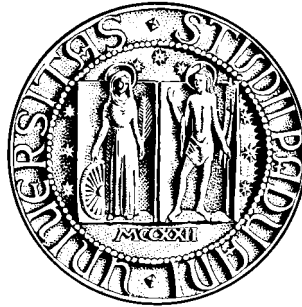


UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA



FACOLTA' DI INGEGNERIA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**IMPLEMENTAZIONE DI UN PROTOCOLLO
PER L'ANALISI CINEMATICA IN VIVO
DEL COMPLESSO PIEDE E TIBIOTARSICA
DI PAZIENTI DIABETICI NEUROPATICI**

Relatore: Prof. Claudio Cobelli
Correlatore: Ing. Zimi Sawacha, PhD

Laureando: Davide Manfrin

Anno accademico: 2010/2011

INDICE

SOMMARIO.....	9
1 ANALISI DEL MOVIMENTO	11
1.1. Introduzione.....	11
1.2. Morfologia dell'osso	12
1.3. Posizione e orientamento di un osso	12
1.4. Sistemi di riferimento	13
1.4.1. Sistemi di riferimento globali.....	13
1.4.2. Sistemi di riferimento locali	14
1.4.3. Conclusioni.....	15
1.5. Cinematica Articolare	15
2. STUDIO DELLA CINEMATICA DEL PIEDE APPLICATA AL PIEDE DIABETICO	17
2.1. Il Piede.....	17
2.1.1. Anatomia [2].....	17
2.1.2. Movimenti elementari del piede [5]	20
2.1.3. Struttura e articolazioni	21
2.2. Funzione nella deambulazione	25
2.3. Differenze nelle funzioni del piede causate da diabete e neuropatia periferica	25
3. MATERIALI E METODI.....	31
3.1. Sistemi di analisi del movimento	31
3.1.1. Dinamica.....	31
3.1.2. Cinematica.....	31
3.1.3. Sistemi di analisi del movimento	31
3.2. Stereofotogrammetria	33
3.2.1. Le fasi di analisi stereofotogrammetica.....	34
3.2.2. Errori riscontrabili	34
3.3. Il laboratorio di analisi del movimento	35
3.3.1. Apparecchiatura SMART System	35
3.3.2. Software SMART System	37
3.3.3. Piattaforme di Forza	38
3.3.4. Pedane di pressione	38
3.4. Il ciclo del passo	41
3.4.1. Fase di appoggio.....	41
3.4.2. Fase di oscillazione.....	42

3.5.	Elaborazione dei dati	44
3.5.1.	Soggetto.....	44
3.5.2.	Strumentazione utilizzata	44
3.5.3.	Software utilizzato.....	44
3.5.4.	Procedure.....	45
3.5.5.	Tracking con Modello “2Foot”	45
3.5.6.	Esportazione dei dati	47
3.5.7.	L’analisi dinamica in codice Matlab (Sawacha 2009).....	48
3.5.8.	L’analisi cinematica in codice Matlab (Sawacha 2009).....	49
3.5.9.	L’analisi cinematica in Analyzer	50
4.	RISULTATI.....	55
4.1.	Risultati dinamici	55
4.2.	Risultati cinematici in codice Matlab (Sawacha 2009).....	63
4.3.	Risultati cinematici in Analyzer	65
5.	CONCLUSIONI	69
	BIBLIOGRAFIA.....	71
	RINGRAZIAMENTI.....	75

Ai miei genitori

SOMMARIO

L'analisi del movimento umano permette di valutare lo stato del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un atto motorio. In particolare nel seguente elaborato è stata utilizzata la tecnica della *Gait Analysis*, o analisi computerizzata del passo, al fine di valutare l'aspetto cinematico della camminata dei pazienti. Nell'ambito delle varie discipline mediche, la disabilità locomotoria è una problematica di fondamentale interesse. I disturbi del cammino e in senso più generale di tutte le abilità locomotorie hanno da sempre costituito un aspetto essenziale della semeiotica clinica di molte patologie.[1] L'analisi del passo, infatti, permette di: definire il livello di incapacità funzionale dovuto ad una particolare patologia e di studiare la sua evoluzione nel tempo; stimare a livello qualitativo e quantitativo gli effetti di diversi trattamenti clinici o riabilitativi; valutare lo stato clinico del paziente prima, durante e dopo il trattamento.[2]

Le persone affette da diabete mellito possono incorrere in varie complicanze fisiologiche e neurologiche. Tra queste alcune possono comportare delle alterazioni al livello muscolo scheletrico che possono pregiudicare la camminata del paziente. Tra queste, il piede diabetico rimane una delle più serie complicanze del diabete, con conseguenti ulcere plantari che si possono formare prevalentemente sulla prima, seconda o terza testa metatarsale. In letteratura tra l'altro è stato dimostrato che, nei soggetti neuropatici le ulcere possono nascere dall'eccessiva e ripetuta pressione applicata al piede durante la camminata.[3]

Il presente lavoro di tesi si inserisce all'interno di un progetto interdisciplinare che vede il coinvolgimento del dipartimento di Malattie del metabolismo dell'Università di Padova e il dipartimento d'Ingegneria dell'Informazione, che ha come obiettivo lo sviluppo di metodi bioingegneristici per la prevenzione del piede diabetico. Nel presente lavoro di tesi si è sviluppato in ambiente Analyzer un protocollo precedentemente sviluppato in Matlab, che permette l'analisi tridimensionale della cinematica del piede durante la camminata di pazienti diabetici neuropatici [4], al fine di semplificare le procedure d'analisi dati dei pazienti afferenti il laboratorio. Il protocollo è stato applicato a dei soggetti patologici e i risultati si sono dimostrati conformi a quelli ottenuti con il codice originale, con un'importante riduzione dei tempi e delle competenze specifiche necessarie per l'analisi dei dati.

1 ANALISI DEL MOVIMENTO

1.1. Introduzione

Il movimento richiede al nostro corpo di risolvere in ogni istante un problema di equilibrio dinamico dove i sistemi nervoso, muscolare e scheletrico si integrano alla perfezione. Ogni alterazione in questi sistemi, con l'età o la patologia, porta ad una limitazione funzionale che può essere rilevata e quantificata con tecniche strumentali e attraverso l'uso di modelli matematici.

Più precisamente durante l'esecuzione di un atto motorio si ricerca:

- il movimento assoluto del centro di massa dell'intero corpo,
- il movimento assoluto dei segmenti ossei,
- il movimento relativo tra le ossa adiacenti (cinematica articolare),
- le forze e le coppie trasmesse dalle strutture interne (muscoli, tendini, legamenti, ossa),
- le variazioni di energia,
- il lavoro e la potenza muscolari.

In questo modo si ottengono descrizioni quantitative delle funzioni a carico dell'apparato locomotore in condizioni definite normali, nonché delle loro variazioni.

Da Braune e Fischer (1895-1905, tradotto in inglese nel 1987) in poi, i modelli antropomorfi che vengono utilizzati sono basati su una catena cinematica di segmenti materiali, i quali rappresentano una porzione del

corpo denominata segmento corporeo. In particolare questi segmenti sono composti da una parte ossea (segmento osseo) e da una parte formata da tessuti molli. I segmenti ossei vengono modellizzati utilizzando corpi rigidi. Si fa riferimento ai segmenti ossei per i seguenti motivi:

- sono più coerenti con l'ipotesi di rigidità,
- la cinematica articolare fa riferimento al movimento relativo fra ossa e non fra segmenti corporei adiacenti,
- i muscoli ed i legamenti vengono definiti con riferimento alle ossa,
- i piani anatomici delle ossa sono definibili con maggiore ripetibilità grazie a repere anatomici meglio identificabili.

Tuttavia questa scelta comporta un problema: si dovrà ricostruire la cinematica di corpi ai quali lo strumento di misura non ha accesso diretto.[1]

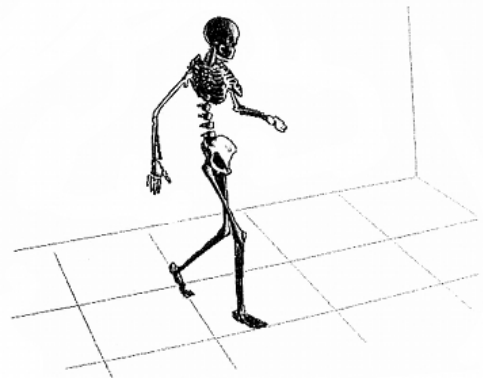


Fig. 1 – rappresentazione in realtà virtuale del sistema scheletrico durante il movimento

1.2. Morfologia dell'osso

Il segmento osseo può essere rappresentato come un insieme di particelle e fornendo il vettore posizione di ciascuna di esse relativamente ad una terna di assi ortogonali (sistema di riferimento locale - SL – denotato dall'apice sinistro l) (Fig. 2): ${}^l\mathbf{p} = [{}^l p_x \quad {}^l p_y \quad {}^l p_z]$ [1.2.1]

