

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

SCUOLA DI INGEGNERIA

DIPARTIMENTO di INGEGNERIA INDUSTRIALE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA MECCANICA

TESI DI LAUREA

in
Meccanica dei Robot M

**Quantificazione della cinematica passiva e sotto carico
delle ossa del piede tramite tomografia assiale**

CANDIDATO

Alessandro Pompili

RELATORE:

Chiar.mo Prof. Sancisi Nicola

CORRELATORI

Prof. Conconi Michele

Prof. Vertechy Rocco

Prof. Troncossi Marco

Ing. Belvedere Claudio

Ing. Leardini Alberto

Anno Accademico 2019/2020

Sessione III

ABSTRACT

Il piede è una complessa struttura multi-articolare fondamentale per la locomozione umana. Nonostante la letteratura sul tema, una descrizione accurata e sistematica della cinematica di tutte le ossa del piede sotto carico è assente. Lo studio ha l'obiettivo di quantificare il moto di ciascun osso nel range di movimento del piede, evidenziando anche l'influenza del carico. Per valutare le sinergie presenti è stata svolta l'analisi delle componenti principali (PCA). Lo studio indaga tre preparati di arto inferiore privi di difetti anatomici. Ciascun arto è stato scansionato in un Weight-Bearing CT scanner, sia in presenza che in assenza di carico, per un totale di 32 pose nel range di moto del piede. È stata sviluppata una procedura semiautomatica per la ricostruzione della cinematica a partire dalle scansioni CT, la cui accuratezza è stata valutata inferiore a 0.5° e a 0.1 mm. La posizione e l'orientamento di ogni osso sono descritte con sistemi di riferimento anatomici (ARS) funzionali, definiti per questo studio. La loro efficacia è stata valutata studiando la sensibilità inter- e intra-operatore nonché la capacità di distinguere stati clinicamente significativi, confrontando piedi sani e patologici. La PCA ha mostrato che oltre il 95% della mobilità del complesso piede-caviglia può essere descritta con tre sole sinergie in assenza di carico, che salgono a quattro includendo pose caricate. Le prime tre sinergie sono simili nei due casi e mappano dorsiplantar-flessione, prono-supinazione e abduzione al giunto di Chopart. La quarta, assente nel subset scarico, mappa l'influenza del carico generando un'apertura dell'arco longitudinale mediale. La tesi rivela la complessità del moto del piede e l'importanza degli studi sotto carico. La tibiotalare e la sottotalare forniscono la mobilità principale del complesso piede-caviglia, ma anche le altre articolazioni contribuiscono sinergicamente al moto, specialmente sotto carico. In futuro si estenderà il numero di campioni.

INDICE

ABSTRACT.....	2
1. INTRODUZIONE.....	4
2. ANATOMIA E STATO DELL'ARTE:	
2.1 RICHIAMI DI ANATOMIA E FISIOLOGIA ARTICOLARE.....	8
2.2 STATO DELL'ARTE SU SISTEMI DI RIFERIMENTO ANATOMICI E SUL MOTO DEL PIEDE.....	19
3. MATERIALI E METODI:	
3.1 PROVE SPERIMENTALI ED ELABORAZIONE DEI DATI.....	31
3.2 VALIDAZIONE DELLA PROCEDURA SEMIAUTOMATICA PER LA RICOSTRUZIONE CINEMATICA.....	34
3.3 DEFINIZIONE DEI SISTEMI DI RIFERIMENTO ANATOMICI SECONDO UN NUOVO CRITERIO FUNZIONALE.....	35
3.4 STUDIO DI SENSITIVITA' DEI SISTEMI DI RIFERIMENTO ANATOMICI.....	40
3.5 DESCRIZIONE DELLA CINEMATICA E ANALISI DELLE COMPONENTI PRINCIPALI (PCA).....	41
4. RISULTATI	
4.1 SISTEMI DI RIFERIMENTO ANATOMICI PER PIEDE SANO E PER PIEDE PATOLOGICO.....	42
4.2 ACCURATEZZA DELLA PROCEDURA DI RICOSTRUZIONE CINEMATICA.....	52
4.3 CINEMATICA DEL COMPLESSO CAVIGLIA-PIEDE.....	53
4.4 RISULTATI PCA.....	61
5. DISCUSSIONI.....	64
6. CONCLUSIONI.....	69
BIBLIOGRAFIA.....	71

INTRODUZIONE

La cinematica del complesso piede-caviglia è un argomento di grande interesse nell'ambito biomeccanico e nell'ambito clinico per il ruolo fondamentale che riveste nella locomozione umana (Gage et al., 1995). La conoscenza del comportamento naturale gioca una parte cruciale nel trattamento delle patologie degenerative che colpiscono le articolazioni, nelle fratture ossee e negli infortuni dei legamenti (Leardini et al., 1999). Tuttavia, il comportamento cinematico del piede risulta essere un sistema complesso e difficile da studiare: le 26 ossa che lo compongono richiedono infatti 156 parametri per poter descrivere completamente il sistema. Nonostante il numero di corpi nel piede, la sua mobilità viene spiegata con pochi movimenti cui partecipano tutte le ossa,

I primi studi sulla cinematica del complesso caviglia-piede risalgono agli anni '50 (Manter, 1941; Isman & Inman, 1969; Inman 1976) e mirarono alla valutazione empirica dell'asse di rotazione medio delle articolazioni tibio-tarsica e sottotalare, attribuendo a queste due articolazioni, considerate come cerniere ideali, la maggior parte della mobilità del complesso piede-caviglia. La limitazione di un modello ad asse fisso era però già stata compresa da Barnett & Napier (Barnett & Napier, 1952) e da Hicks (Hicks, 1953), che ipotizzarono per la tibiotarsale un asse di rotazione flottante. Tale ipotesi fu poi confermata dagli studi di Siegler et al. (Siegler et al., 1988) e Lundberg (Lundberg, 1989). Ulteriori studi hanno esteso l'analisi cinematica all'articolazione della medio-tarsica (Manter et al., 1941; Hicks, 1953; Elftman, 1960). Gli autori ipotizzarono come il movimento dell'articolazione avvenisse lungo due assi funzionali: uno longitudinale e uno obliquo. L'asse longitudinale responsabile del movimento di inversione ed eversione, mentre all'asse obliquo è imputabile il movimento di dorsiflessione accoppiato all'abduzione e la plantarflessione accoppiata all'adduzione (Wernicke & Volpe, 1996). La valutazione empirica degli assi di rotazione del complesso della caviglia e il modello a due assi della mediotarsica sembrano spiegare la mobilità del complesso piede-caviglia, tuttavia questo modello non è mai stato validato (Payne et al., 2000). Payne et al. hanno evidenziato la necessità di approfondire gli studi legati ad un sistema complesso come il piede con un approccio globale, che possa valutare il contributo di tutte le articolazioni del piede.

Solo più recentemente si è tentato di caratterizzare la cinematica dell'intero complesso piede-caviglia, impiegando tecniche sperimentali molto diverse e con specifici limiti e vantaggi.

L'utilizzo dei sistemi optoelettronici con marker montati sulla pelle (Carson et al., 2001; Stebbins et al., 2006) permette l'analisi in-vivo in modo non invasivo, ma presenta limiti

importanti dovuti sia all'artefatto da tessuto molle, ovvero il movimento relativo fra il marker montato sulla pelle e l'osso sottostante (Leardini et al., 2005). Inoltre, tale tecnica non permette di tracciare singolarmente tutte le ossa del piede che viene rappresentato tramite segmenti rigidi costituiti da gruppi di ossa (Leardini et al., 2007), andando a perdere la possibilità di identificare i singoli movimenti articolari. Inoltre, non permette alcuna valutazione sul moto dell'astragalo.

In letteratura sono stati impiegati anche marker montati su pin intracorticali (Lundgren et al., 2008). Questo approccio presenta evidenti limiti etici e l'interazione tra i pin e la pelle può alterare il moto naturale delle articolazioni o rischiare di allentare il collegamento tra pin ed osso. Sebbene resti una valida tecnica per studi in-vitro, l'applicazione al piede è però limitata nel numero di corpi tracciabili, dalla possibile collisione tra i pin o dalla loro reciproca occlusione.

Negli ultimi anni sono emerse tecnologie in grado di permettere lo studio in dinamica ed in vivo delle articolazioni. La fluoroscopia mono- e biplanare ha visto un considerevole sviluppo negli ultimi vent'anni, in particolare nello studio del ginocchio (Postolka et al., 2020; Gray et al., 2019). Questa tecnologia può risultare molto accurata, specie in presenza di marcatori ossei quali protesi o microsferiche chirurgiche. Tuttavia, spesso si è costretti a limitare la frequenza di acquisizione per ridurre la dose di radiazioni al paziente, riducendo di conseguenza anche l'accuratezza (Kessler et al., 2019; Phan et al., 2019). Inoltre, nel caso del piede la ricostruzione della cinematica è complicata notevolmente dall'elevata sovrapposizione tra le proiezioni delle diverse ossa.

Una tecnica molto promettente, ma ancora in fase di sviluppo è rappresentata dalla risonanza magnetica dinamica (Borokitar et al., 2017), che può garantire livelli di accuratezza elevati (Sheenan et al., 2007) senza rischi noti per il paziente. Ad oggi tale tecnica è però spesso associata a tempi di acquisizione lunghi, risultando in movimenti articolari lenti e dunque poco fisiologici. Il numero degli scanner in grado di eseguire questi protocolli è poi ancora limitato e anche per questo le tecniche di elaborazione sono ancora in fase di sviluppo.

In alternativa alla misura diretta del moto, è possibile ricostruire la cinematica di una articolazione tramite una sequenza di pose statiche. Sia la tomografia computerizzata (CT) (Beimers et al., 2008) che la risonanza magnetica (MRI) (Fassbind et al., 2011) permettono questo approccio, la seconda senza i limiti imposti dalle radiazioni ionizzanti, fornendo una rappresentazione dettagliata e tridimensionale di tutte le ossa. In tal modo è possibile ottenere una grande accuratezza nella misura degli spostamenti a fronte però di una stima quasi-statica del moto. Inoltre, il tempo di processo è estremamente elevato: Sigler et al. (Siegler et al.,

2004) indicano 1 ora di lavoro per l'acquisizione e 4-5 per elaborazione dei dati riferendosi al solo retropiede. Infine, questo tipo di approccio vede in genere il paziente in posizione supina e dunque senza carico sulle articolazioni durante le acquisizioni. Studi recenti hanno però dimostrato il considerevole impatto del carico sulla configurazione articolare (Hirschmann et al., 2013). L'avvento di macchine di scansione che permettono al soggetto di mantenere la posizione eretta in fase di acquisizione ha permesso di superare questo limite, rilanciando questa tecnica di misura del moto articolare.

Un'ulteriore difficoltà nella descrizione cinematica risiede nell'assenza in letteratura di una definizione sistematica e condivisa dei sistemi di riferimento anatomici per le ossa del piede. Tali riferimenti sono fondamentali per poter interpretare clinicamente il moto misurato sperimentalmente e per poter confrontare fra loro le osservazioni fatte su individui diversi. In letteratura, i sistemi di riferimento anatomici sono stati standardizzati per molte ossa ed articolazioni, secondo un approccio standardizzato basato sulla palpazione anatomica di reperi di facile individuazione (Cappozzo et al., 1995; Wu et al., 2002). Tale approccio mal si presta alla descrizione delle ossa del piede a causa dell'impossibilità di identificare consistentemente tali reperi per ciascun osso (Lundgren et al., 2008). La diffusione delle tecniche di imaging tridimensionale ha reso però possibile la definizione di riferimenti anatomici basati sulla morfologia di ciascun osso (Parr et al., 2012; Wang et al., 2015). Ad oggi tale approccio è stato però applicato solamente sul retropiede, mentre il resto del piede in letteratura è ancora studiato per segmenti (Leardini et al., 2007; Rouhini et al., 2012).

Dall'analisi della letteratura emergono chiaramente le difficoltà che accompagnano la quantificazione della cinematica del piede: il numero delle ossa, la loro disposizione, l'accuratezza necessaria alla descrizione di moti fini rendono il problema complesso. Per gli stessi motivi, sebbene lo studio in-vivo sarebbe preferibile, le tecniche attuali risultano o poco accurate o molto invasive. La MRI dinamica potrebbe rappresentare, in futuro, una soluzione adeguata allo studio del moto del complesso caviglia-piede, ma la tecnica sviluppata solo negli ultimi anni non è ancora disponibile per un utilizzo accurato e veloce. Ad oggi, tuttavia, si evidenzia la mancanza di una descrizione accurata e sistematica della cinematica di tutte le ossa del piede.

L'obiettivo principale di questa tesi è di andare a colmare questo gap, quantificando il moto di ciascun osso all'interno dell'intero spazio di moto del piede, evidenziando anche l'influenza del carico. Data la novità di questa analisi, si è preferito privilegiare l'accuratezza e minimizzare l'invasività. Per questi motivi, la cinematica del piede è ricostruita in-vitro attraverso l'interpolazione di una serie di pose statiche (Neu et al., 2001; Sebastian et al.,

2003), in questo caso acquisite in una macchina Weight-Bearing CT. Questo scanner permette di posizionare le gambe in verticale e quindi di poterle caricare agevolmente, valutando così le differenze di posa tra articolazione scarica e carica. Lo studio è stato svolto su tre campioni. A livello tecnico, questa analisi presenta diverse problematiche che verranno affrontate in questa tesi. Per poter descrivere con sufficiente dettaglio la cinematica del piede attraverso l'approccio qui proposto occorre poter eseguire ed elaborare un ampio numero di scansioni in tempi brevi. In questo lavoro verrà proposta e validata una nuova procedura per la ricostruzione della cinematica da CT, composta da una segmentazione semiautomatica tramite sogliatura e una registrazione automatizzata basata su algoritmi ICP (Iterative closest point). Per la descrizione della cinematica in termini clinicamente significativi, verrà proposto un nuovo criterio morfologico e funzionale basato su una rappresentazione 3D delle superfici articolari per la definizione di sistemi di riferimento anatomici, di cui si valuterà la robustezza andando a valutare la sensitività intra-operatore e inter-operatore e la sua capacità descrittiva della morfologia andando a confrontare piedi sani e piedi patologici. Infine, per fornire una rappresentazione compatta e valutare l'accoppiamento tra il moto delle varie ossa del piede, verrà eseguita l'analisi delle componenti principali (PCA) sullo spazio delle configurazioni osservate, andando a identificare le principali sinergie e valutando come queste siano influenzate dalla presenza del carico.

La tesi si compone di una prima parte in cui sono richiamati i concetti di anatomia e fisiologia articolare del complesso piede-caviglia e lo stato dell'arte relativo alla descrizione cinematica e alla definizione dei sistemi di riferimento anatomici. Il secondo capitolo si concentra sulla parte sperimentale dello studio, presentando i materiali e i metodi relativi all'esperimento e all'analisi dei dati; in questa parte viene descritta la procedura per la definizione funzionale dei sistemi di riferimento e la procedura semiautomatica per la ricostruzione cinematica, infine viene descritta l'applicazione della PCA. Il terzo capitolo presenterà i risultati ottenuti, che verranno poi discussi nel quarto capitolo. Nei risultati sarà trattata la validazione del processo di ricostruzione della cinematica e l'analisi di sensitività e la capacità descrittiva relativa ai sistemi di riferimento anatomici. Sarà, successivamente, presentata la quantificazione cinematica di tutte le ossa del piede e le sinergie principali presenti in un sistema complesso come il piede. Inoltre, sarà valutata l'influenza del carico sulla cinematica e sulle sinergie. Verranno infine, tratte le conclusioni e presentati i futuri sviluppi.

ANATOMIA E STATO DELL'ARTE

2.1 Richiami di anatomia e fisiologia articolare

Il piede è composto da 26 ossa (fig. 1). Possiamo dividere il piede in tre parti: il retropiede che comprende il calcagno e il talo, il mesopiede che comprende lo scafoide e il cuboide e l'avampiede dato dai metatarsi. Oltre al piede di interesse per questa tesi ci sono anche le porzioni distali di tibia e fibula che vanno a completare articolando con il talo l'articolazione della caviglia.



Ossa del piede del piede

- 1 – Astragalo/Talo
- 2 – Calcagno
- 3 – Scafoide/Navicolare
- 4 – Cuboide
- 5 – Cuneiforme mediale, intermedio e laterale
- 6 – Metatarso, dal primo al quinto
- 7 – Falangi prossimale e distale dell'alluce
- 8 – Falangi prossimale, intermedia e distale delle quattro dita

Figura 1: ossa del piede

Data l'elevato numero di ossa è facile intuire la complessità del sistema, che a livello teorico presenta in totale $6 \times 26 = 156$ gradi di libertà (gdl), quindi per la descrizione del moto sarebbero necessari 156 parametri. Il piede coinvolge una serie di articolazioni complesse e numerose, che realizzano un'articolazione complessiva a tre gradi di libertà, che permette di orientare la volta plantare in tutte le direzioni.

Prima di procedere alla descrizione anatomica e fisiologica procediamo a definire la descrizione clinica del moto. In figura 2 possiamo vedere le possibili traslazioni e la nomenclatura relativa.

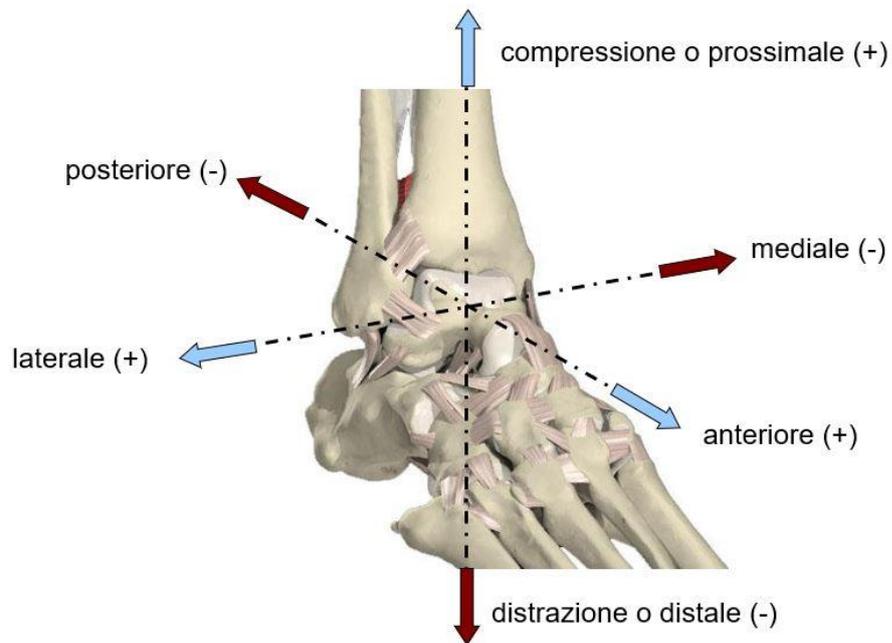


Figura 2: traslazioni del complesso del piede e la nomenclatura

In figura 3 sono rappresentate le possibili rotazioni e la loro nomenclatura. La rotazione di intra-extra è anche detta di abduzione/adduzione, mentre quella di pronò-supinazione è anche chiamata inversione-eversione.

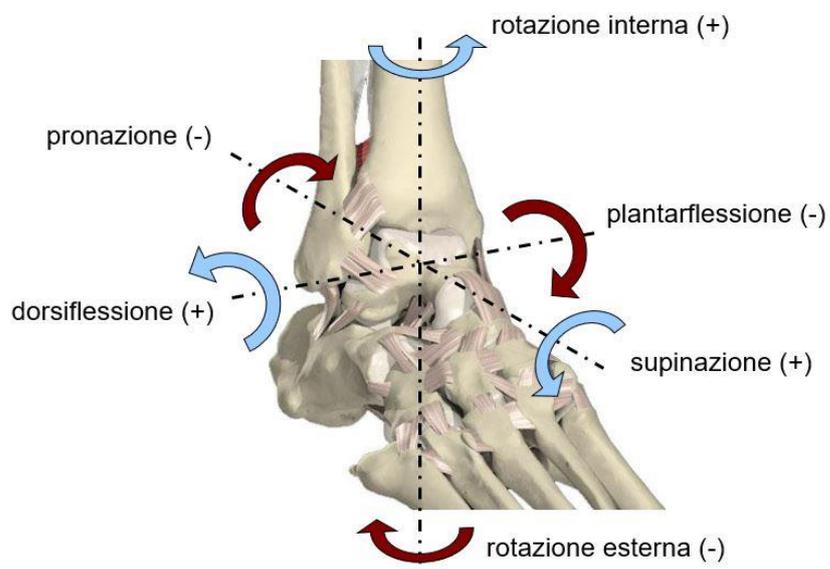


Figura 3: rotazioni del complesso del piede e la nomenclatura

I movimenti principali (fig. 4) sono: la dorsi-plantar flessione e l'inversione-eversione del piede. A questo si aggiunge il movimento di flesso-estensione degli alluci, che non sarà di interesse in questa tesi.

**DORSI-PLANTAR FLESSIONE
DELLA CAVIGLIA**

**EVERSIONE – INVERSIONE
DEL PIEDE**

**FLESSO – ESTENSIONE
DI DITA E ALLUCE**

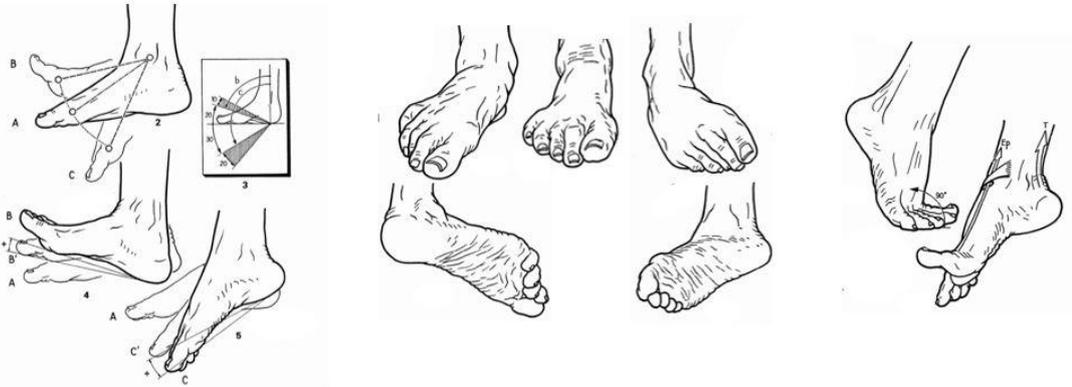


Figura 4: i movimenti principali del piede

La posizione neutra del piede si ha quando il piano descritto dalla sua pianta è perpendicolare all'asse della gamba. La flessione della caviglia è descritta come il movimento che avvicina il dorso del piede alla faccia anteriore della gamba, mentre l'estensione allontana il dorso del piede. Il range fisiologico di flesso-estensione è di 20-30° per la flessione e 30-50° per l'estensione (Kapandji, 1999). Il movimento di inversione/eversione è quello che ruota la pianta verso interno/esterno. L'ampiezza del movimento di inversione è di circa 50°, mentre quello di eversione è di circa 20-25° (Kapandji, 1999).

Le articolazioni di interesse (fig.5) sono la tibio-tarsica, la talao-calcaneale, la medio-tarsica, il tarso anteriore e la tarso-metatarsica.

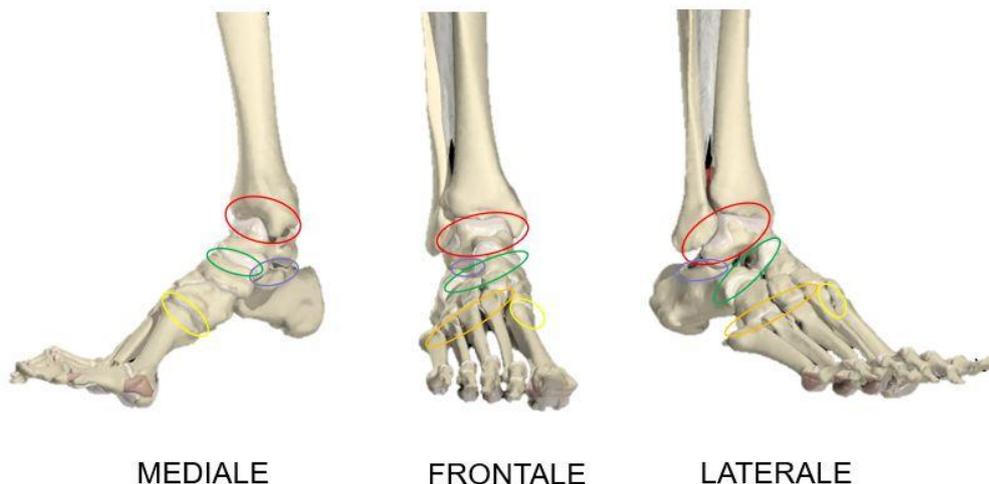


Figura 5: le articolazioni di interesse. In rosso la tibio-tarsica, in blu la talao-calcaneale, in verde la medio-tarsica, in giallo il tarso-anteriore mediale, in arancione il tarso-anteriore laterale

L'articolazione tibio-tarsica o tibio-talare (fig. 6) è un'articolazione multipla che comprende la porzione distale di tibia e fibula e il talo e consente il movimento relativo fra il complesso tibia-fibula e il talo.

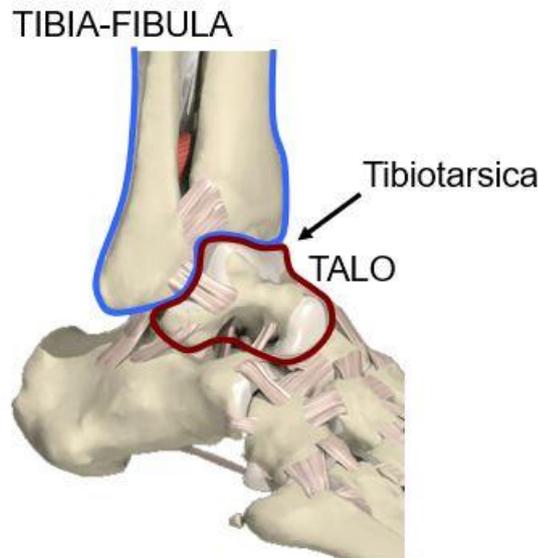


Figura 6: articolazione tibio-tarsica

Le superficie articolari (fig. 7) sono quella prossimale del talo (troclea tali), che si articola con la superficie distale della tibia (mortise). La superficie mediale del talo si articola con la superficie interna dell'estremità distale della tibia (malleolo mediale). La superficie laterale del talo si articola con la superficie interna dell'estremità distale della fibula (malleolo laterale). L'articolazione è fortemente vincolata dalle superfici articolari. Il modello meccanico a cui si può paragonare la tibio-tarsica è quello di un cilindro pieno incastonato in un cilindro cavo mantenuto lateralmente fra i due fianchi delle parti superiori. Nella realtà anatomica, il cilindro pieno corrisponde alla puleggia astragalica, che ha tre parti: una faccia superiore e due facce laterali. La faccia superiore si presenta convessa e con una depressione assiale nel suo sviluppo longitudinale, nella quale va a innestarsi complementariamente la cresta del mortaio tibiale. La faccia interna è piana ed entra in contatto con la superficie del malleolo interno ed è ricoperta di cartilagine, che si estende dalla superficie superiore. La faccia esterna è inclinata verso l'esterno, concava dall'alto verso il basso e dall'avanti in dietro.

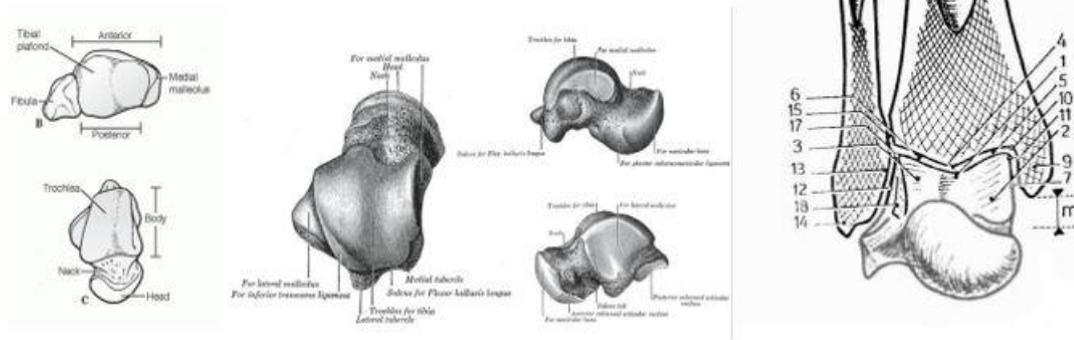


Figura 7: superfici articolari fra il tibia-fibule e astragalo (tibiotalarica)

L'articolazione è vincolata anche dai legamenti costituiti di materiale fibroso rivestono un ruolo fondamentale nelle articolazioni permettendone la stabilità ed evitando lussazioni in caso di traumi o sollecitazioni extra fisiologiche. I legamenti principali sono i collaterali interno ed esterno il cui apice si fissa sul malleolo corrispondente. Ulteriori legamenti della tibio-tarsica sono i legamenti anteriore e posteriore.

