. In particolare l'angolo di dorsiflessione/plantarflexione è stato definito come l'angolo formato dalla rotazione del segmento distale attorno all'asse medio laterale del segmento prossimale; l'angolo di inv/eversione come l'angolo formato dalla rotazione del segmento distale attorno al suo asse anteroposteriore; infine l'angolo di intra/extrarotazione come l'angolo formato dalla rotazione del segmento d'interesse attorno all'asse ottenuto come prodotto vettoriale degli altri due assi.

Al fine di verificare la ripetibilità del modello sono state eseguite tre differenti sessioni di test per valutare i seguenti parametri:

- **variabilità intra – trial:** i *marker* sono stati collocati da un unico operatore sul medesimo paziente nello stesso giorno;
- **variabilità inter – sessione:** i *marker* sono stati disposti sul medesimo soggetto dallo stesso operatore durante due differenti sessioni di test a distanza di qualche settimana;
- **variabilità inter – operatore:** i *marker* sono stati collocati sul medesimo paziente durante la stessa sessione dai cinque differenti operatori, tutti con uguale esperienza nelle applicazioni cliniche di *gait analysis*.

La variabilità è stata valutata calcolando i valori di media, deviazione standard e range dei vari angoli articolari del modello multisegmentale. In aggiunta gli autori hanno analizzato anche i valori di variabilità assoluta tramite il coefficiente di Noonan (*Absolute Variability*, Vabs) [26], seguendo il metodo proposto da Schwartz [27].

### **Risultati**

L'analisi statistica degli angoli articolari ha confermato ciò che gli autori sostenevano dall'inizio, in quanto il gruppo di soggetti diabetici ha dimostrato sostanziali differenze nei parametri della cinematica, in particolare del mesopiede, durante l'intero ciclo del cammino (vedi Tabella 4.3).

Inoltre lo stesso avampiede non può essere rappresentato unicamente dall'alluce, come molti autori finora hanno fatto, perché proprio l'avampiede è considerato una zona ad alto rischio di ulcere plantari. Questo è stato rafforzato dal confronto tra gli angoli articolari dei due gruppi di soggetti, che indica come il gruppo diabetico mostri differenze statisticamente significative nei parametri della cinematica dell'avampiede per l'intero

ciclo del cammino, sia nel piano sagittale che nel piano frontale, e nel 50% del *gait cycle* per quanto riguarda il piano trasversale.

Inoltre importanti differenze sono state osservate nel confronto del movimento di rotazione interna/esterna tra mesopiede e retropiede (per il 90% del *gait cycle*), di inversione/eversione tra avampiede e mesopiede, di rotazione interna/esterna di caviglia (per il 96% del *gait cycle*) e di inversione/eversione (per il 92% del *gait cycle*). Tutto questo ha quindi confermato la validità del suddetto approccio per valutare le disabilità biomeccaniche dei diabetici neuropatici.

Tabella 4.3: Confronto tra il gruppo di controllo (soggetti sani) e il gruppo di neuropatici, in termini di range e deviazioni standard degli angoli articolari per ciascun sottosegmento del complesso piede – caviglia.

Angoli[gradi]	Retropiede-Tibia		Mesopiede-Retropiede		Avampiede-Mesopiede		Caviglia	
	I/E D/P	Int/Ext	I/E D/P	Int/Ext	I/E D/P	Int/Ext	I/E D/P	Int/Ext
<b>C Range</b>	5.5 15.9	2.2	4.2 4.6	3.6	4.2 16	3.9	11.5 25.9	6.1
SD min	2.3 1.8	1.0	1.5 2.0	1.1	1.3 3.7	0.8	1.6 1.3	1.1
SD max	4.4 4.7	2.6	3.4 6.8	3.3	3.2 9.1	3.4	7.1 4.7	4.2
SD mean	3.0 3.1	1.8	2.3 3.8	1.8	2.1 5.7	2.0	3.4 3.0	2.3
<b>N Range</b>	11.3 3.4	12.7	9.1 9.3	1.8	16.2 55.2	9.9	16.2 48.8	12.5
SD min	0.0 0.0	0.0	0.0 0.0	0.0	0.0 0.0	0.0	0.0 0.1	0.0
SD max	1.9 2.9	4.6	3.8 3.6	7.2	9.9 16.7	6.4	3.6 25.1	9.9
SD mean	0.5 1.04	0.8	0.5 0.8	0.7	0.6 1.6	0.7	0.7 1.7	0.6

C= gruppo di controllo; N= gruppo neuropatico; I/E= Inversione/eversione; Int/ext= intra/extrarotazione; D/P=dorsi/plantarflessione

L'obiettivo dello studio è stato, quindi, quello di realizzare un protocollo riproducibile e clinicamente significativo, specifico per il trattamento di pazienti con piede diabetico, che attraverso l'analisi cinematica potesse aiutare nella prevenzione di ulcere o di formazioni callose. I risultati dell'analisi di ripetibilità, ottenuti eseguendo movimenti passivi del piede, hanno permesso agli autori di testare l'efficacia della scelta dei sistemi di riferimento e la correttezza nella definizione degli angoli.

## CAPITOLO 5. METODI

### 5.1 Il laboratorio

Il presente lavoro di tesi è stato svolto presso il laboratorio di Bioingegneria del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova.

All'interno del suddetto laboratorio è presente la seguente strumentazione:

- uno strumento per l'analisi stereofotogrammetrica (SMART-E – fornito da BTS S.r.l. Padova - a sei telecamere e con frequenza di acquisizione pari a 60 – 120 Hz);
- due pedane di forza (Bertec FP4060 – 10, con frequenza pari a 960 Hz);
- due pedane di pressione Winpod (fornite da Imago Ortesi S.r.l., Piacenza);
- due elettromiografi a superficie (PocketEMG a 16 canali, FreeEMG a 8 canali, forniti da BTS S.r.l., Padova).

Nei paragrafi successivi ogni strumento sopra citato verrà descritto nel dettaglio.

#### 5.1.1 Sistema stereofotogrammetrico SMART - BTS

Il sistema di *motion capture* SMART-E della ditta BTS S.r.l. (Padova) è costituito da 6 videocamere sincronizzate con due piattaforme di forza Bertec (FP4060 – 10).

Le telecamere BTS usano una tecnologia CCD (*Charge Coupled Device*) poiché presenta un rapporto segnale/rumore superiore ai sensori CMOS e hanno una frequenza di lavoro pari a 60 Hz (estendibile anche a 120 Hz), ovvero vengono registrati 60 campioni al secondo.

Sono dotate dei seguenti componenti (Fig. 5.1):

- **Illuminatori:** sono montati posteriormente al piano focale di ogni telecamera in modo che la radiazione emessa non disturbi l'acquisizione delle videocamera su cui è montata. Tali illuminatori emettono impulsi di luce infrarossa di lunghezza d'onda 880 nm ad alta potenza controllati digitalmente;
- **Lenti:** vengono utilizzate lenti di 8mm e zoom di 6-12 mm, in cui la messa a fuoco ed il diaframma vengono regolati manualmente;

- **Workstation:** permette l'acquisizione video delle 6 telecamere sincronizzate con le due piattaforme di forza e si interfaccia all'utente come un personal computer provvisto di scheda di acquisizione e conversione analogico – digitale dei segnali acquisiti e del software per la gestione del sistema.



Fig. 5.1: Vista anteriore e posteriore di telecamere e illuminatore BTS S.r.l.

I *marker* passivi sono rivestiti di materiale catarifrangente e una volta posizionati sul soggetto in esame consentono di riflettere la luce infrarossa irradiata dagli illuminatori delle telecamere.

Durante l'acquisizione del movimento le telecamere illuminano, di luce infrarossa, il volume di registrazione e i *marker* la riflettono. Le telecamere registrano i segnali infrarossi superiori ad una certa intensità ed è sufficiente che almeno 2 telecamere (algoritmo di triangolazione) abbiano nel loro campo visivo il *marker* perché ne sia determinata la posizione con una precisione millimetrica. L'errore nella determinazione della posizione del *marker* in genere è inferiore ad 1 mm con il sistema di acquisizione utilizzato in questo laboratorio.

L'elaborazione e l'integrazione dei dati ottenuti con le acquisizioni, così come la procedura di acquisizione stessa, necessitano di software particolari per poter essere analizzati. Questi programmi sono contenuti nel pacchetto software SMART-SUITE.

Il sistema software nel suo complesso conta tre differenti componenti: *SMARTcapture*, *SMARTtracker*, *SMARTanalyzer*.



### **Smart Capture**

Questo software permette la gestione completa e *real time* della calibrazione e dell'acquisizione dei dati cinematici e dinamici.

All'avvio del programma vengono eseguite una serie di diagnostiche di sistema affinché tutte le telecamere siano correttamente impostate e collegate all'*hub* o *workstation*.

Una volta avviato si possono visualizzare in *real time* sia i segnali analogici acquisiti che le immagini video delle singole telecamere. Tale visione permette di gestire la sensibilità delle

telecamere che acquisiscono immagini IR a 256 livelli di grigio. Prima di ogni serie di acquisizioni, o comunque obbligatoriamente ogni volta che vengono cambiati i parametri di acquisizione (cambio di posizione delle videocamere, cambio di ottiche, eliminazione o aggiunta di videocamere), è indispensabile eseguire la procedura di calibrazione.

BTS ha sviluppato un metodo di calibrazione denominato THOR: esso sfrutta una terna di riferimento destrorsa dove uno dei suoi assi è estraibile e usa i parametri di linearizzazione delle telecamere e posizione delle piattaforme di forza rispetto al sistema di riferimento

del laboratorio.

La procedura di calibrazione si divide in quattro passi:

1. Sequenza *axes*: viene definita la posizione della terna di riferimento del laboratorio;
2. *Force Plate Position*: viene definita la posizione delle piattaforme di forza rispetto alla terna di riferimento;
3. Sequenza *Wand*: si definisce lo spazio fisico dove si effettuano le misurazioni di interesse, questo viene definito come il volume di calibrazione;
4. Valutazione dei risultati di calibrazione: si visualizza il risultato numerico delle singole telecamere e complessivo dell'algoritmo di calibrazione.

Dopo la calibrazione il sistema è pronto per acquisire i dati e quindi tutto ciò che è al di fuori del volume di calibrazione non verrà rilevato dal sistema di *motion capture*.

Le singole acquisizioni vengono salvate in file con estensione TDF e in ciascun file sono presenti la totalità dei dati cinematici e dinamici.

### **Smart Tracker**

È un ambiente grafico (Fig. 5.2) che permette la ricostruzione tridimensionale dei dati utilizzando i dati bidimensionali acquisiti dalle videocamere e quelli provenienti dalla

calibrazione. Ad ogni *marker* viene assegnata una traiettoria (*tracking*) e successivamente è possibile assegnare alla traiettoria un nome (*labelling*).

Il *tracking* ricostruisce la traiettoria del *marker* collegando la posizione del *marker* in due frame successivi, tale processo si basa su algoritmi che usano stimatori ricorsivi dello stato dei sistemi dinamici (come il filtro di Kalman).

L'operazione di *labelling* rappresenta la seconda fase di elaborazione dei dati e tale operazione viene in genere eseguita manualmente (trattando protocolli complessi).

Può accadere che alcuni *marker* scompaiono o non vengono rilevati dalle videocamere, questo fenomeno è una delle maggiori cause di errori nella ricostruzione delle traiettorie. Risolvendo a monte il problema dell'individuazione di *marker* fusi o distorti si risolvono conseguentemente problemi di *tracking* e *labelling*.