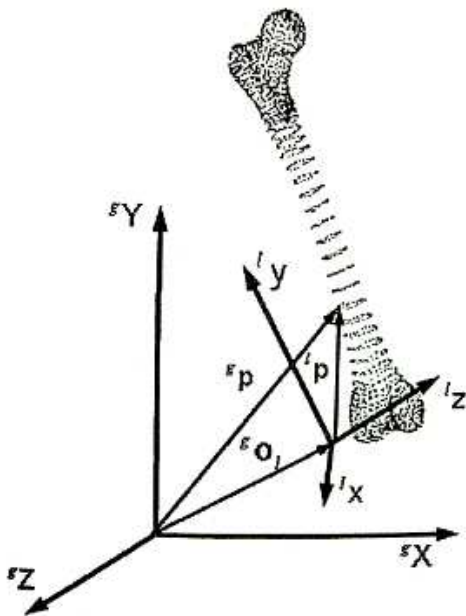


Fig. 2 – Descrizione della morfologia dell'osso rispetto ad un sistema di riferimento locale (${}^l\mathbf{p}$) ed uno globale (${}^s\mathbf{p}$)

Maggiore è il numero di particelle usate, più dettagliata sarà la descrizione ottenuta. L'assunzione di corpo rigido, fatta per segmenti ossei, implica che i SL siano solidali con questi e che i vettori posizione delle particelle siano invarianti rispetto al tempo e alle condizioni meccaniche al contorno permettendo di essere determinate una sola volta e nelle condizioni sperimentali più favorevoli. Per rappresentare in 3D l'osso, si utilizzano diverse tecniche. Le tecniche per immagini biomediche come per esempio la tomografia computerizzata o la risonanza magnetica nucleare permettono di avere un elevato livello di dettaglio.

Queste rappresentazioni vengono sfruttate per effettuare analisi strutturali dell'osso. In alternativa a queste tecniche, si può utilizzare la stereofotogrammetria che, tuttavia, consente una ricostruzione morfologica molto modesta (Cappozzo, 1984). Ciò è dovuto dal fatto che possono essere identificati solo punti superficiali cioè coperti da un sottile strato di tessuto molle. Questi repere anatomici (RA), sono individuabili per palpazione e la loro posizione è ricostruita tramite dei marcatori (*marker*). Si possono comunque determinare anche RA interni attraverso opportuni calcoli derivati dai RA superficiali.

1.3. Posizione e orientamento di un osso

Ricordando che un sistema di assi cartesiani rispetto ad un altro risulta descritto attraverso sei coordinate indipendenti (tre per la posizione e tre per l'orientamento), la collocazione di un osso rappresentato come un corpo rigido nello spazio, si ottiene in due fasi:

- Colloco la posa¹ del relativo SL nello spazio SG (sistema di riferimento globale, descrivo la posa e morfologia dell'osso rispetto altro osservatore) attraverso sei numeri,

¹ Posa: collocazione dell'osso rispetto ad un SL

- L'insieme dei vettori posizione ${}^l \mathbf{p}$ consente la ricostruzione della sua morfologia nel SL.

Con ciò è possibile risolvere quindi due problemi:

- Descrizione della morfologia dell'osso rispetto ad un osservatore arbitrario definito e passibile di modificare la propria posa nello spazio (rappresentazione dell'osso in realtà virtuale),
- Descrizione della posa istantanea dell'osso durante il movimento rispetto ad un osservatore, normalmente stazionario, arbitrariamente definito (rappresentazione del movimento dell'osso).

Per risolvere numericamente però i problemi descritti precedentemente è necessario eseguire dei calcoli attraverso trasformazioni ortogonali. Basta determinare i vettori ${}^g \mathbf{p}$ attraverso la formula

$${}^g \mathbf{p}' = {}^g \mathbf{T}_l {}^l \mathbf{p}'$$

dove ${}^l \mathbf{p}' = [{}^l p_x \quad {}^l p_y \quad {}^l p_z \quad 1]$, ${}^g \mathbf{p}' = [{}^g p_x \quad {}^g p_y \quad {}^g p_z \quad 1]$ e

$$\mathbf{T}_l = \begin{bmatrix} \cos \theta_{x_x x_1} & \cos \theta_{x_x y_1} & \cos \theta_{x_x z_1} & x_{E O_1} \\ \cos \theta_{y_x x_1} & \cos \theta_{y_x y_1} & \cos \theta_{y_x z_1} & y_{E O_1} \\ \cos \theta_{z_x x_1} & \cos \theta_{z_x y_1} & \cos \theta_{z_x z_1} & z_{E O_1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Questa è la notazione più compatta che dato un SL ed un SG permette di ottenere il vettore posizione delle particelle del segmento considerato definito nel secondo sistema di riferimento (${}^g \mathbf{p}$) se si ha a disposizione quello definito nel primo sistema di riferimento (${}^l \mathbf{p}$).

1.4. Sistemi di riferimento

Come abbiamo letto precedentemente, per determinare la posa di un corpo rigido è necessario stabilire due sistemi di riferimento:

- Sistemi di riferimento globali
- Sistemi di riferimento locali

1.4.1. Sistemi di riferimento globali

In un laboratorio di analisi del movimento, possono essere definiti i seguenti sistemi di riferimento globali inerziali (Cappozzo et al., 1995; Cappozzo et al., 1997°) (Fig. 4):

- *Sistema della fotogrammetria*: sistema di assi rispetto al quale il sistema fotogrammetrico fornisce le coordinate ricostruite dei *marker*. Esso è definito arbitrariamente nello spazio di laboratorio e può avere una relazione geometrica nota rispetto all'oggetto di calibrazione utilizzato.

- *Sistema del compito motorio*: sistema di assi coerente con l'atto motorio analizzato. Secondo le norme indicate dalla Società Internazionale di Biomeccanica (Wu e Cavanagh, 1995; Wu et al., 2002) l'asse X è orientato in direzione postero anteriore, coincidente con la direzione di avanzamento del soggetto, Y è orientato verso l'alto e Z diretto verso destra. (fig. 3)

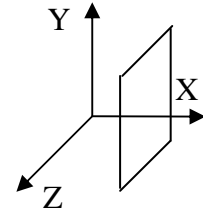


Fig. 3 Ternario del sistema del compito motorio

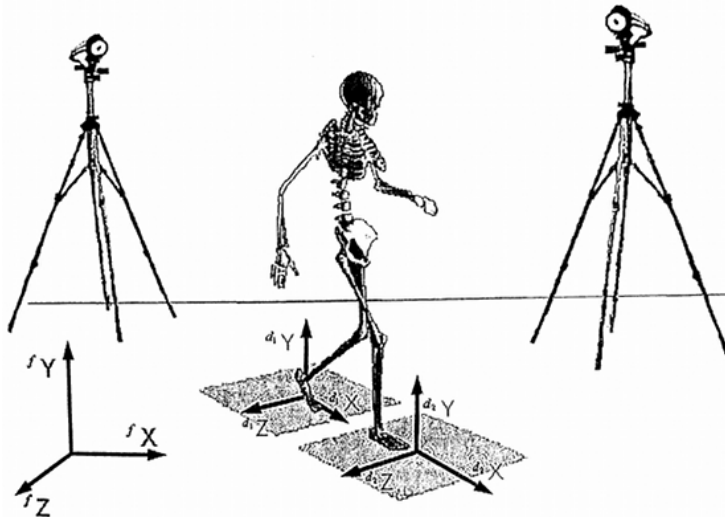


Fig. 4 laboratorio di analisi del movimento con l'indicazione degli strumenti di misura e relativi sistemi di riferimento (della fotogrammetria – f – e delle due piattaforme dinamiche – d₁ e d₂). Nel caso della deambulazione in piano, il sistema di riferimento del compito motorio può coincidere con quello di una piattaforma dinamica.

- *Sistema del dinamometro*: sistema rispetto al quale un dinamometro fornisce i valori delle componenti di forza e coppia che misura. È definito arbitrariamente secondo criteri di convenienza. Spesso coincide con quello di uno dei dinamometri utilizzati.
- *Filo a piombo*: si tratta di un singolo asse e rappresenta l'orientamento della linee di gravità, solitamente assunta diretta verso l'alto.

1.4.2. Sistemi di riferimento locali

Vengono definiti diversi sistemi di riferimento locali. Possiamo distinguerne due principali:

- *Sistema tecnico*
- *Sistema di riferimento anatomico*

Sistema tecnico (ST) è un generico SL associato ad un corpo o segmento osseo. La definizione di questo sistema di riferimento ubbidisce esclusivamente a tecniche legate agli strumenti di misura utilizzati o ai protocolli sperimentali adottati e normalmente non hanno una relazione geometrica prevedibile con l'anatomia del sistema sotto analisi. Nell'analisi del movimento si sono definiti i seguenti due sistemi tecnici fondamentali:

- *Sistema tecnico del cluster di marcatori (STC)*: descrive il movimento di un segmento ed è ricostruito utilizzando la posizione istantanea di marcatori collocati sul segmento corporeo.
- *Sistema tecnico della morfologia (STM)*: è un ST usato durante esperimenti che forniscono la morfologia del segmento.