Il Kapandjii (Kapandji, 1999) definisce la tibio-tarsica come un'articolazione a un grado di libertà fortemente vincolata dalla sua struttura anatomica. Il moto passivo è principalmente nel piano sagittale ed è costituito dalla dorsi-plantar flessione. La flessione è limitata da fattori ossei, fattori capsulo-legamentosi e da fattori muscolari, che richiede un importante intervento del tendine d'achille. Il limite osseo è dato dalla faccia superiore del collo dell'astragalo, che viene a urtare contro il margine anteriore della superficie tibiale. La limitazione dell'estensione, invece, è data dai tubercoli posteriori dell'astragalo, che entrano in contatto con la parte posteriore della superficie tibiale, oltre che da fattori capsulo-legamentosi e muscolari. Questo movimento influenza anche l'articolazione peroneo-tibiale, infatti la pinza bimalleolare tende ad aprirsi portando la distanza fra i due malleoli ad essere massima durante la flessione e minima all'estensione. Questo movimento di apertura e chiusura della pinza si associa a una rotazione assiale del malleolo.

L'articolazione astragalo-calcaneale o sotto-astagalica (fig. 8) è l'articolazione che consente il movimento relativo fra talo e calcagno. Il moto principale è quello di inversione/eversione sotto carico.



Figura 8: l'articolazione astragalo-calcaneale o sotto-astraglica.

Le superfici articolari (fig. 9) sono tre: la superficie posteriore del talo che poggia sull'ampia superficie della parte superiore del calcagno. La superficie posta sulla faccia inferiore del collo del talo poggia con la superficie superiore del calcagno. Le superfici della sotto-astraglica sono molto concordanti nella posizione intermedia e l'articolazione è fortemente vincolata sia dalle superfici articolari che dai legamenti. La posizione neutra può essere conservata per lungo tempo per la congruenza fra le articolazioni, che sono tenute assieme dal peso. Gli altri movimenti generano un'incongruenza, che porta a posizioni di instabilità. Nei movimenti di inversione l'estremità anteriore del calcagno subisce tre movimenti elementare: si abbassa leggermente dando estensione al piede, si sposta in dentro adducendo e si appoggia sulla faccia esterna supinando; allo stesso modo, al contrario, si può scomporre in moti elementari il movimento di eversione. Le posizioni sono instabili e possono essere mantenute per un breve tempo. Il principale sistema legamentoso è il legamento interosseo tozzo e molto resistente, che ha un ruolo considerevole se pensiamo i carichi ai quali è posta l'articolazione durante il moto.

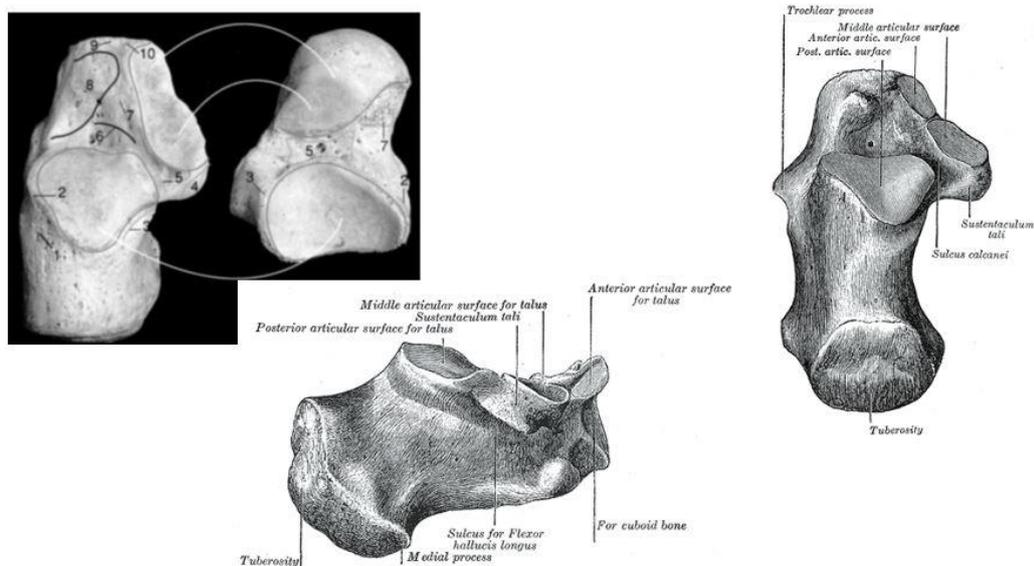


Figura 9: le superfici articolari della sotto-astragalica

L'articolazione medio-tarsica o giunto di Chopart (fig. 10) è l'articolazione che collega il tarso alle ossa della caviglia e si può considerare formata dall'interlinea astragalo-scafoidea e dall'interlinea calcaneo-cuboidea.

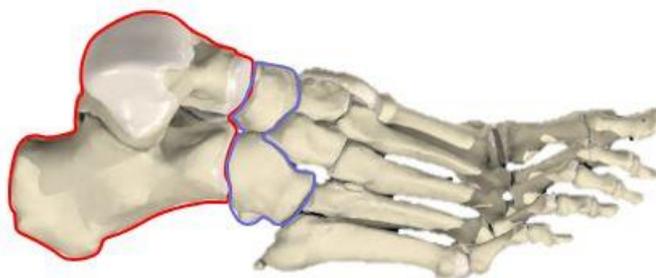


Figura 10: articolazione medio-tarsica o giunto di Chopart

Le superfici articolari della medio-tarsica (fig. 11) sono la superficie posteriore dello scafoide che articola con la testa del talo attraverso delle superficie emisferiche e il cuboide che articola posteriormente con il calcagno attraverso una superficie con doppia curvatura. L'articolazione della sotto-astragalica e della medio-tarsica sono meccanicamente legate andando formare un complesso articolare che permette di adattare forma e orientamento della volta plantare nelle diverse direzioni. Gli spostamenti sono dettati dalle superfici articolari: gli spostamenti della testa dello scafoide sulla testa dell'astragalo si effettuano dall'interno e

verso il basso determinando l'adduzione e l'aumento dell'arco interno della volta plantare. Lo scafoide, allo stesso tempo, si muove rispetto al calcagno andando ad allontanarsi in eversione e ad avvicinarsi durante l'inversione. I movimenti del cuboide sul calcagno verso l'alto sono fortemente vincolati da vincoli ossei e da legamenti, mentre riesce agevolmente verso il basso e verso l'interno. I legamenti della medio-tarsica sono cinque: legamento glenoideo, legamento astragalo-scafoideo superiore, legamento calcaneo-cuboideo dorsale, legamento calcaneo-cuboideo plantare, ma il principale è il legamento ad Y di Chopart, che forma la chiave dell'articolazione.

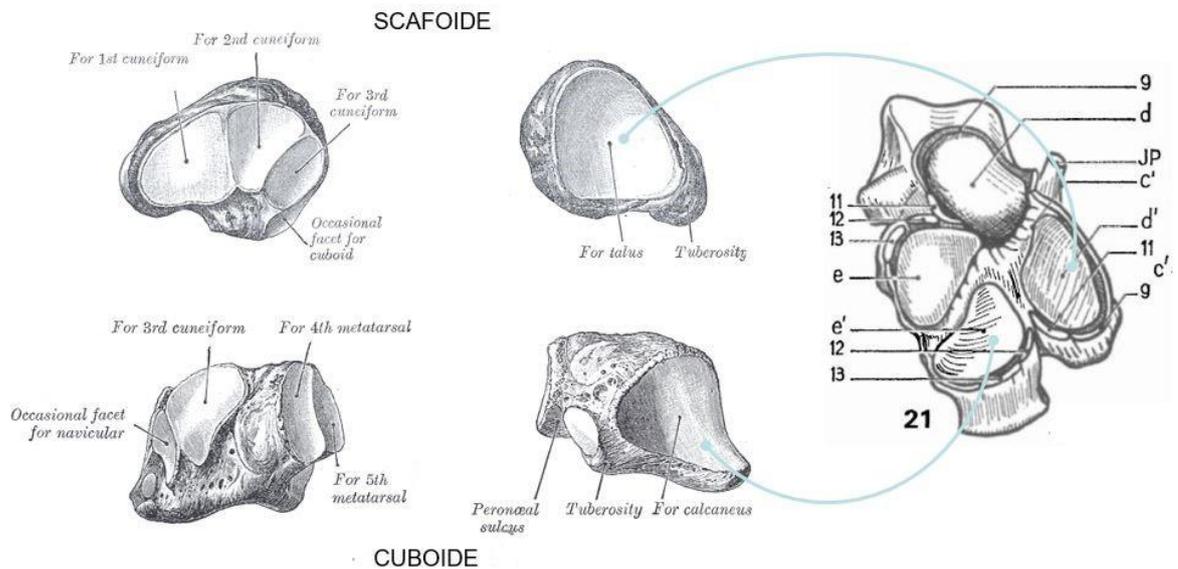


Figura 11: le superfici articolari della medio-tarsica

Il tarso anteriore, invece, è l'articolazione che comprende il gruppo scafoide-cuboide e i tre cuneiformi (fig. 12). I cuneiformi articolano anche l'uno con l'altro e con il cuboide. Osservando lo scafoide, si possono notare tre faccette che articolano con i tre cuneiformi, mentre osservando il cuboide si possono distinguere tre faccette che articolano con il cuneiforme laterale e con il quarto e il quinto metatarso. Il cuboide funge anche da sostegno per la parte esterna dello scafoide. Ci sono faccette articolari e legamenti interossei fra i vari cuneiformi, che permettono piccoli movimenti verticali, che vanno a modificare la curvatura trasversale della volta plantare. Ai cuneiformi sono permessi anche piccoli spostamenti longitudinali che contribuiscono alla modifica dell'arco interno.

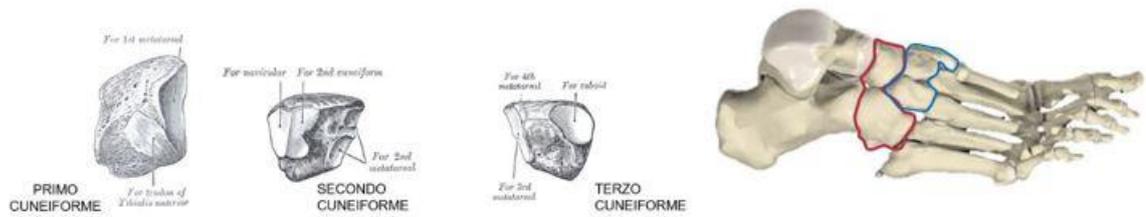


Figura 12: l'articolazione del tarso anteriore e le superficie articolari del tarso anteriore e dei cuneiformi

L'articolazione tarso metatarsica o giunto di Lisfranc (fig. 13) è quell'articolazione che collega il gruppo cuneiformi-cuboide alle ossa del metatarso.

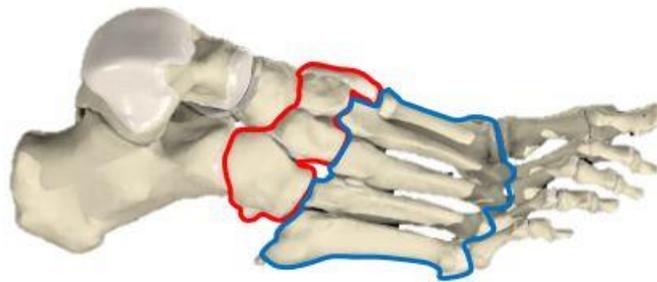


Figura 13: articolazione tarso metatarsica o giunto di Lisfranc

L'interlinea di Lisfranc obliqua da dentro a fuori, dall'alto verso il basso e dall'avanti all'indietro, che concorre ai movimenti di inversione/eversione. La disposizione dei metatarsi fa sì che l'asse di flessione-estensione dei metatarsi estremi non sia perpendicolare all'asse longitudinale, ma obliquo e, quindi, lo spostamento avviene su una superficie conica generando flessione e spostamento contemporaneamente. La geometria dei cuneiformi, invece, è tale da formare un mortaio nel quale si incastra la base del secondo metatarso, che, di conseguenza, è il meno mobile di tutti, e forma il vertice della volta plantare. Di seguito vediamo le superficie articolari dei metatarsi. (fig.14)

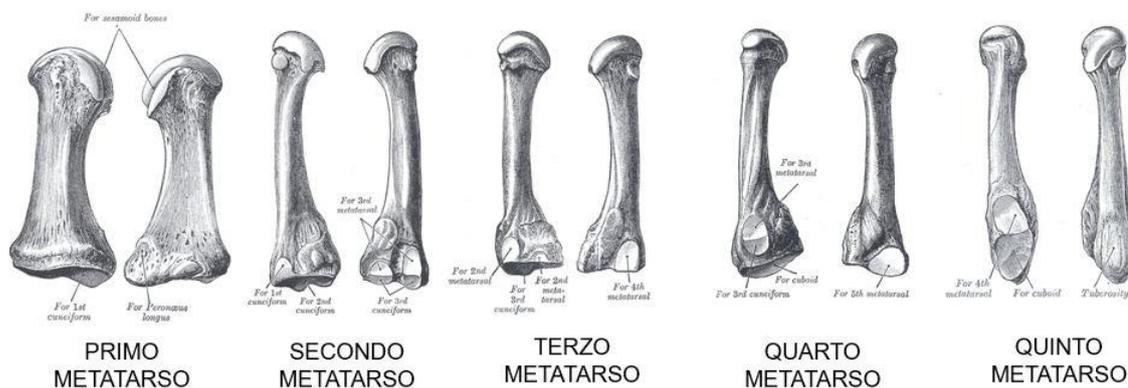


Figura 14: le superfici articolari dei metatarsi

La volta plantare è il complesso architetonico di elementi osteoarticolari legamentosi e muscoli che compongono il piede, che permette grazie alle sue caratteristiche elastiche e alla sua curvatura di adattarsi a tutte le asperità del terreno. La volta può essere definita come appoggiata al suolo sui punti A, B e C. (fig. 15)

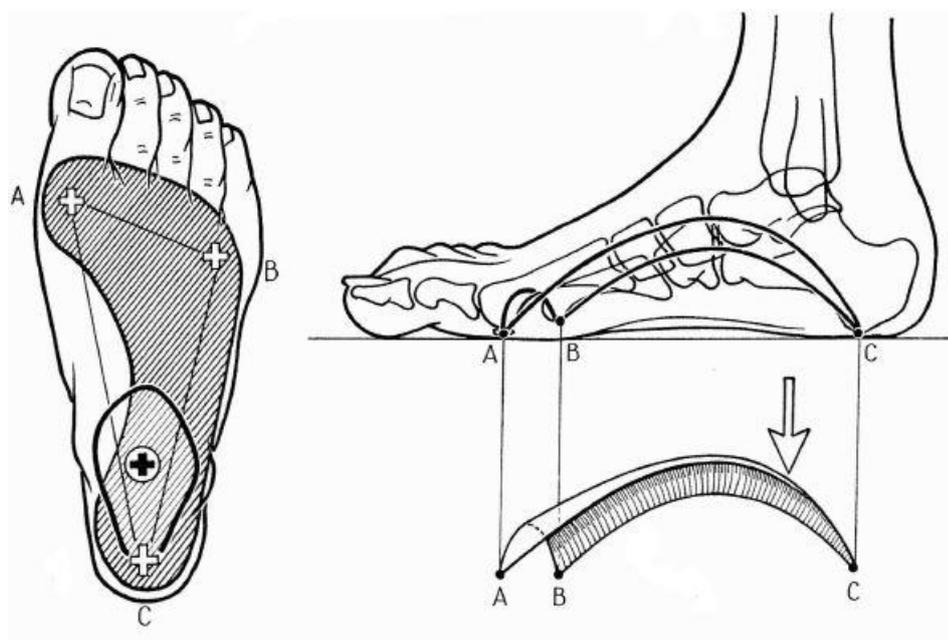


Figura 15: la volta plantare. I punti di appoggio sono A, B e C.

L'arco interno o arco longitudinale mediale compreso fra i punti A e C comprende cinque segmenti ossei: il primo metatarso che poggia al suolo con la sua testa, il primo cuneiforme, lo scafoide e il calcagno.

L'arco esterno o arco longitudinale laterale compreso fra i punti B e C comprende tre segmenti ossei: il quinto metatarso che poggia al suolo con la sua testa, il cuboide e il calcagno che poggia al suolo posteriormente.

L'arco frontale o arco trasverso può essere definito come arco A e B teso fra la testa del primo metatarso e la testa del quinto metatarso. La curvatura è mantenuta procedendo in direzione anteroposteriore. È possibile definire anche arco trasverso anche a livello di cuneiformi-cuboide.

Il piede dovendo assorbire il peso corporeo modifica la propria struttura sotto l'azione dei carichi. Il peso del corpo viene ripartito in tre direzioni dal talo verso i tre appoggi della volta evidenziati A, B e C (fig. 15). Verso l'appoggio interno A attraverso il collo del talo, verso l'appoggio esterno B attraverso la testa del talo e la grande ipofisi del calcagno e verso l'appoggio posteriore C attraverso il corpo dell'astragalo, la sotto-astragalica e il corpo del calcagno. La ripartizione avviene principalmente sull'appoggio posteriore C ed è, quindi, il tallone a sorreggere maggiormente la sollecitazione. Il carico va a deformare la volta, infatti vediamo che sotto carico ogni arco si allunga e si appiattisce (fig.16°): a livello di arco longitudinale mediale si abbassano le tuberosità del calcagno e la grande ipofisi, il talo indietreggia, lo scafoide risale sulla testa del talo e si abbassa rispetto al suolo, c'è un allontanamento delle articolazioni scafo-cuneiformi e cuneo-metatarsali e un abbassamento del primo metatarso. A livello di arco esterno, si ripetono gli spostamenti del calcagno e l'indietreggiamento del tallone e c'è un abbassamento di cuboide e quinto metatarso con anche un avanzamento di quest'ultimo. La separazione articolare avviene a livello di articolazioni calcaneo-cuboidee e cuboide-metatarsali. L'arco anteriore, sotto carico, si appiattisce generando un allargamento dell'avanpiede. La curvatura trasversale diminuisce anche a livello di cuneiformi e scafoide. Inoltre, lo spostamento dell'astragalo genera una torsione a livello della medio-tarsica, che porta, sotto carico, il retropiede a ruotare in adduzione-pronazione e in leggera estensione, mentre l'avampiede a effettuare un movimento relativo di flessione-abduzione e supinazione (fig. 16b).

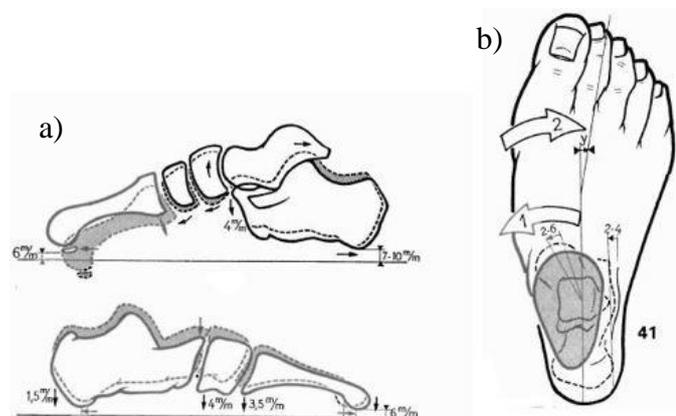


Figura 16: a) influenza del carico sulla volta plantare vista medialmente e lateralmente b) torsione della medio-tarsica sotto carico data dallo spostamento dell'astragalo

La deformazione degli archi del piede precedentemente descritti può essere sintomo di una patologia come può essere quella dei piedi piatti. Questa patologia genera un abbassamento della volta plantare (fig. 17a) dovuto al cedimento dei sostegni naturali come muscoli e legamenti. La patologia è principalmente dovuta a un'insufficienza muscolare, infatti se il sostegno muscolare viene a mancare i legamenti tendono a cedere e la volta crolla. Inoltre, c'è un'insufficienza del tibiale posteriore e del peroneo tibiale lungo. Il piede in scarico si pone in varismo., ma quando si applica il peso del corpo, l'arco si abbassa ed il piede mota in valgismo. Questo valgismo è dovuto a due fattori: la curvatura trasversale della volta, normalmente sostenuta dal tendine della peronea laterale lungo si lascia appiattare e contemporaneamente l'arco frontale si abbassa con una conseguente rotazione dell'avampiede sul suo asse longitudinale e poi il calcagno ruota in pronazione sul suo asse longitudinale poggiandosi sulla sua faccia interna (fig. 17b)

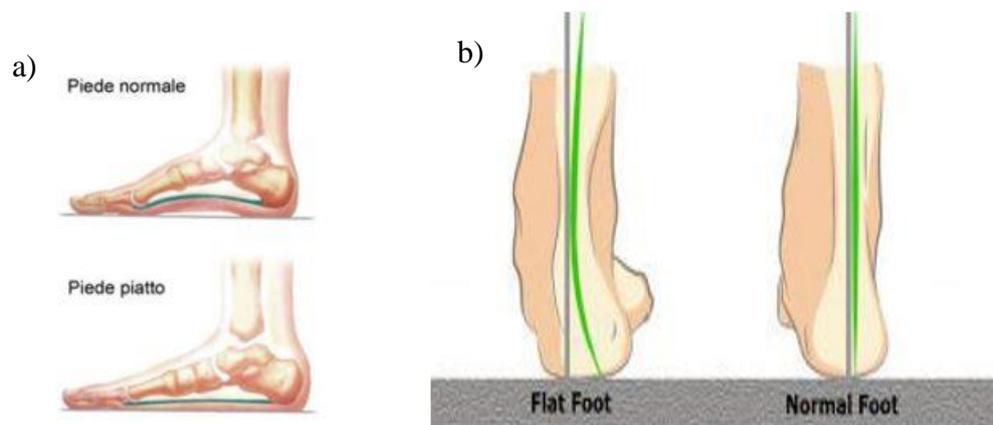


Figura 17: a) Confronto arco interno fra un piede sano e un piede piatto. b) pronazione del calcagno e adagiamento sulla faccia interna nel piede piatto

Infine, presentiamo brevemente i principali gruppi muscolari che permettono il movimento del complesso caviglia-piede. Abbiamo i muscoli flessori responsabili della dorsiflessione che si trovano davanti alla linea che congiunge i due punti distanti dei malleoli, poi abbiamo i muscoli estensori che si collocano dietro la linea appena descritta e si occupano della plantarflexione. Ci sono poi i muscoli flessori del piede situati nella parte plantare del piede e i muscoli estensori del piede situati nella parte dorsale.

2.2 Stato dell'arte su sistemi di riferimenti anatomici e su letteratura del moto del piede

Gli studi sulla cinematica della caviglia e del piede si sono sviluppati a partire dalla seconda metà degli ann '50, nei primi studi presentati, Manter (Manter, 1941) descrive il movimento

del tarso come segmento, che ruota attorno a due assi distinti: l'asse longitudinale e quello obliquo. L'asse longitudinale è diretto da prossimale, plantare e laterale a distale, dorsale e mediale, così come l'asse obliquo, anche se l'asse obliquo è orientato più ripidamente del longitudinale. Il moto che si sviluppa lungo l'asse longitudinale è primariamente nel piano frontale e genera inversione/eversione. Invece, il moto generato lungo l'asse obliquo è considerato principalmente di dorsiflessione accoppiata ad abduzione e plantarflexione accoppiata ad adduzione. Il movimento intorno all'asse obliquo è considerato come dorsiflessione e abduzione nella risposta al carico in fase d'appoggio, mentre nella fase propulsiva si passa alla plantare e all'adduzione (Cornwall et al., 2002). Il modello a due assi qui proposto spiega i movimenti in termini clinici, ma non risulta essere mai stato convalidato (Payne, 2000).

Il movimento descritto da Manter lungo l'asse longitudinale è descritto come elicoidale (Isman & Imman 1969) (Inman 1976). Questo asse è riportato inclinato di 42° nel piano sagittale da entrambi gli autori, mentre nel piano trasverso 16° (Manter et al., 1941) e 23° (Imman & Imman 1969) (Inman, 1976). Il movimento a vite lungo asse longitudinale è opposto a quella del giunto della sotto-talare (STj) anche quest'ultima considerata una vite, ma destrorsa. Questo modello introduceva il concetto che il range mediotarsale del movimento era sotto il controllo della posizione della STJt. L'asse obliquo è stato descritto senza questo meccanismo a vite, essendo il movimento di questo asse limitato dall'azione dei legamenti e dei muscoli. Il concetto è stato studiato da Hicks (Hicks, 1953) (Hicks, 1954) con l'interazione fra STj e il giunto mediotarsale (MTj), che sono responsabili dei movimenti pronatori e supinatori nel piede.

Elftman (Elftman, 1960) descrive il giunto calcaneo-cuboideo come chiave della mediotarsica e suggerisce che cuboide e navicolare lavorino come un'unica unità. È stato proposto che ci fossero, in effetti, due assi per l'articolazione calcaneo-cuboidea, con il movimento risultante nel MTJt intorno a un asse che passa attraverso la linea che rappresenta la più breve distanza perpendicolare tra questi due assi, la risultante è simile a quella descritta da Hicks e Manter. Elftman indica che in un STJt significativamente pronato gli assi del MTJt sono orientati parallelamente l'uno all'altro, il che faciliterebbe una maggiore gamma di movimento dell'avampiede sul retropiede. Ha, inoltre, indicato che questa relazione parallela è persa nel piede supinato, quindi i movimenti del MTJt su entrambi gli assi sono diminuiti (Elftman, 1960). Elftman è sostenuto da Mann e Inman, che suggeriscono che nel piede in pronazione l'astragalo è plantare e addotto su un calcagno estroflesso con l'orientamento dei due assi mediotarsali che diventano più paralleli, il che facilita il movimento del mesopiede

sul retropiede. L'opposto è vero per il piede supinato, con l'astragalo che si dorsiflette e abduce su un calcagno invertito, limitando il movimento del mesopiede sul retropiede e diminuendo il range di movimento del MTJt (Mann & Inman, 1964).

Un problema con il modello a due assi è che il movimento del MTJt lungo l'asse longitudinale e obliquo avviene simultaneamente; anche se in situazioni particolari questi movimenti dovrebbero avvenire in direzioni opposte. Per esempio, durante la risposta al carico il MTJt è storicamente considerato che inverte attorno all'asse longitudinale, mentre dorsiflette e abduce attorno all'asse obliquo. Questo è in disaccordo con la teoria cinematica, poiché questi movimenti sono in conflitto (Nester et al., 2001). La letteratura più recente (Lundberg, 1989) (Benink, 1985) mostra che il movimento del MTJt non riguarda due assi di movimento, e suggerisce che il MTJt si muove in modo molto più complesso (Payne, 2000). Nello studio del MTJt, il metodo con cui si produce il movimento è importante a causa della notevole libertà di movimento dell'articolazione. La testa dell'astragalo è convessa in tutte le direzioni e l'articolazione talonavicolare è come un'articolazione a sfera, quindi è in grado di muoversi in quasi tutte le direzioni. È stato suggerito che la MTJt è in grado di muoversi in tutti e tre i piani cardinali del corpo, sia isolatamente (planare) che in combinazione (triplanare) (Nester et al., 2001). L'asse di rotazione per il MTJt è stato calcolato dal range medio di movimento dell'avampiede sul tallone in ciascuno dei tre piani cardinali del corpo. C'era un'ampia variazione tra i soggetti nel movimento predominante alla MTJt, con alcuni soggetti che avevano una predominanza del movimento sul piano frontale e altri una predominanza del movimento sul piano trasversale (Nester et al., 2002). Il movimento al MTJt può essere descritto come avente, per ogni dato istante nel tempo, un singolo asse istantaneo di rotazione e che nel tempo questo asse varia in posizione e orientamento (Nester, 2001). L'asse MTJt descrive il movimento delle ossa navicolare e cuboide come un unico corpo rigido rispetto a un sistema di riferimento che definisce i piani sagittale, frontale e trasversale in cui il movimento del MTJt è descritto da Nester (Nester, 2001), il quale dice che l'asse di MTJt è angolato, in media, 37.9° dal piano trasversale e 29° dal piano sagittale.