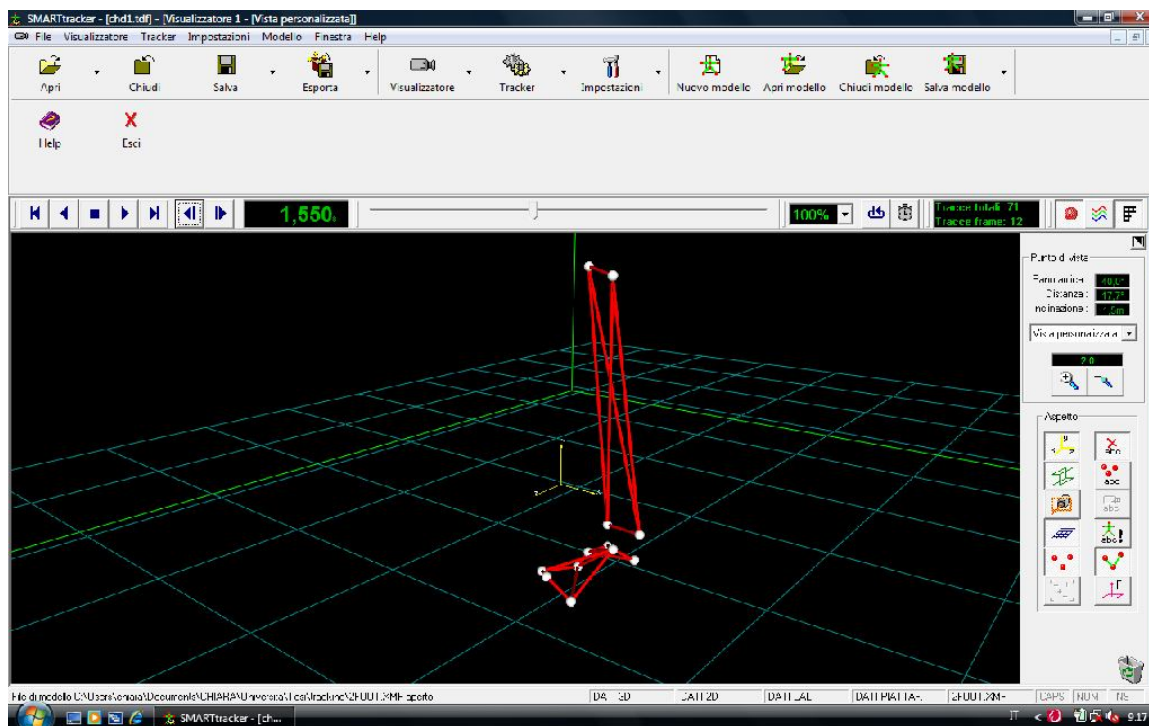


Fig.5.2: SMART Tracker

### *Smart Analyzer*

Questo software consente di eseguire un'analisi biomeccanica e l'elaborazione dei dati di cinematica e dinamici. Alcune operazioni usate di frequente nello SMART analyzer sono:

- creazione di protocolli di analisi;
- importazione o esportazione dati acquisiti;

- visualizzazione 3D dell'acquisizione con il sistema di riferimento della calibrazione;
- creazione di report clinici.

### 5.1.2 Pedane di forza

Le pedane (o piattaforme) di forza servono per misurare le forze di reazione al suolo esercitate al momento del contatto piede – suolo attraverso dei trasduttori di analisi dinamica.

La misura può essere realizzata avvalendosi di due principali sistemi di trasduzione alternativi:

- estensimetrico (*strain gauges*): misura della variazione della resistenza elettrica del sensore causata da fenomeni di compressione o trazione;
- piezoelettrico: misura della polarizzazione elettrica per effetto di deformazione meccanica applicata a particolari materiali.

A seconda delle diverse tipologie e configurazioni dei sensori si possono misurare tutte o alcune grandezze cinetiche (componenti delle forze e dei momenti risultanti).

Le piattaforme commerciali possono comunque misurare al massimo sei grandezze scalari ovvero le tre componenti della forza e le tre componenti dei momenti (orizzontale, verticale e trasversale).

È necessario poi far corrispondere ad ogni segnale elettrico registrato un preciso e corretto valore di forza o momento misurati.

In tal modo, anche le grandezze calcolate a partire da segnali di forza e momenti, risultano essere corrispondenti alla realtà.

Le forze misurate combinate con le informazioni cinematiche consentono quindi il calcolo dei momenti e delle potenze angolari.

Ciascuna pedana sensorizzata Bertec, modello 4060-10, è dotata agli angoli di quattro celle di carico costruite con la tecnologia degli estensimetri (Fig.5.3).

Essa fornisce come risultato la forza di reazione al suolo e il momento torcente, analizzati nei tre piani fondamentali e scomposti nella componente verticale, antero-posteriore e medio-laterale. La frequenza di campionamento delle pedane è di 960 Hz.

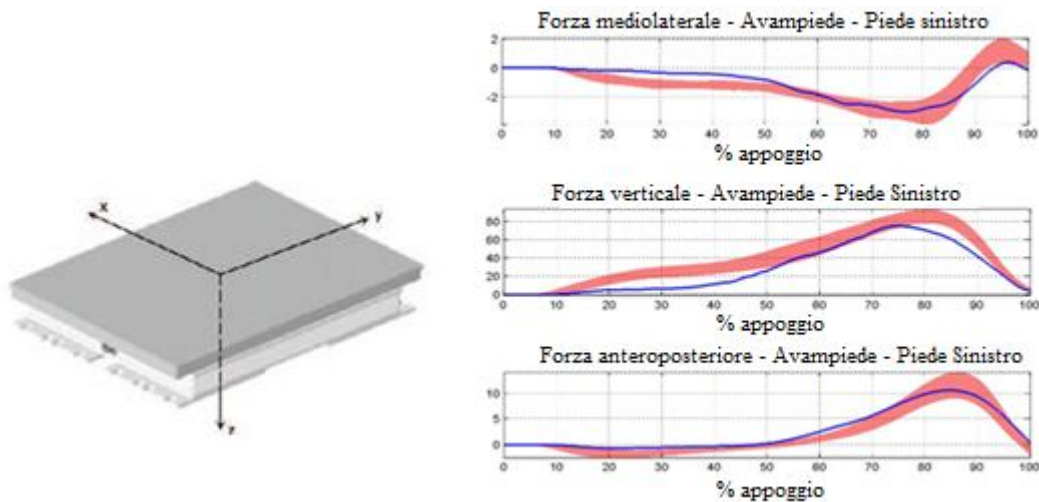


Fig. 5.3: Pedana di forza Bertec (a sinistra) e componenti della forza di reazione al suolo nei tre piani fondamentali (a destra).

Nell'analisi del cammino è possibile utilizzare tali pedane di forza, poste su un percorso appositamente predefinito, in maniera tale da non perturbare la libera espressione del compito motorio.

### 5.1.3 Pedane di pressione

Questi sistemi di misura forniscono la distribuzione della pressione plantare sulla superficie di appoggio, con un dettaglio che può essere stabilito in fase di costruzione a seconda delle esigenze. Inoltre determinano la traiettoria del centro di pressione (COP) che rappresenta il centroide della distribuzione di pressione su tutta la superficie di appoggio del piede.

Tipicamente i sensori di pressione sono disposti secondo matrici a formare piattaforme (o pedane) oppure solette di pressione.

Tali sensori possono essere di diversi tipi:

- sensori piezoelettrici: questi sensori si basano sull'effetto piezoelettrico per cui, comprimendo un cristallo, esso genera una carica elettrica. Essendo la carica elettrica sempre proporzionale alla forza agente (piezoelettricità) questo permette la sicura rilevazione di pressioni, accelerazioni, forze e sollecitazioni;
- sensori di tipo capacitivo: sono realizzati ponendo due armature metalliche ai lati di un materiale dielettrico elastico, all'applicazione di una forza, il materiale elastico si deforma, diminuisce la distanza fra le armature e quindi aumenta la

capacità che risulta in funzione della forza globale esercitata su tutta la superficie del sensore;

- sensori di tipo resistivo: si realizzano ponendo due armature metalliche a contatto con un polimero conduttivo, all'aumentare della forza di compressione delle armature di superficie del polimero si ottiene, prevalentemente per fenomeno di contatto, una diminuzione della resistenza elettrica.

In ogni pedana di pressione WINPOD (Fig.5.4) i sensori resistivi (in numero pari a 2304) sono disposti su un quadrato di materiale plastico flessibile, di 40x40 cm con uno spessore di soli 4 m, l'area rilevabile dai sensori è di 382x382 mm. Tali pedane forniscono la mappa della distribuzione delle pressioni plantari (il valore medio e i picchi pressori) durante il contatto del piede col suolo, la linea dello svolgimento del passo e il diagramma del centro di pressione.

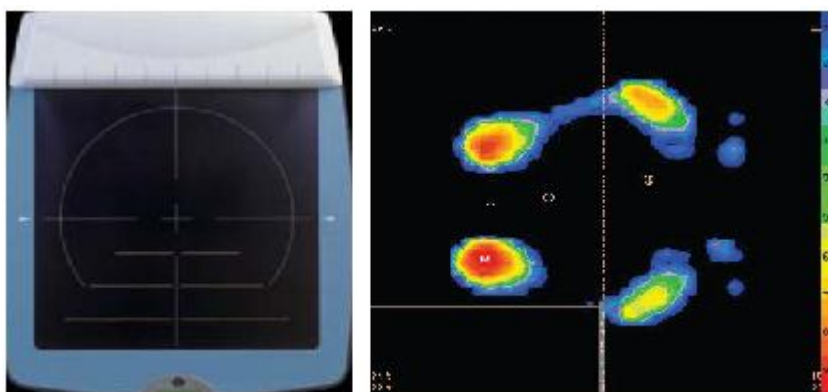


Fig. 5.4: Pedana di pressione WINPOD (a sinistra) e immagine di distribuzione pressoria effettuata in una prova di statica (a destra)

#### 5.1.4 Elettromiografi a superficie

L'elettromiografo è uno strumento necessario per la misurazione dei potenziali elettrici (Fig. 5.5) che si formano in un muscolo durante la sua contrazione. Questi potenziali sono causati dalla depolarizzazione elettrica delle fibre muscolari in risposta all'arrivo di un impulso elettrico alla sinapsi neuromuscolare.

Esistono fondamentalmente due tipi di elettromiografi:

- elettromiografi ad ago: si utilizza un ago – elettrodo che viene infisso nei muscoli da esaminare stimolando poi i nervi con una scossa di corrente elettrica (assolutamente non dannosa) e registrando l'attività muscolare relativa all'attivazione del muscolo stesso. Oltre all'attività del muscolo stimolato

elettricamente è possibile valutare l'attività del muscolo a riposo e con attivazione volontaria (senza scossa elettrica) da parte del paziente stesso.

- Elettromiografi di superficie: si utilizza un elettrodo di superficie che scambia energia elettrica attraverso un'interfaccia che forma con un mezzo, generalmente un elettrolita. Generalmente vengono utilizzati elettrodi di Ag – AgCl di tipo *ysa* e getta. In questo caso quindi i singoli potenziali misurati rispecchiano l'attività di un gruppo di unità motorie. Rispetto alla tecnica precedente la tecnica cutanea fornisce informazione più globale inerenti al muscolo in esame ed evita rischi impliciti nell'uso di aghi.

Entrambi gli elettromiografi presenti nel laboratorio utilizzano elettrodi di superficie.

L'elettromiografo FREEEMG, prodotto da BTS S.r.l. a Padova, utilizza 8 sonde del peso di 8 grammi e pochi centimetri di ingombro per il prelievo e la trasmissione del segnale elettromiografico (emg). Le sonde amplificano il segnale emg, lo convertono in formato digitale e trasmettono i dati ad un'unità ricevente (dal peso di 240 grammi) che può essere indossata dal paziente, posata sul tavolo o tenuta dal medico.

Questo elettromiografo è basato su una tecnologia wireless permettendo quindi una preparazione abbastanza rapida del paziente che è libero di muoversi.

Il peso ridotto degli elettrodi permette inoltre di effettuare analisi di qualsiasi tipo di movimento (cammino, corsa, salto, ecc.) per ogni distretto corporeo, su ogni tipo di paziente senza alterare il pattern motorio del soggetto esaminato.

L'elettromiografo PocketEMG utilizza invece 16 canali e così come il FREEEMG permette la selezione dei muscoli, la durata e la frequenza dell'acquisizione e il guadagno di amplificazione.

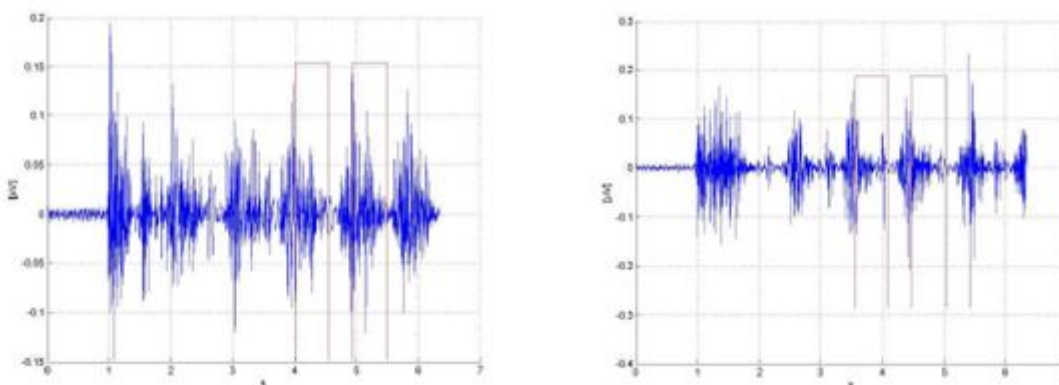


Fig.5.5: Esempi di segnali elettromiografici

## 5.2 Protocollo sperimentale

Per le acquisizioni è stato utilizzato il sistema optoelettronico di BTS S.r.l. , descritto in precedenza e sincronizzato con le due pedane di forza Bertec (FP4060 – 10).