Sistema di riferimento anatomico (SA) è un sistema definito proprio per soddisfare requisiti di ripetibilità intra- e inter-soggettiva. I piani approssimano i piani frontale, sagittale e trasverso così come vengono definiti in anatomia. Ciò è molto utile per l'interpretazione dei dati che vengono rappresentati con questo sistema di riferimento. I SA vengono definiti in base ai relativi RA

1.4.3. Conclusioni

In conclusione per descrivere la cinematica del sistema scheletrico di un soggetto in movimento, per ciascun segmento osseo di interesse e in ciascun istante di tempo campionato, devono essere acquisite le seguenti informazioni utilizzando dati stereofotogrammetrici:

- Posizione istantanea dei *marker* collocati sulla cute del soggetto rispetto al sistema di riferimento della fotogrammetria.
- Vettore posizione e matrice orientamento di un STC rispetto ad un SGP
- I vettori posizione, tempo invarianti, di RA appartenenti al segmento osseo nel STC
- Se l'analisi include la rappresentazione del movimento in uno spazio virtuale, allora occorre acquisire anche informazioni relative alla morfologia dell'osso.

1.5. Cinematica Articolare

Con l'espressione "cinematica articolare" si intende la descrizione del moto relativo fra due segmenti corporei rigidi e adiacenti. Ci si può riferire quindi al moto relativo tra le ossa. La Meccanica dei corpi rigidi fornisce varie modalità che consentono di descrivere il moto relativo tra due corpi. Il metodo deve soddisfare la regola fondamentale della affidabilità per avere un confronto intra- e inter-individuale e la generalizzazione delle osservazioni.

I metodi sperimentali ed analitici dovrebbero:

- Fornire risultati che siano ripetibili e confrontabili,
- Fornire risultati che possano essere espressi usando la terminologia propria dell'anatomia e della fisiologia,
- Descrivere la cinematica articolare ottenuta con questi metodi in maniera coerente con le descrizioni qualitative già disponibili nella letteratura anatomica e fisiologica.

2. STUDIO DELLA CINEMATICA DEL PIEDE APPLICATA AL PIEDE DIABETICO

2.1. Il Piede

“Il piede umano è un’opera d’arte e un capolavoro di ingegneria” *Michelangelo Buonarroti*
 Infatti esso è una struttura molto complessa e a livello meccanico viene considerata praticamente perfetta. È l’ultima parte dell’arto inferiore ed è strutturato al fine di ottimizzare l’equilibrio durante la stazione eretta.

2.1.1. Anatomia [2]

Il piede umano è costituito da:

- ossa (Fig. 5),
- muscoli e tendini,
- legamenti,
- articolazioni,
- archi,
- nervi e vasi sanguigni,
- ghiandole sudoripare.

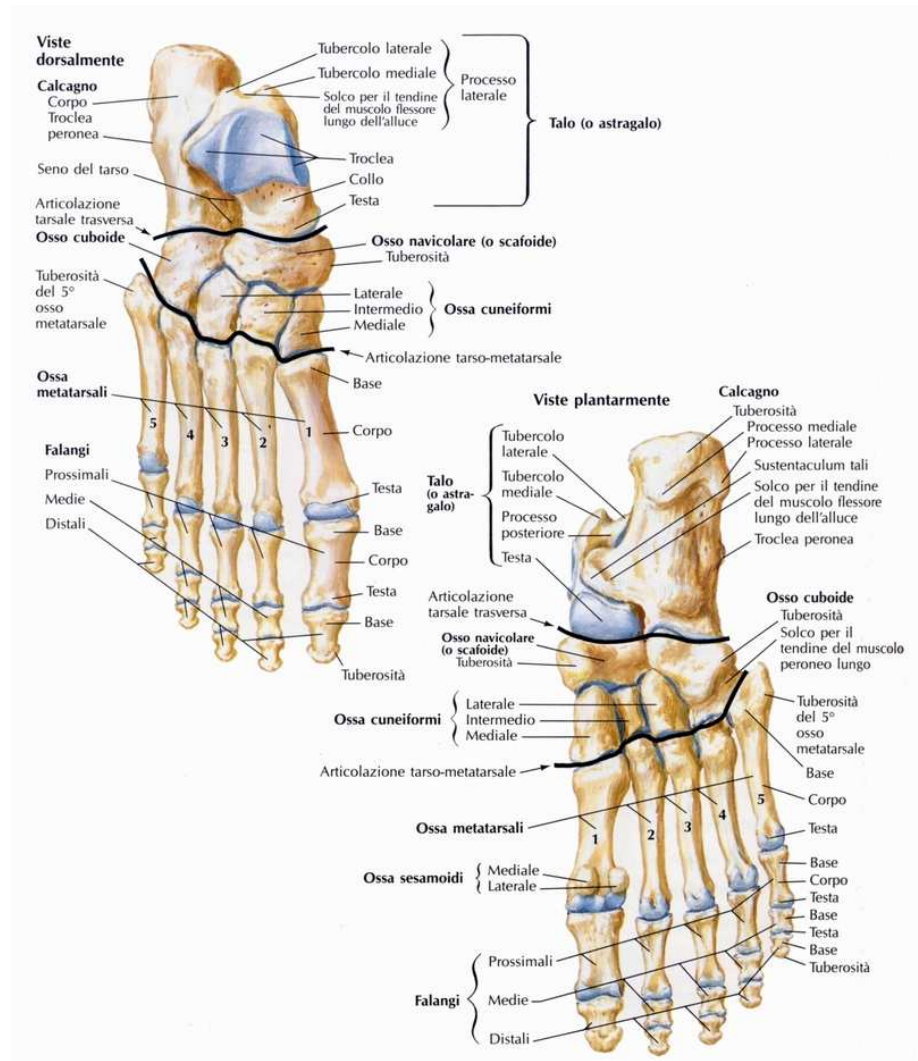


Fig. 5 Ossa del piede

Può essere diviso in tre sezioni in base ai segmenti ossei che lo compongono:

- **retropiede:** astragalo e calcagno;
- **mesopiede:** i tre cuneiformi il cuboide e gli scafoidi;
- **avampiede:** metatarsi e falangi.

Muscoli e Tendini

I muscoli permettono il movimento delle articolazioni trasformando l'energia chimica statica e inattiva in un lavoro meccanico attivo. Sono costituiti da fibre e si dividono a seconda del numero di segmenti ossei che uniscono e dal numero di articolazioni che muovono in: monoarticolari, biarticolari e pluriarticolari.

I muscoli del piede sono:

- **Abduttore dell'Alluce:** permette l'abduzione ed assiste la flessione dell'articolazione metatarso-falangea dell'alluce e l'adduzione dell'avampiede.
- **Adduttore dell'Alluce:** adduce ed assiste la flessione dell'articolazione metatarso-falangea dell'alluce.
- **Flessore Breve dell'Alluce:** permette la flessione dell'articolazione metatarso-falangea
- **Flessore Breve delle Dita:** permette la flessione delle articolazioni interfalangee prossimali ed aiuta la flessione delle articolazioni metatarso-falangee dal secondo al quinto dito.
- **Flessore Lungo dell'Alluce:** permette la flessione dell'articolazione interfalangea dell'alluce ed aiuta la flessione dell'articolazione metatarso-falangea, flessione plantare dell'articolazione della caviglia ed inversione del piede.
- **Flessore Lungo della Dita:** permetta la flessione delle articolazioni interfalangee prossimali e distali e metatarso-falangee dal secondo al quinto dito. Aiuta la flessione plantare dell'articolazione della caviglia ed inversione del piede.
- **Quadrato Plantare (Flessore Accessorio):** modifica la linea di trazione dei tendini del flessore lungo delle dita ed aiuta la flessione dal secondo al quinto dito.
- **Lombricali:** permette la flessione delle articolazioni metatarso-falangee ed aiuta l'estensione ed aiuta l'estensione delle articolazioni interfalangee dal secondo al quinto dito.
- **Tre Interossei Plantari:** adducono il terzo, il quarto e quinto dito verso la linea assiale attraverso il secondo dito. Aiutano la flessione delle articolazioni metatarso-falangee e possono assistere l'estensione delle articolazioni interfalangee del terzo, quarto e quinto dito.
- **Quattro Interossei Dorsali:** abducono il secondo, terzo e quarto dito dalla linea assiale attraverso il secondo dito. Aiutano la flessione delle articolazioni metatarso-falangee e possono assistere l'estensione delle articolazioni interfalangee del secondo, terzo e quarto dito.
- **Estensore Lungo delle Dita:** permette l'estensione delle articolazioni metatarso-falangee ed aiuta l'estensione di quelle interfalangee dal secondo al quinto dito. Assiste la dorsiflessione della caviglia e l'eversione del piede.

- **Estensore Breve delle Dita:** permette l'estensione delle articolazioni metatarso-falangee dal primo fino al quarto dito ed assiste nella flessione delle articolazioni interfalangee del secondo, terzo e quarto dito.
- **Peroneo Terzo:** permette la dorsiflessione della caviglia, ed eversione del piede.
- **Estensore Lungo dell'Alluce:** estende l'articolazione metatarso-falangea ed interfalangea dell'alluce. Assiste l'inversione del piede e la dorsiflessione dell'articolazione della caviglia.
- **Estensore Breve dell'Alluce:** estende l'articolazione metatarso-falangea dell'alluce.

Articolazioni e Legamenti

Le articolazioni congiungono due capi ossei contigui, e sono interconnesse tramite tessuti connettivi molli.