Engsberg (Engsberg et al., 1987) studia l'articolazione talocalcaneale in vitro andando a valutare l'influenza del carico. Affermano che il carico ha una piccola influenza, ma confermano le ipotesi di Barnet & Napier (Barnet & Napier, 1952) di un asse di rotazione flottante. Lundberg et al. (Lundberg & Svensson., 1993) studia sempre STj, ma in vivo ed estendo anche lo studio all'articolazione talonavicolare e confermando l'asse flottante. I risultati dello studio di quest'ultimi non confermano, contrariamente a quanto si pensava, che il trasferimento della rotazione della gamba in pronazione/supinazione del piede e viceversa

sia la funzione principale del STj. Questo poiché le quantità di rotazione che si verificano nell'articolazione talonavicolare erano costantemente più grandi di quelle viste nell'articolazione talocalcaneale. Rispetto alla pronazione del piede, la maggiore quantità di movimento si è verificata nell'articolazione talonavicolare, seguita dalla STJt. Si è anche notato che le articolazioni prossimali e distali al cuneiforme mediale hanno contribuito in modo notevole al movimento totale registrato (Lundberg et al., 1989) Lundberg et al potrebbero essere supportati dalla teoria della pronazione retrograda o in fase tardiva all'articolazione mediotarsale, come descritto da Nester e Findlow e Van Gheluwe et al.(Nester, 2007; Van Gheluwe, 2006) ed è ulteriormente supportato dalla teoria di Payne di un movimento più movimento più complesso al MTJt rispetto a quello precedentemente suggerito (Payne, 2000).

In uno studio (Cornwall et al., 2002) del movimento del calcagno, dello scafoide e del primo metatarso durante la fase di appoggio dell'andatura, è stato suggerito che i risultati del movimento dello scafoide rispetto al calcagno potrebbero essere rappresentativi di tutto il mesopiede e, quindi, del MTJt. I loro risultati sono stati che lo scafoide si inverte durante la risposta di carico e si inverte per il resto della fase di appoggio, al contrario del movimento sul piano frontale che è stato dimostrato verificarsi nel retropiede.

Alcuni studi hanno suggerito che la MTJt ha un singolo asse triplanare di movimento, simile a quello dell'articolazione talonavicolare (Nester et al., 2001; Lundberg et al., 1993). C'è la possibilità che il movimento triplanare della MTJt possa consentire il movimento pronatorio e supinatorio dell'avampiede sul retropiede, il che sarebbe di supporto al suggerimento di Van Gheluwe et al. (Van Gheluwe, 2006) sulla pronazione retrograda o in fase avanzata della MTJt. In contrasto con Van Gheluwe et al., Nester et al. sostenevano, che sebbene i dati cinematici prodotti da studi sull'MTJt (Van Gheluwe, 2006) non fossero coerenti con la teoria dell'asse obliquo e longitudinale, non supportavano nemmeno il concetto che l'MTJt prona e supina. Tra l'impatto del tallone e il carico dell'avampiede la MTJt si inverte, si adduce e si dorsiflette, ma si everte, si adduce e plantar-flette dopo lo stacco del tallone, quindi anche se il movimento della MTJt sembra essere triplanare, l'orientamento dell'asse di rotazione varia notevolmente, suggerendo che le caratteristiche funzionali dell'articolazione sono complesse e variabili. Ci sono prove in letteratura che il movimento dell'articolazione talonavicolare era maggiore di quello dell'STJt durante la rotazione tibiale, il che potrebbe essere indicativo del funzionamento dell'MTJt indipendentemente dall'STJt, sebbene la tempistica del movimento delle due suddette articolazioni e la loro interdipendenza non siano state discusse (Lundberg et al., 2006). Queste ricerche sviluppate a partire dagli anni '50 fino ai primi anni 2000 allo

scopo di costruire un modello cinematico della sotto-talare e dell'articolazione mediotarsale sono raccolte nella review di Tweed et al., (Tweed et al., 2008).

Siegler et al. (Siegler et al., 1988) misura in vitro e con sistemi ottici il range di movimento dell'articolazione della caviglia e della sotto-talare. Il ROM del complesso piede-caviglia in dorsi-plantar flessione ha un valore medio di 65.6°, di cui 52.4° corrispondono all'articolazione della caviglia, mentre il resto è attribuibile al STj. Il valore medio in inversione/eversione è di 32° di cui 11° a livello di caviglia e 23.5° a livello di STj. Il ROM di intra/extra rotazione è di 52° equamente divisi fra la caviglia e la STj. Il movimento del complesso piede-caviglia in qualsiasi direzione è il risultato di rotazioni sia all'articolazione della caviglia che a quella STj. Come si è visto il contributo dell'articolazione della caviglia alla dorsiflessione/plantare del complesso piede-caviglia è maggiore di quello dell'articolazione STj e il contributo dell'articolazione STj all'inversione/eversione è maggiore di quello dell'articolazione della caviglia. Riguardo le traslazioni vediamo che i movimenti di traslazione del calcagno rispetto alla tibia sono trascurabili per i movimenti di inversione/inversione e di rotazione interna/esterna. Mentre, la dorsiflessione è associata a uno spostamento anteriore del calcagno mentre la plantarflessione è associata ad uno spostamento posteriore del calcagno. Sono stati studiati anche gli accoppiamenti che mostrano come a dorsi-plantarflessione del complesso piede-caviglia è solo leggermente accoppiata con inversione/eversione o con rotazione interna/esterna. rotazione interna/rotazione esterna. Si verifica, invece, un grande movimento accoppiato si verifica in inversione/eversione e rotazione interna/esterna rotazione esterna.

Kitaoka et al. (Kitaoka et al., 1995; Kitaoka et al., 1997) sottolineano la necessità di investigare il piede sotto carico e quantificano la cinematica con marcatori magnetici. I risultati di questi studi mostrano come il movimento del piede in dorsiflessione, flessione plantare, supinazione e pronazione avvengano a più livelli e non a un solo livello. Per esempio, in flessione plantare, la maggior parte del movimento si è verificato alla caviglia, come previsto, ma un grado inaspettato di movimento si è verificato a livello metatarsalnavicolare e navicolare-talare. In supinazione, il movimento si è verificato non solo all'articolazione calcagno-talare ma anche all'articolazione navicolare-talare.

Leardini et al. (Leardini et al., 1999) misurano in-vitro la cinematica passiva della caviglia concentrandosi sul moto relativo tibia-calcagno, tibia-talo, talo-calcagno e tibia-fibula e presentandone i ROM. È presente un accoppiamento nei movimenti: dalla posizione neutra, una media di circa 25° di tibia-talo dorsi-flessione era accoppiata a circa 4° di supinazione e

6° di rotazione esterna; 30° di flessione plantare era accoppiata a 6° di pronazione e 4° di rotazione interna.

Negli anni le tecniche di studio per l'analisi cinematica del complesso piede-caviglia si sono sviluppate partendo dai sistemi optoelettronici (Stebbins et al., 2004; Carson et al., 2001). Carson et al., forniscono un protocollo per lo studio attraverso questi sistemi. Stebbins et al., valutano la ripetibilità per la misura del piede nei bambini trattato come multi-segmento tramite sistemi optoelettronici. Lundgren et al., (Lundgren et al., 2008) misurano in vivo la cinematica e il range di movimento (ROM) fra segmenti ossei relativi sia della caviglia che del piede. Questo studio presenta limiti etici e alterazioni del moto nel modo in cui è stato svolto il test, essendo notevolmente invasivo essendo fatto con pin intracorticali e manifesta la difficoltà nel definire sistemi di riferimento anatomici per tutte le ossa del piede.

Le tecniche più recenti utilizzano CT e risonanza magnetica (MRI) (Siegler et al., 2004). Beimers et al. (Beimers et al., 2008) manifestano la mancanza di dati accurati per il ROM dell'articolazione STj e propongono un metodo di quantificazione in CT. I loro risultati presentano come moto relativo più ampio della sotto-talare quello per passare dalla posizione di estrema eversione a quella di estrema inversione con una rotazione media di $37.3^\circ \pm 5.9^\circ$ e una traslazione media di 2.3 ± 1.1 mm. È possibile trovare in letteratura anche utilizzo di Weight-Bearing CT nel lavoro di Hirschmann et al. (Hirschmann et al., 2013) che mostrano l'importanza dello studio sotto carico del complesso piede-caviglia, andando a quantificare gli spostamenti delle ossa sotto l'effetto del carico. Sempre grazie all'utilizzo della WBCT ed evidenziando anche loro l'importanza dello studio sotto carico, Kaneda et al. (Kaneda et al., 2019) studiano il moto in vivo sia in scarico che sotto carico del retro piede. I loro risultati mostrano che la cinematica era opposta tra l'articolazione della caviglia e l'articolazione STj sui loro rispettivi assi, e ogni angolo aumentava all'aumentare del carico del peso. Siegler et al. (Siegler et al., 2004) utilizzando la MRI per studiare l'articolazione della caviglia e la sottotalare applicando un carico di inversione e un carico anteriore al piede e mostrano l'influenza del carico su entrambe le articolazioni e l'accoppiamento tra intra rotazione e inversione e tra extra rotazione ed eversione. Anche Fassbind et al. (Fassbind et al., 2011) utilizzando la MRI misurano il ROM dell'articolazione talocrurale, talocalcaneale e talonavicolare nelle posizioni estreme. Sheenan et al. (Sheenan et al., 2007) utilizzano, invece, la risonanza magnetica (MRI) dinamica per quantificare la cinematica dell'articolazione talocrurale e della sotto-talare mostrando un ROM calcaneo-tibiale di 37.2° che avviene per 35.6° a livello dell'articolazione talocrurale, mentre una inversione di 7.8° e una intra-rotazione di 7.0° . Affermano l'accoppiamento delle rotazioni, ma identificano la maggior

parte delle rotazioni a livello talocrurale e non sotto-talare. Un ulteriore studio tramite MRI combinata con la fluoroscopia è stato eseguito da De Asla et al. (De Asla et al., 2008) che quantificano in vivo la cinematica del complesso della caviglia in pose estreme di dorsiplantar-flessione e prono-supinazione. I loro risultati mostrano un ROM di plantarflessione di $50.1^\circ \pm 8.7^\circ$ con la maggior parte del moto che avviene a livello dell'articolazione talocrurale ($47.5^\circ \pm 2.2^\circ$). Inoltre, identificano una rotazione interna sia per talo che per calcagno durante il movimento. Riguardo al movimento di prono.-supinazione il ROM di inversione/eversione è di $24.5^\circ \pm 1.8^\circ$ e il maggior contributo del movimento è dato dalla sottoastragale ($21.7^\circ \pm 3.2^\circ$). La risonanza magnetica dinamica si sta sviluppando in questi ultimi anni e consente la possibilità di livelli di accuratezza elevati (Makki et al., 2019), ma non è ancora diffuso. Presenta limiti nel tempo di processo e una serie di limitazioni legata alla difficoltà a replicare le condizioni fisiologiche, alla ricostruzione di un movimento lento (quasi-statico) dell'articolazione e una serie di artefatti del moto, che ne rendono complessa l'elaborazione dei dati.

I più recenti studi che utilizzano la fluoroscopia che permettono lo studio delle ossa con un'accuratezza nell'intorno del millimetro e del grado (Cross et al., 2017; Iaquinto et al., 2018). Phan et al. studiano utilizzando la fluoroscopia la medio-tarsica (Phan et al., 2019) trovano il range di movimento dell'articolazione talo-navicolare e dell'articolazione calcaneo-cuboidea durante il cammino. Affermano, inoltre, che le due articolazioni eseguono un moto accoppiato che ruota rapidamente il piede in pronazione durante l'inizio del cammino e mantiene la posizione durante la fase mediale del ciclo del passo.

I risultati dell'analisi cinematica risultano essere spesso difficilmente confrontabili a causa della diversa definizione dei sistemi di riferimento anatomici (Sheenan et al., 2007). Cappozzo et al. (Cappozzo et al., 1995) colgono la necessità di avere sistemi di riferimenti comuni e pongono le basi con il lavoro per una standardizzazione della definizione dei sistemi di riferimento dell'arto inferiore basata su palpazione anatomica. In particolare, per la caviglia l'origine è localizzata nel punto medio della linea che collega l'estremità dei malleoli mediali e laterale. Per definire l'asse y si costruisce un piano quasi-frontale passando per la testa della fibula e i malleoli. Un piano quasi-sagittale ortogonale a quest'ultimo piano è definito dai malleoli e dalla tuberosità tibiale. L'asse y è l'intersezione fra i due piani ed è diretto prossimalmente. L'asse z giace nel piano quasi frontale ed è diretto verso destra. L'asse x è ottenuto per prodotto vettoriale ed è diretto anteriormente. Per il piede, invece, gli autori pongono l'origine nell'estremità posteriore del calcagno (CA). Per definire l'asse y, si prende CA e le teste del primo e del quinto metatarso e si definisce un piano quasi-trasverso. Un

piano quasi-sagittale ortogonale a quest'ultimo è definito da CA e dalla testa del secondo metatarso. L'intersezione fra i due piani indica la direzione y, che è diretta prossimalmente. L'asse z giace nel piano quasi-trasverso ed è diretto verso destra. Infine, l'asse x è ottenuto per prodotto vettoriale ed è diretto dorsalmente. L'approccio di Cappozzo (fig. 18) è stato ripreso anche da studi successivi (Franci et al., 2009; Sancisi et al., 2014) La definizione dei sistemi di riferimento è stata fatta mediante palpazioni anatomiche e ne è stata studiata la sensibilità sia intra-operatore che inter-operatore (Della croce et al., 2005).

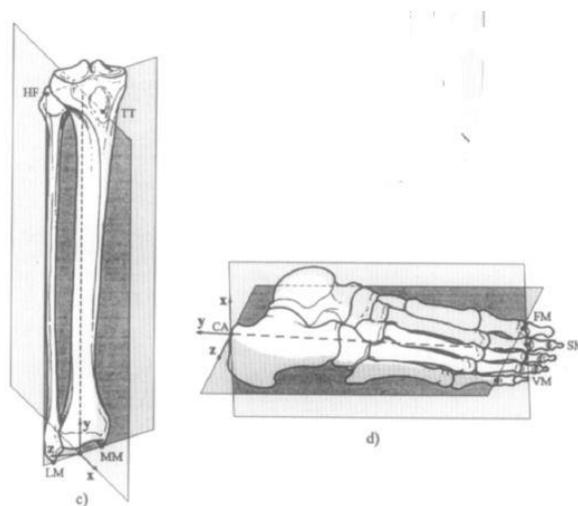


Figura 18: reperi anatomici e piani per la definizione degli ARS proposta da Cappozzo et al. (Cappozzo et al., 1995)

La necessità di stabilire sistemi di riferimento anatomici comuni per poter confrontare i dati e portarli in termini clinicamente rilevanti è stata ribadita nelle raccomandazioni ISB (Wu et al., 2002) che pongono uno standard nella definizione di ARS. Il sistema di riferimento del complesso tibia-fibula ha origine nel punto medio fra i due malleoli, l'asse z nella congiungente fra i due malleoli e che punta a destra, l'asse x è perpendicolare al piano torsionale definito dai due malleoli e dal punto medio fra i due estremi del piatto tibiale. L'asse y è il prodotto vettoriale. Il sistema di riferimento del calcagno ha l'origine coincidente con quello di tibia-fibula nella posizione neutra. L'asse y coincide con l'asse lungo nella configurazione neutra e punta cranialmente, l'asse x è perpendicolare al piano frontale della tibia-fibula nella configurazione neutra e punta anteriormente e, infine, asse z ottenuto per prodotto vettoriale. La definizione del sistema di riferimento dell'articolazione per il complesso della caviglia indica l'asse e1 fisso con la tibia-fibula e coincidente con il suo asse z. L'asse e3 è fisso con il calcagno e coincide con l'asse y del suo sistema di coordinate. L'asse e2 flottante è dato dal prodotto vettoriale di e1 ed e3 (fig. 19).

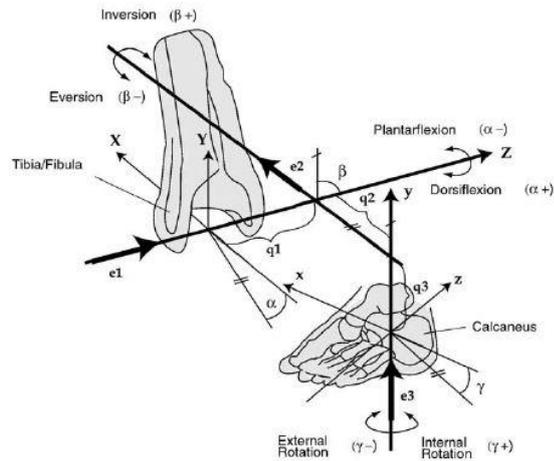


Figura 19: sistema di riferimento dell'articolazione caviglia come descritto da raccomandazioni ISB (Wu et al., 2002)

Lo studio di Conti (Conti et al., 2008) confronta i sistemi di riferimenti di Cappozzo et al., Wu et al. e Ruff & Hayes (Ruff & Hayes, 1983) per il complesso tibia-fibula. Si può notare come il tema in letteratura sia poco studiato e l'assenza di specifici sistemi di riferimento anatomici per la fibula. (Conti et al., 2008).

L'avvento di nuove tecniche di misura come la fluoroscopia o le tecniche di scansione 3D permette la definizione basandosi sulla morfologia (Parr et al., 2012; Wang et al., 2015). I primi stabiliscono il sistema di riferimento per l'articolazione sotto-talare fittando due sfere sulle superficie articolari fra talo e calcagno e definendo l'asse dell'articolazione come la congiungente fra i due centri delle sfere. Nello studio di Wang viene fittata un cilindro sull'albero della tibia e definito l'asse SI (superiore-inferiore) come l'asse del cilindro. L'origine è definita dall'intersezione fra asse SI e plafond tibiale. Perpendicolarmente all'asse SI, l'asse mediale-laterale temporaneo (ML) è stato definito parallelo all'asse di un cilindro fittato sulla superficie del plafond tibiale e passante per l'origine. L'asse anteriore-posteriore (AP) era il prodotto incrociato dell'asse SI e dell'asse ML provvisorio. Infine, l'asse medio-laterale finale è ottenuto dal prodotto vettoriale fra asse AP e asse SI. Per quanto riguarda l'astragalo, gli assi erano paralleli a quelli della tibia, ma centrati in una nuova origine. L'origine è definita prendendo la superficie della troclea tali fittandogli un cilindro e prendendo il punto medio del suo asse. Un procedimento analogo è stato fatto per il calcagno: gli assi considerati erano sempre paralleli a quelli definiti per la tibia, ma passanti per una nuova origine definita appositamente per il calcagno. Viene definita una linea tra i nodi della superficie più lontana sul lato laterale della superficie d'articolazione posteriore e il bordo mediale della superficie d'articolazione centrale. L'origine era il nodo di superficie più vicino sulla regione articolare calcaneale al punto medio di questa linea.

Questi studi si concentrano però solamente sul retropiede, mentre il resto del piede in letteratura è principalmente diviso in segmenti con due diversi approcci proposti da Leardini et al. (Leardini et al., 2007) e da Rouhani et al. (Rouhani et al., 2012). L'approccio proposto da Leardini, comunemente utilizzato, divide il piede in retropiede, nel mesopiede e nei metatarsi. Il retropiede si identifica nel calcagno la cui origine è localizzata nell'estremità posteriore del calcagno dove c'è l'attacco con il tendine d'achille. Il punto IC viene definito come il punto medio fra l'apice laterale del tubercolo peroneale e il punto più mediale del sustentaculum tali (ST). L'asse x è diretto fra l'origine e IC. L'asse z giace nel piano trasverso definito dall'asse x e dal punto ST. L'asse y è ottenuto col prodotto vettoriale. Per definire il mesopiede bisogna identificare l'apice mediale della tuberosità del navicolare (TN), la parte più distale e dorsale del cuneiforme intermediale (MC) e, infine, l'apice laterale della tuberosità del cuboide (TC). L'origine coincide con il punto medio fra MC e TC. L'asse x collega l'origine con MC, l'asse z è nel piano trasverso definito da asse x e TN e l'asse y è conseguente. I metatarsi, invece, hanno l'origine nella base del secondo metatarso (SMB), l'asse x è la proiezione della congiungente fra SMB e la testa del secondo metatarso (SMH) sul piano trasverso definito da origine, testa del primo (FMH) e testa del quinto metatarso (VMH). L'asse z è ortogonale all'asse x e giace nel piano trasverso appena definito e l'asse y è dato dal prodotto vettoriale. In figura seguente (fig. 20) è mostrato l'approccio seguito da Leardini et al.

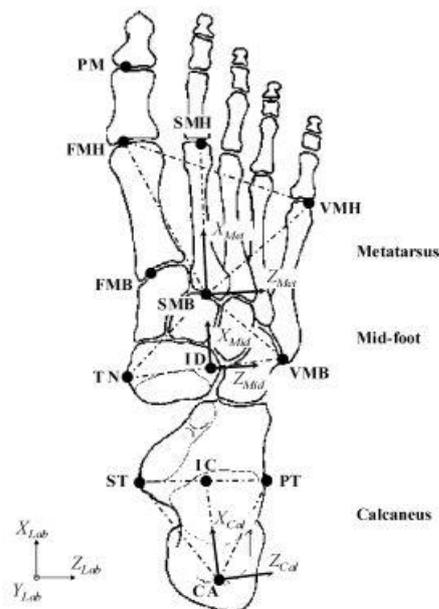


Figura 20: sistemi di riferimento per i segmenti di piede definiti da Leardini et al. (Leardini et al., 2007)

L'approccio proposto da Rouhani (Rouhani et al., 2012) utilizza sempre la divisione in segmenti, ma questa è fatta distinguendo il complesso tibia-fibula, il retro piede e poi una divisione in avanpiede mediale e avanpiede laterale. La parte mediale è composta dal navicolare, dai cuneiforme e dai primi tre metarsi, la parte laterale è invece composta da cuboide e quarto e quinto metatarso. Per la prima è definito il piano xz formato dalla base del primo metatarso (FN), l'apice più dorsale della testa del primo metatarso (FM) e l'apice più dorsale della testa del secondo metatarso (SM). L'asse x è dato da FN e FM e è diretto anteriormente, l'asse y prossimalmente e l'asse z medialmente. Per la parte laterale si definisce il piano xz formato dall'apice più dorsale della base del quarto metatarso (RN), l'apice più dorsale della testa del quarto metatarso (RM) e del quinto metatarso (VM). l'asse x è diretto da RN a RM anteriormente, l'asse y prossimalmente e l'asse z medialmente. In figura seguente (fig. 21) è mostrato l'approccio seguito da Rouhani et al.

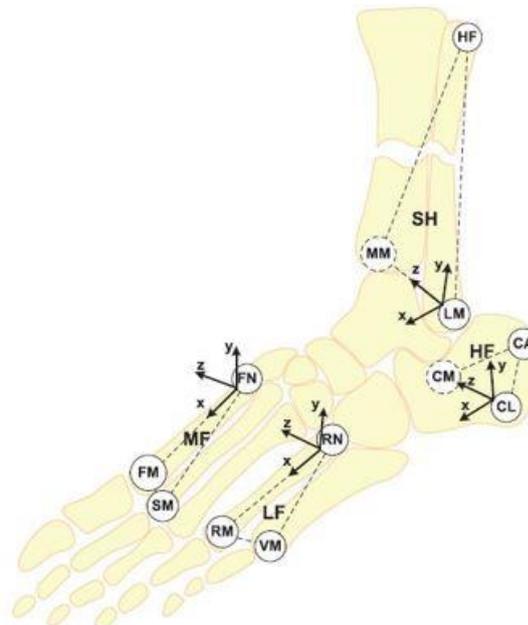


Figura 21: sistemi di riferimento per i segmenti di piede definiti Rouhani (Rouhani et al., 2012)

Un'altra tecnica utilizzato è stata quella degli assi principali di inerzia (Coburn et al., 2007; Beimers et al., 2008). Questo permette una rapida definizione dei sistemi di riferimento anatomici basta sulla morfologia, ma ha però degli evidenti limiti nell'interpretazione clinica e nell'univocità di identificazione.

Lo studio del moto, infine, presenta una complessità nell'analisi dei dati, specialmente quando l'articolazione è complessa e investe un notevole numero di ossa come può essere il caso del piede l'unica possibilità per la ricostruzione della cinematica è quella di una serie di pose statiche in CT (Neu et al., 2001; Sebastian et al., 2003). In questo caso una procedura veloce

e accurata per processare i dati è necessaria. Non è scopo di questa tesi presentare metodi e tecniche per la segmentazione automatica o la registrazione automatica presenti in letteratura, ma comunque si vuole evidenziare la necessità di una procedura velocità e accurata per queste operazioni (Chang et al., 2019; Fripp et al., 2007). Sono presenti in letteratura alcuni algoritmi di segmentazione automatica (Fu et al., 2017; Anas et al., 2016; Buie et al., 2007; van Eijnatten et al., 2018) e l'algoritmo di 'Iterative Closest Point' (ICP) (Besl & McKay, 1992) utilizzato per la ricostruzione cinematica articolare (Foster et al., 2019).

MATERIALI E METODI

3.1 Prove sperimentali ed elaborazione dei dati

Lo studio in-vitro coinvolge tre donatori, senza patologie pregresse, il cui arto inferiore è stato disarticolato all'anca. Dopo essere state adeguatamente scongelata per un periodo di oltre 24 ore e dopo aver verificato la mobilità dell'articolazione della caviglia e del piede, si è resa necessaria la rescissione totale del tendine d'Achille, per permettere di compiere tutto il range di movimento di interesse per lo studio. Successivamente, la gamba è stata ingessata per consentire solamente la mobilità dell'articolazione di caviglia e piede, immobilizzando il movimento reso possibile dall'articolazione del ginocchio.

Il setup sperimentale della prova comprende oltre la struttura in legno per permettere l'afferraggio in macchina anche di una serie di cunei in legno (fig. 22) per ottenere il mantenimento della posa desiderata in CT. (fig. 23)

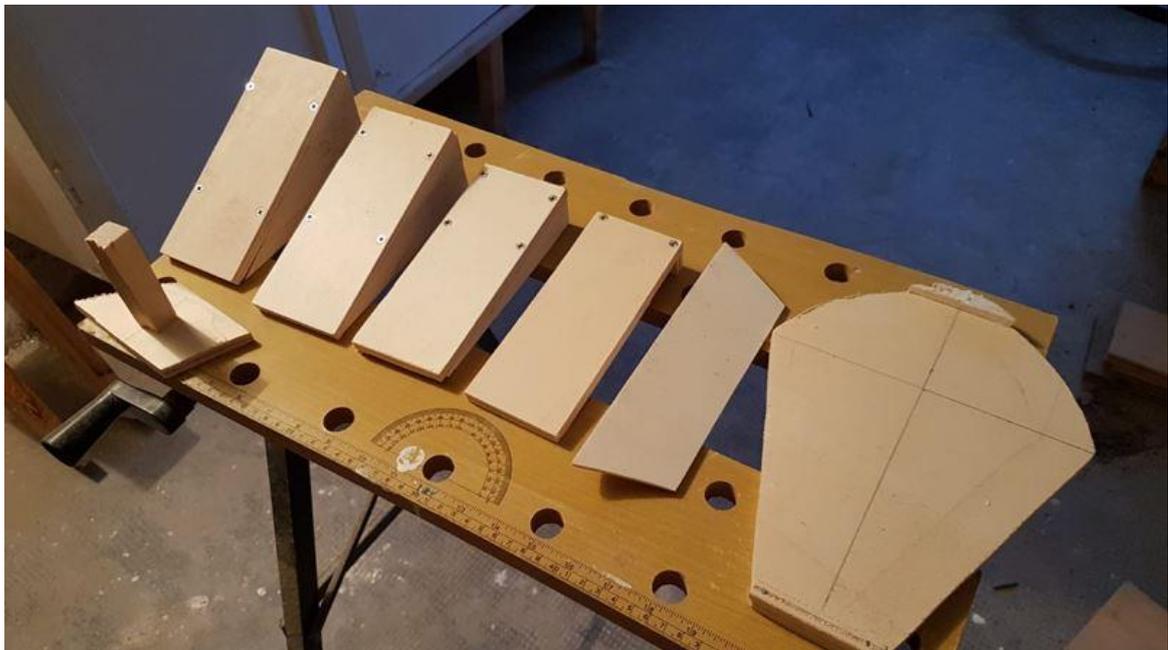


Figura 22: cunei di legno per ogni posa



Figura 23: gamba mantenuta in posa dai cunei di legno

La gamba ingessata è stata posizionata nella Weight-Bearing CT (WBCT) tramite gli afferraggi che consente di tenere la gamba in posizione eretta. Le scansioni sono state effettuate sia in scarico, mediante ausilio di cinghie (fig. 24a), sia in carico dove oltre il peso del complesso gamba-gesso sono stati applicati assialmente dai 20 ai 30 kg a seconda del peso corporeo del soggetto (fig. 24b). Sono state fatte 15 scansioni per testare il range di movimento (ROM) di dorsi-plantar flessione da -30° a 20° in 5 pose discrete: -30° -10° 0° 10° e 20° . Le stesse pose discrete sono state ripetute applicando 10° di inversione e poi ripetute ulteriormente applicando 10° di eversione. Infine, due ulteriori scansioni sono state eseguite applicando, oltre il peso del complesso gamba-gesso, anche un carico di torsione alla tibia sia in senso orario che in senso antiorario (fig. 24c).