Le pedane di forza sono state utilizzate per individuare la fase di *stance* del ciclo del passo, ovvero per determinare il frame di appoggio e di stacco del piede in esame.

### 5.2.1 Marker set

Un solo soggetto, senza alcuna patologia del complesso piede – tibiotarsica, è stato sottoposto a *gait analysis* con il protocollo proposto da Sawacha *et al.* [25] che prevede un modello intersegmentale 3D del piede.

Tale protocollo è stato applicato inizialmente nella sua versione originale, collocando i tredici *marker* direttamente sui punti di repere anatomico, individuati tramite palpazione (Fig. 5.6).

In un secondo momento è stata realizzata una versione modificata del protocollo che comporta invece la calibrazione anatomica di nove punti di repere anatomico rispetto a *cluster* locali di *marker*. Sono stati scelti tre *cluster* (Fig.5.6) in modo tale da identificare rispettivamente i tre sottosegmenti del piede (retropiede, mesopiede, avampiede).

I punti di repere anatomico, secondo il protocollo suddetto, sono stati calibrati nel modo seguente:

- **CA** (prominenza calcaneare), **PT** (troclea peroneale) e **ST** (sustentaculum tali) rispetto al cluster locale del **retropiede**;
- **VMB** (base del V metatarso), **C** (cuboide) e **NT** (tuberosità navicolare) rispetto al cluster locale del **mesopiede**;
- **IMH** (I testa metatarsale), **VMH** (V testa metatarsale) e **IIT** (epifisi prossimale della 1<sup>a</sup> falange del II dito) rispetto al cluster locale dell'**avampiede**.

Per i rimanenti quattro punti di repere (testa delle fibula, tuberosità tibiale, malleolo laterale e mediale) è stato applicato il metodo *direct – skin* ovvero i *marker* sono stati collocati direttamente sulla cute del soggetto in esame.



Fig. 5.6: Visione frontale della protocollo originale (a sinistra)[25] e modificato (a destra).

La calibrazione anatomica [5] è avvenuta mediante l'utilizzo di una bacchetta, recante due *marker* a una distanza nota dalla punta, la quale è stata indirizzata sulla prominenza ossea d'interesse con il soggetto in posizione eretta.

Successivamente è stata eseguita anche la cosiddetta calibrazione multipla [12] con il soggetto in tre distinte posizioni (Fig. 5.7) al fine di rappresentare le tre posizioni estreme di un movimento articolare:

1. **massima Dorsiflessione;**
2. **massima Plantarflessione;**
3. **Posizione neutra** (con un angolo dell'articolazione tibiotarsica pari a circa  $90^\circ$ ).

Queste tre posizioni rispecchiano dunque le posizioni estreme del movimento di flessione dorsale e flessione plantare dell'angolo articolare della tibiotarsica.





Fig 5.7: Calibrazione anatomica in posizione neutra (a), in massima plantar flessione (b) e in massima dorsiflessione (c).

Il *marker set* precedentemente descritto è stato applicato sul piede destro del soggetto ed eseguito da due differenti operatori, con esperienza in ambito di *gait analysis*, al fine di testare la ripetibilità della tecnica proposta.

### 5.2.2 Descrizione delle acquisizioni

Il soggetto è stato valutato durante *trial* statici e dinamici. Nelle prove di statica al soggetto è stato chiesto di assumere una posizione eretta, con i piedi disposti in modo tale da formare un angolo di 30 gradi e le braccia lungo i fianchi, guardando all'orizzonte. Inoltre sono state effettuate prove di statica con il piede in massima dorsiflessione e massima plantar flessione.

Nelle prove di dinamica, invece, al soggetto è stato chiesto di riprodurre una camminata a velocità da lui ritenuta normale.

Sono state acquisite tre camminate e sono state determinati i *frame* di appoggio – stacco del piede forniti dalle pedane di forza, in modo tale da poter determinare la fase di *stance* di ciascuna camminata.

La definizione dei sistemi di riferimento anatomico e degli angoli articolari è avvenuta in accordo a quanto proposto nel protocollo di Sawacha *et al.* (2009) [25].

Sono stati calcolati gli angoli relativi di inv/eversione, di intra/extrarotazione e di dorsi/plantar flessione per i seguenti sottosegmenti del piede:

- retropiede – tibia;
- mesopiede – retropiede;
- avampiede – mesopiede.

In particolare tali angoli articolari sono stati stimati con tre differenti metodi:

- 1) **marker direct – skin**: le coordinate dei punti di reperi anatomico sono state ricavate da *marker* posti direttamente sulla cute del soggetto;
- 2) **calibrazione anatomica**: le coordinate dei punti di reperi anatomico sono state ricavate per mezzo della calibrazione anatomica in posizione neutra;
- 3) **calibrazione multipla**: le coordinate dei punti di reperi anatomico sono state ricavate per mezzo della calibrazione multipla come il risultato dell'interpolazione tra la posizione in dorsiflessione e la posizione in neutra e come interpolazione tra la posizione in neutra e la posizione in plantarflessione. Si è scelto come variabile guida l'angolo di dorsi/plantarflessione della tibiotarsica.

In seguito verrà descritto l'algoritmo che ha permesso di applicare il metodo di calibrazione multipla [12] alla stima della cinematica intersegmentale del piede.

### 5.2.3 Movimenti elementari in fluoroscopia

Un esperimento analogo è stato condotto combinando le tecniche di acquisizione della stereofotogrammetria optoelettronica con la fluoroscopia tridimensionale [10].

Tale esperimento è stato effettuato presso l'Azienda Ospedaliero Universitaria di Bologna Policlinico S.Orsola – Malpighi.

Si è utilizzato il sistema optoelettronico SMART – D, fornito dalla ditta BTS di Padova, con le caratteristiche tecniche simili all'omonimo sistema stereofotogrammetrico presente nel laboratorio di Bioingegneria del Movimento di Padova precedentemente descritto, ad eccezione di una frequenza di acquisizione maggiore (200 Hz).

Per quanto riguarda la tecnica radiologica è stato utilizzato il fluoroscopio dell'Azienda Ospedaliero Universitaria di Bologna. In tale sede il soggetto ha eseguito dei movimenti passivi del piede che sono stati acquisiti contemporaneamente dal sistema stereofotogrammetrico e dal fluoroscopio.

La sincronizzazione (spaziale e temporale) dei suddetti sistemi di acquisizione è avvenuta collocando in corrispondenza dell'alluce del soggetto un *marker* catarifrangente contenente un pallino di tantalio. In questo modo, durante ogni movimento del piede, il *marker* dell'alluce veniva acquisito sia dal sistema stereofotogrammetrico (materiale catarifrangente) sia dal fluoroscopio (materiale di tantalio). È stato quindi possibile valutare il grado di accordo per uno medesimo movimento acquisito dall'una e dall'altra strumentazione.

I movimenti del piede in questione sono:

- dorsi – plantarflessione: la dorsiflessione del piede è il movimento che avvicina il dorso del piede alla faccia anteriore della gamba, mentre la plantarflessione del piede allontana il dorso dello stesso dalla faccia anteriore della gamba e lo porta a disporsi sul prolungamento della stessa (Fig. 5.8);
- intra – extrarotazione: l'intrarotazione orienta la pianta del piede verso l'interno, mentre l'extrarotazione è il movimento che orienta la pianta del piede verso l'esterno;
- inv/eversione: si ha un movimento di inversione quando la punta del piede esegue una rotazione verso l'interno, mentre si ha un movimento di eversione quando la punta del piede ruota all'esterno e si allontana dal piano di simmetria.

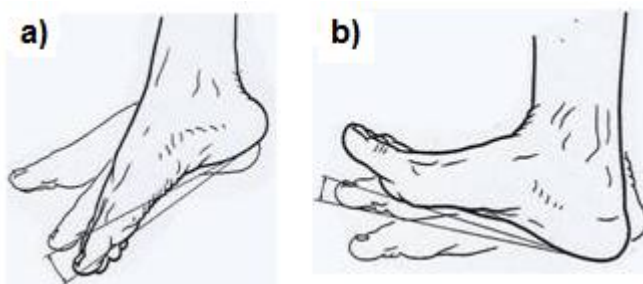


Fig. 5.8: a) Movimento di plantarflessione del piede, b) Movimento di dorsiflessione del piede.

Ancora una volta si è analizzato solamente il piede destro (Fig. 5.9) su cui sono stati applicati i *marker*, prima direttamente sui punti di repere anatomico e poi per determinare

---

i *cluster* locali necessari alla calibrazione anatomica in posizione neutra, precedentemente descritta.

Al soggetto è stato chiesto di eseguire per due volte il movimento di dorsi/plantarflessione e sono state poi acquisite le statiche in cui il soggetto è stato calibrato da un unico operatore.

La definizione del sistema di riferimento anatomico e degli angoli articolari è avvenuta, come per l'altro esperimento, seguendo il protocollo di Sawacha *et al.*



Fig. 5.9: Visione mediale del piede durante l'acquisizione in fluoroscopia.

### 5.3 Analisi dati

I dati sono quindi stati acquisiti tramite lo *SMART Capture* secondo il set up sperimentale appena descritto. Il passo successivo è stato quello di ricorrere allo *SMART Tracker* per la ricostruzione tridimensionale delle traiettorie di ciascun *marker* e per la conseguente operazione di *labelling* che viene di solito eseguita manualmente. Sono stati utilizzati tre modelli di *labelling*:

- il primo modello (denominato “*FOOT*”) assegna ad ogni traiettoria dei *marker* il nome del relativo punto di repere anatomico secondo il protocollo di Sawacha *et al.*, conterà quindi alla fine 13 etichette, per ciascun piede, che corrispondono ai 13 punti di repere (Fig. 5.10);
- il secondo modello (denominato “*Cluster foot*”) assegna ad ogni traiettoria dei *marker* il nome del relativo *cluster* locale identificato su ciascun sottosegmento del piede, inoltre conterrà anche le etichette per quei punti di repere che, secondo la procedura sperimentale, richiedono direttamente il *marker* sulla prominenza

ossea d'interesse (malleolo laterale e mediale, testa della fibula e tuberosità tibiale);

- il terzo modello (denominato “*Calibrazione foot*”) viene utilizzato nelle prove di calibrazione anatomica del punto di repere e assegna alle traiettorie dei *marker* il nome del *cluster* locale e i nomi per identificare i *marker* sulla bacchetta di calibrazione.

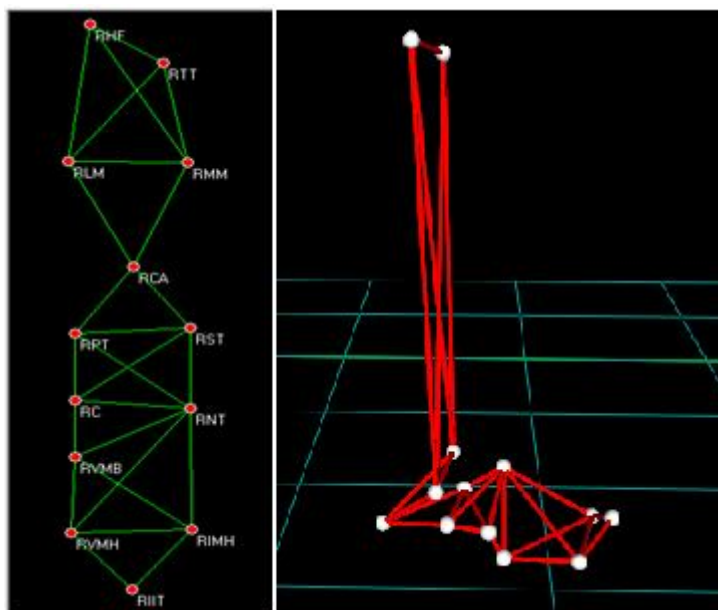


Fig.5.10: Modello “FOOT”(sinistra) e un’acquisizione statica traccata (destra).

Una volta conclusa l’operazione di *labelling* sono stati ottenuti i dati cinematici e dinamici del modello intersegmentale 3D del piede. Tali dati sono stati quindi elaborati con il linguaggio di programmazione *Matlab* al fine di ottenere gli angoli articolari del piede.

I dati ricavati con l’applicazione dei *marker* direttamente sui punti di repere e quelli ricavati tramite il metodo di calibrazione anatomica [5] sono stati elaborati con codici *Matlab*, sviluppati in precedenza, che implementano il protocollo di Sawacha *et al.* [25].