Si dividono in due principali categorie: Sinartrosi e Diartrosi. Le sinartrosi sono le articolazioni che si realizzano per continuità dei segmenti ossei, tipicamente con l'interposizione di tessuto connettivo fibroso (suture e sinesmosi), con la presenza di cartilagine ialina (sincondrosi) o di tessuto osseo (sinostosi). Questa tipologia di articolazioni non consentono apprezzabili movimenti. Le diartrosi, invece, sono articolazioni dove i loro capi ossei sono separati da una cavità articolare. Gli estremi scheletrici hanno una forma non rigorosamente complementare e sono rivestiti di cartilagine articolare. I capi articolari sono tenuti assieme da una capsula fibrosa; questa si inserisce lungo il perimetro della cartilagine e presenta la superficie interna rivestita da una membrana sinoviale, la quale secerne il liquido omonimo, adatto a lubrificare le superfici articolari e a nutrire la cartilagine articolare che è priva di vasi. Le diartrosi permettono ampi movimenti alle ossa che uniscono.

I movimenti del piede sono dovuti all'azione di tredici articolazioni, di cui le principali sono:

- L'articolazione **tibio-peroneo-astragolica** che comprende tibia, perone e astragalo.
- L'articolazione **astragolica-inferiore-posteriore** tra astragalo e calcagno.
- L'articolazione **astragolica-inferiore-anteriore** tra astragalo e scafoide.
- Tra mesopiede e retropiede abbiamo l'**articolazione di Chopart** o **medio-tarsica**, che si divide in articolazione astragolica-inferiore-anteriore e articolazione calcaneo-cuboidea.
- L'articolazione **tarso-anteriore** governa i limitati movimenti dell'articolazione scafoide-cuneiformi anteriormente, l'articolazione scafoide-cuboidea e le articolazioni intercuneiformi lateralmente.
- L'articolazione di **Lisfranc** (tarso-metatarsica) permette il movimento dei cinque metatarsi con i cuneiformi e il cuboide.
- Più anteriormente abbiamo le articolazioni **interfalangee**.

Gran parte delle articolazioni sono stabilizzate dai legamenti, composti da segmenti di tessuto fibroso.

2.1.2. Movimenti elementari del piede [5]

Abduzione e Adduzione:

movimenti che avvengono sul piano trasversale, durante il quale il piede si muove verso (Adduzione) o si allontana (Abduzione) dalla linea mediana del corpo. Avviene intorno ad un asse verticale di rotazione, localizzato nella parte prossimale del piede. L'asse di questi movimenti giace sui piani frontale e sagittale.

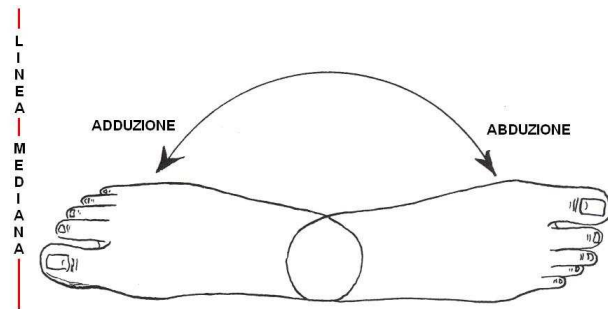


Fig. 6 Movimenti di Ab/adduzione del piede

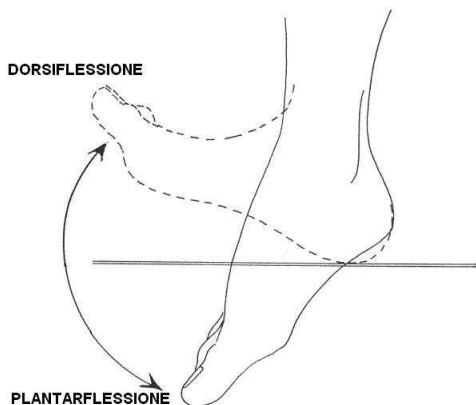


Fig. 7 Movimenti di Plantarflessione e Dorsiflessione

Flessione Plantare e Flessione Dorsale:

Nei movimenti che avvengono sul piano sagittale, la parte distale del piede si allontana (Flessione Plantare o Plantarflessione) o si avvicina (Flessione Dorsale o Dorsiflessione) alla tibia. Avvengono attorno ad un asse di rotazione localizzato nella parte prossimale del piede. L'asse di questi movimenti giace sui piani frontale e trasversale.

Inversione ed Eversione

Sono movimenti che avvengono sul piano frontale, durante il quale la superficie plantare del piede guarda verso (Inversione) o dalla parte opposta (Eversione) della linea mediana del corpo. L'asse di questi movimenti giace sui piani sagittale e trasverso.

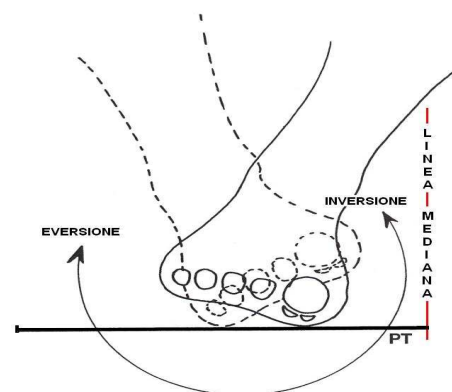


Fig. 8 Movimenti di Inversione ed Eversione

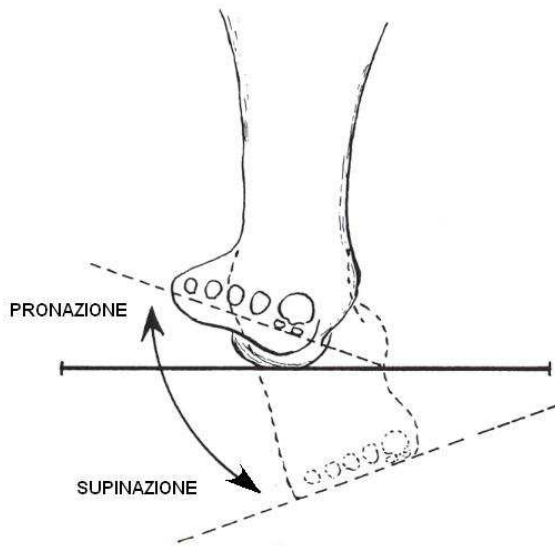


Fig. 9 Movimenti di Pronazione e Supinazione

Pronazione e Supinazione:

sono i complessi e combinati movimenti triplanari che consistono nel movimento simultaneo del piede nella direzione della adduzione, inversione e flessione plantare (supinazione) o dell'abduzione, eversione e flessione dorsale (pronazione). L'asse di questo movimento passa attraverso il piede da posteriore laterale e plantare ad anteriore mediale e dorsale.

2.1.3. Struttura e articolazioni

Per facilitare la misurazione dell'escursione articolare e per confrontare la funzione delle articolazioni, a volte è necessario assegnare alle articolazioni stesse determinati punti di riferimento chiamati "posizione neutra".[5]

La posizione neutra rappresenta un semplice punto di riferimento; è di estrema importanza poiché consente di misurare e definire la variazione di posizione e di struttura.

Articolazione Sottoastraglica

Questa articolazione è composta da tre articolazioni comprese tra la superficie superiore del calcagno e quella inferiore dell'astragalo. Normalmente le tre articolazioni si muovono all'unisono intorno ad un comune asse di movimento. Il movimento si verifica in un unico piano

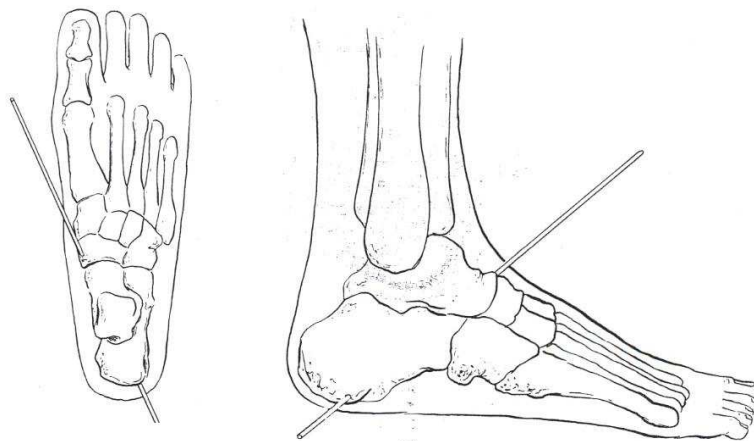


Fig. 10 Rappresentazione dell'asse articolazione sottoastraglica

che è perpendicolare all'asse di rotazione, e tale movimento può essere paragonato a quello di una cerniera. L'articolazione ha un solo grado di libertà e non si può muovere in nessun altro piano senza che i margini articolari vengano a contatto o che questa sublussi. L'asse di movimento

passa obliquamente attraverso l'articolazione sottoastragalica ed ha normalmente un angolo di circa 42° con il piano trasversale e di circa 16° con quello sagittale, formando quindi un angolo con tutti e tre i piani. Il movimento di questa articolazione avviene su un solo piano, il quale non appartiene a nessuno dei piani anatomici principali. Questo atto motorio si verifica simultaneamente su tutti i piani anatomici e impartisce movimento triplanare a tutte le ossa. Vengono a formarsi quindi il movimento di **supinazione** ($4^\circ-6^\circ$), quando la sottoastragalica inverte, adduce e flette plantarmente il calcagno, e di **pronazione** ($4^\circ-6^\circ$), quando il calcagno everte, abduce e flette dorsalmente. Durante il cammino, la normale funzione del ginocchio dipende dal movimento dell'articolazione sottoastragalica. La combinazione del movimento dell'astragalo sul piano sagittale e trasversale viene trasmessa al ginocchio, che richiede un piano di movimento sia sagittale che trasversale per bloccarsi e sbloccarsi in dorsiflessione.