Figura 24: Le tre diverse tipologie di carico applicate: a) scarico b) un carico esterno assiale oltre il proprio peso c) oltre al carico assiale e al peso anche un carico di torsione

La Weight – Bearing CT utilizzato per lo studio è della tecnologia Cone Beam CT (OnSight Extremity System, Carestream®, Rochester, NY), il cui processo di ricostruzione 3D è rappresentato nella seguente immagine (fig. 25).



Figura 25: processo di ricostruire in WBCT

La procedura semi-automatica proposta in questa tesi per la ricostruzione cinematica di tutte le ossa del piede comprende il processo di segmentazione semiautomatico per ricostruire il modello 3D di ciascun osso del piede dalla tibia fino ai metatarsi e il processo di registrazione automatico basato su algoritmo ICP.

Come prima operazione, è possibile separare la CT in due parti in Slicer 4.10 per poter agevolare il peso computazionale, scomponendo la mole di dati da processare e, di conseguenza, il tempo di processo.

La segmentazione è stata eseguita in ambiente MITK e si basa su una identificazione iniziale delle ossa tramite sogliatura (fig. 26a). La soglia va selezionata manualmente tra un intervallo di 280 e 400 HU per minimizzare la sovrapposizione fra le ossa, ma al contempo permettere la corretta identificazione delle ossa. Il risultato di questa operazione va poi, se necessario, aggiustato manualmente (fig. 26b). La segmentazione è completata da un'operazione morfologica di chiusura i cui parametri sono: elemento strutturale sfera con un raggio di 18 mm. Infine, viene completata la segmentazione un'operazione morfologica di riempimento dei buchi (fig. 26c). Il modello 3D ottenuto viene raffinato in Geomagic Studio 2012 tramite un processo di rimozione degli spikes con valore 20, di smoothing con valore di 0.02 mm e 5 iterazioni, di remesh con dimensioni elemento pari a 1 mm e un successivo smoothing con gli stessi valori precedenti (fig. 26d). Il processo è stato ripetuto per tutte le 14 ossa di interesse del piede e per le trentadue CT eseguite per poter creare il modello 3D del piede nelle diverse pose.

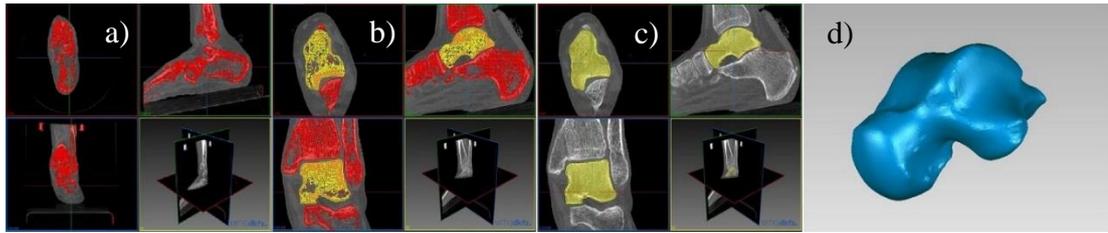


Figura 26: il processo semiautomatico per la segmentazione e la ricostruzione del modello 3D dell'osso

La registrazione è stata fatta con un processo automatico in Matlab e per alcune ossa, di cui si aveva solo una porzione con un processo automatico in Geomagic Studio 2012 (fig. 27). Il processo implementato in Matlab si basa su un primo allineamento mediante gli assi principali di inerzia e un successivo allineamento tramite algoritmo ICP (iterative closest point). In allegato 2, il codice Matlab per la registrazione. Dove si aveva solo una porzione di osso scansionato come in tibia, fibula e nel primo metatarso è stata eseguito un processo automatico in Geomagic dove la registrazione avviene mediante l'operazione di 'Best Fit alignment'. La registrazione permette di ottenere la matrice che identifica la trasformazione dalla posa anatomica alla posa i-esima, che permette di ricostruire la cinematica attraverso le pose discrete scansionate.

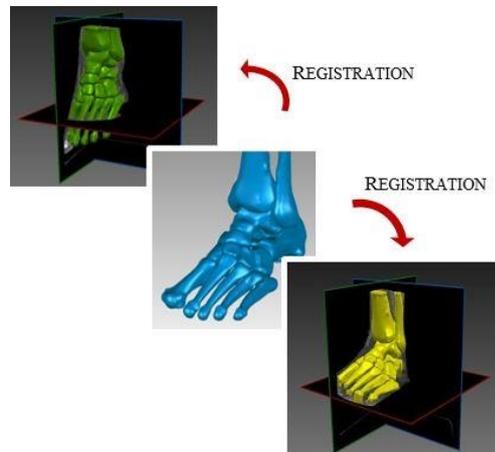


Figura 27: il processo di registrazione automatico per la ricostruzione cinematica

3.2 Validazione della procedura semiautomatica per la ricostruzione cinematica

È stata calcolata l'accuratezza della procedura andando a validare il processo di segmentazione semi-automatico e il processo di registrazione automatico. La qualità del processo semiautomatico di segmentazione è stata valutata nel confronto con una segmentazione manuale. Lo studio di qualità è stato fatto su tre ossa di differente morfologia come talo, cuneiforme intermediale e primo metatarso di due piedi sani e un piede patologico. Le ossa di interesse sono state segmentate sia con il processo semi-automatico, qui presentato,

sia con il processo manuale. È stato poi calcolato il coefficiente DICE (Fu et al., 2017) per la valutazione dell'accuratezza della segmentazione semiautomatica rispetto a quella manuale. L'accuratezza del processo di registrazione e, più in generale, della procedura per la ricostruzione cinematica è stato valutato applicando una trasformazione nota di rototraslazione al DICOM e poi andando a ricreare il modello 3D dell'osso nella nuova posa con il processo di segmentazione descritto e poi andando a registrare con l'algoritmo di registrazione, qui proposto. Le due trasformazioni, quella nota e quella ottenuta tramite registrazione, sono state confrontate in termini di rotazioni e traslazioni ottenute con la sequenza cardanica definita in precedenza (z-y-x). Le trasformazioni testate sono state dieci in totale: cinque per due piedi differenti e sono state applicate alla scansione della posa neutra, scelte casualmente nel range di movimento del piede.

3.3 Definizione dei sistemi di riferimento anatomici secondo un nuovo criterio funzionale

Il passo successivo è stata la definizione dei sistemi di riferimento anatomici per ogni singolo osso. La definizione è stata fatta utilizzando un criterio funzionale e morfologico basato sulle superficie articolari e sulla geometria dell'osso. Il processo si basa sull'evidenziazione di superfici articolari di interesse e il fitting di alcuni solidi geometrici. Le caratteristiche geometriche di questi solidi sono utilizzate per definire i sistemi di riferimento anatomici. Di seguito è spiegata la procedura svolta in Geomagic Studio 2012 e in Rhinoceros 6 per poter ottenere i sistemi di riferimento anatomici. In allegato 2, i codici Matlab per la generazione dei sistemi di riferimento anatomici.

La direzione positiva dell'asse x punta anteriormente, la direzione positiva dell'asse y punta prossimalmente e la direzione positiva dell'asse z punta verso destra quindi medialmente nel caso di piede sinistro e lateralmente nel caso di piede destro. Le terne così ottenute sono sempre destrorse.

Tibia.

Si seleziona la superficie articolare fra la tibia e la volta talare (fig. 28a) sulla quale viene fittato un cilindro (fig. 28b). La tibia viene poi tagliata all'altezza che mi rende disponibile la WBCT e viene fittato una circonferenza (fig.28). I punti notevoli di mio interesse sono il centro della circonferenza di base del cilindro B, il centro della circonferenza top del cilindro T e il centro della circonferenza fittata sulla tibia C.

O: il punto medio fra B e T.

Asse y: definito come C-O.

Asse z: la componente ortogonale dell'asse del cilindro fittato all'asse y definito in precedenza e che punta verso destra.

Asse x: ottenuto dal prodotto vettoriale fra asse y e asse z.

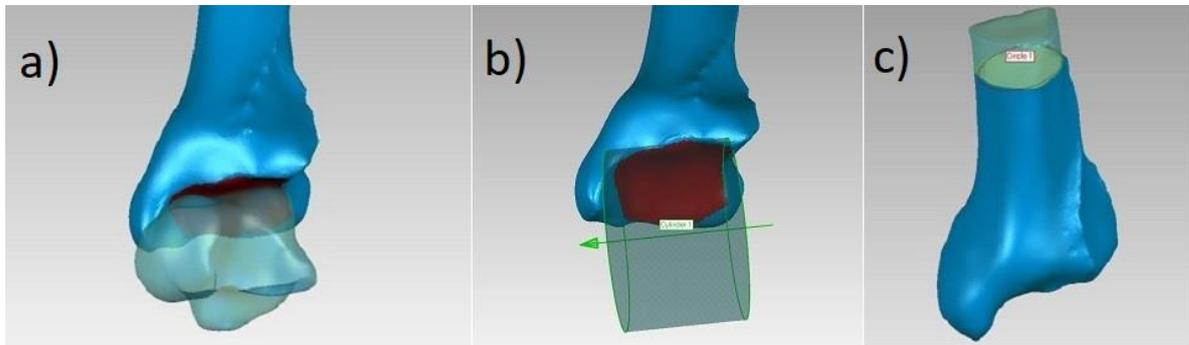


Figura 28: costruzione del sistema di riferimento anatomico di tibia

Fibula.

Si seleziona la superficie articolare fra fibula e talo (fig. 29°), si fitta un piano π_1 (fig. 29b) e si prende il centro del piano P e la perpendicolare al piano. Si taglia una porzione di diafisi e si fitta una circonferenza sulle superfici estreme (fig. 29c) e di queste due circonferenze definisco i centri C1 e C2. Definisco un piano perpendicolare π_2 alla retta C1-C2 e passante per il punto P.

O: intersezione fra la retta definito da C1 e C2 e il piano π_2 .

Asse y: definito come C1-C2.

Asse z: perpendicolare al piano π_1 e ortogonale all'asse y e che punta verso destra.

Asse x: ottenuto dal prodotto vettoriale fra asse y e asse z.

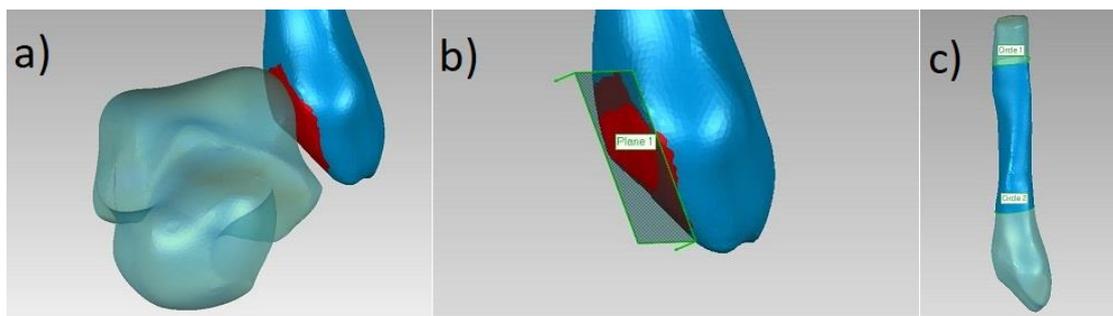


Figura 29: costruzione del sistema di riferimento anatomico di fibula

Talo.

Si seleziona la superficie articolare fra volta talare e tibia (fig. 30°) e si fitta un cono (fig. 30b). Si seleziona la testa, superficie articolare fra talo e scafoide, e il collo del talo (fig. 30c) e su questo si fitta una sfera (fig. 30d).

Si considerino l'asse del cono fittato e i punti notevoli delle figure geometriche seguenti: centro sfera C, punto base del cono B, punto top del cono T.

O: il punto medio fra B e T.

Asse z: asse del cono che punta verso destra.

Asse y: definisco vettore C-O e ottengo asse x facendo prodotto vettoriale fra questo vettore appena definito e asse z.

Asse x: ottenuto dal prodotto fra asse y e asse z.

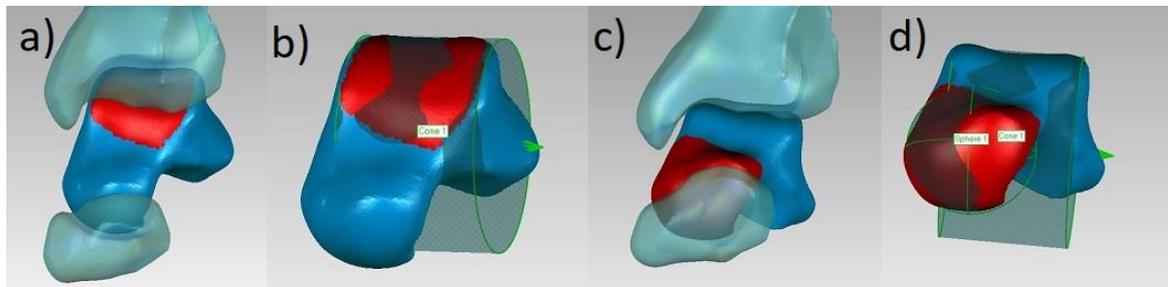


Figura 30: costruzione del sistema di riferimento anatomico di talo

Calcagno.

Si seleziona le superfici articolari fra il calcagno e il talo come da riferimento (Parr et al., 2012) e si fittano due sfere su ciascuna delle superfici articolari evidenziate (fig. 31). Si calcolino il centroide del calcagno e gli assi principali di inerzia.

O: centroide del calcagno.

Asse x: direzione ottenuta da C1-C2.

Asse y: la componente ortogonale all'asse x della direzione principale di inerzia che forma il minor angolo con l'asse z del sistema di riferimento di tibia.

Asse z: ottenuto dal prodotto vettoriale fra asse x e asse y.

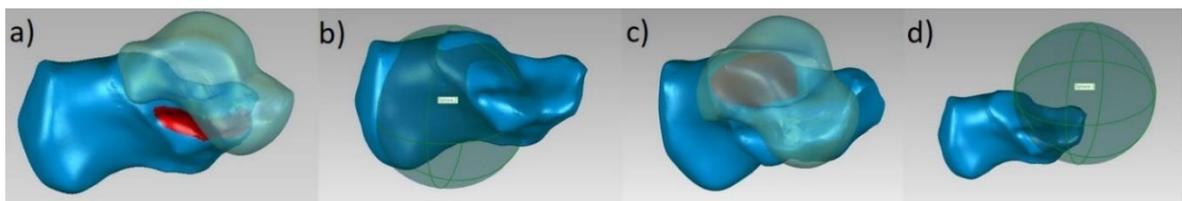


Figura 31: costruzione del sistema di riferimento anatomico di calcagno

Scafoide.

Si seleziona la superficie articolare fra scafoide e talo (fig. 32°) e si fitta una sfera (fig. 32b) di cui è definito il centro C. Si calcolino il centroide e gli assi principali di inerzia.

O: centroide dello scafoide

Asse x: definito da O-C.

Asse z: la componente ortogonale all'asse x della direzione principale di inerzia che forma il minor angolo con l'asse z del sistema di riferimento di tibia.

Asse y: ottenuto dal prodotto vettoriale fra asse z e asse x.

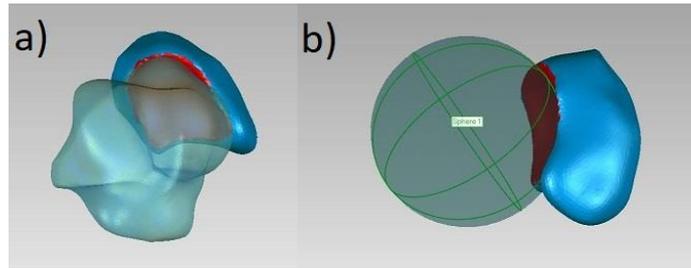


Figura 32: costruzione del sistema di riferimento anatomico di scafoide

Cuneiforme mediale.

Si seleziona la superficie articolare fra il cuneiforme mediale e il primo metatarso, si fitta un piano e si ricava la perpendicolare. Lo stesso processo è fatto per la superficie articolare fra cuneiforme mediale e cuneiforme intermediale (fig. 33). Si calcoli il centroide del cuneiforme.

O: centroide del cuneiforme mediale.

Asse x: perpendicolare al piano fittato sulla superficie articolare fra il cuneiforme mediale e il primo metatarso che punta anteriormente.

Asse z: la componente ortogonale all'asse x della perpendicolare al piano fittato sulla superficie articolare fra il cuneiforme mediale e il cuneiforme intermediale e il secondo metatarso.

Asse y: ottenuto dal prodotto vettoriale fra asse z e asse x.

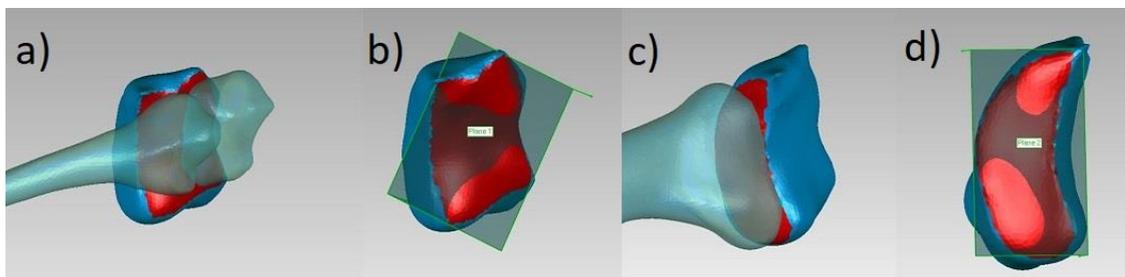


Figura 33: costruzione del sistema di riferimento anatomico di cuneiforme intermediale

Cuneiforme intermediale.

Si seleziona la superficie articolare fra il cuneiforme intermediale e il secondo metatarso, si fitta un piano e si ricava la perpendicolare. Lo stesso processo è fatto per la superficie articolare fra cuneiforme intermediale e cuboide, su superficie articolare fra cuneiforme intermediale e cuneiforme laterale e fra cuneiforme intermediale e scafoide (fig. 34). Si calcoli il centroide del cuneiforme.

O: centroide del cuneiforme intermediale.

Asse x: asse medio dato dalle perpendicolari ai piani che articolano, rispettivamente, con il secondo metatarso e lo scafoide.

Asse z: componente ortogonale all'asse x dell'asse medio dato dalle perpendicolari ai piani che articolano, rispettivamente, con il cuneiforme mediale e con il cuneiforme laterale.

Asse y: ottenuto dal prodotto vettoriale fra asse z e asse x.

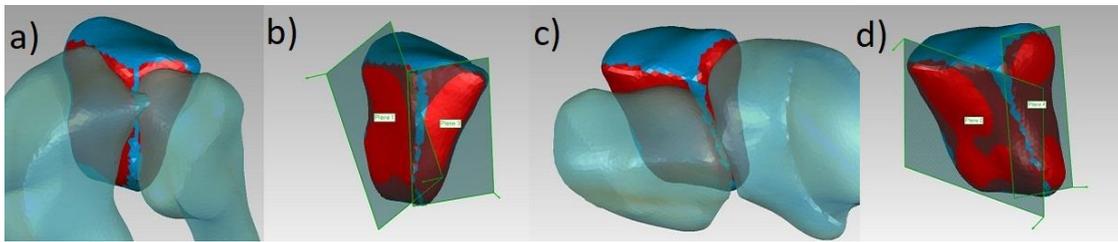


Figura 34: costruzione del sistema di riferimento anatomico di cuneiforme intermediale

Cuneiforme laterale.

Si seleziona la superficie articolare fra il cuneiforme laterale e il terzo metatarso, si fitta un piano e si ricava la perpendicolare. Lo stesso processo è fatto per la superficie articolare fra cuneiforme laterale e cuneiforme intermediale, su superficie articolare fra cuneiforme intermediale e cuboide e, infine, fra cuneiforme intermediale e scafoide (fig. 35). Si calcoli il centroide del cuneiforme.

O: centroide del cuneiforme laterale.

Asse x: asse medio dato dalle perpendicolari ai piani che articolano, rispettivamente, con il terzo metatarso e lo scafoide.

Asse z: componente ortogonale all'asse x dell'asse medio dato dalle perpendicolari ai piani che articolano, rispettivamente, con il cuneiforme intermediale e con il cuboide.

Asse y: ottenuto dal prodotto vettoriale fra asse z e asse x.

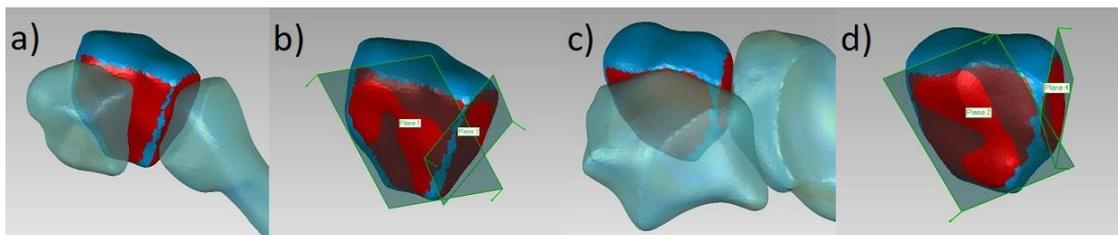


Figura 35: costruzione del sistema di riferimento anatomico di cuneiforme laterale

Cuboide.

Si seleziona la superficie articolare fra il cuboide e il quarto e quinto metatarso, si fitta un piano e si ricava la perpendicolare. Lo stesso processo è fatto per la superficie articolare fra cuboide e scafoide e cuneiforme laterale (fig. 36). Si calcoli il centroide del cuboide.

O: centroide del cuboide.

Asse x: perpendicolare al piano fittato sulla superficie articolare fra il cuboide e il quarto-quinto metatarso che punta anteriormente.

Asse z: la componente ortogonale all'asse x perpendicolare al piano fittato sulla superficie articolare fra il cuboide e il cuneiforme laterale.

Asse y: ottenuto dal prodotto vettoriale fra asse z e asse x.

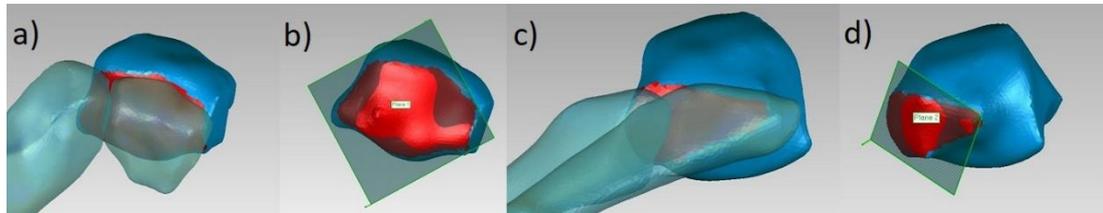


Figura 36: costruzione del sistema di riferimento anatomico di cuboide

I metatarsi.

I sistemi di riferimento anatomici dei metatarsi sono ottenuti mediante la tecnica degli assi principali di inerzia. Le direzioni ottenute sono poi 'ordinate' definendo asse x, asse y e asse z secondo la definizione degli assi dei sistemi di riferimento del rispettivo cuneiforme con cui il metatarso articola. Ad esempio, l'asse z per il primo metatarso è la direzione principale che forma il minor angolo con l'asse z del sistema di riferimento del cuneiforme mediale.

3.4 Studio di sensitività e della capacità descrittiva dei sistemi di riferimento anatomici

È stata poi valutata la sensitività dei sistemi di riferimento anatomici con la definizione qui proposta. La sensitività è stata valutata sia intra-operatore che inter-operatore. Per la prima sono stati definiti i sistemi di riferimento tre volte sullo stesso soggetto e per la seconda, invece, la definizione è stata fatta da tre operatori differenti. È stata valutata la precisione media di tutte le ossa.

Per valutare la capacità descrittiva dei sistemi di riferimento, si sono calcolati rispetto al sistema di riferimento anatomico di tibia alcuni angoli di interesse del sistema di riferimento anatomico di alcune ossa. Questi angoli sono quelli che descrivono i tre archi fisiologici del piede: arco longitudinale mediale, arco longitudinale laterale e arco trasverso. La descrizione dell'arco longitudinale mediale è avvenuta calcolando l'angolo di flessione per il calcagno, per il talo, per il cuneiforme mediale e il primo metatarso. La descrizione dell'arco longitudinale laterale è avvenuta calcolando l'angolo di flessione per il calcagno, il cuboide e il quinto metatarso. La descrizione dell'arco trasverso è avvenuta calcolando l'angolo di adduzione per il cuneiforme mediale, il cuneiforme intermediale, il cuneiforme laterale e il cuboide. La stessa procedura di segmentazione e di definizione dei sistemi di riferimento

anatomici e calcolo degli angoli è stata ripetuta per un piede affetto dalla patologia dei piedi piatti. Sono state valutate le differenze in termini di descrizione degli archi.

3.5 Descrizione della cinematica e analisi delle componenti principali (PCA)

La cinematica è ottenuta dal processo di registrazione presentato in precedenza. La matrice ottenuta identifica il cambio di posa e procedendo tramite involuppo delle pose discrete si può ottenere l'analisi cinematica di tutte le ossa del piede. Le coordinate del moto sono ottenute mediante la sequenza cardanica definita per questo studio (z-y-x). La cinematica è stata studiata riferendosi all'osso prossimale: il talo e la fibula rispetto alla tibia, il calcagno e lo scafoide rispetto al talo e i cuneiformi e il cuboide rispetto allo scafoide. L'unica eccezione sono i metatarsi, la cui cinematica è relativa allo scafoide.

L'analisi delle componenti principali (PCA) (Jolliffe & Cadima, 2002) è stata eseguita considerando due diverse dataset. Nel primo database sono state considerate 15 pose che comprendono il solo moto scarico, nel secondo database invece sono state considerate tutte le 32 pose comprendendo sia il moto che scarico, che quello carico, che le pose a cui è stata applicata la intra/extra rotazione. In allegato 2, il codice Matlab per la PCA.

La procedura per la PCA è stata eseguita come descritta da Moore et al. (Moore et al., 2010). La catena cinematica è stata ricostruita riferendosi all'osso prossima e i parametri del moto sono calcolati come descritto in precedenza. Le coordinate del moto calcolate per ogni osso e per la j-esima posa sono così raccolte nel vettore \mathbf{p}_j :

$$\mathbf{p}_j^T = [p_{1j} \ p_{2j} \ \cdot \ \cdot \ \cdot \ p_{mj}]$$

dove m è il numero di ossa, che nel nostro caso è 13. Il vettore \mathbf{p}_j è di dimensioni $6 \times 13 = 78$.