Per quanto riguarda invece la calibrazione multipla, nella presente tesi, è stata sviluppata una versione modificata del codice realizzato da Stagni *et al.* [14], originariamente applicato per la compensazione degli artefatti da tessuto molle durante il movimento di flessione articolare del ginocchio.

### 5.3.1 Descrizione del codice di calibrazione multipla

Il primo passo nello sviluppo del codice è stato di calcolare la variabile guida necessaria per eseguire l'interpolazione tra le due configurazioni acquisite agli estremi del *range* dell'atto motorio esaminato. Si è scelto, in particolare, di considerare il movimento di dorsi/plantarflessione dell'articolazione tibiotarsica (vedi paragrafo 4.2.1 del capitolo "Analisi cinematica del complesso piede e tibiotarsica). L'ipotesi alla base della tecnica di calibrazione multipla è che le coordinate locali dei punti di repere anatomico nel relativo sistema tecnico e la forma del *cluster* cambino in maniera consistente durante l'esecuzione del compito motorio considerato. Nella presente tesi si è considerato il movimento di dorsi/plantarflessione dell'articolazione tibiotarsica. È importante sottolineare che durante ogni ciclo del passo l'articolazione tibiotarsica, per ben due volte, alternativamente plantaflette e poi dorsiflette.

Sebbene tali escursioni articolari non risultino molto ampie sono comunque fondamentali per la progressione e l'assorbimento dell'impatto del piede durante il carico.

Si può inoltre pensare che lo stesso retropiede e mesopiede seguano, in maniera abbastanza consistente, tale movimento.

Il comportamento dell'avampiede potrebbe invece divergere da questo andamento e quindi la scelta dell'angolo di dorsi/plantarflessione della caviglia come variabile guida potrebbe risultare non adatta per rappresentare il movimento dell'avampiede.

A fronte di queste motivazioni è stata realizzata anche una versione del codice di calibrazione multipla in cui l'interpolazione viene eseguita utilizzando come variabile indipendente il movimento relativo di dorsi/plantarflessione tra mesopiede e avampiede. In seguito si è quindi confrontato l'andamento angolare del solo avampiede calcolato con le due diverse interpolazioni.

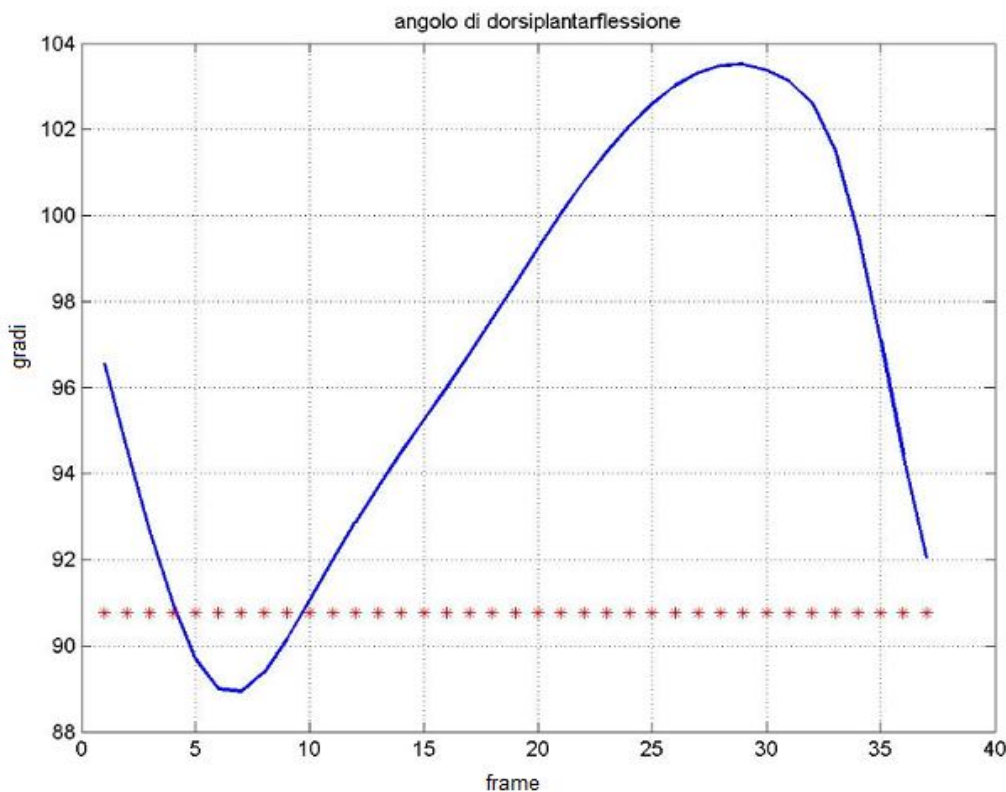


Fig.5.11: Valore dell'angolo di dorsiplantarflessione di caviglia in statica (linea tratteggiata rossa) e durante la fase di stance (linea continua blu) di un'acquisizione dinamica.

Una volta calcolato l'angolo di dorsiplantarflessione dell'articolazione tibiotarsica (Fig. 5.11), grazie al valore dell'angolo in statica, sono stati ricavati due intervalli temporali:

- da dorsiflessione a statica: corrisponde all'intervallo di tempo in cui il piede, subito dopo l'appoggio, passa progressivamente dal movimento di dorsiflessione alla posizione in neutra (angolo di caviglia pari circa a  $90^\circ$ );
- da statica a plantarflexione: corrisponde all'intervallo di tempo in cui il piede passa progressivamente dalla posizione in neutra alla plantarflexione, subito prima dello stacco.

Il vettore riga "frame\_interp\_staticadorsi" (Appendice A – [1]) conterrà quindi i *frame* in cui il piede passa da una posizione in dorsiflessione a una in posizione in neutra. Al contrario il vettore riga "frame\_interp\_plantastatica" (Appendice A – [1]) conterrà i *frame* in cui il piede passa dalla posizione in neutra alla posizione in plantarflexione, subito prima dello stacco.

Prima di effettuare l'interpolazione lineare rispetto alla variabile guida sono state determinate le coordinate dei *marker* dei *cluster* e della punta della bacchetta nel

medesimo sistema di riferimento locale (come spiegato nel paragrafo 3.5 del capitolo “Errori ed artefatti in stereofotogrammetria”).

Inoltre sono stati determinati i valori dell’angolo di massima dorsiflessione e massima plantarflessione dalle rispettive acquisizioni di calibrazione in queste posizione “estreme” (valori necessari nella fase di interpolazione lineare).

Le coordinate della punta della bacchetta delle varie calibrazioni e dei *cluster* nel sistema di riferimento locale sono state pertanto valutate istante per istante tramite un’interpolazione lineare tra le due configurazioni acquisite agli estremi del movimento.

La funzione “interp\_staticadorsi” (Appendice A[2]) realizza l’interpolazione lineare tra la configurazione realizzata in dorsiflessione e quella realizzata in statica utilizzando l’angolo di dorsi/plantarflessione come variabile indipendente.

Allo stesso modo la funzione “interp\_plantadorsi” (Appendice A[2]) realizza l’interpolazione lineare tra la configurazione in statica e quella in plantarflessione.

La formula implementata per calcolare l’interpolazione lineare (per entrambi gli intervalli temporali) può essere scritta nel modo seguente:

$$C^{loc}(t) = C_1^{loc} + (C_2^{loc} - C_1^{loc}) * \frac{f(t)-f_1}{f_2-f_1} \quad (5.1)$$

$$P^{loc}(t) = P_1^{loc} + (P_2^{loc} - P_1^{loc}) * \frac{f(t)-f_1}{f_2-f_1} \quad (5.2)$$

Dove:

- $f(t)$  rappresenta l’angolo di dorsi/plantarflessione dell’articolazione tibiotarsica al tempo  $t$ ;
- $f_1$  e  $f_2$  sono rispettivamente gli angoli di dorsi/plantarflessione nelle due posizioni estreme dell’intervallo temporale considerato;
- $C^{loc}(t)$  rappresentano le coordinate locali del *cluster* al tempo  $t$ ;
- $C_1^{loc}$  e  $C_2^{loc}$  rappresentano le coordinate locali dei *cluster* nelle due posizione estreme dell’intervallo temporale considerato;
- $P^{loc}(t)$  rappresentano le coordinate locali dei punti di repere anatomico al tempo  $t$ ;
- $P_1^{loc}$  e  $P_2^{loc}$  rappresentano le coordinate locali dei punti di repere anatomico nelle due posizione estreme dell’intervallo temporale considerato.



Sono state così ricavate le coordinate interpolate (locali) dei punti di repere anatomico calibrati e dei *cluster* che servono poi per ricavare la matrice di rotazione R e il vettore di posizione T al fine di mappare tali punti nel sistema di riferimento globale (come spiegato nel paragrafo 1.1.3 del capitolo 1 ).

## 5.4 Analisi di ripetibilità

Al fine di valutare l'affidabilità si è scelto di eseguire l'analisi di ripetibilità.

Sono state stimate tre componenti di variabilità:

- **variabilità inter – metodo:** sono state calcolate medie ( $\pm$  deviazioni standard) e range di ciascun angolo articolare del modello intersegmentale del piede ricavato con i tre rispettivi metodi, mediando le tre camminate su tutta la fase di *stance*. Questo è stato fatto considerando la sessione di test eseguita dal primo operatore;
- **variabilità inter – operatore:** sono state calcolate medie ( $\pm$  deviazioni standard) e range di ciascun angolo articolare del modello intersegmentale del piede ricavato con il secondo e terzo metodo rispettivamente per le sessioni eseguite dal primo e dal secondo operatore (mediando le tre camminate su tutta la fase di *stance*);
- **variabilità intra – metodo:** sono state calcolate medie ( $\pm$  deviazioni standard) e range di ciascun angolo articolare del modello intersegmentale del piede ricavati con il secondo e terzo rispettivamente per tutte e tre le camminate eseguite dal soggetto. Questo è stato ripetuto separatamente per le sessioni di test eseguite dal primo e dal secondo operatore.

Inoltre sono stati determinati i coefficienti di correlazione intraclassa (*Intra – Class Correlation*, ICC) [28] inter – metodo, intra – metodo e inter – operatore e i coefficienti di correlazione multipla (*Coefficient of Multiple Correlation*, CMC) [17] inter – metodo e intra – metodo.

Il coefficiente di correlazione intraclassa è un indice che esprime il grado di omogeneità tra unità appartenenti ad una determinata classe. Nella presente tesi tale indice è stato calcolato per valutare il grado di accordo tra i valori angolari calcolati con i tre diversi metodi ma caratterizzati da uno stesso operatore (ICC inter – metodo), oppure calcolati con il medesimo metodo ma con operatori diversi (ICC inter – operatore ) oppure ancora

tra i valori angolari calcolati con lo stesso metodo e lo stesso operatore ma appartenenti a tre camminate diverse.

In formule il coefficiente di correlazione intraclasse è dato da:

$$ICC = (BMS - EMS)/BMS \quad (5.3)$$

dove

- BMS (*between targets mean squares*): rappresenta la varianza dei valori angolari;
- EMS (*residual mean squares*): rappresenta la varianza dell'errore.

Di conseguenza appare evidente come tanto più questo valore si avvicina a 1 e tanto più il grado di accordo tra i valori angolari sarà alto, ovvero tanto maggiore sarà la riproducibilità del determinato esame.

Il coefficiente di correlazione multipla, invece, fornisce una misura statistica del grado di similitudine tra curve. Infatti i parametri cinematici sono generalmente espressi in funzione del ciclo del passo (in questo lavoro si considera solo la fase di *stance*) e quindi vengono rappresentati da un andamento grafico di una determinata curva.

In particolare sono stati calcolati due coefficienti di correlazione multipla: il CMC inter – metodo (5.4) e il CMC – intrametodo (5.5) dati dalle seguenti formule:

$$CMC\_intermetodo = 1 - \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T (Y_{ijt} - \bar{Y}_t)^2 / T(MN-1)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T (Y_{ijt} - \bar{Y})^2 / (MNT-1)} \quad (5.4)$$

$$CMC\_intrametodo = 1 - \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T (Y_{ijt} - \bar{Y}_{it})^2 / TM(N-1)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T (Y_{ijt} - \bar{Y}_i)^2 / M(NT-1)} \quad (5.5)$$

dove:

t= numero dei campioni;

j= numero dei *trial*;

i=numero dei metodi.

Ciò che cambia per i due coefficienti è la definizione del numeratore e del denominatore.