Articolazione Mediotarsica

La mediotarsica è composta da due articolazioni: la astragalo-navicolare e la calcaneo-cuboidea,

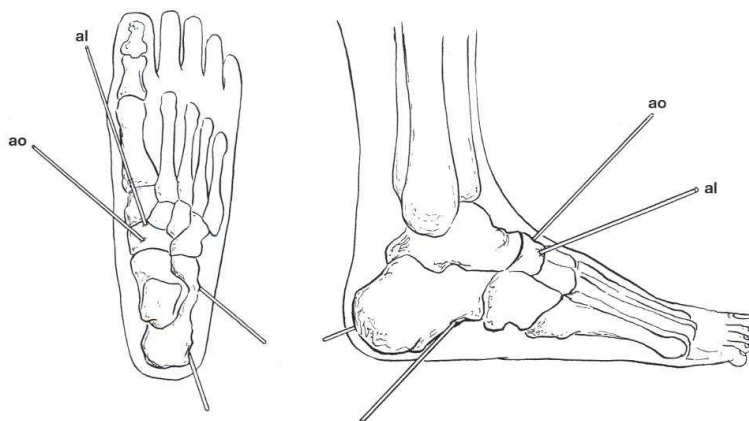


Fig. 11 Rappresentazione dell'asse obliquo (ao) e asse longitudinale (al) dell'articolazione Mediotarsica

che si muovono insieme intorno a due assi di movimento in cui avviene la supinazione / pronazione. Entrambi gli assi passano obliquamente attraverso il piede in direzione anteriore, mediale e dorsale, essendo però differente la loro obliquità rispetto al piede. L'asse longitudinale (al) (Fig.

11) normale forma un angolo di circa 15° con il piano trasversale e di circa 9° con il piano sagittale, mentre l'asse obliquo (ao) (Fig 11) normale forma un angolo di circa 52° con il piano trasversale e di circa 57° con quello sagittale. Ciascun asse permette il movimento dell'articolazione su un solo piano (un grado di libertà), ma poiché ciascun asse forma un angolo con i tre piani cardinali si produce movimento triplanare. L'asse longitudinale permette principalmente, durante la prono-supinazione, l'inversione e l'eversione dell'avampiede, mentre quello obliquo permette movimenti di Ab/Adduzione e Plantar/Dorsi-flessione.

Il Primo Raggio

Il Primo Raggio è un'unità funzionale costituita dal primo osso metatarsale e dal primo osso cuneiforme e comprende le seguenti articolazioni:

primo metatarso e primo cuneiforme, con il secondo metatarso

primo cuneiforme con il navicolare, il secondo cuneiforme e il secondo metatarso.

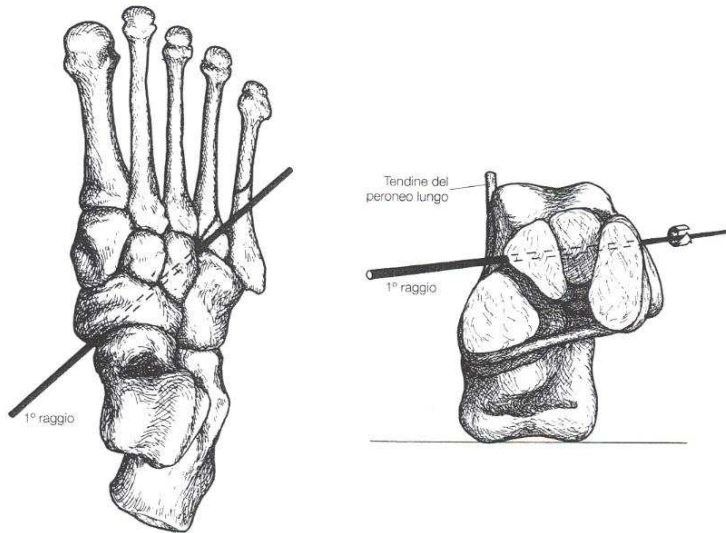


Fig. 12 Rappresentazione dell'asse del primo raggio

L'articolazione tra il primo metatarso e il primo cuneiforme, e l'articolazione tra il primo cuneiforme e il navicolare si muovono intorno ad un comune asse di movimento che passa anteriormente, lateralmente e plantarmente attraverso il piede. Esso forma un angolo di circa 45° gradi con i piani frontale e sagittale e un angolo trascurabile con il piano trasversale. Il primo

raggio presenta un movimento triplanare principalmente a carico dei piani frontale e sagittale. La flessione plantare del primo raggio è necessaria per la propulsione durante il cammino e deve avere un'escursione tale da permettere alla prima testa del metatarso di mantenere il contatto con il terreno mentre il resto del piede invertiva in inversione. In fase propulsiva l'alluce rimane a terra mentre il tallone si solleva.

Secondo, Terzo e Quarto Raggio

Il secondo raggio è un'unità funzionale costituita dalle ossa del secondo metatarso e del secondo cuneiforme. Il terzo raggio è costituito dal terzo metatarso e dal terzo cuneiforme. Il quarto raggio è costituito solo dal quarto metatarso.

Oltre che sul piano di movimento sagittale individuale normale, i metatarsi centrali si muovono su tre piani, insieme alla sottoastragalica e mediotarsica.

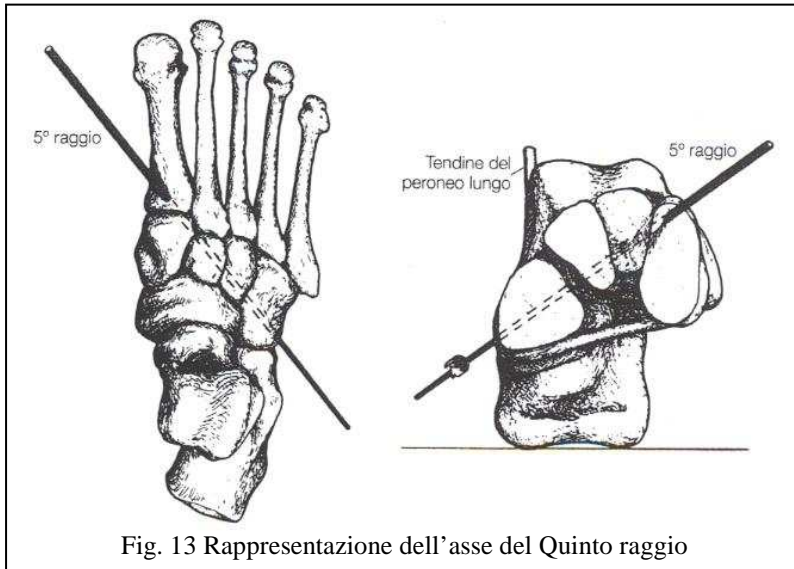


Fig. 13 Rappresentazione dell'asse del Quinto raggio

Quinto Raggio

E' costituito solo dal quinto metatarso, esso compie un movimento di prono-supinazione intorno ad un asse di movimento triplanare, che si trova su un piano con un angolo di circa 20° con quello trasversale e circa 35° con quello sagittale. Tutte le componenti del movimento sono sufficientemente ampie da essere

cl clinicamente rilevabili.

Prima Articolazione del Metatarso Falangeo

E' costituita dalle superfici articolari della prima testa del metatarso e dalla base della falange prossimale dell'alluce. Sono parte integrante della prima articolazione metatarso-falangea anche

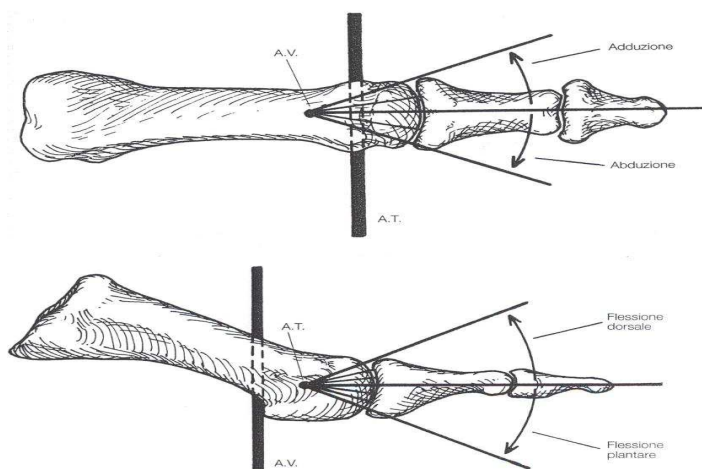


Fig. 14 Rappresentazione degli assi della prima articolazione metatarso-falangea

le due concavità sesamoidali a livello della prima testa del metatarso e le due ossa sesamoidali che si articolano con queste superfici. Questa articolazione ha due distinti assi di movimento: uno trasversale, che fornisce una semplice dorsi/plantarflexione dell'alluce, ed uno verticale, che fornisce il movimento di ab/adduzione. Normalmente sul

piano frontale non c'è movimento libero.