I vettori con i parametri sono organizzati così nella matrice \mathbf{P} :

$$\mathbf{P} = \begin{pmatrix} | & | & | & | \\ \mathbf{p}_1 & \mathbf{p}_2 \dots & \mathbf{p}_j \dots & \mathbf{p}_n \\ | & | & | & | \end{pmatrix}$$

dove la riga i-esima mappa la singola coordinata di moto dell'osso per le n pose del subset considerato, quindi nel caso scarico la dimensione della matrice è 78×15 , mentre nel set globale 78×32 .

Per stabilire le componenti principali è possibile calcolare gli autovettori della matrice di covarianza. Per ottenere la matrice di covarianza \mathbf{C} , si calcola la media delle righe di \mathbf{P} e si sottrae quest'ultima alla matrice \mathbf{P} per ottenere $\bar{\mathbf{P}}$,

$$\mathbf{u} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \mathbf{p}_j \quad (1)$$

È definito un vettore unitario \mathbf{h} :

$$\mathbf{h}^T = [h_1 \ h_2 \ \cdot \ \cdot \ \cdot \ h_j \ \cdot \ \cdot \ \cdot \ h_n]$$

dove $h_j=1$ per ogni j . Questo permette di sottrarre \mathbf{u} da ogni colonna di \mathbf{P} ,

$$\overline{\mathbf{P}} = \mathbf{P} - \mathbf{u}\mathbf{h}^T \quad (2)$$

la matrice di covarianza \mathbf{C} di $\overline{\mathbf{P}}$ può essere calcolata così:

$$\mathbf{C} = \frac{1}{n-1} \overline{\mathbf{P}} \overline{\mathbf{P}}^T \quad (3)$$

Gli autovettori \mathbf{v}_i della matrice di covarianza sono le componenti principali del set di dati, mentre gli autovalori λ_i rappresentano la varianza di ogni componente principale. Le coordinate del moto possono essere rappresentate come combinazione lineare delle componenti principali:

$$\mathbf{p}_j = \mathbf{u} + a_{1j}\mathbf{v}_1 + a_{2j}\mathbf{v}_2 + \dots + a_{mj}\mathbf{v}_m \quad (4)$$

Il valore del coefficiente a_{ij} può essere trovato risolvendo il sistema lineare generato riformulando (4):

$$\mathbf{P} - \mathbf{u}\mathbf{h}^T = \begin{pmatrix} | & | & | \\ \mathbf{v}_1 & \mathbf{v}_2 \dots & \mathbf{v}_m \\ | & | & | \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{11} & \dots & a_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{m1} & \dots & a_{mn} \end{pmatrix} = \mathbf{V}\mathbf{A} \quad (5)$$

da cui si ottiene la matrice dei coefficienti \mathbf{A} :

$$\mathbf{A} = \mathbf{V}^{-1} (\mathbf{P} - \mathbf{u}\mathbf{h}^T) \quad (6)$$

La matrice dei coefficienti \mathbf{A} descrive il comportamento cinematico del sistema. L'ordine del sistema può essere ridotto eliminando le componenti principali che hanno una piccola varianza. La varianza di ogni componente λ_i è stata cumulativamente sommata per determinare la totale la percentuale totale della varianza della componente principale g_k e, quindi, il suo peso sul comportamento del sistema:

$$g_k = \frac{\sum_{i=1}^k \lambda_i}{\sum_{i=1}^m \lambda_i} \quad (7)$$

Sono stati considerati i modi necessari a raggiungere il 95% totale della varianza del sistema. Per i modi considerati sono stati calcolati il valore massimo e il valore minimo e tra questi è stata fatta un'interpolazione lineare. I coefficienti ricavati sono stati utilizzati per descrivere il comportamento cinematico di ogni componente principale considerata.

RISULTATI

4.1 Sistemi di riferimento anatomici per piede sano e piede patologico

Sono presentati di seguito la rappresentazione grafica dei sistemi di riferimento anatomici relativi a un soggetto sano e a uno patologico.

I sistemi di riferimento anatomici del soggetto sano sono rappresentati per gruppi ossei e, poi sarà presentato il risultato complessivo.

Il retro piede e i relativi sistemi di riferimento: tibia, fibula, talo e calcagno. (fig. 37)

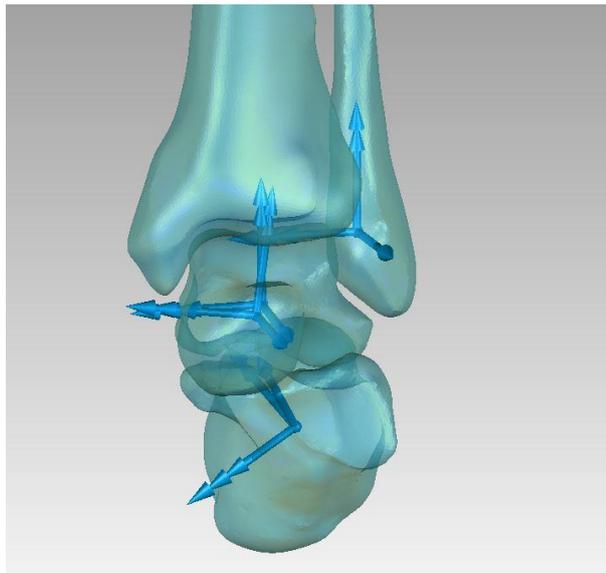


Figura 37: costruzione del sistema di riferimento anatomico di cuboide

Il mesopiede e i relativi sistemi di riferimento anatomici: scafoide, cuneiforme mediale, cuneiforme intermediale e cuneiforme laterale (fig. 38).

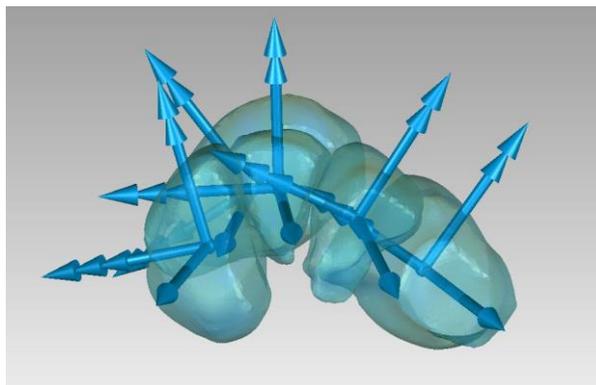


Figura 38: sistemi di riferimento anatomici per le ossa del mesopiede per un piede sano

L'avanpiede e i relativi sistemi di riferimento: i metatarsi. (fig. 39)

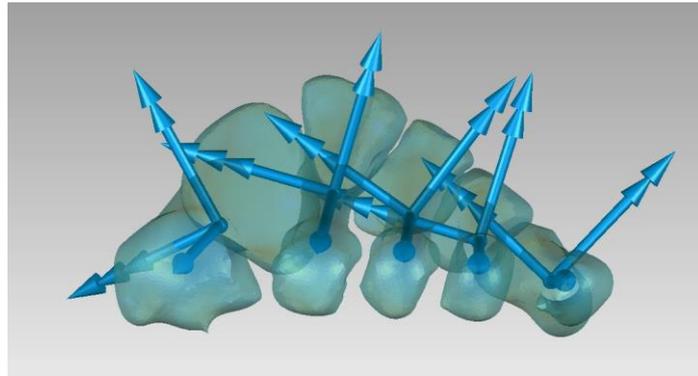


Figura 39: sistemi di riferimento anatomici per le ossa dell'avanpiede per un piede sano

Il complesso piede-caviglia e i relativi sistemi di riferimento anatomici in vista laterale per un piede sano (fig. 40)

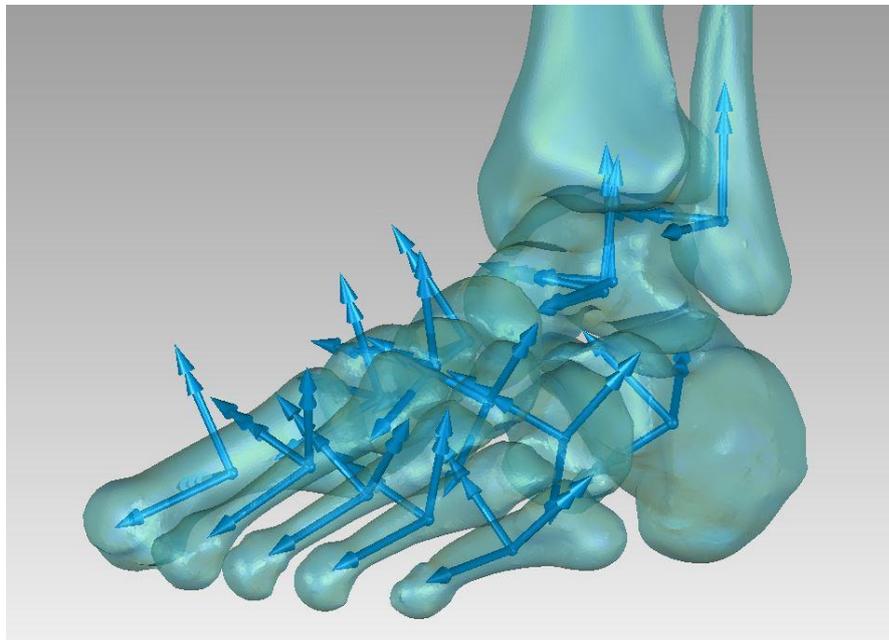


Figura 40: i sistemi di riferimento anatomici del complesso piede-caviglia in vista laterale per un piede sano

Di seguito sono presenti i sistemi di riferimenti anatomici del complesso piede-caviglia per un soggetto affetto dalla patologia dei piedi piatti (fig. 41)

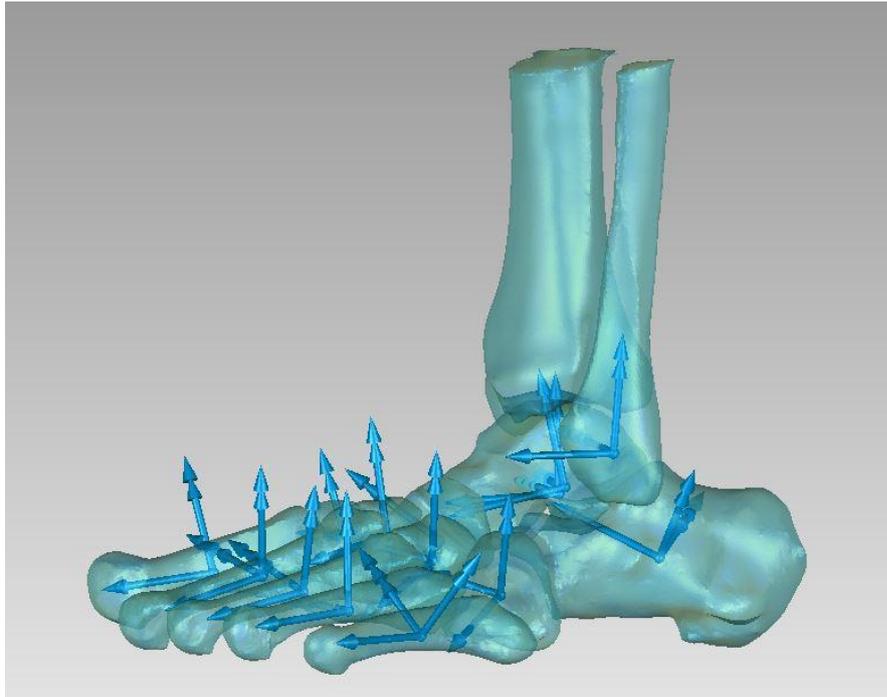


Figura 41: i sistemi di riferimento anatomici del complesso piede-caviglia in vista laterale per un piede patologico

Sono presentati di seguito la rappresentazione dell'arco longitudinale mediale formato da angolo di flessione di calcagno, talo, cuneiforme mediale e primo metatarso calcolo rispetto al sistema di riferimento di tibia sia per il piede sano (fig. 42), che per quello patologico (fig. 43). Le immagini che seguiranno sono puramente rappresentative, al fine di mostrare gli angoli di interesse in un'immagine nel piano.

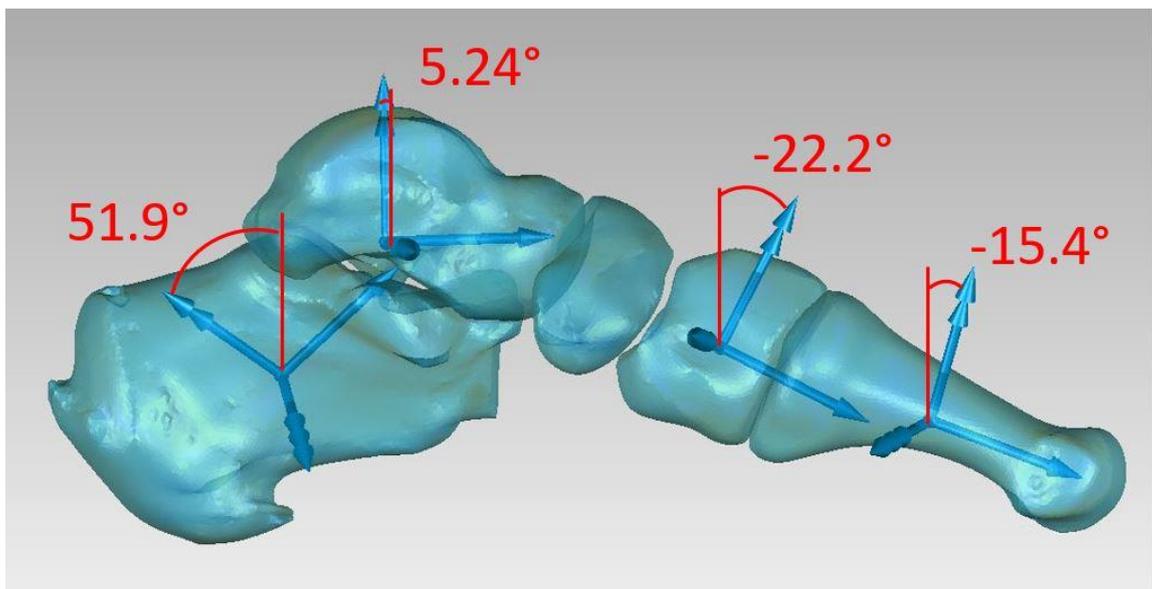


Figura 42: rappresentazione dell'arco longitudinale mediale e relativi angoli di flessione per un soggetto sano

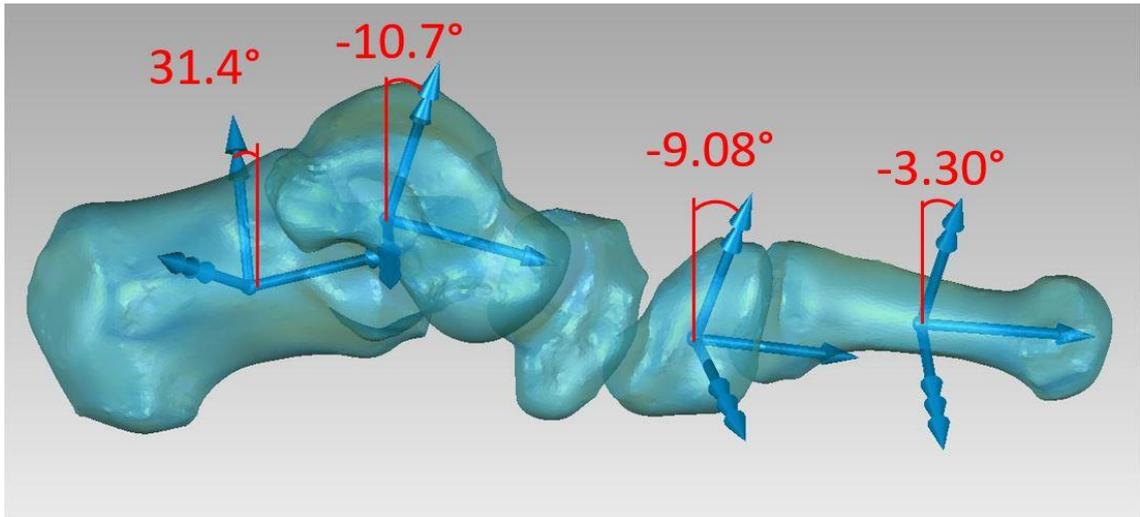


Figura 43: rappresentazione dell'arco longitudinale mediale e relativi angoli di flessione per un soggetto patologico

Sono presentati di seguito la rappresentazione dell'arco longitudinale laterale formato da angolo di flessione di calcagno, cuboide e quinto metatarso calcolo rispetto al sistema di riferimento di tibia sia per il piede sano (fig. 44), che per quello patologico (fig.45).

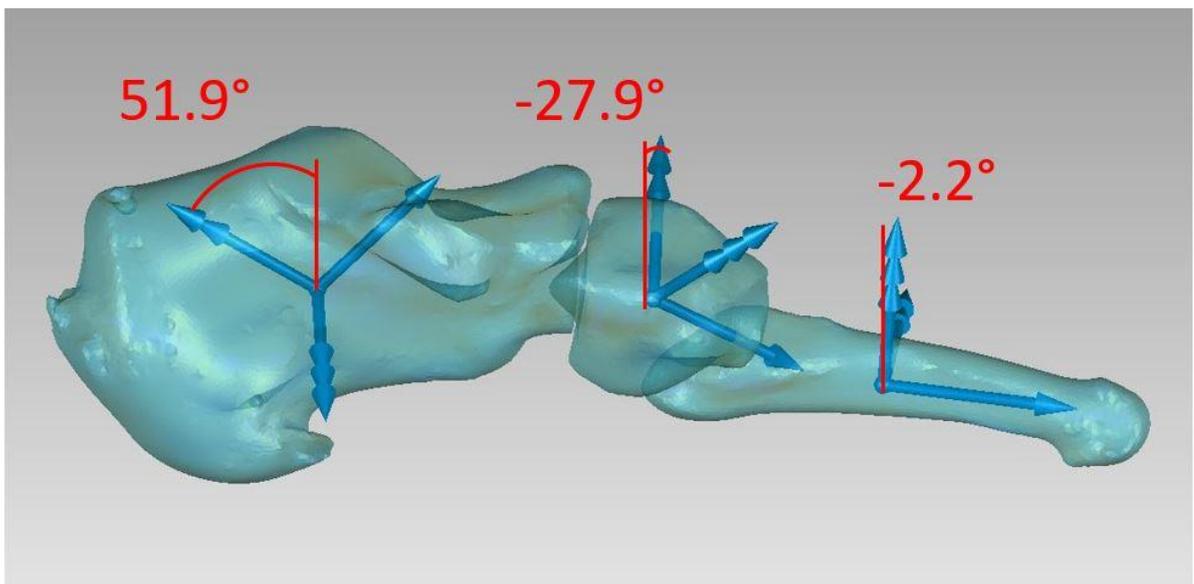


Figura 44: rappresentazione dell'arco longitudinale laterale e relativi angoli di flessione per un soggetto sano

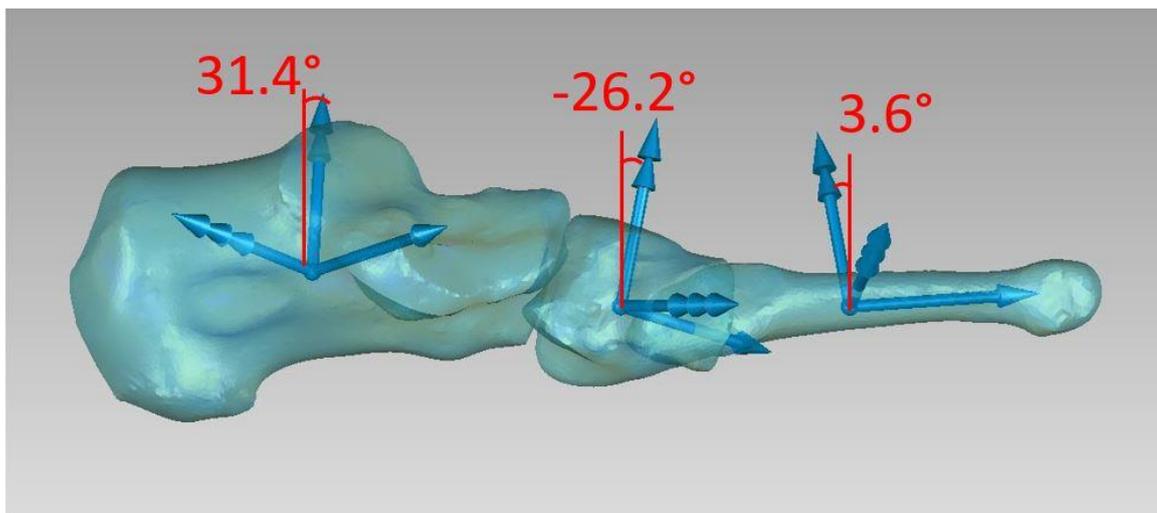


Figura 45: rappresentazione dell'arco longitudinale laterale e relativi angoli di flessione per un soggetto patologico

Sono presentati di seguito la rappresentazione dell'arco trasverso formato da angolo di abduzione di cuneiforme mediale, intermediale e trasverso e del cuboide rispetto al sistema di riferimento di tibia sia per il piede sano (fig. 46), che per quello patologico (fig. 47).

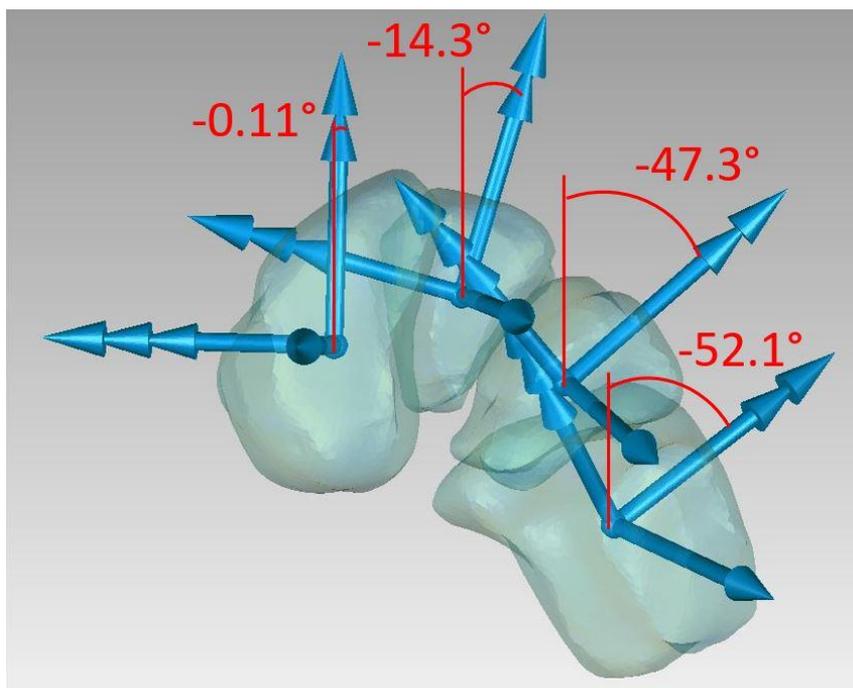


Figura 46: rappresentazione dell'arco trasverso definito da cuneiformi-cuboide e relativi angoli di abduzione per un soggetto sano

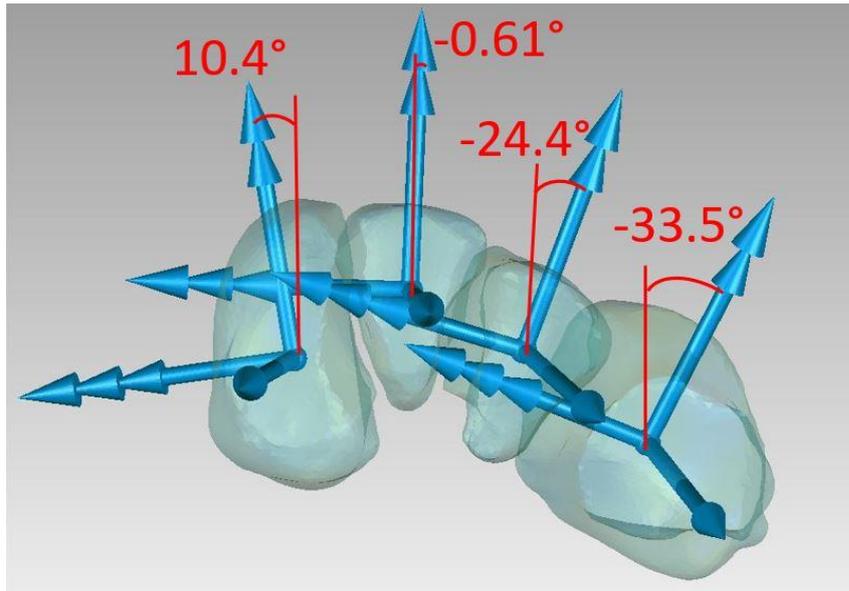


Figura 47: rappresentazione dell'arco trasverso definito da cuneiformi-cuboide e relativi angoli di abduzione per un soggetto patologico

Sono presentati di seguito la rappresentazione dell'arco trasverso formato da angolo di abduzione dei cinque metatarsi calcolo rispetto al sistema di riferimento di tibia sia per il piede sano (fig. 48), che per quello patologico (fig. 49).

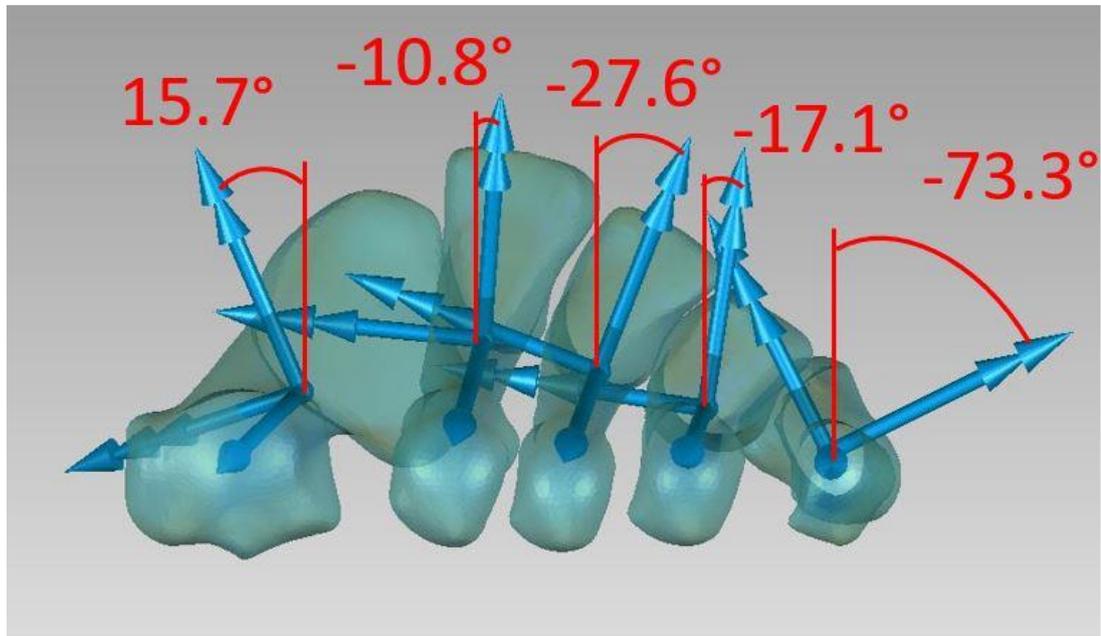


Figura 48: rappresentazione dell'arco trasverso definito dai metatarsi e relativi angoli di abduzione per un soggetto patologico

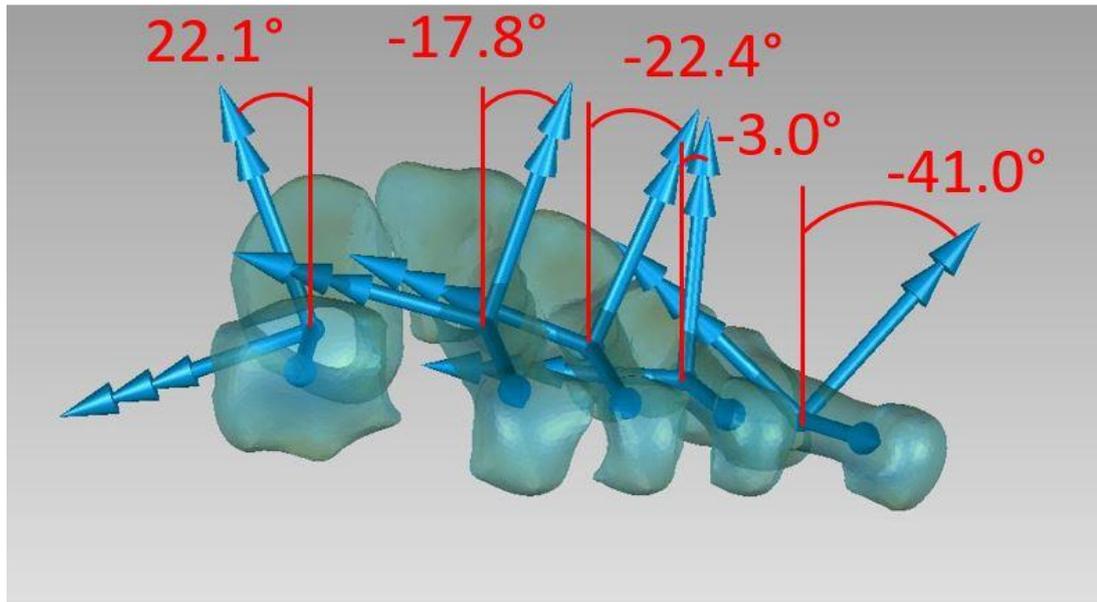


Figura 49: rappresentazione dell'arco trasverso definito dai metatarsi e relativi angoli di abduzione per un soggetto patologico

La tabella che segue indica il calcolo degli angoli di flessione e abduzione per le ossa di interesse che formano gli archi descritti in precedenza. Le tabelle rappresentano tre piedi sani e tre piedi affetti da patologia dei piedi piatti.