Per il coefficiente di correlazione multipla intra – metodo si ha:

- Numeratore: rappresenta la varianza di ciascun valore angolare a un determinato tempo  $t$  all'interno di una stessa sessione di test (con il medesimo operatore e con il medesimo metodo).
- Denominatore: rappresenta la variabilità totale della media di tutti i valori angolari in una determinata sessione di test (con il medesimo operatore e con il medesimo metodo).

Per il coefficiente di correlazione multipla inter – metodo si ha:

- Numeratore: rappresenta la varianza di ciascun valore angolare a un determinato tempo  $t$  considerando tutti i valori ottenuti con i tre diversi metodi (con lo stesso operatore);
- Denominatore: rappresenta la variabilità totale della media di tutti i valori angolari ricavati dai tre diversi metodi (con lo stesso operatore).

Appare evidente che quando le curve hanno un andamento simile i numeratori, in entrambi i casi, tendono a zero e di conseguenza il coefficiente di correlazione multipla tende ad uno. Nel caso in cui le curve presentino andamenti differenti il numeratore e il denominatore rappresentano approssimativamente la stima della stessa varianza per cui il rapporto tende ad uno e quindi il coefficiente di correlazione multipla a zero.



## CAPITOLO 6. RISULTATI

Sono stati riportati i grafici relativi ai tre angoli intersegmentali (inv/eversione, intra/extrarotazione e dorsi/plantarflessione) per ogni sottosegmento del piede, contando quindi alla fine nove angoli, ricavati con i tre diversi metodi previsti dal protocollo sperimentale. In figura 6.1 sono riportati gli andamenti di tutti e nove gli angoli intersegmentali per ciascun metodo. In particolare si è scelto di confrontare la media delle tre camminate, nella sola fase di *stance*, in cui il *marker set* è stato disposto dal primo operatore.

Si può evidenziare come l'angolo di intra/extrarotazione, nei tre diversi metodi, risulti avere un andamento molto simile sia nell'avampiede – mesopiede che nel mesopiede – retropiede. L'angolo di inv/eversione ha mostrato, invece, andamenti molto simili nei sottosegmenti di retropiede – tibia e avampiede – mesopiede; al contrario il mesopiede – retropiede è caratterizzato da *range* molto diversi se si confronta ad esempio il metodo di calibrazione multipla con quello calibrazione anatomica.

Infine l'angolo di dorsi/plantarflessione ha dimostrato un comportamento molto simile a quello di inv/eversione mettendo in luce come le principali differenze si notino nel mesopiede – retropiede mentre negli altri due sottosegmenti del piede i valori ricavati con i tre metodi, e in particolare con le due differenti calibrazioni, risultino essere molto simili.

Riassumendo si può quindi evidenziare che le principali differenze nell'andamento di un medesimo angolo, calcolato però con i tre diversi metodi, si hanno nel sottosegmento mesopiede – retropiede e questo, come si vedrà in seguito, sarà confermato anche dai valori del coefficiente di correlazione multipla inter – metodo.

Infatti tale coefficiente statistico viene proprio utilizzato per quantificare il grado di similitudine o di variabilità tra differenti curve.

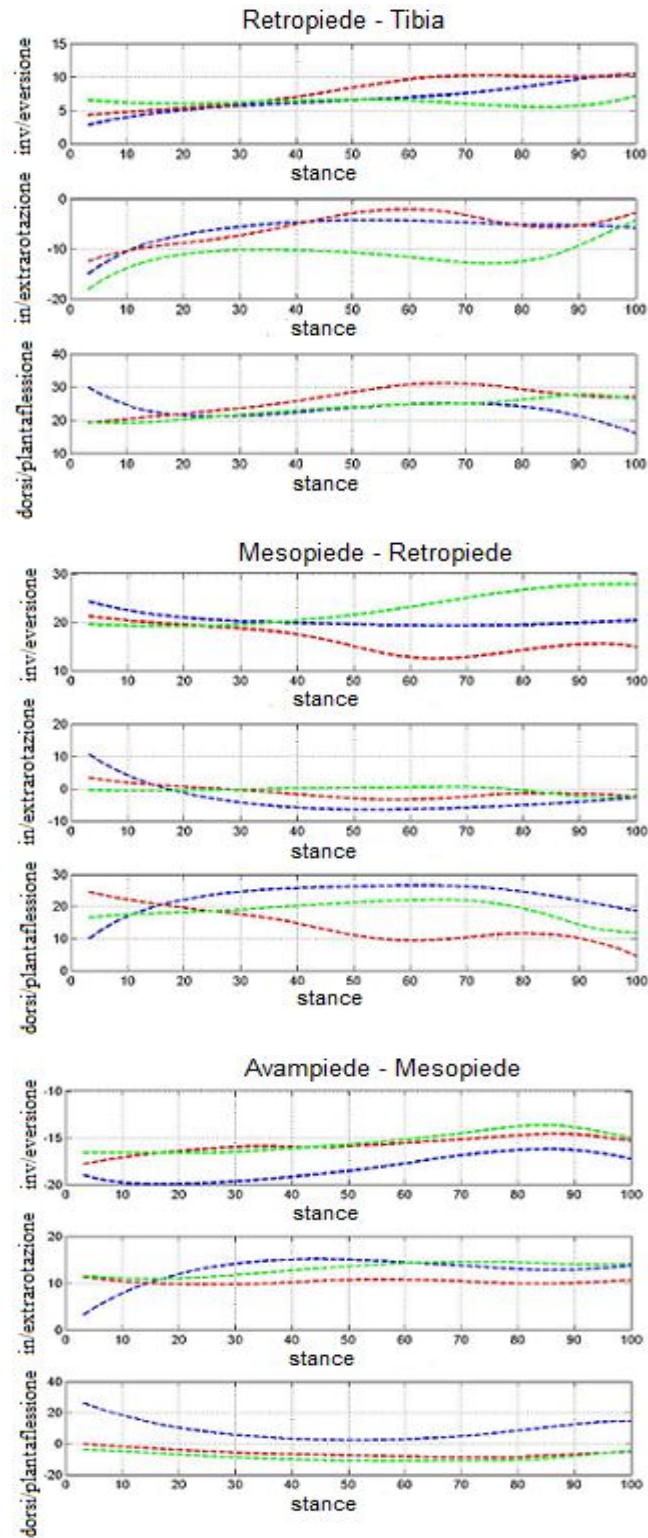


Fig. 6.1: Rappresentazione dei nove angoli intersegmentali del piede destro calcolati con i tre diversi metodi “marker direct – skin (linea blu), “calibrazione anatomica” (linea rossa) e “calibrazione multipla (linea verde).

I risultati ottenuti, invece, considerando anche come variabile guida nel codice di calibrazione multipla l'angolo di dorsi/plantarflessione dell'avampiede (e non più solo dell'articolazione tibiotarsica) non hanno mostrato particolari differenze nel comportamento dell'angolo di inv/eversione e dorsi/plantarflessione. Al contrario il comportamento dell'angolo di intra/extrarotazione è risultato decisamente differente considerando l'una o l'altra variabile di controllo.

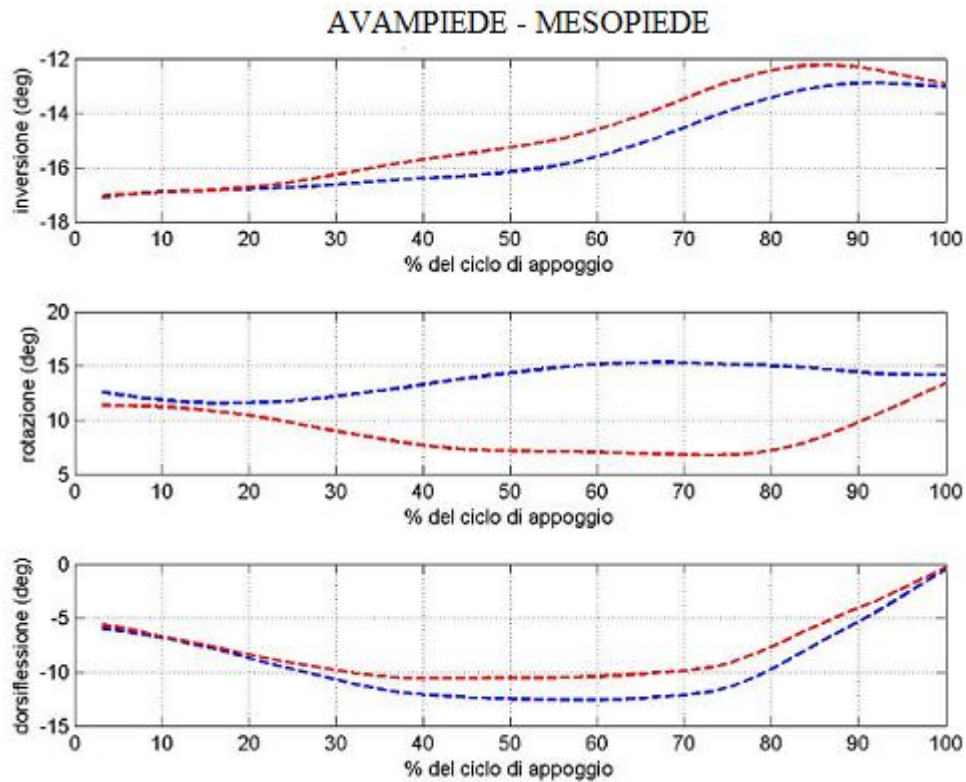


Fig. 6.2: Confronto degli angoli articolari del sottosegmento avampiede – mesopiede considerando come variabile guida nel codice di calibrazione multipla l'angolo di dorsi/plantarflessione dell'articolazione tibiotarsica (linea blu) e l'angolo di dorsi/plantarflessione dell'avampiede (linea rossa)

E' importante comunque sottolineare che, nel presente studio, non si sono effettuate le specifiche calibrazioni alle posizioni estreme del range del movimento di flessione dorsale e flessione plantare dell'avampiede. Di conseguenza l'interpolazione lineare è stata calcolata considerando come variabile indipendente l'angolo di dorsi/plantarflessione dell'avampiede ma le due posizioni estreme sono riferite al movimento del piede nel suo complesso.

Appare quindi evidente come il passo successivo per poter caratterizzare realmente il comportamento dell'avampiede con l'una e con l'altra variabile di controllo nella calibrazione multipla sia quello di effettuare le specifiche prove di calibrazione nella posizioni di dorsiflessione e plantarflexione del solo avampiede. In questo modo si potrà disporre dei dati per capire se questa distinzione nella variabile guida per l'avampiede è necessaria oppure se il modello di partenza è in grado di rappresentare, in maniera consistente, il comportamento di tutti i sottosegmenti del piede.

## 6.1 Risultati dell'analisi di ripetibilità

In tabella 6.1 sono riportati i valori degli angoli intersegmentali mediati sulle tre camminate del soggetto, nella sola fase di *stance*, ricavati con i tre metodi diversi descritti nel *set up* del protocollo sperimentale. È evidente come alcuni angoli mostrino valori decisamente diversi se valutati con un metodo piuttosto che un altro. Un esempio rappresentativo di ciò è l'angolo di dorsiflessione dell'avampiede che passa da un valore di  $8.7^\circ \pm 6.3^\circ$  (con il metodo *marker direct - skin*) a un valore di  $-8.7^\circ \pm 2.4^\circ$  (con il metodo di calibrazione multipla). Tale discrepanza potrebbe essere legata alla scelta della variabile di controllo nella calibrazione multipla, come precedentemente descritto. Lo stesso angolo di dorsi/plantarflexione del mesopiede presenta un valore di  $13.9^\circ \pm 5.2^\circ$  con la calibrazione anatomica contro un valore pari a  $22.9^\circ \pm 4.1^\circ$  con i *marker* collocati direttamente sulla cute del soggetto in esame. Gli angoli, invece, che hanno presentato una buona consistenza nei tre diversi metodi sono l'angolo di inv/eversione e di dorsi/plantarflexione del retro piede e gli angoli di inv/eversione e di intra/extrarotazione dell'avampiede.



Tabella 6.1: Media  $\pm$  deviazione standard dei nove angoli intersegmentali mediati sulle tre camminate del soggetto in esame, nella fase di *stance*, considerando il primo operatore.