La minima flessione dorsale della prima articolazione metatarso-falangea necessaria per la deambulazione è di 65°-75°. Nell'ultima fase della propulsione, la tibia risulta inclinata in avanti approssimativamente di 45° rispetto al piano verticale ed il piede è plantarflexo alla tibiotarsica di circa 20°. Mentre l'alluce è mantenuto stabilmente fermo contro il terreno, l'angolo che si crea tra la pianta del piede e il terreno risulta essere approssimativamente di 65°.

2.2. Funzione nella deambulazione

Il piede rappresenta l'espressione di un processo evolutivo, che lo ha reso sempre più adatto allo svolgimento delle seguenti funzioni principali:

- **adattatore:** il piede ha la capacità di adattarsi alle variazioni del terreno ed ai cambiamenti di posizione del tronco, grazie alla mobilità delle principali articolazioni e soprattutto alla pronazione della sottoastraglica nella fase di risposta al carico. In questo modo si ha la possibilità di mantenere l'equilibrio posturale anche quando si cammina su un terreno irregolare. Tutto ciò avviene grazie alle informazioni sensoriali fornitegli dall'alto numero di recettori presenti nel piede, che lo rendono capace di adattare le sue risposte motorie e di essere un organo sensitivo e motorio.
- **leva rigida:** viene prodotta per la stabilità delle articolazioni ed è di fondamentale importanza per una normale spinta. La stabilità articolare è dovuta alla supinazione della sottoastraglica durante l'appoggio intermedio e la progressione ed alla supinazione della mediotarsica lungo il suo asse obliquo durante la fase di spinta.
- **assorbimento del trauma:** dovuto alla pronazione dell'articolazione sottoastraglica, che attutisce l'impatto del tallone con il suolo.
- **trasferimento del peso del corpo:** avviene grazie alla pronazione della mediotarsica intorno all'asse longitudinale, che ripartisce il peso del corpo da un piede all'altro durante il cammino.

2.3. Differenze nelle funzioni del piede causate da diabete e neuropatia periferica

La neuropatia diabetica è una tra le complicanze croniche del diabete che vengono riscontrate più frequentemente. Inoltre risulta essere una delle più invalidanti, con una prevalenza nei pazienti diabetici che è risultata circa il 30% dopo oltre 15 anni di malattia. La forma più comune, riscontrata nei pazienti è la polineuropatia distale simmetrica, che è definita come un danno a carico del sistema nervoso periferico, somatico e vegetativo attribuibile esclusivamente al diabete. [8] Questa forma gioca un ruolo fondamentale nella patogenesi del piede diabetico ed è caratterizzata dalla compromissione di tutte e tre le componenti: sensitiva, motoria e vegetativa.

La neuropatia sensitiva coinvolge progressivamente tutte le modalità di senso. Inizialmente si manifesta con la perdita graduale della sensibilità vibratoria. La compressione delle fibre sensitive di grosso calibro conduce a una diminuzione della sensibilità tattile e della sensibilità

propriocettiva, mentre la compromissione delle fibre di piccolo calibro riduce la sensibilità dolorifica e termica. Il deficit sensoriale si manifesta inizialmente a livelli delle dita dei piedi coinvolgendo in seguito tutto il piede e la gamba. Più raramente, invece, si manifesta a livello delle mani e delle braccia. [9,10] La perdita delle modalità di senso rappresenta la principale causa di lesione ai piedi nei pazienti diabetici, poiché viene meno la capacità di risposta agli agenti lesivi esterni. [6]

La neuropatia periferica che si sviluppa nei diabetici, oltre a ridurre o causare la completa perdita delle sensazioni, cambia anche la struttura del piede. Ad esempio, la secchezza della pelle può causare la formazione eccessiva di calli. Queste modifiche strutturali e funzionali del piede possono portare ad un'elevata pressione plantare, aumentando il fattore di rischio di sviluppo di ulcere da piede diabetico. Pressioni elevate del piede di solito si verificano nei siti con prominenza ossea. È stato dimostrato che le deformità del piede, tra prominenze ossee, aumentano la pressione plantare e di conseguenza la probabilità di formazione di ulcere. Inoltre, lo spessore del tessuto plantare è fortemente associato con la pressione plantare. Esiste quindi una stretta relazione tra la quantità di ammortizzazione (tessuti molli) a disposizione e la distribuzione della pressione sull'avampiede.

La Fig. 15 illustra questa relazione tra la pressione di picco e lo spessore dei tessuti alla seconda testa metatarsale. Si può notare come ci sia una maggiore pressione su siti con ridotto spessore del tessuto plantare. Cambiamenti qualitativi del cuscinetto plantare grasso sono stati osservati anche nella formazione di un processo fibrotico sotto la testa del metatarso nei pazienti con neuropatia diabetica. Questo tessuto fibrotico incide sulle proprietà intrinseche biomeccaniche del cuscinetto plantare grasso che funge da ammortizzatore. Di conseguenza una maggiore pressione plantare può essere associata alla neuropatia. Le teste metatarsali prominenti sono state

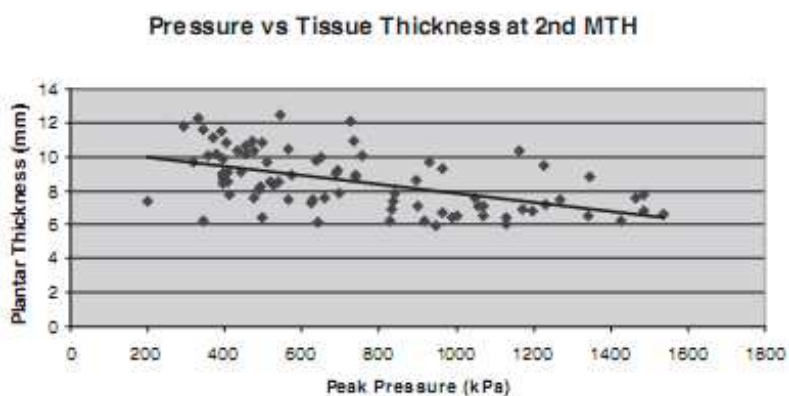


Fig. 15 Relazione tra pressione plantare di picco e lo spessore del tessuto plantare alla seconda testa metatarsale (MTH)

tradizionalmente attribuite alla debolezza dei muscoli intrinseci del piede, che causano deformità nei pazienti con neuropatia diabetica. L'evidenza di atrofia di questi muscoli è stata dimostrata come infiltrazione grassa in muscoli plantari su pazienti diabetici che avevano già sviluppato ulcere. Tuttavia, studi

più recenti hanno dimostrato che l'atrofia dei muscoli del piede si presenta nei pazienti con neuropatia diabetica, mentre non vi è alcuna relazione tra deformità e atrofia muscolare. Il che suggerisce che l'atrofia muscolare intrinseca non è il principale fattore che causa lo sviluppo di deformità del piede. In uno studio successivo, è stato dimostrato che i pazienti diabetici neuropatici con una deformità dei piedi ovvero un maggiore tessuto adiposo sottocutaneo sotto la testa metatarsale, rispetto ai pazienti senza questa deformità, hanno una maggiore probabilità di avere una pressione plantare elevata con conseguente rischio di sviluppare ulcere in tali siti. Diversi autori hanno riportato dati quantitativi dei cambiamenti nel tessuto plantare, sotto forma di aumento della rigidità del tessuto plantare in pazienti diabetici con una storia di ulcera, tra cui Klaesner et al. [7]

L'aumento della durezza della pelle è stata associata ad un aumento della pressione plantare del piede e la distribuzione della pressione del piede. L'analisi delle sollecitazioni, sulla base del metodo degli elementi finiti, ha confermato che nei piedi con spessore ridotto dei tessuti causa una durezza della pelle (come osservato in pazienti diabetici con neuropatia) e un' aumento delle tensioni normali e di taglio sulla pianta del piede. Risultati simili sono stati ottenuti utilizzando le scansioni di risonanza magnetica per misurare la deviazione del tessuto dopo l'applicazione di un carico. È stata riscontrata una maggiore rigidità nel tessuto plantare dei diabetici, con una maggiore tensione di taglio e modulo elastico. Si è riuscito così ad indicare il tessuto vulnerabile all' ulcerazione.[3]

In sintesi la neuropatia motoria riveste un ruolo significativo nella genesi del piede neuropatico in quanto è direttamente responsabile delle alterazioni morfo-strutturali e funzionali del piede. Tale patologia colpisce principalmente i muscoli intrinseci del piede (lombricali e interossei) e la sua manifestazione clinica si caratterizza con la perdita del tono e la progressiva atrofia di questi muscoli. I muscoli lombricali e interossei fisiologicamente hanno la funzione di stabilizzare la falange sui metatarsi. Venendo meno la loro azione si assiste a una iperestensione delle falangi con configurazione di dita in griffe o a martello.[6] (Fig. 16)



Fig. 16 Dita a martello a sinistra e dita in griffe a destra

E' stata descritta, oltre alla presenza delle dita ad artiglio, anche la presenza di alluce valgo, di teste metatarsali prominenti e di piede cavo. Queste deformità comportano un'alterazione del pattern del passo e lo sviluppo di aree di ipercarico localizzate a livello della regione metatarsale, sede in cui si sviluppa classicamente l'ulcera neuropatica.(Fig. 17)

La presenza di ridotte superfici d'appoggio causata dalle alterazioni morfologiche e l'alterata distribuzione delle pressioni sulla superficie plantare comportano un maggiore carico su alcune regioni del piede che concorrono allo sviluppo di aree circoscritte di ipercheratosi ²[11].