La tabella seguente (Tab. 1) rappresenta l'arco longitudinale mediale dei piedi in studio. Il valore medio dell'arco longitudinale mediale nel caso di soggetto sano è $112.5^\circ \pm 6.0$, mentre nel caso di soggetto patologico $162.1^\circ \pm 19.4$.

	Calcagno	Talo	Cun. mediale	Metatarso 1	Arco
Sogg. 1 sano	51.9°	5.9°	-22.2°	-15.4°	112.7°
Sogg. 2 sano	54.8°	2.3°	-20.2°	-18.8°	106.5°
Sogg. 3 sano	35.3°	-7.0°	-30.2°	-26.3°	118.4°
Media sogg, sani	47.3°±10.5	0.4°±6.7	-24.2°±5.3	-20.2°±5.6	112.5°±6.0
Sogg. 1 patol.	31.4°	-10.7°	-9.1°	-3.3°	145.3°
Sogg. 2 patol.	3.2°	26.6°	-10.9°	6.6°	183.4°
Sogg. 3 patologico	28.1°	5.9°	-11.02°	6.37°	157.7°
Media sogg. patol.	21.1°±15.5	7.3°±18.7	-10.3°±1.1	3.2°±5.7	162.1°±19.4

Tabella 1: arco longitudinale mediale per i soggetti in studio: tre soggetti sani e tre soggetti patologici con piedi piatti

La tabella seguente (Tab. 2) rappresenta l'arco longitudinale laterale dei piedi in oggetto. Il valore medio dell'arco longitudinale laterale nel caso di soggetto sano è $129.0^\circ \pm 9.2$, mentre nel caso di soggetto patologico $162.1^\circ \pm 15.8$.

	Calcagno	Cuboide	Metatarso 5	Arco
Sogg. 1 sano	51.9°	-27.9°	-2.2°	126.0°
Sogg. 2 sano	54.8°	-28.6°	-3.6°	121.6°
Sogg. 3 sano	35.3°	-24.7°	-5.4°	139.3°
Media sogg, sani	47.3°±10.5	-27.1°±2.1	-3.7°±1.7	129.0°±9.2
Sogg. 1 patol.	31.4°	-26.2°	3.6°	152.2°
Sogg. 2 patol.	3.2°	-28.8°	3.5°	180.3°
Sogg. 3 patol.	28.6°	-18.5°	2.3°	153.7°
Media sogg. patol.	21.1°±15.5	-24.5°±5.3	3.1°±0.7	162.1°±15.8

Tabella 2: arco longitudinale laterale per i soggetti in studio: tre soggetti sani e tre soggetti patologici con piedi piatti

La tabella seguente (Tab. 3) rappresenta l'arco trasverso definito da cuneiformi-cuboide dei piedi in oggetto. Le rotazioni sono state rese equiverse fra piedi differenti per poter confrontare piedi sinistri e piedi destri.

	Cun. med.	Cun. int.	Cun. Lat.	Cub.	Arco
Sogg. 1 sano	-0.11°	-14.33°	-47.30°	-52.08°	128.0°
Sogg. 2 sano	8.02°	-6.76°	-38.92°	-48.40°	123.6°
Sogg. 3 sano	-0.19°	-8.13°	-35.88°	-32.66°	147.5°
Media sogg. sani	2.6°±4.7	-9.7°±4.0	-40.7°±5.9	-44.4°±10.3	133.0°±12.7
Sogg. 1 patol.	10.43°	-0.61°	-24.37°	-33.52°	136.0°
Sogg. 2 patol.	-3.49°	-11.84°	-35.01°	-45.53°	137.6°
Sogg. 3 patol.	22.59°	9.14°	-22.31°	-24.44°	133.0°
Media sogg. patol.	9.8°±13.1	-1.1°±10.5	-27.2°±6.8	-34.5°±10.6	135.5°±2.4

Tabella 3: arco trasverso definito per cuneiformi-cuboide per i soggetti in studio: tre soggetti sani e tre soggetti patologici con piedi piatti

La tabella seguente (Tab. 4) rappresenta l'arco trasverso definito dai metatarsi dei piedi in oggetto.

	Mt1	Mt2	Mt3	Mt4	Mt5	Arco
Sogg. 1 sano	15.7°	-10.78°	-27.6°	-17.1°	-73.3°	91.0°
Sogg. 2 sano	26.0°	-17.33°	-39.6°	-22.4°	-51.3°	123.6°
Sogg. 3 sano	17.1°	-16.58°	-27.8°	-6.1°	-48.2°	147.5°
Media sogg. sani	19.6°±5.6	-14.9°±3.6	-31.7°±6.8	-15.2°±8.3	-57.6±13.7	120.7°±28.4
Sogg. 1 patol.	5.6°	-2.6°	-25.1°	-18.6°	-67.1°	138.0°
Sogg. 2 patol.	22.1°	-17.7°	-22.4°	-2.9°	-41.0°	136.0°
Sogg. 3 patol.	32.0°	-1.6°	-10.8°	-15.6°	-39.5°	133.0°
Media sogg. patol.	19.9°±13.4	-7.3°±9.0	-19.4°±7.6	-12.4°±8.3	-49.2°±15.4	135.7°±2.5

Tabella 4: arco trasverso definito dai metatarsi per i soggetti in studio: tre soggetti sani e tre soggetti patologici con piedi piatti

La stabilità dei sistemi di riferimento è valutata sia intra-operatore che inter-operatore. La precisione media intra-operatore complessiva è, rispettivamente, $0.57^\circ \pm 0.82$ e 0.33 ± 0.77 mm per le rotazioni e le traslazioni. La precisione media inter-operatore complessiva è, rispettivamente, $0.67^\circ \pm 0.72$ e 0.59 ± 1.09 mm per le rotazioni e le traslazioni. La precisione media puntuale per il sistema di riferimento di ogni osso è riportata nelle seguenti tabelle sia intra-operatore (tab. 5), che inter-operatore (tab. 6)

Precisione intra-operatore		
Bone	Rotazioni [°]	Traslazioni [mm]
Tibia	0.21 ± 0.20	1.24 ± 1.33
Fibula	0.08 ± 0.05	1.12 ± 1.51
Talo	1.59 ± 1.89	0.61 ± 0.61
Calcagno	0.63 ± 0.86	0.00 ± 0.00
Scafoide	0.11 ± 0.03	0.00 ± 0.00
Cuneiforme mediale	0.54 ± 0.34	0.00 ± 0.00
Cuneiforme intermediale	0.23 ± 0.26	0.00 ± 0.00
Cuneiforme laterale	0.40 ± 0.22	0.00 ± 0.00
Cuboide	1.37 ± 0.69	0.00 ± 0.00
Precisione media	0.57 ± 0.82	0.33 ± 0.77

Tabella 5: precisione media intra-operatore per ogni osso e valore complessivo

Precisione inter-operatore		
Bone	Rotazioni [°]	Traslazioni [mm]
Tibia	0.91 ± 0.86	1.97 ± 1.38
Fibula	0.85 ± 0.49	2.49 ± 1.40
Talo	2.07 ± 1.05	0.81 ± 0.48
Calcagno	0.27 ± 0.29	0.00 ± 0.00
Scafoide	0.18 ± 0.04	0.00 ± 0.00
Cuneiforme mediale	0.60 ± 0.53	0.00 ± 0.00
Cuneiforme intermediale	0.44 ± 0.11	0.00 ± 0.00
Cuneiforme laterale	0.32 ± 0.28	0.00 ± 0.00
Cuboide	0.38 ± 0.31	0.00 ± 0.00
Precisione media	0.67 ± 0.72	0.59 ± 1.09

Tabella 6: precisione media inter-operatore per ogni osso e valore complessivo

4.2 Accuratezza della procedura semi-automatica per la ricostruzione cinematica

Il calcolo del coefficiente DICE relativo alla valutazione di qualità del processo di segmentazione semi-automatico sono presentati nella tabella seguente (tab. 7). Il coefficiente DICE ha un valore medio di $96.4\% \pm 1.0$ con un massimo di 98% per il talo e un minimo di 94.5% per il cuneiforme intermediale.

	Talo	Cuneiforme intermediale	Primo metatarso
Sogg. 1	98%	97.1%	96.1%
Sogg. 2	97.4%	95.9%	96.3%
Sogg. 1 patologico	96.7%	94.5%	95.8%
Valore medio	$96.4\% \pm 1.0$		

Tabella 7: coefficiente DICE del processo di segmentazione semi-automatico

Il processo di segmentazione semi-automatico richiede circa due ore di lavoro manuale da parte di un operatore di cui la maggior parte per la separazione dei cuneiformi.

L'accuratezza media del processo automatico di ricostruzione della cinematica che comprende segmentazione e registrazione è $0.37^\circ \pm 0.30$ per le rotazioni e 0.09 ± 0.08 mm. L'accuratezza peggiore è stata trovata per il cuneiforme intermediale $0.53^\circ \pm 0.23^\circ$ per le rotazioni e 0.09 ± 0.08 mm, mentre la migliore è quella per il talo $0.13^\circ \pm 0.06^\circ$ e 0.09 ± 0.09 mm per rotazioni e traslazioni, rispettivamente. La tabella seguente (tab. 8) mostra anche i risultati di accuratezza per ogni osso.

	Rotazioni [°]			Traslazioni [mm]		
	Talo	Cun. Int.	Met. 1	Talo	Cun. Int.	Met. 1
Accuratezza	0.13 ± 0.06	0.53 ± 0.23	0.46 ± 0.35	0.09 ± 0.09	0.09 ± 0.08	0.10 ± 0.08
Accuratezza media	$0.37^\circ \pm 0.30$			0.09 ± 0.08		

Tabella 8: accuratezza del processo semi-automatico di ricostruzione cinematica per ogni osso e valore complessivo

4.3 Cinematica del complesso piede-caviglia

La cinematica di tutte le ossa del complesso anatomico caviglia-piede relativa all'osso prossimale è presentata di seguito per entrambi i soggetti. Sono raffigurate le coordinate delle tre rotazioni e delle tre traslazioni riferite rispetto all'angolo di flessione del talo rispetto alla tibia. L'analisi cinematica è presentata per il soggetto 1 e per il soggetto 2, per mostrare generalità dell'analisi, di alcune ossa di interesse. Inoltre, è presentato il grafico per talo e calcagno per il soggetto 3. I grafici di tutte le ossa per tutti i tre soggetti sono presentati nel materiale supplementari in allegato 1.

Analisi cinematica del soggetto 1:

Talo vs tibia (fig.50).

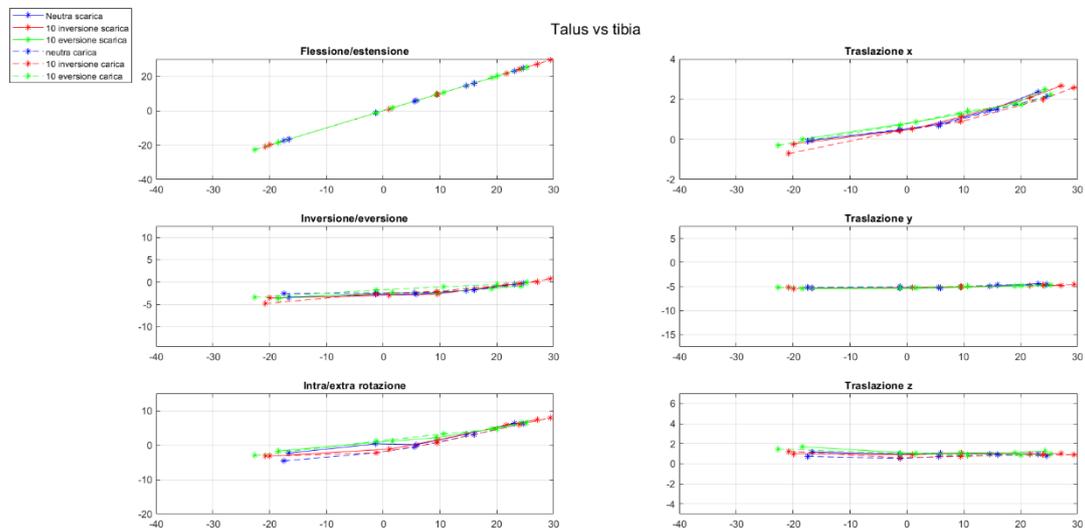


Figura 50: cinematica del talo vs tibia per il soggetto 1

Fibula vs tibia (fig. 51).

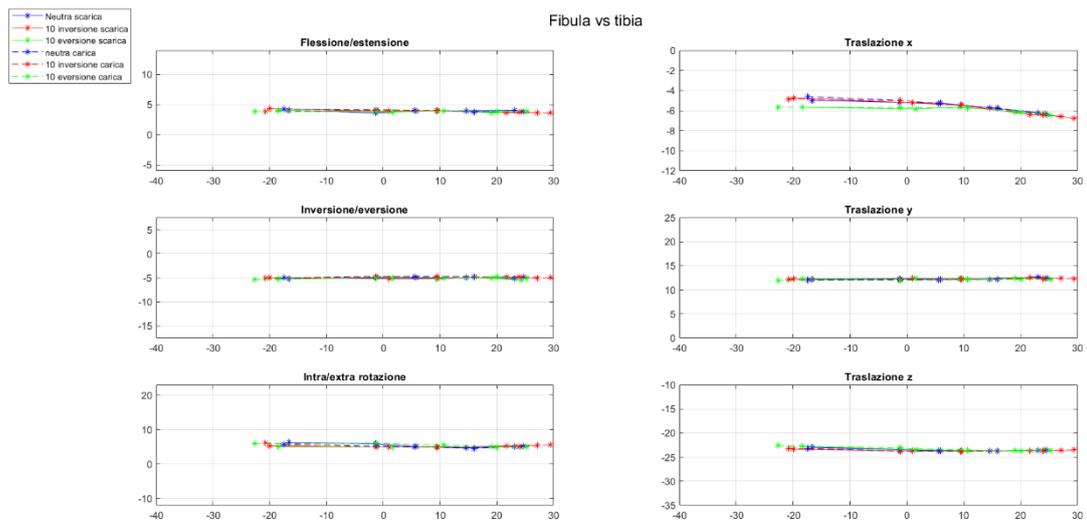


Figura 51: cinematica della fibula vs tibia per il soggetto 1

Calcagno vs talo (fig. 52).

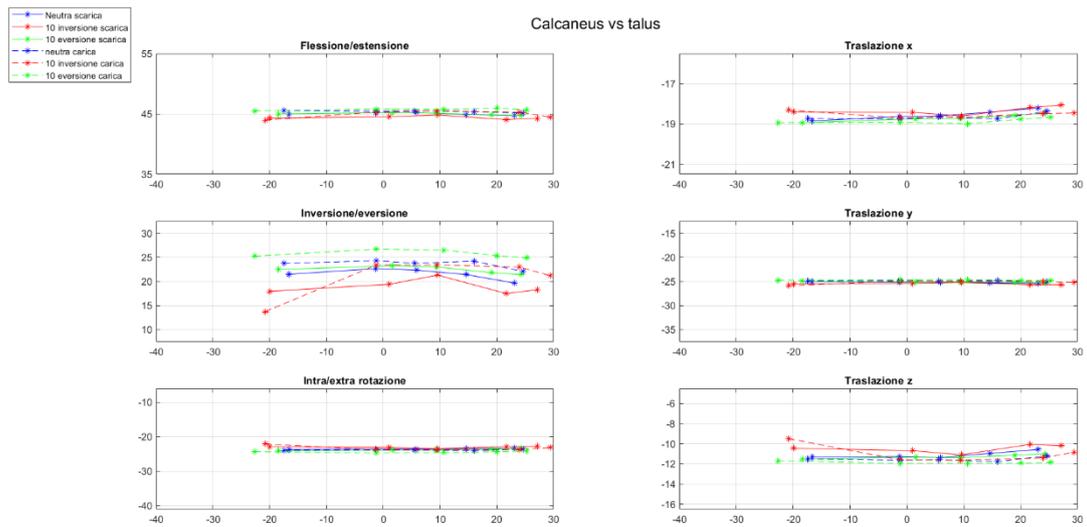


Figura 52: cinematica del calcagno vs talo per il soggetto 1

Scafoide vs talo (fig. 53).

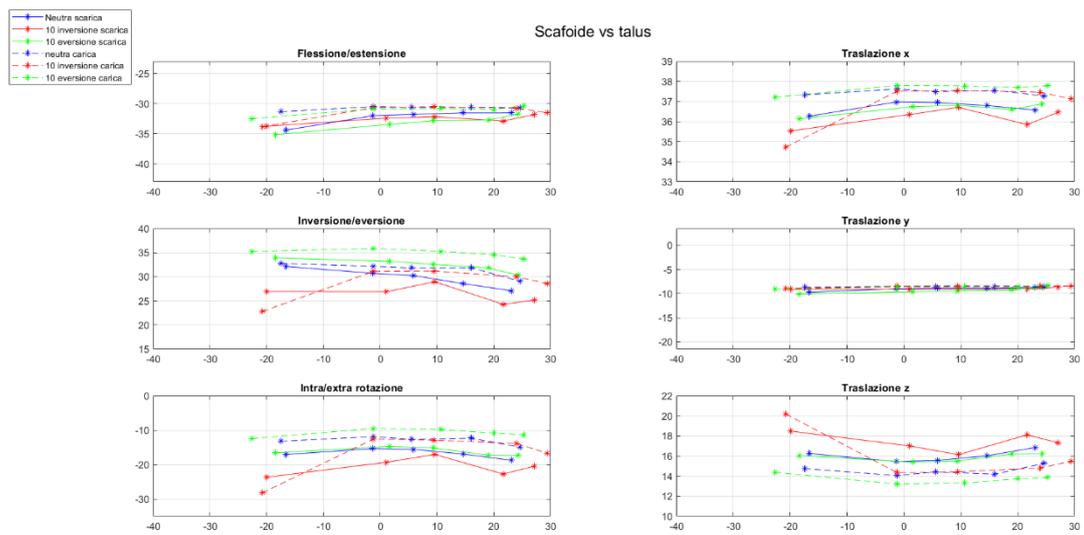


Figura 53: cinematica dello scafoide vs talo per il soggetto 1

Cuneiforme mediale vs scafoide (fig. 54).

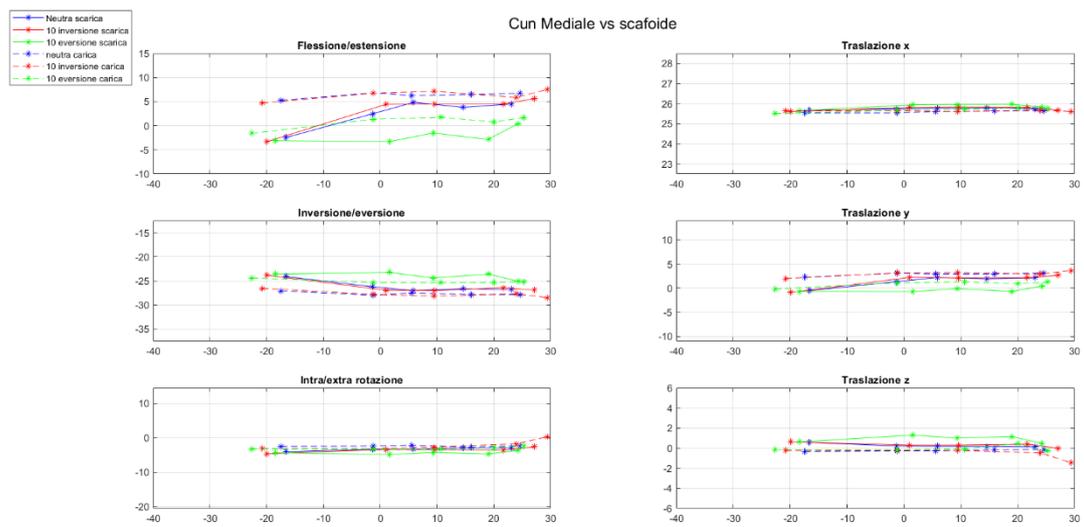


Figura 54: cinematica del cuneiforme mediale vs scafoide per il soggetto 1

Primo metatarso vs scafoide (fig. 55)

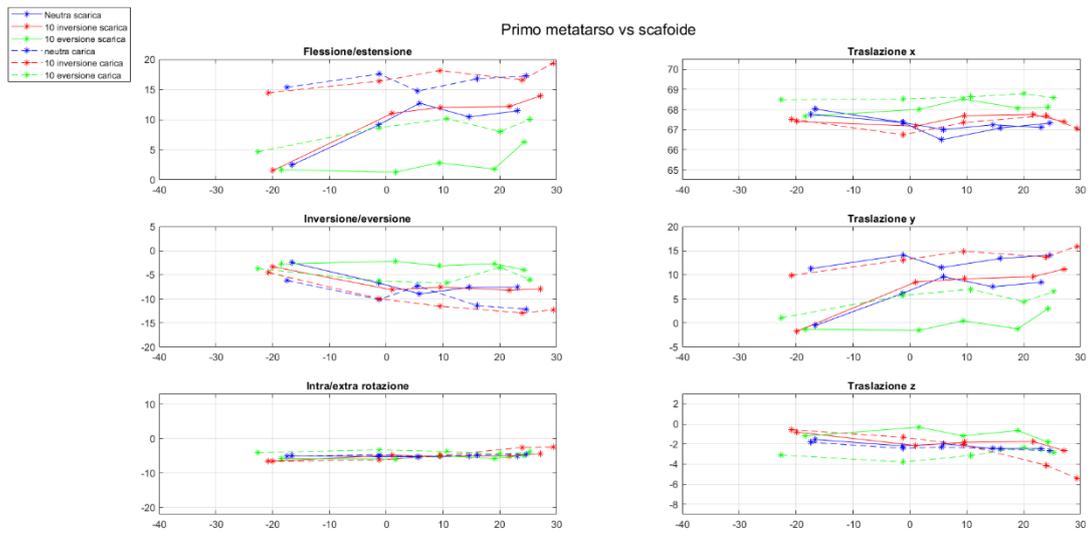


Figura 55: cinematica del primo metatarso vs scafoide per il soggetto 1

Analisi cinematica del soggetto 2:

Talo vs tibia (fig. 56)

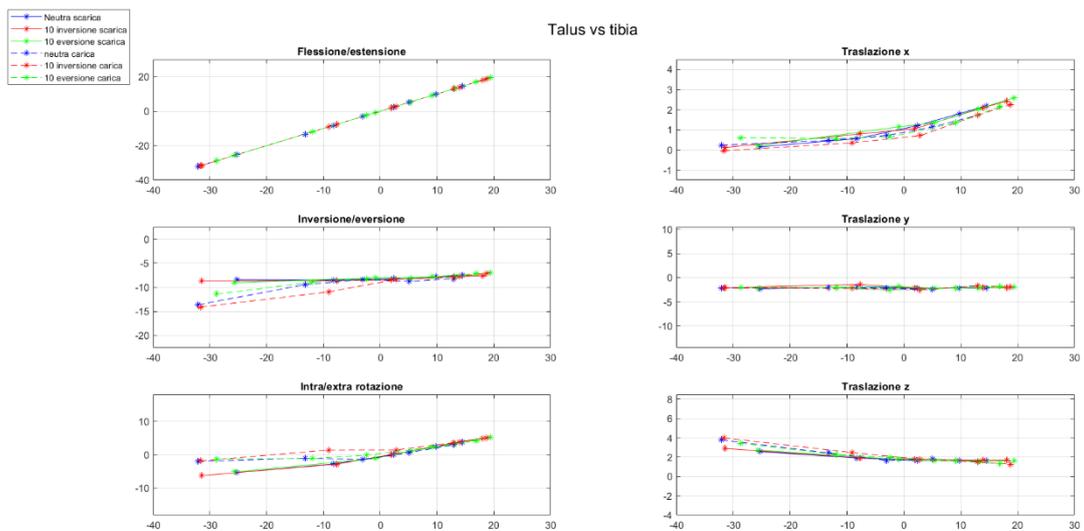


Figura 56: cinematica del talo vs tibia per il soggetto 2

Fibula vs tibia (fig. 57)

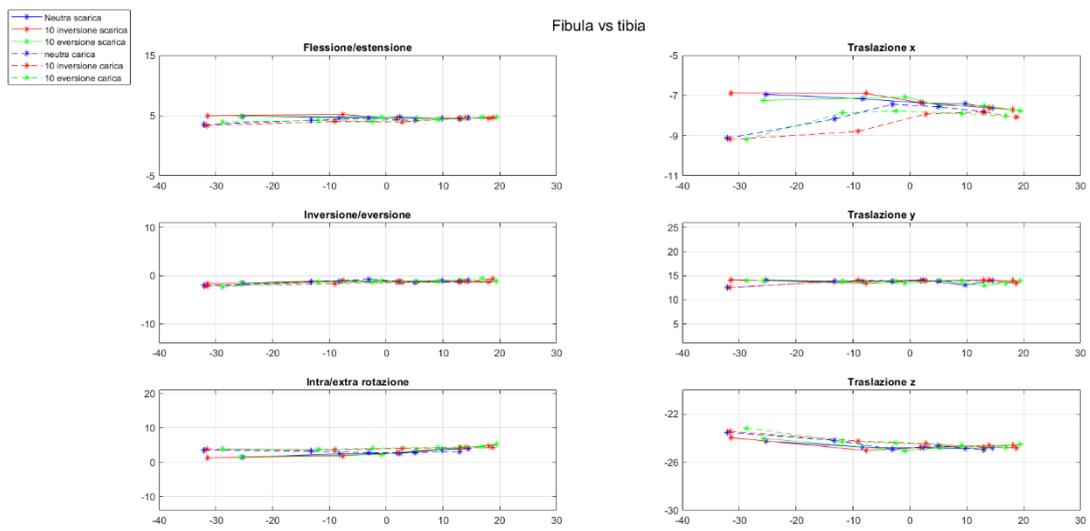


Figura 57: cinematica della fibula vs tibia per il soggetto 2

Calcagno vs talo (fig. 58)

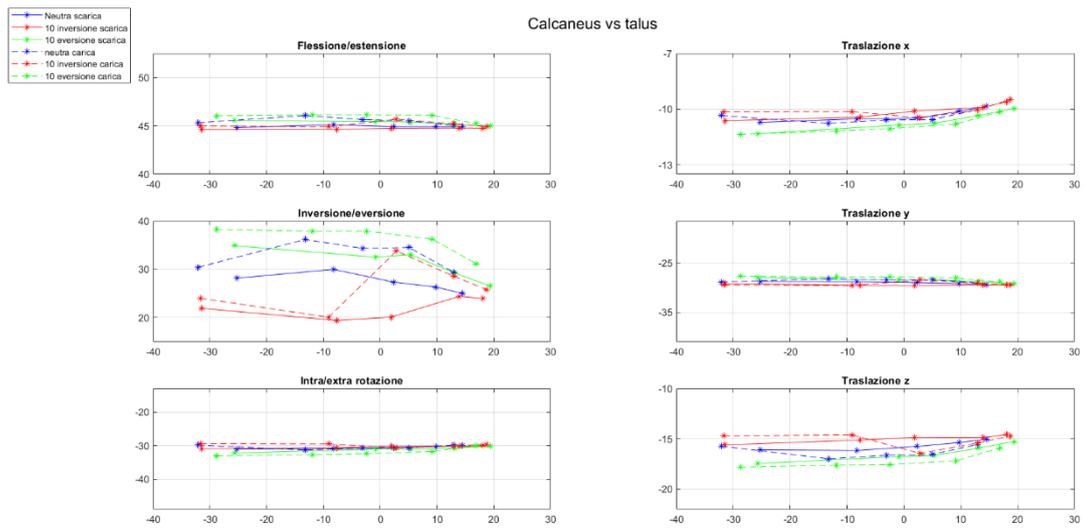


Figura 58: cinematica del calcagno vs talo per il soggetto 2

Scafoide vs talo (fig. 59)