ANGOLI	Marker Direct Skin		Calibrazione Anatomica		Calibrazione Multipla	
	Media $\pm$ SD	range	Media $\pm$ SD	range	Media $\pm$ SD	range
hf aa	6.8° $\pm$ 2°	7.7°	7.9° $\pm$ 2.2°	6.04°	6.2° $\pm$ 0.4°	1.6°
hf ie	-6.1° $\pm$ 2.6°	11.2°	-5.7° $\pm$ 2.9°	10.6°	-11.2° $\pm$ 2.5°	14.0°
hf dp	23.1° $\pm$ 2.6°	14.4°	26.3° $\pm$ 3.8°	11.9°	23.6° $\pm$ 2.8°	8.6°
mf aa	20.3° $\pm$ 1.2°	5.1°	16.4° $\pm$ 2.8°	8.8°	22.7° $\pm$ 3.3°	8.7°
mf ie	-3.3° $\pm$ 4.2°	17.7°	-1.2° $\pm$ 1.8°	6.9°	-0.5° $\pm$ 0.9°	3.4°
mf dp	22.9° $\pm$ 4.1°	17.2°	13.9° $\pm$ 5.2°	20.2°	18.7° $\pm$ 2.9°	10.3°
ff aa	-18.2° $\pm$ 1.4°	3.8°	-15.8° $\pm$ 0.8°	3.3°	-15.4° $\pm$ 1.1°	2.9°
ff ie	12.7° $\pm$ 2.9°	12.3°	10.3° $\pm$ 0.4°	1.6°	13° $\pm$ 1.4°	3.6°
ff df	8.7° $\pm$ 6.3°	24.5°	-6.2° $\pm$ 2.4°	8.8°	-8.7° $\pm$ 2.4°	4.2°

hf (*hindfoot*)=retropiede; mf (*midfoot*)= mesopiede; ff (*forefoot*) =avampiede.

aa =ab/adduzione; ie= intra/extrarotazione; df= dorsi/plantarflessione.

### 6.1.1 Variabilità inter – metodo

Come anticipato precedentemente gli angoli articolari del mesopiede hanno dimostrato una variabilità inter – metodo maggiore in termini di coefficiente di correlazione multipla (Tabella 6.2). In particolare, per il primo operatore, l'angolo di inv/eversione è caratterizzato da un CMC pari a 0.04, l'angolo di intra/extrarotazione da un CMC = 0.22 e l'angolo di dorsi/plantarflessione da un CMC = 0.08. Tutti questi valori sono quindi ben al di sotto dello 0.7 che viene considerato solitamente come il limite inferiore per poter parlare di un buon grado di correlazione multipla.

Tutti i nove parametri, quindi, hanno mostrato una certa sensibilità al movimento dei vari sottosegmenti del piede.

Considerando, invece, la sessione di test eseguita dal secondo operatore sono risultati valori di CMC inter – metodo (calibrazione multipla rispetto alla calibrazione anatomica) in generale migliori soprattutto per l'angolo di dorsi/plantarflessione del retropiede (CMC=0.73) e per l'angolo di inv/eversione dell'avampiede (CMC=0.72).

Tabella 6.2: Media  $\pm$  deviazione standard del Coefficiente di Correlazione Multipla (CMC), calcolato su tutta la fase di *stance*, nella sessione di test eseguita dal primo operatore.

ANGOLI	CMC – intrametodo			CMC- intermetodo
	Marker Direct skin	Calibrazione Anatomica	Calibrazione Multipla	
hf aa	0.81 $\pm$ 0.432	0.40 $\pm$ 0.556	0.1 $\pm$ 1.237	0.27 $\pm$ 0.543
hf ie	0.80 $\pm$ 0.578	0.68 $\pm$ 0.274	0.83 $\pm$ 0.31	0.28 $\pm$ 0.458
hf dp	0.52 $\pm$ 1.428	0.66 $\pm$ 0.213	0.90 $\pm$ 0.204	0.17 $\pm$ 0.863
mf aa	0.22 $\pm$ 1.823	0.47 $\pm$ 0.613	0.82 $\pm$ 0.229	0.04 $\pm$ 0.707
mf ie	0.51 $\pm$ 1.311	0.70 $\pm$ 0.254	0.85 $\pm$ 0.607	0.22 $\pm$ 1.001
mf dp	0.42 $\pm$ 1.555	0.36 $\pm$ 0.642	0.73 $\pm$ 0.518	0.08 $\pm$ 0.606
ff aa	0.94 $\pm$ 0.168	0.93 $\pm$ 0.109	0.88 $\pm$ 0.549	0.26 $\pm$ 0.534
ff ie	0.66 $\pm$ 1.019	0.85 $\pm$ 0.589	0.98 $\pm$ 0.05	0.19 $\pm$ 1.075
ff df	0.90 $\pm$ 0.15	0.42 $\pm$ 1.137	0.86 $\pm$ 0.178	0.15 $\pm$ 0.498

INTER – METODO= confronto tra i metodi *marker direct skin*/calibrazione anatomica/calibrazione multipla

INTRA – METODO= confronto tra *trial 1*/*trial 2*/*trial 3*

Il coefficiente di correlazione intraclassa (ICC), per la variabilità inter – metodo, è stato calcolato per ciascun sottosegmento del piede (Tabella 6.3).

Analizzando i risultati si vede come i vari sottosegmenti dimostrino una buona ripetibilità per i tre metodi all'interno di una medesima sessione di test.

Inoltre tali misure hanno evidenziato anche una deviazione standard molto piccola, indice di una buona precisione della misura stessa.

Tabella 6.3: Media e deviazione standard del Coefficiente di Correlazione Intraclassa (ICC),calcolato su tutta la fase di *stance*, considerando la sessione di test eseguita dal primo operatore

Sottosegmento del piede	ICC inter – metodo
AVAMPIEDE	0.94 $\pm$ 0.01
MESOPIEDE	0.95 $\pm$ 0.02
RETROPIEDE	0.99 $\pm$ 0.01

INTER – METODO= confronto tra *direct skin*/calibrazione anatomica/calibrazione multipla

### 6.1.2 Variabilità intra – metodo

La variabilità intra – metodo indica il grado di ripetibilità delle tre diverse camminate eseguite in una stessa sessione di test separatamente per ciascun metodo e per ciascun operatore.

In termini di coefficienti di correlazione multipla (CMC), come si vede in Tabella 6.1, il metodo della calibrazione multipla, con il primo operatore, ha mostrato una maggiore ripetibilità inter – *trial* rispetto agli altri due metodi. Ad eccezione infatti dell'angolo di inv/eversione del retro piede tutti gli altri angoli articolari sono caratterizzati da valori di CMC decisamente maggiori dello 0.7.

Questo quindi evidenzia come il nuovo metodo trattato nella presente tesi dimostri un grado di variabilità all'interno di una stessa sessione molto basso fornendo quindi robustezza nei confronti di variazioni intra – sessione e ponendo delle basi importanti per elaborazioni future.

Considerando la sessione di test del secondo operatore i valori di CMC – intrametodo (tabella 6.4) sono altrettanto buoni sia per la calibrazione multipla sia per la calibrazione anatomica. Si ricorda, infatti, che con questo operatore non ha eseguito il metodo “*marker direct – skin*” ovvero i *marker* posti direttamente sui punti di reperi anatomico. Anche in questo caso esiste un'eccezione rappresentata sempre dall'angolo di inv/eversione del retro piede che presenta un CMC molto basso (0.03).

Tabella 6.4: Media  $\pm$  deviazione standard del Coefficiente di Correlazione Multipla (CMC), calcolato su tutta la fase di *stance*, nella sessione di test eseguita dal secondo operatore.

ANGOLI	CMC- intrametodo	
	Calibrazione Anatomica	Calibrazione Multipla
hf aa	0.35 $\pm$ 0.713	0.03 $\pm$ 1.232
hf ie	0.88 $\pm$ 0.241	0.81 $\pm$ 0.302
hf dp	0.87 $\pm$ 0.323	0.89 $\pm$ 0.184
mf aa	0.73 $\pm$ 0.542	0.84 $\pm$ 0.301
mf ie	0.63 $\pm$ 0.561	0.80 $\pm$ 0.667
mf dp	0.84 $\pm$ 0.234	0.40 $\pm$ 0.8
ff aa	0.98 $\pm$ 0.045	0.88 $\pm$ 0.503
ff ie	0.92 $\pm$ 0.151	0.94 $\pm$ 0.131
ff df	0.52 $\pm$ 0.756	0.65 $\pm$ 0.184

INTRA – METODO= confronto tra *trial 1/trial 2/trial 3*

La ripetibilità intra – metodo calcolata in termini di coefficienti di correlazione intraclasse (vedi Tabella 6.5) ha evidenziato valori molto buoni per ciascun sottosegmento e ciascun metodo, in particolar modo per il retro piede. Questo fatto è messo in evidenza con entrambi gli operatori dimostrando quindi una minima sensibilità alle variazioni inter – *trial* nella collocazione dei *marker*. In particolare per il secondo operatore, con il metodo di calibrazione multipla, i tre sottosegmenti del piede (avampiede, meospiede e retro piede) sono caratterizzati rispettivamente da un valore di ICC pari a 0.97, 0.96 e 0.99.

Tabella 6.5: Media e deviazione standard del Coefficiente di Correlazione Intraclasse (ICC),calcolato su tutta la fase di stanche, considerando la sessione di test eseguita dal primo operatore

Sottosegmento del piede	ICC – intrametodo		
	<i>Marker Direct skin</i>	Calibrazione Anatomica	Calibrazione Multipla
AVAMPIEDE	0.99 ± 0.01	0.97 ± 0.01	0.98 ± 0.01
MESOPIEDE	0.97 ± 0.07	0.92 ± 0.05	0.98 ± 0.005
RETROPIEDE	0.99 ± 0.01	0.99 ± 0.005	0.99 ± 0.01

INTRA – METODO= confronto tra trial 1/trial 2/trial 3

### 6.1.3 Variabilità inter – operatore

L'ultimo parametro di variabilità analizzato è la variabilità inter – operatore in termini di coefficienti di correlazione intraclasse (ICC), prendendo in considerazione il metodo di calibrazione anatomica e di calibrazione multipla (tabella 6.6).

I valori, per ciascun sottosegmento del piede, sono risultati essere molto buoni con deviazioni standard sufficientemente piccole (massima SD= 0.05) fornendo quindi una certa ripetibilità dei metodi realizzati dai due operatori, entrambi con esperienza in ambito di *gait analysis* ma con diversi percorsi formativi alle spalle.

Tabella 6.6: Media e deviazione standard del Coefficiente di Correlazione Intraclasse (ICC), mediato su tutta la fase di *stance*, considerando i due operatori e la media delle tre camminate.

Sottosegmento del piede	ICC inter – operatore	
	Calibrazione Anatomica	Calibrazione Multipla
AVAMPIEDE	0.86 ± 0.01	0.85 ± 0.004
MESOPIEDE	0.84 ± 0.05	0.72 ± 0.04
RETROPIEDE	0.98 ± 0.01	0.98 ± 0.005

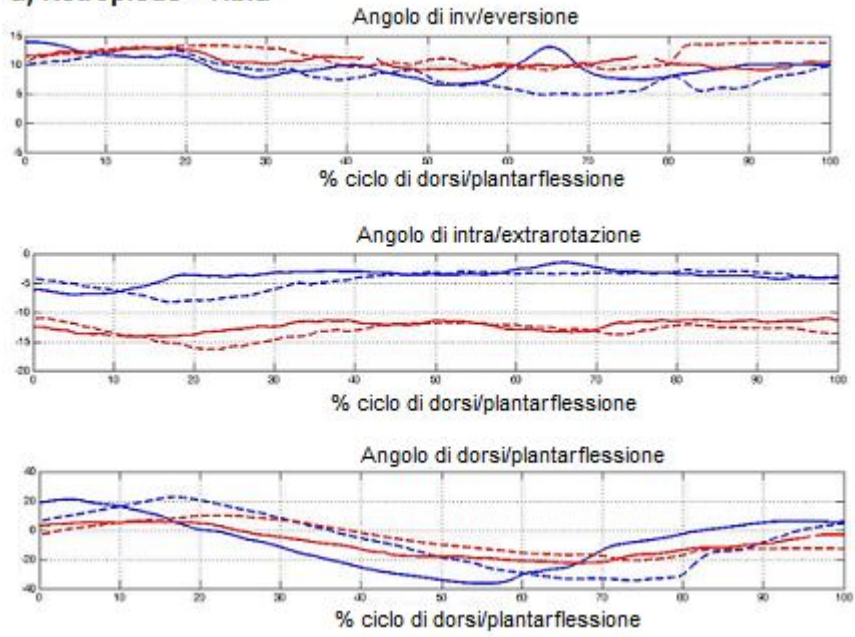
Per quanto riguarda, infine, l'esperimento di **stereofotogrammetria** combinato con la **fluoroscopia tridimensionale**, nella presenti tesi, sono presenti solamente i dati cinematici ricavati con il metodo stereofotogrammetrico, in quanto l'analisi dei dati ottenuti tramite fluoroscopia è argomento di tesi [29]. Il passo successivo sarà infatti quello di confrontare tali dati con quelli ricavati, nella medesima sessione di test, dal fluoroscopio e disporre così di un *gold standard* per gli angoli articolari intersegmentali.