Fig.17 Due esempi di ulcera neuropatica interessanti due diverse zone del piede

La comparsa di ipercheratosi rappresenta un tentativo di difesa opposta dai tessuti ai ripetuti traumatismi generali durante le interazione piede suolo. La persistenza di un'area di ipercheratosi circoscritta esercita un'azione lesiva sul tessuto cutaneo e sottocutaneo sottostante agendo come un corpo estraneo. Anche la neuropatia autonoma concorre alla patogenesi del piede diabetico, infatti il sistema nervoso vegetativo influenza la vascolarizzazione cutanea e quindi indirettamente il trofismo della cute, la sudorazione (la cui riduzione rende la pelle più secca e fragile).

La più grave manifestazione clinica del piede neuropatico è rappresentata dall'osteopatia di Charcot, in cui l'aumentato flusso sanguigno dovuto alla neuropatia aumenta il riassorbimento osseo con modificazioni dell'architettura osteoarticolare e della morfologia del piede. Le alterazioni osteoarticolari interessano le varie sezioni del piede che presentano osteoporosi diffusa, micro e macro fratture e frammentazioni; le articolazioni sono lussate con dislocazione più frequente del cuboide e del cuneiforme. Tutto questo si traduce in una deformazione del piede per spostamento e sub lussazione delle ossa tarsali verso il basso e inversione della volta

² (gr. *Hype*, oltre + *keras*, corno + *osis*, condizione). Eccessivo ispessimento dello strato esterno della pelle conseguente ad aumento della cheratina, una proteina dura che costituisce il principale componente dello strato esterno della cute. Le forme più comuni di I. sono i calli o duroni che si formano in tutte le zone sottoposte a cronico sfregamento o compressione, soprattutto sulla pianta dei piedi.[12]

plantare (suola a dondolo) (Fig. 18).

Il processo patologico è anche responsabile di un progressivo riassorbimento delle ossa dell'avampiede, infatti i metatarsi e le falangi sono riassorbiti fino alla scomparsa delle teste metatarsali e delle articolazioni metatarso – falangee: morfologicamente l'avampiede appare assottigliato e il piede accorciato. [3,4,6].



Fig.18 Evidenza radiografica di suola a dondolo

La ricerca scientifica, in questi ultimi anni, ha focalizzato l'attenzione sulle alterazioni biomeccaniche del piede diabetico e in particolare sul ruolo che rivestono la presenza delle elevate pressioni plantari e la deformità nello sviluppo dell'ulcerazione [9,10, 11, 13, 14].

La misurazione della distribuzione delle elevate pressioni plantari è considerata attualmente come un'importante tecnica di quantificazione del rischio d'ulcerazione e riulcerazione. Numerosi studi hanno cercato di stabilire la soglia al di sopra della quale si verificherebbe il danno tissutale. Si è riscontrato [15] che la forza verticale, da cui si calcola la pressione plantare, non è l'unica forza attiva nell'interazione piede suolo, ma si è dimostrata la presenza di aumentate forze di taglio localizzate prevalentemente nell'area metatarsale. [6]

Per concludersi sono state rilevate:

- una maggiore ampiezza della base d'appoggio con andatura atassica, cioè con deambulazione a base allargata, con braccia a bilanciere, tendenza a cadere all'indietro o di lato, e ampie oscillazioni del tronco,
- sollevamento eccessivo dell'arto inferiore,
- modificazione della postura,
- aumento delle oscillazioni intorno al baricentro corporeo. [6]

Tutto ciò comporta una limitazione dal punto di vista articolare con differenti abilità di deambulazione. Il tutto è misurabile cinematicamente attraverso lo studio degli angoli delle sezioni dei piedi.

Nell'elaborato si sono misurati gli angoli tra:

- tibia e retropiede,
- retropiede e mesopiede,
- mesopiede e avampiede.

Essi hanno determinati andamenti differenti da quelli di una normale camminata. In particolare questo elaborato ha il compito di valutare questi angoli con quelli già attendibili calcolati in codice Matlab (Sawacha 2009).

3. MATERIALI E METODI

3.1. Sistemi di analisi del movimento

3.1.1. Dinamica

La **dinamica** è quella parte della meccanica che studia le relazioni tra il moto di un corpo e le cause che lo hanno prodotto. Il moto di un corpo è il risultato delle sue interazioni con i corpi che lo circondano, le quali sono matematicamente rappresentate dalle forze.

La dinamica è quindi lo studio dell'analisi delle relazioni tra le forze e le variazioni nello stato di moto dei corpi da esse prodotte.

3.1.2. Cinematica

La **cinematica** è quel ramo della fisica che si occupa di descrivere il moto degli oggetti, senza porsi il problema di trovare le cause che lo determinano. Quindi differisce dalla dinamica che studia le forze che provocano il movimento. È significativa la definizione di cinematica come geometria del movimento: in effetti la cinematica del punto si può interamente collocare nello spazio quadridimensionale delle 3 coordinate spaziali (X, Y, Z) e della coordinata tempo. Il movimento in una prima approssimazione è uno spostamento che avviene più o meno rapidamente nello spazio e nel tempo, seguendo una certa traiettoria. Si chiama "Bio-cinematica" la parte della Bio-meccanica che studia le proprietà del movimento umano senza tener conto delle cause che lo determinano. Definire cinematicamente un moto o una legge del moto di un corpo (punto) vuol dire definire, ad ogni istante, la posizione di questo corpo (punto) rispetto al sistema di riferimento scelto.

Lo studio del movimento dei segmenti anatomici umani si divide in:

- analisi **CINEMATICA**: determinazione della posizione, velocità e accelerazione di punti predefiniti nello spazio.
- analisi **DINAMICA**: ottenuta indirettamente tramite la misura di forze e momenti esterni agenti sul soggetto.

3.1.3. Sistemi di analisi del movimento

Esistono differenti sistemi di analisi del movimento:

- **qualitativi**
 - analisi visiva

- analisi videoregistrata
- **quantitativi**
 - analisi strumentale

Analisi visiva

Si valuta il movimento per mezzo dell'osservazione diretta; richiede la conoscenza delle corrette dinamiche del movimento che si sta analizzando, in modo da riuscire a valutare gli eventuali cambiamenti di moto rispetto alla normalità. Ogni movimento deve essere valutato sui tre piani: sagittale - frontale - trasversale per ciascuna articolazione coinvolta.

Pro: E' un approccio semplice ed economico, perché non richiede attrezzature particolarmente complicate e costose.

Contro: L'analisi del movimento è condizionata dall'esperienza e dall'interpretazione dell'osservatore e limitata ad un unico piano alla volta. Inoltre la valutazione è molto generica e limitata ai movimenti più evidenti, tralasciando quelli minimi. Difficili i confronti tra osservazioni diverse.

Analisi videoregistrata

Si registra un filmato del movimento, che in seguito viene analizzato fotogramma per fotogramma. Ogni movimento deve essere valutato sui tre piani: sagittale - frontale - trasversale per ciascuna articolazione coinvolta.

Pro:

1. particolarmente semplice e relativamente economico.
2. I dati possono essere analizzati anche dopo molto tempo dalla registrazione, in modo da poter essere confrontati con dati più recenti per valutare, ad esempio, i progressi effettuati durante un allenamento.

Contro:

1. La valutazione qualitativa è condizionata anche questa volta dal soggetto che osserva.
2. La valutazione rimane generica e limitata ai movimenti più evidenti, tralasciando quelli minimi.

Analisi strumentale

Esistono differenti strumenti in grado di analizzare la cinematica:

- Ottici
 - Con e senza *markers*,

- Non ottici
 - Magnetici,
 - Elettromeccanici,
 - Inerziali.

Si può anche suddividere in:

- **Inside-Out:** Il sensore è sul corpo e reagisce ad una sorgente esterna.
 - Accelerometri,
 - Giroscopi,
 - Magneti.
- **Inside-In:** Sia il sensore che la sorgente sono applicati sul corpo.
 - Elettrogoniometri,
 - Guanti Data Glow (Fig. 19).
- **Outside-In:** Sensori esterni che reagiscono a fonti applicate sul corpo.
 - Stereofotogrammetria.