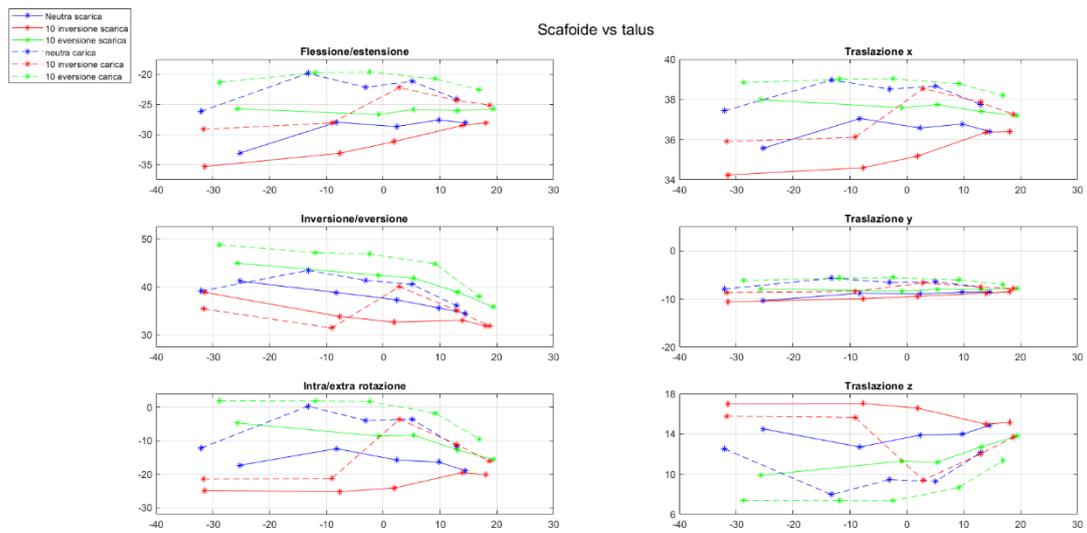


Figura 59: cinematica dello scafoide vs talo per il soggetto 2

Cuneiforme mediale vs scafoide (fig. 60)

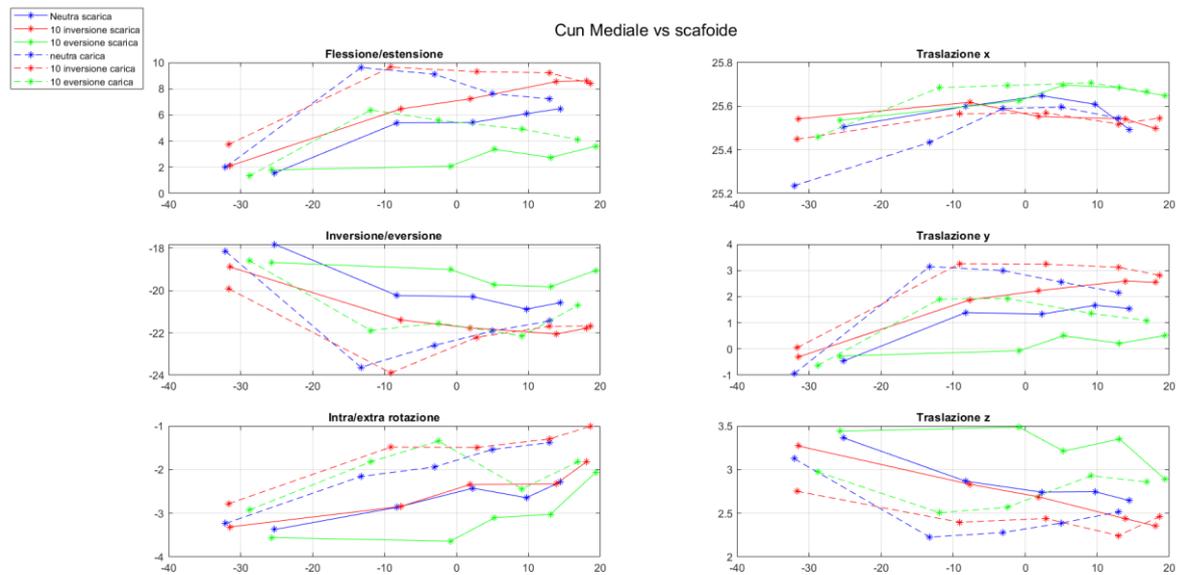


Figura 60: cinematica del cuneiforme mediale vs scafoide per il soggetto 2

Primo metatarso vs scafoide (fig. 61)

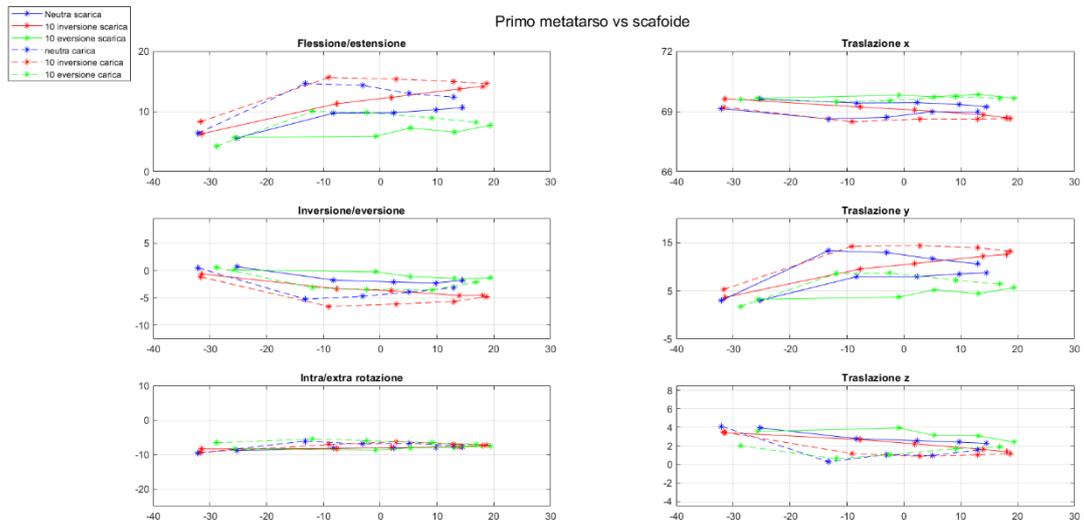


Figura 61: cinematica del primo metatarso vs scafoide per il soggetto 2

Analisi cinematica soggetto 3:

Talo vs tibia (fig. 62)

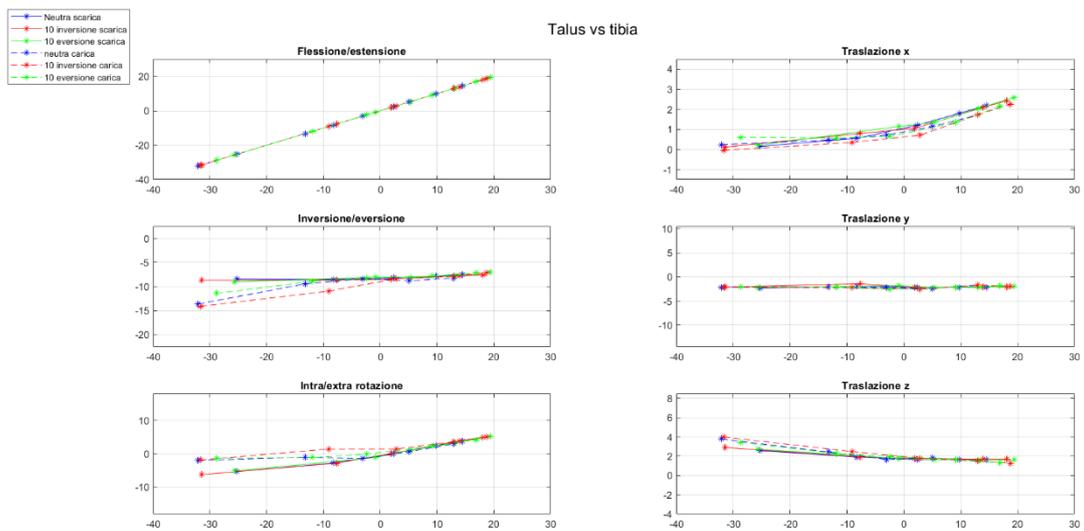


Figura 62: cinematica del talo vs tibia per il soggetto 3

Calcagno vs tibia (fig. 63)

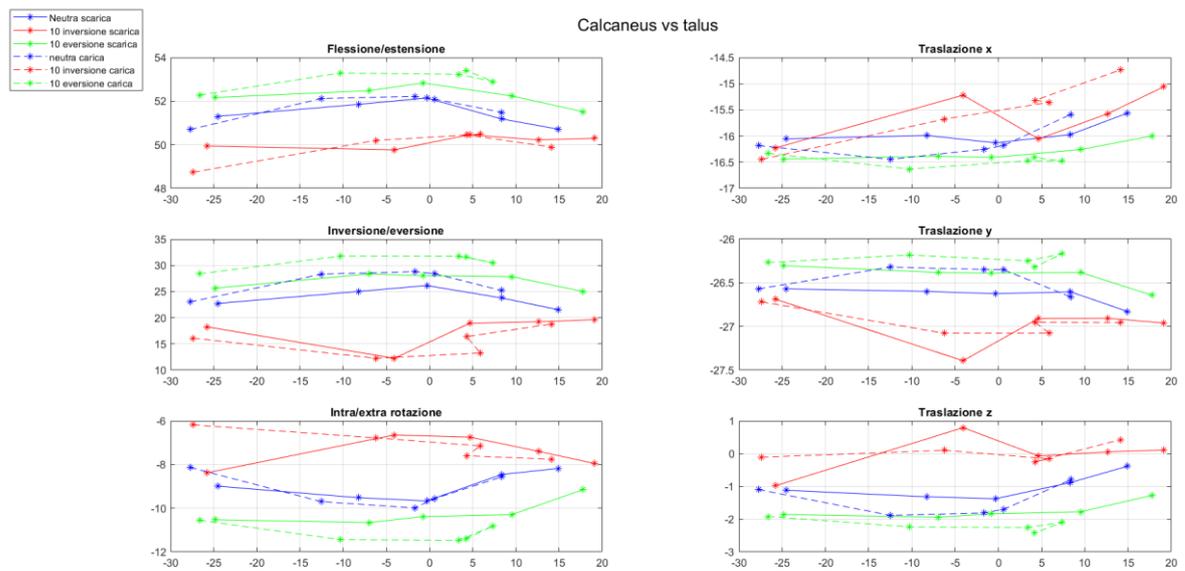


Figura 63: cinematica del calcagno vs talo per il soggetto 3

Viene mostrata di seguito (fig. 64) per il soggetto 1 una rappresentazione 3D della cinematica ricostruita riferita al talo per i movimenti di dorsiplantar-flessione, di prono-supinazione e di intra/extra rotazione della tibia.

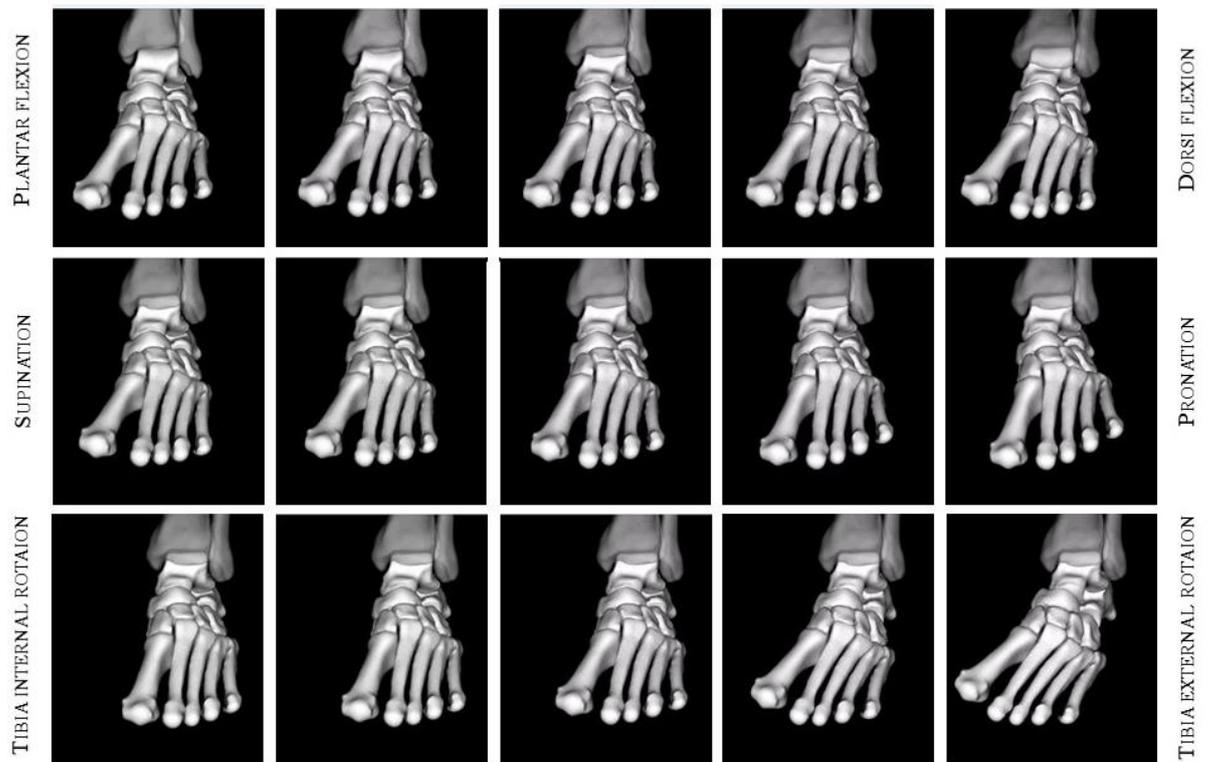


Figure 64: rappresentazione 3D della cinematica riferita al talo per il movimento di dorsiplantar-flessione (prima riga), per il movimento di prono-supinazione (seconda riga) e intra/extra rotazione (terza riga) per il soggetto 1.

4.4 Risultati PCA

Vengono presentati i risultati relativi all'analisi PCA. Le tabelle seguenti mostrano la percentuale di varianza di ogni modo e la somma totale della varianza PCA nei due diversi subset. Vengono presentati relativamente ai tre soggetti e si considera che per spiegare il movimento del piede sia necessario almeno il 95% della varianza totale.

Per il primo soggetto (tab. 9), nel caso scarico sono sufficienti tre modi (97.2%), mentre nel caso totale i modi necessari diventano quattro (96.6%) per spiegare il moto.

	Soggetto 1	
	Subset scarico	Set globale
Modo 1	72.8	56.6
Modo 2	19.5	21.7
Modo 3	4.9	14.1
Modo 4	1.2	4.2
TOT	98.4	96.6

Tabella 9: percentuale di varianza per i modi considerati nei due subset per il soggetto 1

Per il secondo soggetto (tab. 10), nel caso scarico sono sufficienti tre modi (98.6%), mentre nel caso totale i modi necessari diventano quattro (96.8%) per spiegare il moto.

	Soggetto 2	
	Subset scarico	Set globale
Modo 1	70.4	52.3
Modo 2	23.6	31.4
Modo 3	4.6	11.7
Modo 4	0.4	1.4
TOT	99	96.8

Tabella 10: percentuale di varianza per i modi considerati nei due subset per il soggetto 2

Per il terzo soggetto (tab. 11), nel caso scarico sono sufficienti tre modi (95.7%), mentre nel caso totale i modi necessari diventano quattro (95.3%) per spiegare il moto.

	Soggetto 3	
	Subset scarico	Set globale
Modo 1	58.5	37.4
Modo 2	31.2	33.8
Modo 3	6.0	22.3
Modo 4	1.6	1.8
TOT	97.3	95.3

Tabella 11: percentuale di varianza per i modi considerati nei due subset per il soggetto 3

Sono presentati i risultati dell'analisi PCA con una rappresentazione 3D. Sono presentate le quattro sinergie considerate nel confronto fra il subset scarico (grigio) e il set globale (rosso). Per compattezza sono presentati solo i primi due soggetti. Alcuni risultati per analisi PCA terzo soggetto sono presentati nel materiale supplementare in Allegato 1. Soggetto 1: il movimento è rappresentato rispetto alla tibia per la sinergia 1, rispetto al talo per la sinergia 2, rispetto al talo per la sinergia 3 e rispetto al terreno per la sinergia 4 (fig. 67).

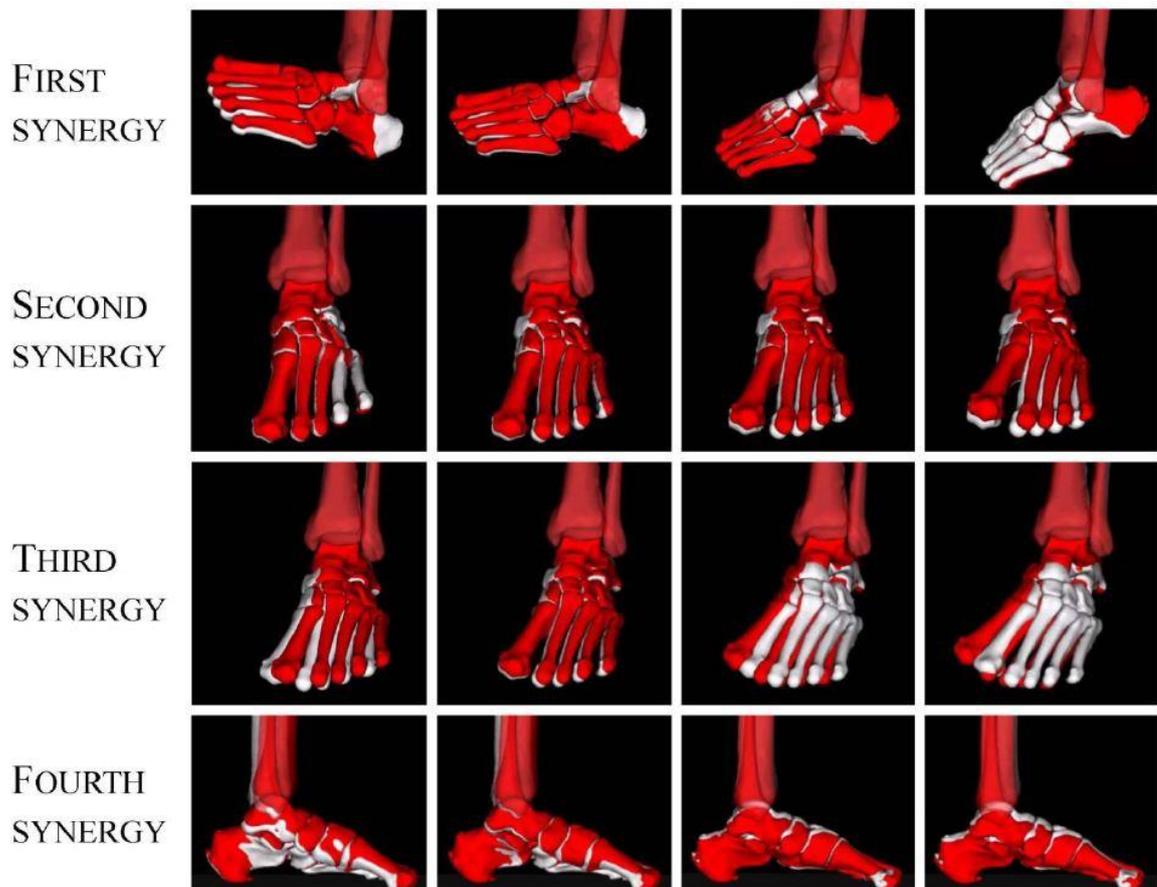


Figura 64: rappresentazione 3D delle quattro sinergie nel confronto fra subset scarico (bianco) e set globale (rosso) per il soggetto 1

Soggetto 2: il movimento è rappresentato rispetto alla tibia per la sinergia 1, rispetto al talo per la sinergia 2, rispetto al talo per la sinergia 3 e rispetto al terreno per la sinergia 4 (fig. 68).

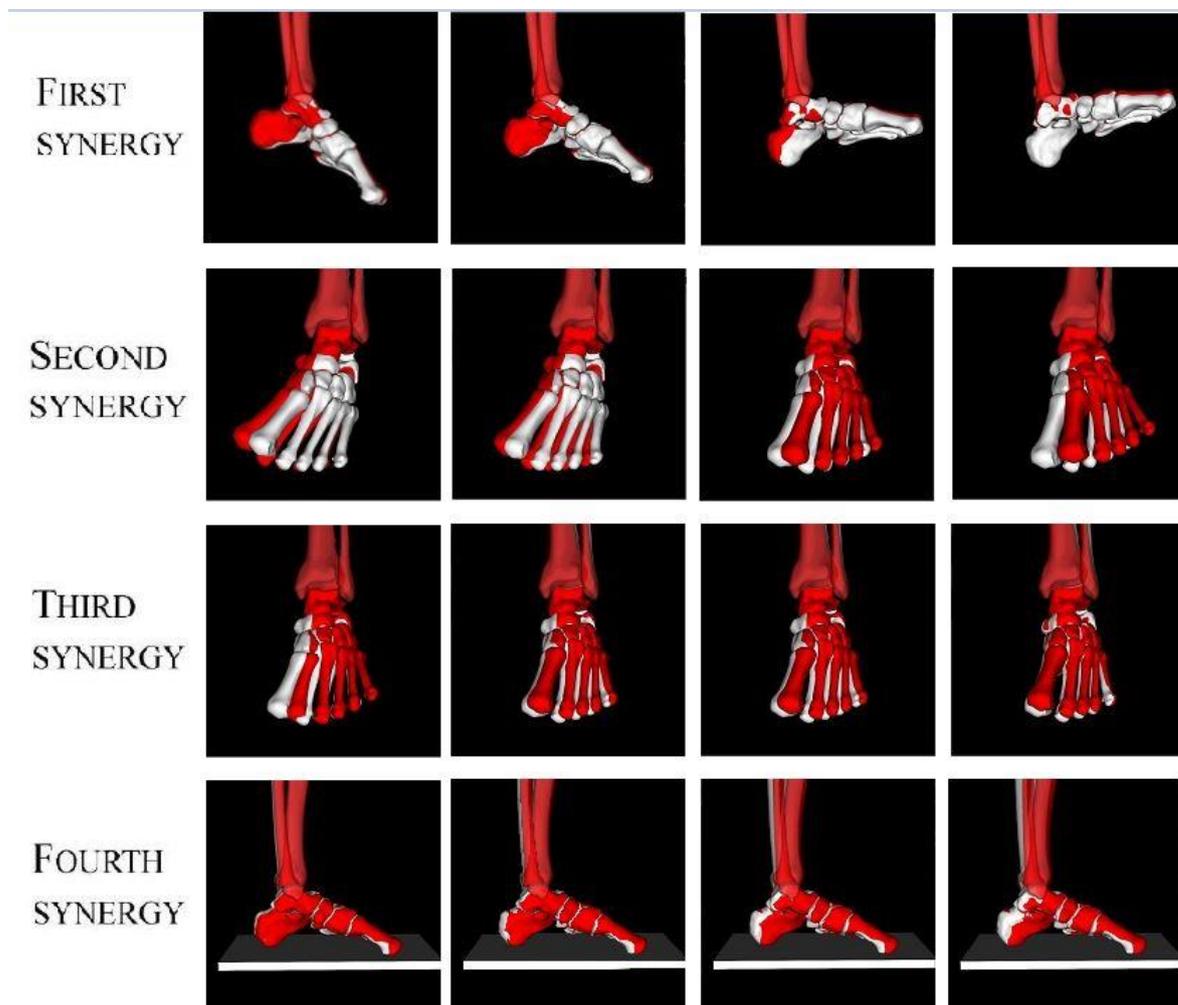


Figura 65: rappresentazione 3D delle quattro sinergie nel confronto fra subset scarico (bianco) e set globale (rosso) per il soggetto 2

CAP. 5 - DISCUSSIONI

Sono stati presentati una metodologia e relativi risultati per la quantificazione in-vitro della cinematica articolare per tutte le ossa del complesso piede-caviglia

La metodologia proposta, che permette la ricostruzione cinematica tramite inviluppo di una serie di pose statiche in Weight-Bearing CT, è stata validata. I risultati della validazione mostrano un'accuratezza media della procedura inferiore al 0.5° per le rotazioni e al 0.01 mm per le traslazioni. L'accuratezza ottenuta mostra come con questo approccio sia possibile andare a studiare la cinematica articolare, i cui movimenti possono essere adeguatamente descritti con questo livello di accuratezza raggiunta. Il livello di accuratezza peggiore si ha nella segmentazione e nella registrazione del cuneiforme intermediale, che è spiegabile dalla forma dell'osso che non fornisce superfici e punti di riferimento per agevolare il processo di registrazione. La segmentazione semiautomatica permette di raggiungere valori del coefficiente DICE superiori a quelli presenti in letteratura con algoritmi di segmentazione automatica (Fu et al., 2017). Il coefficiente DICE medio è $96.4\% \pm 1.0$. D'altro canto, la procedura di segmentazione richiede una parte di lavoro manuale, che aumenta il tempo di lavoro rispetto ad altri algoritmi completamente automatizzati, ma che raggiungono valori di DICE inferiori. Questo processo semiautomatico di segmentazione, nonostante, non sia completamente automatico, presenta vantaggi in termini temporali notevoli impiegando circa 2 ore per l'elaborazione di un piede contro le 12 ore della segmentazione manuale. Il DICE qui proposto si basa su un confronto con una segmentazione manuale, che è considerata in letteratura come golden standard, ma che può mostrare comunque margini di imperfezione. Il processo di registrazione automatizzato, invece, richiede un tempo computazionale al di sotto dei 10 minuti. Questo algoritmo non può essere utilizzato per le ossa di cui si ha solo una porzione. In questo caso è necessario l'utilizzo di algoritmi ICP per la registrazione già implementati in Geomagic Studio 2012 per mantenere un alto livello di qualità nello studio. La definizione di sistemi di riferimento anatomici (ARS) qui proposta risponde alla necessità di colmare un vuoto nello studio del piede, per il quale non è possibile recuperare in letteratura indicazioni su come identificare gli ARS per ciascun osso del piede. L'approccio qui proposto, basato su un criterio morfologico e funzionale, utilizza la geometria dell'osso e le superfici articolari e permette una definizione sistematica per tutte le ossa del piede. Preliminarmente, si era pensato di definire i sistemi di riferimento per tutte le ossa del piede usando gli assi principali di inerzia, come proposto da Coburn (Coburn et al., 2007) per il polso. Tale approccio, sebbene più rapido e più semplice dell'utilizzo delle superficie

articolari, presenta una maggiore variabilità nella collocazione degli ARS per uno stesso osso fra soggetti diversi e presenta una più complessa interpretazione clinica degli assi ricavati. Per questo si è deciso di passare all'approccio funzionale, ma si è scelto di mantenere gli assi principali di inerzia per i metatarsi perché forniscono un'adeguata rappresentazione della struttura morfologica dell'osso con la direzione principale coincidente con l'asse longitudine del metatarso. Inoltre, per definire la soluzione in modo univoco e ottenere una corretta descrizione clinica, si è scelto di ordinare le direzioni principali ricavate per i metatarsi con gli assi dei cuneiformi con cui articolano. Oltre a permettere la descrizione cinematica di tutte le ossa del piede, questa definizione permette di rappresentare l'orientamento dell'osso di interesse e con la robustezza adeguata. L'analisi di sensitività ha mostrato come la precisione media intra- e inter-operatore sia, rispettivamente, di $0.57^\circ \pm 0.82$ e $0.67^\circ \pm 0.72$ per le rotazioni e di 0.33 ± 0.77 mm e 0.59 ± 1.09 mm per le traslazioni. Questi valori indicano come il processo risulti più preciso rispetto alla letteratura che per la definizione mediante palpazione esterna anatomica trovato valori di precisione per il piede, trattato come segmento, di $2.27^\circ \pm 0.45$ e di $6.73^\circ \pm 2.17$, rispettivamente intra-operatore e inter-operatore (Della croce et al., 2005).