In figura 6.3 sono mostrati gli andamenti dei nove angoli articolari ricavati rispettivamente con il metodo *marker direct – skin* e con il metodo di calibrazione anatomica. I due *trial* presenti corrispondono al movimento passivo di dorsi/plantarflessione eseguito dal soggetto all'interno di una stessa sessione di test. In particolare il movimento inizia con il piede in posizione neutra, poi segue la dorsiflessione, di nuovo passa per la posizione neutra e compie il movimento di plantarflessione ritornando infine alla posizione di partenza.

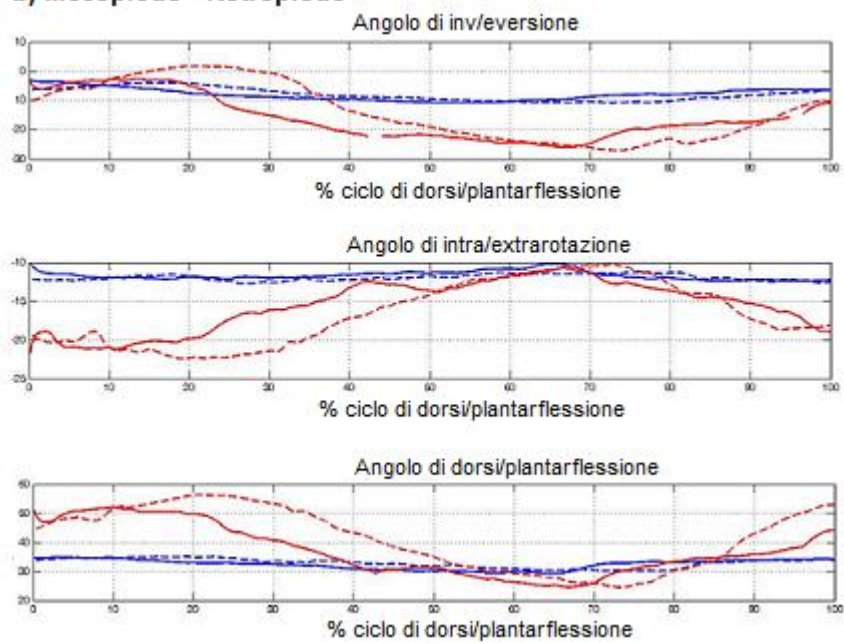
Appare evidente come ci sia una buona ripetibilità intra – metodo, confermata anche dall'analisi statistica che ha mostrato un valore medio di ICC pari a 0.98 per le prove realizzate con la calibrazione anatomica e un ICC pari a 0.92 per i *trial* con i *marker* direttamente sui punti di reperi anatomico.

Anche la ripetibilità inter – metodo (*marker direct – skin* contro calibrazione anatomica) ha mostrato una certa robustezza nei confronti delle variazioni inter – sessione con un valore medio di ICC pari a 0.8065 per il primo movimento di dorsi/plantarflessione e un ICC pari a 0.7838 per il secondo movimento eseguito dal soggetto.

**a) Retropiede - Tibia**



**b) Mesopiede - Retropiede**



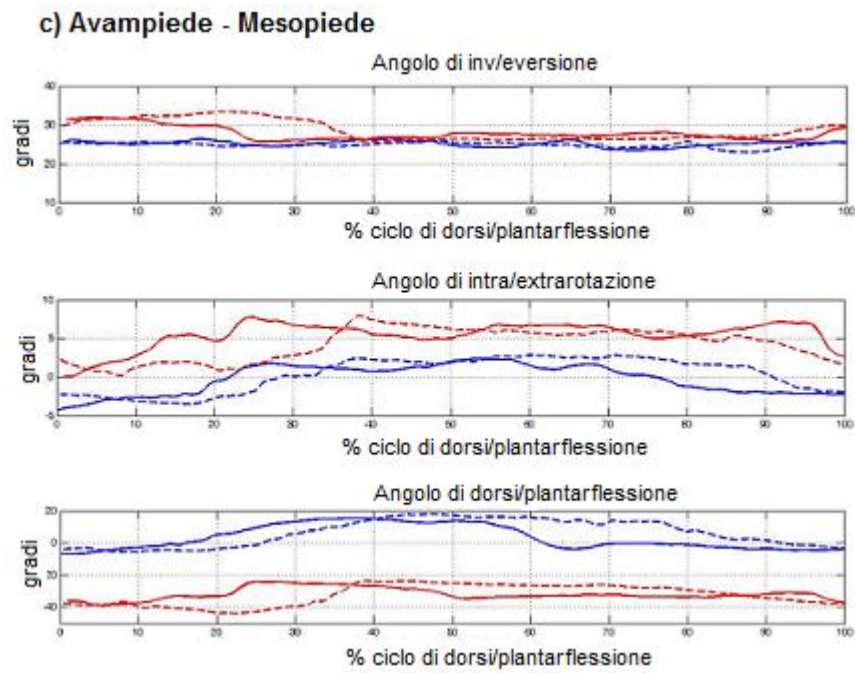


Fig. 6.3: Rappresentazione dei tre angoli articolari per ciascun sottosegmento (a,b,c) del piede destro, calcolati con i due diversi metodi “*marker direct – skin*” (linea blu) e “*calibrazione anatomica*” (linea rossa) per il *trial 1* (linea continua) e il *trial 2* (linea tratteggiata).





## CAPITOLO 7. CONCLUSIONI

Nel presente lavoro di tesi è stato implementato un algoritmo per la compensazione di artefatti da tessuto molle (ATM) che si basa sul metodo di calibrazione multipla introdotto da Cappello *et al.* (1997) [12] e rivisitato a distanza di anni sempre dai medesimi autori (2005) [14].

In questo caso, però, il metodo sopra citato non è stato applicato nello studio della cinematica articolare del ginocchio bensì è stato utilizzato per la stima della cinematica intersegmentale 3D del piede. In particolare si è scelta come variabile guida, per l'interpolazione lineare, l'angolo di dorsi/plantarflessione dell'articolazione tibiotarsica.

A tal fine sono state analizzate tre camminate di un unico soggetto seguendo due diversi protocolli di *gait analysis* (realizzati da due operatori):

- il protocollo di Sawacha *et al.* (2009) [25] che prevede i *marker* direttamente sui punti di reperi anatomico (13 in tutto) del soggetto in esame;
- una versione modificata del protocollo di Sawcha *et al.* che prevede la calibrazione anatomica di nove, dei tredici punti di reperi anatomico, rispetto a tre *cluster* locali di *marker*, uno per ciascun sottosegmento del piede (retropiede, mesopiede, avampiede).

La calibrazione multipla è stata realizzata con il soggetto in tre diverse posizioni (massima dorsiflessione, massima plantarflessione e posizione neutra) al fine di rappresentare le posizioni estreme del movimento articolare di dorsi/plantarflessione del complesso piede – tibiotarsica.

In un dato istante dell'esecuzione del compito motorio, intermedio tra queste posizioni di riferimento, il modello del *cluster* e la posizione dei punti reperi anatomico sono dati dall'interpolazione lineare assumendo come variabile indipendente l'angolo di dorsi/plantarflessione della caviglia.

È stata quindi eseguita un'analisi di ripetibilità per testare l'efficacia del metodo proposto, in termini di media, deviazione standard e di coefficienti di correlazione (Coefficiente di Correlazione Intraclassa – ICC e Coefficiente di Correlazione Multipla - CMC).

Da una prima analisi grafica degli angoli articolari, calcolati con i tre differenti metodi (*marker direct skin*, calibrazione anatomica, calibrazione multipla), è emerso come le principali differenze siano presenti nel sottosegmento del mesopiede.

Tale osservazione ha poi trovato conferma nell'analisi di ripetibilità, in cui tutti e tre gli angoli articolari (inv/eversione, intra/extrarotazione e dorsi/plantarflessione) hanno mostrato valori del coefficiente di correlazione multipla inter – metodo molto bassi, rispettivamente pari a 0.04, 0.22 e 0.08.

Differenze significative, per i tre metodi, sono presenti però anche negli altri due sottosegmenti e ciò ha sottolineato l'importanza della scelta della variabile di controllo nell'interpolazione lineare della calibrazione multipla.

In particolare si è analizzato il comportamento dell'avampiede, comportamento che potrebbe discostarsi di molto da quello del mesopiede e retropiede durante un ciclo del cammino e quindi potrebbe non seguire più, in maniera abbastanza significativa, la dorsi/plantarflessione dell'articolazione tibiotarsica.

Da qui è nata l'idea di implementare un ulteriore codice per la realizzazione della calibrazione multipla scegliendo come variabile indipendente, per il solo avampiede, l'angolo di dorsi/plantarflessione dell'avampiede stesso.

I risultati forniti, però, non hanno mostrato grandi differenze perché, nel presente lavoro, non sono stati acquisiti i movimenti estremi del *range* di dorsi/plantarflessione del solo avampiede.

Il metodo di calibrazione multipla, ad ogni modo, è risultato essere il metodo migliore in termini di variabilità inter – *trial*, in particolare ciascun angolo articolare è caratterizzato da un valore del coefficiente di correlazione multipla maggiore dello 0.8 (ad eccezione dell'angolo di inv/eversione del retropiede). In ugual misura anche i coefficienti di correlazione intraclassa sono risultati essere maggiori dello 0.9 per ogni sottosegmento del piede. Ciò dimostra una certa robustezza del metodo nei confronti delle variazioni intra – sessione e una minima sensibilità nella collocazione dei *marker*.

Dall'analisi della ripetibilità inter – operatore, sebbene i valori dei coefficienti di correlazione siano abbastanza buoni (soprattutto per il retropiede), è stata evidenziata la necessità di far riferimento a operatori istruiti ai protocolli di *gait analysis* da una medesima persona o in una medesima clinica. L'obiettivo è infatti quello di avere una maggiore omogeneità nella disposizione del *marker set*. Infine durante la presenti tesi è stato eseguito un esperimento di acquisizione stereofotogrammetrica combinata con la

fluoroscopia tridimensionale [10] in cui si è seguito lo stesso protocollo sperimentale utilizzato nel progetto precedente.

In questo caso però il soggetto ha eseguito dei movimenti passivi (dorsi/plantarflessione, inv/eversione, intra/extrarotazione) del piede che sono stati acquisiti contemporaneamente da entrambi gli strumenti, sincronizzati temporalmente e spazialmente.

L'analisi di ripetibilità, applicata ai movimenti di dorsi/plantarflessione, ha fornito buoni risultati nei confronti delle variazioni intra – metodo e abbastanza soddisfacenti anche per le variazioni inter – metodo.

Non è stato, però, possibile disporre dei dati ricavati da fluoroscopia (in quanto argomento di tesi [29]) che rappresenterà quindi il passo successivo per testare l'affidabilità del metodo di calibrazione multipla qui proposto.

Infine è importante sottolineare che fino a questo momento il metodo di calibrazione multipla [12] è stato applicato solamente allo studio dei parametri cinematici dell'articolazione del ginocchio e quindi non è stato possibile effettuare confronti con analoghi protocolli presenti in letteratura.

## **7.1 Applicazioni future**

Sviluppi futuri del metodo proposto prevedono necessariamente il confronto con un *gold standard*, fornito dall'esperimento in fluoroscopia, al fine di verificare quanto la cinematica stimata con la tecnica di calibrazione multipla si discosti dalla cinematica misurata *in vivo*. Di conseguenza si potrebbe effettuare il suddetto confronto anche per le tecniche di calibrazione anatomica e di *marker direct – skin* e determinare l'errore di approssimazione che viene commesso con i protocolli comunemente utilizzati in ambito di *gait analysis*. Un ulteriore passo, come già anticipato precedentemente, consiste nel realizzare la calibrazione multipla, per la cinematica del complesso piede e tibiotarsica, utilizzando due variabili di controllo: l'angolo di dorsi/plantarflessione dell'articolazione tibiotarsica e l'angolo di dorsi/plantarflessione dell'avampiede. Si è visto, infatti, come il complesso piede e tibiotarsica sia costituito da più sottosegmenti che non necessariamente eseguono movimenti concordi l'uno con l'altro, durante l'esecuzione di un dato compito motorio, per cui anche il loro comportamento potrebbe essere descritto con approcci differenti.



## APPENDICE A

Estratto di alcune righe del codice in Matlab che implementa la calibrazione multipla, secondo il protocollo di Cappello *et al.* [14], applicata alla stima della cinematica intersegmentale 3D del piede.

[1]

```
% % Individuo l'intervallo (in frame) in cui l'angolo è in
DORSIflessione (comprendo anche il frame in cui è in posizione neutra)
```

```
t=1;
fr_interp_staticadorsi=[];
numframe=length(angolodorsiplantar);
for i=1:numframe
    if angolodorsiplantar(1,i)>=tpfeSTATm
        fr_interp_staticadorsi(t)=i;
        t=t+1;
    end
end
frame_interp_staticadorsi=appstD(1,1)+ fr_interp_staticadorsi-1;
```

```
% % Individuo l'intervallo (in frame) in cui l'angolo è in
PLANTARflessione
```

```
s=1;
fr_interp_plantastatica=[];
numframe=length(angolodorsiplantar);
for i=1:numframe
    if angolodorsiplantar(1,i)<tpfeSTATm
        fr_interp_plantastatica(s)=i;
        s=s+1;
    end
end
frame_interp_plantastatica=appstD(1,1)+fr_interp_plantastatica-1;
```

[2]

```
% % Inizializzo le matrici
cluster_retro_fin=NaN(size(matrClusterINretro,2),size(matrClusterINretro
,1));
cluster_meso_fin=NaN(size(matrClusterINmeso,2),size(matrClusterINmeso,1)
);
cluster_avan_fin=NaN(size(matrClusterINavan,2),size(matrClusterINavan,1)
);
```

```
RCA_finale=NaN(3,size(matrClusterINretro,1));
RST_finale=NaN(3,size(matrClusterINretro,1));
RPT_finale=NaN(3,size(matrClusterINretro,1));
RC_finale=NaN(3,size(matrClusterINretro,1));
RNT_finale=NaN(3,size(matrClusterINretro,1));
```

```

RVMB_finale=NaN(3,size(matrClusterINretro,1));
RVMH_finale=NaN(3,size(matrClusterINretro,1));
RIMH_finale=NaN(3,size(matrClusterINretro,1));
RIIT_finale=NaN(3,size(matrClusterINretro,1));

load 'vett_statica'
load 'vett_planta'
load 'vett_dorsi'
load 'Cluster_statica'
load 'Cluster_planta'
load 'Cluster_dorsi'
load 'fedorsi'
load 'festatica'
load 'feplanta'

[cluster_retro_fin,cluster_meso_fin,cluster_avan_fin,RCA_finale,RST_finale,RPT_finale,RC_finale,RNT_finale,RVMB_finale,RVMH_finale,RIMH_finale,RIIT_finale]=interp_staticadorsi(frame_interp_staticadorsi,vett_statica,vett_dorsi,Cluster_statica,Cluster_dorsi,tpfeSTATm,tpfeDORSIm,'angolimedia',cluster_retro_fin,cluster_meso_fin,cluster_avan_fin,RCA_finale,RST_finale,RPT_finale,RC_finale,RNT_finale,RVMB_finale,RVMH_finale,RIMH_finale,RIIT_finale);

[cluster_retro_fin,cluster_meso_fin,cluster_avan_fin,RCA_finale,RST_finale,RPT_finale,RC_finale,RNT_finale,RVMB_finale,RVMH_finale,RIMH_finale,RIIT_finale]=interp_plantastatica(frame_interp_plantastatica,vett_statica,vett_planta,Cluster_statica,Cluster_planta,tpfeSTATm,tpfePLANTAm,'angolimedia',cluster_retro_fin,cluster_meso_fin,cluster_avan_fin,RCA_finale,RST_finale,RPT_finale,RC_finale,RNT_finale,RVMB_finale,RVMH_finale,RIMH_finale,RIIT_finale);

```

dove:

- matrClusterINretro, matrClusterINmeso e matrClusterINavan: SONO matrici che contengono le coordinate dei *marker* dei tre rispettivi *cluster* nel sistema di riferimento globale;
- 'vett\_statica', 'vett\_planta' e 'vett\_dorsi': contengono le coordinate locali dei punti di repere anatomico rispettivamente nell'acquisizione in statica, in dorsiflessione e in plantarflessione;
- 'Cluster\_statica', 'Cluster\_planta' e 'Cluster\_dorsi': contengono le coordinate locali dei *cluster* rispettivamente nelle acquisizioni in statica, in dorsiflessione e in plantarflessione;
- 'fedorsi', 'festatica', 'feplanta': contengono i valori (tpfeSTATm,tpfePLANTAm e tpfeDORSIm) dell'angolo didorsi/plantarflessione ricavati dall'acquisizione di statica, di dorsiflessione e di plantarflessione.

## Bibliografia

- [1] Cappello A., Cappozzo A., Di Prampero P. E., *Bioingegneria della postura e del movimento*. Patron Editore 2003.
- [2] Perry J., *Gait Analysis – Normal and pathological Function*. Slack Incorporated 1992.
- [3] Root M.L., Orien W.P., Wedd J.H., Hughes R.J., *Biomechanical examination of the foot*. Clinical Biomechanics Corporation 1971.
- [4] Davis III R.B., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J.R., *A gait analysis data collection and reduction technique*. Human Movement Science 1991; 10:575-587.
- [5] Cappozzo A., Catani F., Della Croce U., Leardini A. *Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination*. Clinical Biomechanics 1995;10(4): 171-8.
- [6] Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2. Instrumental errors*. Gait & Posture 2005; 21:197-211.
- [7] Della Croce U., Leardini A., Chiari L., Cappozzo A., *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics*. Gait & Posture 2005; 21:226-237.
- [8] Piazza S.J., Cavanagh P.R., *Measurement of the screw – home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment*. Journal of Biomechanics 2000; 33:1029-1034.
- [9] Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3: soft tissue artifact assessment and compensation*. Gait&Posture 2005; 21:212-225 .
- [10] Stagni R., Fantozzi S., Cappello A., Leardini A., *Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects*. Clinical Biomechanics 2005; 20:320-329.

- [11] Lu T.W., O'Connor J.J., *Bone position estimation from skin marker co – ordinates using global optimization with joint constraints*. Journal of Biomechanics 1999; 32:129-134.
- [12] Cappello A., Cappozzo A., La Palombara P.F., Lucchetti L., Leardini A., *Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation*. Human Movement Science 1997; 16:259-274.
- [13] Camomilla V, Donati M., Stagni R., Cappozzo A., *Non – invasive assessment of superficial soft tissue local displacements during movement: A feasibility study*. Journal of Biomechanics 2009; 42:931-937.
- [14] Cappello A., Stagni R., Fantozzi S., Leardini A., *Soft Tissue Artifact compensation in knee kinematics by double anatomical landmark calibration: performance of a novel method during selected motor tasks*. IEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 2005; 52.: No. 6.
- [15] Carson M.C., Harrington M.E., Thompson N., O'Connor J.J., Theologis T.N. *Kinematic analysis of a multi – segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis*. Journal of Biomechanics 2001;34:1299-1307.
- [16] Grood E.S., Suntay W.J., *A joint co – ordinate system for the clinical description of three – dimensional motion: application to the knee*. Journal of Biomechanical Engineering 1983; 105:136-144.
- [17] Kadaba M.P., Ramakrishnan H.K., Wootten M.E., Gaine J., Gorton G., Cochran G.V.B., *Repeatability of kinematic, kinetic and electromyography data in normal adult gait*. Journal of Orthopaedic Research 1989;7:849-60.
- [18] MacWilliams B.A., Cowley M., Nicholson D.E., *Foot kinematics and kinetics during adolescent gait*. Gait & Posture 2003;17:214-224.
- [19] Simon J., Doederlein L., McIntosh A.S., Metaxiotis D., Bock H.G., Wolf S.I., *The Heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment*. Gait & Posture 2006;23:411-424.
- [20] Leardini A., Benedetti M.G., Berti L., Bettinelli D., Nativio R., Giannini S., *Rear – foot, mid – foot and fore – foot motion during the stance phase of gait*. Gait & Posture 2007;25:453-462.



- [21] Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I, Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion. Part I. Ankle, hip, and spine*. International society of J Biomech 2002;35(4):543–8.
- [22] Wu G., Cavanagh P.R., *ISB recommendation for standardization in the reporting of kinematic data*. Journal of Biomechanics 1995;28(10):1257-61.
- [23] Wu G., Siegler S., Allard P *et al.* *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for reporting of human joint motion. Part I: ankle, hip, and spine*. Journal of Biomechanics 2002;35:543-8.
- [24] Leardini A, Benedetti MG, Catani F, Simoncini L, Giannini S. *An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait*. Clinical Biomechanics 1999;14:528–36.
- [25] Sawacha Z., Cristoferi G., Guarnieri G., Corazza S., Donà G., Denti P., Facchinetti A., Avogaro A., Cobelli C., *Characterizing multisegment foot kinematics during gait in diabetic foot patients*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2009; 6:37.
- [26] Noonan KJ, Halliday S., Browne R., O'Brien S., Kayes K., Feinberg J., *Interobserver variability of gait analysis in patients with cerebral palsy*. Journal of Pediatric Orthopaedics 2003; 23(3):279-87.
- [27] Schwartz M., Trost J., Wervey R., *Measurement and management of errors in quantitative gait data*. Gait & Posture 2004; 20(2):196-203.
- [28] Patrick E., Shrout and Joseph L. Fleiss, *Intraclass Correlations: Uses in Assessing Rater Reliability*. Psychological Bulletin 1979; Vol.86, No.2: 420-428.
- [29] D'Angeli G. Tesi di Laurea, Laurea Triennale, Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica Seconda Facoltà di Ingegneria di Bologna (Cesena).



## *Ringraziamenti*

Desidero ringraziare innanzitutto la Prof.ssa Chiara Dalla Man che mi ha dato subito e con grande disponibilità l'opportunità di svolgere questo progetto di tesi.

Un grazie alla Prof.ssa Zimi Sawacha che con grande entusiasmo mi ha fatto conoscere la realtà della ricerca scientifica e tutte le persone che vi collaborano ogni giorno con non pochi sacrifici ma spinti soprattutto da una vera passione.

Un grazie di cuore va alla Dott.ssa Annamaria Guiotto per essermi sempre stata vicina dall'inizio del mio percorso, per la sua infinita disponibilità nell'aiutarmi e soprattutto nel risolvermi i problemi incoraggiandomi sempre a fare del mio meglio.

Un ringraziamento particolare va ai miei genitori che mi hanno sempre sostenuta ed hanno creduto nelle mie capacità.

Ringrazio mio papà perché mi ha dato l'opportunità di scegliere in maniera autonoma fidandosi di quello in cui io credevo.

Un grazie speciale a mia mamma che mi ha sempre fatta sentire perfetta anche quando perfetta non sono, che mi è sempre stata vicina in tutti questi lunghi anni di studio e spesso di sacrifici sopportando ogni mio malumore e non facendomi mai pesare nulla. Se ho raggiunto questo traguardo è senza dubbio per merito suo.

Voglio ringraziare mio fratello perché anche se capita che litighiamo o ci scontriamo rappresenta comunque un punto di riferimento importante nella mia vita e senza di lui alcune situazioni sarebbero state per me davvero dure.

Ringrazio anche Akemi per aver portato molta serenità non solo nella vita di mio fratello ma anche di tutta la nostra famiglia.

Un grazie con tutto il cuore a Marco perché è entrato a far parte della mia vita e l'ha resa straordinariamente bella, per tutte le volte che mi ha aiutata, coccolata, viziata e spronata a fare del mio meglio essendo sicuro delle mie capacità.

Un ringraziamento speciale anche alla sua famiglia perché mi ha sempre dimostrato grande affetto e mi ha coinvolto in molte situazioni piacevoli pur non essendo d'obbligo.

Un ringraziamento a Linda per la nostra amicizia ventennale, per la sua innata capacità di consigliarmi, di farmi ridere e per le nostre lunghissime chiacchierate, un grazie perché so che farà sempre parte della mia vita.

Un altro ringraziamento ad Alice per la sua sincerità a volte spiazzante ma per me qualità introvabile in altre persone. Per tutti i momenti belli e brutti passati al liceo e perché ancora una volta siamo arrivate ad un'altra importante tappa insieme.

Vorrei ringraziare anche le mie compagne di università...Silvia in particolare per aver reso tutte le lezioni più divertenti, per tutte le volte che gli altri passavano gli esami e io e lei no e nonostante questo per avermi trasmesso un sacco di ottimismo fino alla fine.....a Laura che con me ha condiviso gioie ma soprattutto dolori di quest'ultimo periodo, la ringrazio perché ho scoperto in lei davvero una bella persona.

Un grazie anche a tutti gli amici della compagnia perché mi hanno "adottata" con grande entusiasmo, per tutte le serate passate insieme (soprattutto alle botti) e perché oggi nonostante i vari impegni hanno deciso di esserci.