La capacità descrittiva è stata studiata andando a valutare gli archi che descrivono la volta plantare del piede nel caso di soggetto sano e nel caso di soggetto patologico affetto da piedi piatti. La diffusione delle nuove tecniche di scansione 3D potrebbe rendere possibile la misura di alcuni angoli caratteristici del piede nello spazio, azione che viene tradizionalmente svolta nel piano con immagine radiografiche (Carrara et al., 2020). L'analogia con la misura 2D è qui svolta prendendo, ad esempio, l'angolo di Djian-Annonier, una tipica misura radiografica svolta nella diagnosi e nel trattamento dei piedi piatti, che identifica l'arco longitudinale mediale, La misura dell'arco qui proposto è $112.5^\circ \pm 6.0$ per il soggetto sano, mentre per il soggetto patologico di $162.1^\circ \pm 19.4$. I valori qui ricavati sono in linea con quelli trovati in letteratura (Canavese et al., 2020) che mostrano l'apertura dell'arco nel caso patologico e dimostra l'effettiva capacità descrittiva degli orientamenti degli ARS qui proposti, che permettono l'individuazione della patologia. L'arco longitudinale mediale di un soggetto patologico risulta particolarmente deformato con un valore di 183.4° , questo è dovuto principalmente alla posizione del calcagno, che risulta essere particolarmente pronato e adagiato sulla sua faccia interna. Questo soggetto presenta una grave deformità della patologia ed è stato anche trattato chirurgicamente, un ulteriore segno della capacità descrittiva dell'approccio proposto. L'analisi 3D permette però l'esplorazione di ulteriori angoli come l'arco trasverso, che è adeguatamente descritto dall'angolo di abduzione/adduzione dei

sistemi di riferimento anatomico. Ad esempio, per un soggetto sano analizzato si ha un arco di 123.6° , mentre per un soggetto patologico l'arco è di 137.6° . Il valore medio tra i soggetti sani di $133.0^\circ \pm 12.7$ e di $135.5^\circ \pm 2.4$ sembra simile, ma un soggetto sano considerato nell'analisi ha una sua specifica apertura dell'arco trasverso, che affligge la media della misura essendo il numero di campioni ridotto. L'analisi è stata estesa anche all'arco longitudinale laterale e all'arco trasverso definito dai metatarsi, i quali confermano la capacità descrittiva del piede con i sistemi di riferimento andando a identificare correttamente piedi sani e piedi piatti e rendendo possibile l'estensione a nuove misure che in termini radiografici non erano possibili.

I risultati dell'analisi cinematica mostrano come ciascun osso contribuisca al moto complessivo del piede, in ciascuna delle principali sinergie del complesso piede-caviglia. Il confronto con la letteratura che attribuisce principalmente il movimento di dorsiplantarflessione all'articolazione talocrurale e il movimento di inversione/eversione alla sottoastragolica è confermato dai nostri risultati (De Asla et al., 2008). L'analisi del movimento mostra il disaccoppiamento fra il moto di dorsiplantar-flessione e il moto di prono-supinazione. Si può fatti notare che durante il movimento di flessoestensione della caviglia il talo descrive una traiettoria spaziale rispetto alla tibia, mentre il moto fra le altre ossa risulta essere minimo. D'altro canto, durante il movimento di prono-supinazione vediamo un contributo nullo dell'astragalo, mentre c'è una componente significativo di movimento per tutte le altre ossa. Si può notare anche una componente di accoppiamento fra flessione e inversione, che si presenta nelle ossa più distali come nel primo metatarso. Il movimento di intra/extra rotazione presentato in forma grafica in 3D e ottenuto applicando il carico di torsione alla tibia genera un movimento spaziale, che coinvolge tutte le ossa del piede confermando il contributo di tutte le articolazioni del piede e l'impossibilità di trascurare i loro movimenti.

L'analisi delle componenti principali (PCA) fornisce una rappresenta compatta dei movimenti del piede, che risulta essere adeguatamente descritto con pochi modi. Nel caso di subset scarico sono necessari solamente tre modi a spiegare oltre il 95% della varianza, mentre nell'aggiungere al subset le pose caricate si vede come i modi per descrivere il sistema diventino quattro. Questo è in particolare vero per il primo soggetto, dove il quarto modo pesa più che negli altri due soggetti e ben identifica il carico.

Per il primo soggetto, il primo modo spiega principalmente il movimento di dorsiplantar-flessione, il secondo modo la prono-supinazione, il terzo modo l'abduzione/adduzione, che avviene al giunto di Chopart. Questi modi sono ripetuti nel caso carico con un incremento nel

range di movimento nel movimento di abduzione/adduzione. Il quarto modo è praticamente ininfluenza e non rilevabile nel caso scarico (1.2%), mentre compare (4.2%) nel caso carico andando a mappare l'apertura dell'arco longitudinale e, quindi, mostrando l'influenza del carico sul moto del piede e il contributo delle varie articolazioni al supporto del carico.

Per il soggetto 2, la PCA mappa le stesse sinergie del soggetto 1 con una commutazione fra il secondo modo il terzo modo. Il primo modo, infatti, spiega come per il primo soggetto la dorsiplantar-flessione, mentre per il secondo modo si ha l'abduzione/adduzione e nel terzo modo la prono-supinazione. Nel caso di subeset comprendente anche le pose caricate, anche in questo, abbiamo un ROM maggiore. A differenza del primo soggetto, il quarto modo ha un peso inferiore (1.4%), ma genera comunque un'apertura dell'arco longitudinale mediale, che può identificare l'influenza del carico nella cinematica.

L'analisi PCA del soggetto 3 mappa gli stessi movimenti dei precedenti soggetti, ma con un peso notevolmente diverso. Il primo modo identifica la abduzione secondo Chopart, mentre è il secondo modo ad indicare la flesso-estensione. La differenza con i due soggetti precedenti può essere spiegata da una valutazione sulle prove sperimentali: non si è perfettamente riusciti a imporre tutto il range di movimento della dorsiplantar-flessione come, invece, era stato fatto nei due precedenti soggetti. Questo tende a ridurre il peso della flessoestensione sull'analisi e non lo identifica più come primo modo. Inoltre, si può notare che è prevalente la abduzione rispetto alla prono-supinazione, analogamente da quanto visto nel soggetto 2

La PCA è uno strumento utile per ottenere una rappresentazione compatta del movimento ed evidenziare le principali componenti del moto, ma un'indagine preliminare ha mostrato come questa vada svolta con gli strumenti adeguati. Il primo tentativo vedeva una PCA eseguita sulla nuvola di punti, ma questa generava distorsioni e così si è scelto di eseguirla sulle componenti del moto. Ulteriori tentativi hanno mostrato la necessità di una corretta parametrizzazione del moto: l'importanza della sequenza cardanica (z-y-x) qui usata e l'adeguata scelta della catena cinematica relativa, che assegna il giusto peso ai vari modi. Ad esempio, riferendo il moto delle ossa alla tibia si può osservare come la varianza totale della PCA sia attribuibile quasi interamente al primo modo, non evidenziando altri possibili modi. Sono anche importanti la scelta dei sistemi di riferimento anatomici, quelli proposti permettono una opportuna descrizione del moto e l'individuazione del disaccoppiamento.

La PCA mostra come il moto del piede sia ben descritto con pochi macro-movimenti, che però coinvolgono in modo sinergico tutte le ossa del piede. In particolare, si può notare come i principali movimenti di dorsi-plantar flessione siano associati alla tibiotalare, quelli di prono-supinazione all'articolazione talo-calcaneale, ma come siano essenziali al moto del

piede anche le altre articolazioni che si comportano in modo sinergico, in particolare nel sorreggere i carichi.

Questa analisi presenta alcune limitazioni. Il basso numero dei campioni riduce la generalità dei risultati raccolti. La ricostruzione cinematica in-vitro per interpolazione di pose statiche rappresenta un'approssimazione del reale moto del piede. Nonostante i limiti esposti, l'approccio adottato permette una descrizione accurata e sistematica di tutte le ossa del piede sia in scarico, che in carico, risultato difficilmente ottenibile in vivo o in dinamica. Le condizioni di carico investigate sono limitate all'emipeso del paziente e ad un carico lungo l'asse della tibia. Per avere una valutazione più completa del funzionamento del piede occorrerebbe investigare carichi associati anche a task dinamici. I tempi del processo di ricostruzione della cinematica e la necessità di un operatore limitano l'applicazione sistematica dell'analisi proposta alla pratica clinica. Tuttavia, il tempo di segmentazione impiegato dall'operatore è bilanciato da un'elevata accuratezza ed è comunque notevolmente inferiore rispetto alla segmentazione manuale, mentre il tempo di registrazione semiautomatico con Geomagic è molto ridotto perché si riduce solo alla tibia, alla fibula e al primo metatarso in alcune pose. La definizione dei sistemi di riferimento anatomici presenta dei limiti nella complessità dell'analisi. La valutazione della capacità descrittiva degli archi della volta plantare è limitata dal basso numero di campioni e l'aver esplorato solamente una patologia.

CONCLUSIONI

La tesi ha presentato una quantificazione accurata e sistematica della cinematica del complesso piede-caviglia per tre soggetti in scarico e sotto carico. Inoltre, si è fornita una rappresentazione compatta del moto tramite analisi delle componenti principali (PCA) con le quali si sono identificate le sinergie principali.

Sono state presentate soluzioni adeguate a tutte le problematiche tecniche connesse all'analisi. A partire dal processo di ricostruzione della cinematica ottenuta per interpolazione di pose statiche in CT, la cui tecnica qui proposta permette con un tempo di elaborazione per la singola posa di 2h e un'accuratezza inferiore al 0.5° per le rotazioni e inferiore al 0.1 mm per le traslazioni. Sono anche stati definiti in modo sistematico i sistemi di riferimento anatomici per tutte le ossa del piede. La definizione risulta stabile a un test di sensitività con valori di precisione media inter-operatore inferiori al 1° e inferiori a 0.5 mm. Inoltre, questi sistemi di riferimento hanno dimostrato di poter descrivere bene gli archi della volta plantare, in particolare fornendo misure comparabili a quelle cliniche per l'arco longitudinale mediale, sia nel sano che nel patologico. L'utilizzo delle scansioni 3D e la definizione qui proposta permettono inoltre di valutare angoli che finora non sono analizzati, come ad esempio quelli che caratterizzano l'arco trasverso.

L'analisi cinematica mostra la complessità del movimento del piede. I risultati suggeriscono un disaccoppiamento del moto: la dorsi-plantar flessione, che avviene principalmente nella tibiotarsica, e la prono-supinazione, che avviene principalmente nella sottoastragalica ma che mostra un contributo sinergico di tutte le articolazioni presenti nel piede, in particolare sotto carico. La PCA permette di identificare le sinergie necessarie alla descrizione del moto. In assenza di carico, sono necessarie tre sinergie per descrivere il 95% della varianza del moto, corrispondenti ai movimenti di dorsi-plantar flessione, prono-supinazione e abduzione al giunto di Chopart. Le sinergie necessarie diventano quattro per il caso caricato, evidenziando l'influenza del carico sulla postura del piede. Il modo addizionale corrisponde infatti all'apertura degli archi della volta plantare. Infine, è interessante notare che la PCA ha evidenziato modi simili seppur associati a varianze differenti per i tre preparati analizzati, mostrando che la mobilità del piede è comune tra i soggetti, ma possiede una componente di specificità per ogni individuo.

Tra gli sviluppi futuri, si intende estendere lo studio ad altri campioni per estendere la generalità dei risultati. La ricostruzione cinematica può essere sviluppata andando ad ottenere la completa automatizzazione del processo di registrazione. La capacità descrittiva dei sistemi

di riferimento anatomici verrà testata su altri campioni e investigando altre patologie come il piede cavo e il piede diabetico.

BIBLIOGRAFIA

- Anas, E.M.A., Rasoulian, A., Seitel, A., Darras, K., Wilson, D., John, P.St., Pichora, D., Mousavi, P., Rohling, R., Abolmaesumi, P., 2016. *Automatic Segmentation of Wrist Bones in CT Using a Statistical Wrist Shape + Pose Model*. IEEE Trans. Med. Imaging 35, 1789–1801.
- Barnett, C.H. and Napier, J.R., 1952. *The axis of rotation at the ankle joint in man. Its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula*. Journal of anatomy, 86(Pt 1), p.1.
- Beimers, L., Maria Tuijthof, G.J., Blankevoort, L., Jonges, R., Maas, M., van Dijk, C.N., 2008. *In-vivo range of motion of the subtalar joint using computed tomography*. Journal of Biomechanics 41, 1390–1397.
- Benink, R.J., 1985. *The constraint-mechanism of the human tarsus: A roentgenological experimental study*. Acta Orthopaedica Scandinavica 56, 1–135.
- Besl, P.J. and McKay, N.D., 1992, April. *Method for registration of 3-D shapes*. In Sensor fusion IV: control paradigms and data structures (Vol. 1611, pp. 586-606). International Society for Optics and Photonics.
- Blackwood, C.B., Yuen, T.J., Sangeorzan, B.J. and Ledoux, W.R., 2005. *The midtarsal joint locking mechanism*. Foot & ankle international, 26(12), pp.1074-1080.
- Borotikar, B., Lempereur, M., Lelievre, M., Burdin, V., Ben Salem, D., Brochard, S., 2017. *Dynamic MRI to quantify musculoskeletal motion: A systematic review of concurrent validity and reliability, and perspectives for evaluation of musculoskeletal disorders*. PLoS ONE 12, e0189587.
- Buie, H.R., Campbell, G.M., Klinck, R.J., MacNeil, J.A., Boyd, S.K., 2007. *Automatic segmentation of cortical and trabecular compartments based on a dual threshold technique for in vivo micro-CT bone analysis*. Bone 41, 505–515.
- Canavese, F., Dimeglio, A., Bonnel, F., 2018. *Postoperative CT-scan 3D reconstruction of the calcaneus following lateral calcaneal lengthening osteotomy for flatfoot deformity in children. Is the surgical procedure potentially associated with subtalar joint damage?* Foot and Ankle Surgery 24, 453–459.
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., Leardini, A., 1995. *Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination*. Clinical Biomechanics 10, 171–178.
- Carrara, C., Caravaggi, P., Belvedere, C., Leardini, A., 2020. *Radiographic angular measurements of the foot and ankle in weight-bearing: A literature review*. Foot and Ankle Surgery 26, 509–517.

- Carson, M.C., Harrington, M.E., Thompson, N., O'Connor, J.J., Theologis, T.N., 2001. *Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis*. *Journal of Biomechanics* 34, 1299–1307.
- Coburn, J.C., Upal, M.A., Crisco, J.J., 2007. *Coordinate systems for the carpal bones of the wrist*. *Journal of Biomechanics* 40, 203–209.
- Conti, G., Cristofolini, L., Juszczak, M., Leardini, A., Viceconti, M., 2008. *Comparison of three standard anatomical reference frames for the tibia–fibula complex*. *Journal of Biomechanics* 41, 3384–3389.
- Cornwall, M.W. and McPoil, T.G., 2002. *Motion of the calcaneus, navicular, and first metatarsal during the stance phase of walking*. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 92(2), pp.67-76.
- Cross, J.A., McHenry, B.D., Molthen, R., Exten, E., Schmidt, T.G., Harris, G.F., 2017. *Biplane fluoroscopy for hindfoot motion analysis during gait: A model-based evaluation*. *Medical Engineering & Physics* 43, 118–123.
- De Asla, R.J., Wan, L., Rubash, H.E., Li, G., 2006. *Six DOF in vivo kinematics of the ankle joint complex: Application of a combined dual-orthogonal fluoroscopic and magnetic resonance imaging technique*. *J. Orthop. Res.* 24, 1019–1027.
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., Cappozzo, A., 2005. *Human movement analysis using stereophotogrammetry*. *Gait & Posture* 21, 226–237.
- Elftman, H., 1960. *The transverse tarsal joint and its control*. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 16, pp.41-46.
- Engsberg, J.R., 1987. *A biomechanical analysis of the talocalcaneal joint—in vitro*. *Journal of Biomechanics*, 20(4), pp.429-442.
- Fassbind, M.J., Rohr, E.S., Hu, Y., Haynor, D.R., Siegler, S., Sangeorzan, B.J., Ledoux, W.R., 2011. *Evaluating Foot Kinematics Using Magnetic Resonance Imaging: From Maximum Plantar Flexion, Inversion, and Internal Rotation to Maximum Dorsiflexion, Eversion, and External Rotation*. *Journal of Biomechanical Engineering* 133, 104502.
- Foster, B.H., Shaw, C.B., Boutin, R.D., Joshi, A.A., Bayne, C.O., Szabo, R.M., Chaudhari, A.J., 2019. *A principal component analysis-based framework for statistical modeling of bone displacement during wrist maneuvers*. *Journal of Biomechanics* 85, 173–181.
- Franci, R., Parenti-Castelli, V., Belvedere, C., Leardini, A., 2009. *A new one-DOF fully parallel mechanism for modelling passive motion at the human tibiotalar joint*. *Journal of Biomechanics* 42, 1403–1408.

- Fripp, J., Crozier, S., Warfield, S.K., Ourselin, S., 2007. *Automatic segmentation of the bone and extraction of the bone–cartilage interface from magnetic resonance images of the knee*. Phys. Med. Biol. 52, 1617–1631.
- Fu, Y., Liu, S., Li, H.H., Yang, D., 2017. *Automatic and hierarchical segmentation of the human skeleton in CT images*. Phys. Med. Biol. 62, 2812–2833.
- Gage, J.R., Deluca, P.A. and Renshaw, T.S., 1995. *Gait analysis: principles and applications*. JBJS, 77(10), pp.1607-1623.
- Gray, H.A., Guan, S., Thomeer, L.T., Schache, A.G., de Steiger, R., Pandy, M.G., 2019. *Three-dimensional motion of the knee-joint complex during normal walking revealed by mobile biplane x-ray imaging*. J. Orthop. Res. 37, 615–630.
- Hicks, J.H., 1953. *The mechanics of the foot: I. The joints*. Journal of anatomy, 87(Pt 4), p.345.
- Hicks, J.H., 1954. *The mechanics of the foot: II. The plantar aponeurosis and the arch*. Journal of anatomy, 88(Pt 1), p.25.
- Hirschmann, A., Pfirrmann, C.W.A., Klammer, G., Espinosa, N., Buck, F.M., 2014. *Upright Cone CT of the hindfoot: Comparison of the non-weight-bearing with the upright weight-bearing position*. Eur Radiol 24, 553–558.
- Iaquinto, J.M., Kindig, M.W., Haynor, D.R., Vu, Q., Pepin, N., Tsai, R., Sangeorzan, B.J., Ledoux, W.R., 2018. *Model-based tracking of the bones of the foot: A biplane fluoroscopy validation study*. Computers in Biology and Medicine 92, 118–127.
- Inman, V.T., 1976. *The joints of the ankle*. Williams & Wilkins, Baltimore.
- Isman, R.E., Inman, V.T. and Poor, P.M., 1969. *Anthropometric studies of the human foot and ankle*. Bull Prosthet Res, 11(97), p.129.
- Jolliffe, I.T. and Cadima, J., 2016. *Principal component analysis: a review and recent developments*. Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 374(2065), p.20150202.
- Kapandji I.A., *Fisiologia Articolare*. Manduzzi, 5th Ed., 1999.
- Kaneda, K., Harato, K., Oki, S., Ota, T., Yamada, Y., Yamada, M., Matsumoto, M., Nakamura, M., Nagura, T., Jinzaki, M., 2019. *Three-dimensional kinematic change of hindfoot during full weightbearing in standing: an analysis using upright computed tomography and 3D-3D surface registration*. J Orthop Surg Res 14, 355.
- Kessler, S.E., Rainbow, M.J., Lichtwark, G.A., Cresswell, A.G., D’Andrea, S.E., Konow, N., Kelly, L.A., 2019. *A Direct Comparison of Biplanar Videoradiography and Optical Motion Capture for Foot and Ankle Kinematics*. Front. Bioeng. Biotechnol. 7, 199.

- Kitaoka, H.B., Lundberg, A., Luo, Z.P., An, K.-N., 1995. *Kinematics of the Normal Arch of the Foot and Ankle Under Physiologic Loading*. *Foot Ankle Int.* 16, 492–499.
- Kitaoka, H.B., Ping Luo, Z., An, K.-N., 1997. *Three-Dimensional Analysis of Normal Ankle and Foot Mobility*. *Am J Sports Med* 25, 238–242.
- Koo, S., Lee, K.M., Cha, Y.J., 2015. *Plantar-flexion of the ankle joint complex in terminal stance is initiated by subtalar plantar-flexion: A bi-planar fluoroscopy study*. *Gait & Posture* 42, 424–429.
- Leardini, A., Benedetti, M.G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativo, R., Giannini, S., 2007. *Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait*. *Gait & Posture* 25, 453–462.
- Leardini, A., Chiari, L., Croce, U.D., Cappozzo, A., 2005. *Human movement analysis using stereophotogrammetry*. *Gait & Posture* 21, 212–225.
- Leardini, A., O'Connor, J.J., Catani, F., Giannini, S., 1999. *Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system*. *Journal of Biomechanics* 32, 111–118.
- Lundberg, A., 1989. *Kinematics of the ankle and foot: In vivo roentgen stereophotogrammetry*. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 60, 1–26.
- Lundberg, A., Goldie, I., Kalin, B., Selvik, G., 1989. *Kinematics of the Ankle/Foot Complex: Plantarflexion and Dorsiflexion*. *Foot & Ankle* 9, 194–200.
- Lundberg, A., Svensson, O.K., 1993. *The axes of rotation of the talocalcaneal and talonavicular joints*. *The Foot* 3, 65–70.
- Lundgren, P., Nester, C., Liu, A., Arndt, A., Jones, R., Stacoff, A., Wolf, P., Lundberg, A., 2008. *Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking*. *Gait & Posture* 28, 93–100.
- Makki, K., Borotikar, B., Garetier, M., Brochard, S., Ben Salem, D., Rousseau, F., 2019. *In vivo ankle joint kinematics from dynamic magnetic resonance imaging using a registration-based framework*. *Journal of Biomechanics* 86, 193–203.
- MANN, R. and INMAN, V.T., 1964. *Phasic activity of intrinsic muscles of the foot*. *JBJS*, 46(3), pp.469-481.
- Manter, J.T., 1941. *Movements of the subtalar and transverse tarsal joints*. *Anat. Rec.* 80, 397–410.
- Moore, J.K., Kooijman, J.D.G., Schwab, A.L., Hubbard, M., 2011. *Rider motion identification during normal bicycling by means of principal component analysis*. *Multibody Syst Dyn* 25, 225–244.
- Nester, C., Bowker, P., Bowden, P., 2002. *Kinematics of the Midtarsal Joint During Standing Leg Rotation*. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 92, 77–81.

- Nester, C.J., Findlow, A., Bowker, P., 2001. *Scientific Approach to the Axis of Rotation at the Midtarsal Joint*. Journal of the American Podiatric Medical Association 91, 68–73.
- Nester, C.J., Liu, A.M., Ward, E., Howard, D., Cocheba, J., Derrick, T., Patterson, P., 2007. *In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model*. Journal of Biomechanics 40, 1927–1937.
- Neu, C.P., Crisco, J.J., Wolfe, S.W., 2001. *In vivo kinematic behavior of the radio-capitate joint during wrist flexion–extension and radio-ulnar deviation*. Journal of Biomechanics 34, 1429–1438.
- Parr., W.C.H., H.J., C., Soligo., 2012. *Calculating the axes of rotation for the subtalar and talocrural joints using 3D bone reconstructions*. Journal of Biomechanics 45, 1103–1107.
- Payne, C.B., 2000. *The role of theory in understanding themidtarsal joint*. Journal of the American Podiatric Medical Association, 90(7), pp.377-379.
- Phan, C.-B., Shin, G., Lee, K.M., Koo, S., 2019. *Skeletal kinematics of themidtarsal joint during walking: Midtarsal joint locking revisited*. Journal of Biomechanics 95, 109287.
- Postolka, B., Schütz, P., Fucntese, S.F., Freeman, M.A.R., Pinskerova, V., List, R., Taylor, W.R., 2020. *Tibio-femoral kinematics of the healthy knee joint throughout complete cycles of gait activities*. Journal of Biomechanics 110, 109915.
- Rouhani, H., Favre, J., Crevoisier, X., Jolles, B.M., Aminian, K., 2012. *A comparison between joint coordinate system and attitude vector for multi-segment foot kinematics*. Journal of Biomechanics 45, 2041–2045.
- Ruff, C.B. and Hayes, W.C., 1983. *Cross-sectional geometry of Pecos Pueblo femora and tibiae—A biomechanical investigation: I. Method and general patterns of variation*. American journal of physical anthropology, 60(3), pp.359-381.
- Sammarco, V.J., 2004. *The talonavicular and calcaneocuboid joints: anatomy, biomechanics, and clinical management of the transverse tarsal joint*. Foot and Ankle Clinics 9, 127–145.
- Sancisi, N., Baldisserri, B., Parenti-Castelli, V., Belvedere, C., Leardini, A., 2014. *One-degree-of-freedom spherical model for the passive motion of the human ankle joint*. Med Biol Eng Comput 52, 363–373.
- Sebastian, T.B., Tek, H., Crisco, J.J., Kimia, B.B., 2003a. *Segmentation of carpal bones from CT images using skeletally coupled deformable models*. Medical Image Analysis 7, 21–45.
- Sheehan, F.T., Seisler, A.R., Siegel, K.L., 2007. *In Vivo Talocrural and Subtalar Kinematics: A Non-invasive 3D Dynamic MRI Study*. Foot Ankle Int. 28, 323–335.

- Siegler, S., Chen, J., Schneck, C.D., 1988. *The Three-Dimensional Kinematics and Flexibility Characteristics of the Human Ankle and Subtalar Joints—Part I: Kinematics*. Journal of Biomechanical Engineering 110, 364–373.
- Siegler, S., Konow, T., Belvedere, C., Ensini, A., Kulkarni, R., Leardini, A., 2018. *Analysis of surface-to-surface distance mapping during three-dimensional motion at the ankle and subtalar joints*. Journal of Biomechanics 76, 204–211.
- Siegler, S., Udupa, J.K., Ringleb, S.I., Imhauser, C.W., Hirsch, B.E., Odhner, D., Saha, P.K., Okereke, E., Roach, N., 2005. *Mechanics of the ankle and subtalar joints revealed through a 3D quasi-static stress MRI technique*. Journal of Biomechanics 38, 567–578.
- Stebbins, J., Harrington, M., Thompson, N., Zavatsky, A., Theologis, T., 2006. *Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children*. Gait & Posture 23, 401–410.
- Tweed, J.L., Campbell, J.A., Thompson, R.J., Curran, M.J., 2008. *The function of the midtarsal joint*. The Foot 18, 106–112.
- van Eijnatten, M., van Dijk, R., Dobbe, J., Streekstra, G., Koivisto, J., Wolff, J., 2018. *CT image segmentation methods for bone used in medical additive manufacturing*. Medical Engineering & Physics 51, 6–16.
- Van Gheluwe, B., Dananberg, H.J., Hagman, F., Vanstaen, K., 2006. *Effects of Hallux Limitus on Plantar Foot Pressure and Foot Kinematics During Walking*. Journal of the American Podiatric Medical Association 96, 428–436.
- Wang, B., Roach, K.E., Kapron, A.L., Fiorentino, N.M., Saltzman, C.L., Singer, M., Anderson, A.E., 2015. *Accuracy and feasibility of high-speed dual fluoroscopy and model-based tracking to measure in vivo ankle arthrokinematics*. Gait & Posture 41, 888–893.
- Wernick, J. and Volpe, R.G., 1996. *Lower extremity function and normal mechanics*. Clinical biomechanics of the lower extremities, 1.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D’Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., 2002. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine*. Journal of Biomechanics 35, 543–548.