Fig. 19 Guanto Data Glow

3.2. Stereofotogrammetria

Etimologicamente parlando stereofotogrammetria deriva dal greco *stereos* (luce), *gramma* (disegnare) e *metros* (misurare) e si compone di un sistema multi – camera che permette la rilevazione di punti selezionati posizionati sulla superficie corporea (*marker*) al fine di ottenere una stima delle grandezze cinematiche con accuratezza elevata.[16]

Le telecamere presenti nei laboratori specializzati possono essere di numero variabile, da 2 a 9 e

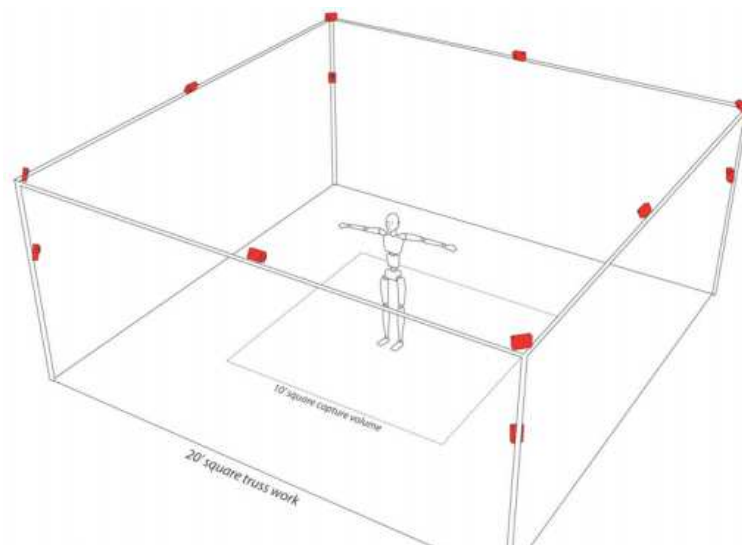


Fig 20 Schema di un sistema fotocamere

sono tra loro sincronizzate, operano nella gamma del visibile o dell'infrarosso e sono in grado di vedere i *marker* e di seguirne gli spostamenti. I *marker* possono essere di due tipi: attivi a diodi che emettono luce nello spettro degli infrarossi o passivi di forma sferica, in materiale plastico ricoperti di pellicola catarifrangente e di sicuro i maggiormente usati (Fig. 4 e Fig. 20).

Oltre alla presenza degli strumenti di acquisizione è necessario anche un software che permetta la rielaborazione dei segnali e la loro trasformazione da dati bidimensionali a tridimensionali.

Una volta ottenute le informazioni sui *marker* istante per istante si può procedere con il *tracking* che consente di identificare frame per frame cioè istante per istante i singoli marcatori e di calcolarne la traiettoria. Da qui la post – elaborazione dei dati, che permette di ricavare le informazioni di interesse per la specifica situazione di studio.

3.2.1. Le fasi di analisi stereofotogrammetrica

Nello specifico le fasi che si susseguono sono:[6]

- **Fase di acquisizione:** è la ripresa da parte delle telecamere dei *marker* fissati sul corpo del soggetto in esame in modo bidimensionale. Il riconoscimento dei *marker* può avvenire con differenti tipologie così classificate:
 - sogliatura: un algoritmo riconosce il *marker* attraverso le tonalità di grigio che formano il riflesso, si basa sul concetto che l'immagine è costituita da macchie chiare su di uno sfondo scuro;
 - blob analysis: riconosce il *marker* attraverso l'analisi delle sue dimensioni e della sua forma;
 - correlazione: fa un confronto tra forma attesa e reale attraverso la sovrapposizione.
- **Fase di ricostruzione:** permette di trasferire le informazioni bidimensionali nello spazio tridimensionale.
- **Calibrazione delle telecamere:** è un procedimento che permette di determinare parametri geometrici specifici delle telecamere e si compone di due fasi:
 - posizionamento e acquisizione della terna per la definizione del riferimento assoluto delle coordinate dei *marker*;
 - determinazione del volume di acquisizione (*wand*).
- **Fase di tracking:** è l'operazione attraverso la quale si ricostruisce la traiettoria di ogni *marker*, per farlo è necessario assegnare ad ognuno di essi il proprio nome definito a priori e comunemente riconosciuto.
- **Fase di post elaborazione dei dati**



Fig. 21 Marker Passivi

3.2.2. Errori riscontrabili

Le possibili fonti di errore riscontrabili in tutto questo procedimento sono di diversa natura e

possono essere così schematizzabili:

- Incertezza intrinseca del sistema: è l'incertezza di tutte le componenti del settore data dalla somma dell'incertezza di forma e di dimensione dei *marker* e di quella dovuta alla distorsione delle telecamere;
- Incertezza dovuta alla mancanza di corrispondenza tra punto effettivo e punto atteso nel piazzamento di ogni singolo *marker*: le possibili fonti di errore relative a questa problematica sono molteplici e si possono così riassumere:
 - errore causato dal movimento della pelle o *skin artefact*;
 - errore dovuto alle forze d'inerzia agenti sui *marker*.
- Incertezza dovuta al calcolo della posizione delle terne rispetto ai segmenti corporei: questo tipo di errore aumenta all'aumentare di quelli precedentemente descritti e la sua direzione varia al variare dei suddetti vettori, che sono scelti arbitrariamente, è comunque di lieve entità.

3.3. Il laboratorio di analisi del movimento

Un laboratorio attrezzato per sviluppare un'analisi del cammino efficace e valida, deve essere munito di diversa attrezzatura, in particolare:

- Sistemi optoelettronici - stereofotogrammetria -: permettono l'acquisizione di grandezze cinematiche;
- Sistemi video analogici o digitali: servono per l'acquisizione delle immagini relative alla camminata del soggetto;
- Pedane di forza: permettono la rilevazione delle forze di reazione al suolo che avvengono nel momento in cui avviene il contatto del piede al terreno;
- Piattaforme di pressione: hanno lo scopo di rilevare la distribuzione della pressione plantare e la traiettoria del CDG durante il contatto del piede al suolo;
- Elettromiografia di superficie e/o ad ago: misurano l'attivazione elettrica dei muscoli selezionati durante tutto l'arco del movimento,
- Strumenti ergonomici: attrezzi specifici che hanno lo scopo di valutare specifiche abilità motorie.

3.3.1. Apparecchiatura SMART System

L'apparecchiatura stereofotogrammetrica a disposizione del laboratorio utilizzata per l'elaborato è stata sviluppata dalla BTS di Padova e prende il nome di SMART System, in quanto adotta la tecnologia optoelettronica SMART, che fa uso di piccoli *marker* passivi (per garantire una

elevata precisione nelle misure) e di videocamere operanti nella gamma dell'infrarosso. La combinazione di questi elementi garantisce l'utilizzo di un sistema assolutamente non invasivo, cosa essenziale in un ambito di ricerca come quello del piede diabetico (Fig. 22 A B e C).



Fig. 22 A B e C Sistema BTS

Lo SMART System, come tutti i sistemi optoelettronici stereofotogrammetrici, prima di essere utilizzato per acquisire informazioni, deve essere “calibrato”.

Questa procedura è necessaria perché il sistema, partendo dai dati bidimensionali catturati da ciascuna videocamera, sia in grado ricostruire la sequenza tridimensionale dei punti acquisiti, rispetto ad un punto nello spazio, detto origine del sistema di riferimento del laboratorio, individuato durante una delle fasi della calibrazione.

Il sistema, dal punto di vista hardware, è costituito dalle seguenti parti:

- **Videocamere:** sei videocamere digitali che utilizzano sensori CCD, dotate di filtri IR. Possono acquisire frame a due frequenze diverse (60/120 Hz)
- **Illuminatori:** sei illuminatori, ciascuno dei quali è montato su una videocamera; sono a luce infrarossa ad alta potenza e controllo digitale. La durata di ciascun impulso luminoso è di 250 μ s ed è ottimizzata per evitare inconvenienti con la luce solare e l'illuminazione dell'ambiente (Fig. 23).
- **Lenti:** un set completo di sei lenti da 3.5mm e due zoom da 6-12mm; sono interscambiabili, permettendo una maggiore flessibilità. La messa a fuoco ed il diaframma sono regolabili manualmente.
- **HUB:** due M-HUB digitali, che forniscono alimentazione e sincronismo alle videocamere e agli



Fig. 23 Illuminatori a infrarossi



Fig. 24 Hub digitale

illuminatori. Trasmettono il segnale digitale per il controllo della durata e della potenza dell'impulso degli illuminatori ed il segnale per il controllo digitale dell'otturatore in modo sincronizzato con la gestione degli impulsi degli illuminatori. Ciascuno di questi HUB è in grado di gestire un numero massimo di tre videocamere. Nel nostro caso questo HUB riceve il segnale digitale dalle due pedane di forza e lo trasforma in analogico (Fig. 24).

- **Cavi:** cavi di connessione per sincronizzare tra loro i vari tipo di HUB e per collegare le videocamere agli HUB, in modo tale da consentire la trasmissione del segnale di sincronismo, di controllo dell'otturatore e di controllo degli illuminatori e la ricezione di segnali video e dati.
- **Workstation:** si tratta di un personal computer nel quale sono inserite una scheda PCI di acquisizione e conversione analogico-digitale e due frame *grabber* PCI. La prima è collegata all'uscita dell'hub analogico, mentre le seconde ricevono le uscite dei due M-HUB digitali.

3.3.2. Software SMART System

Il **pacchetto software** compreso è caratterizzato da tre programmi principali:

- **SMART Capture:** programma che permette di eseguire la calibrazione del sistema e di acquisire i dati cinematici e dinamici. Permette di controllare completamente il sistema di acquisizione, visualizzare in tempo reale i segnali acquisiti, identificare la posizione dei *marker* nelle immagini 2D, controllare la sensibilità delle camere via software. L'algoritmo di calibrazione (Thor) consente di calibrare il sistema in pochi minuti; in esso sono inclusi i parametri di linearizzazione delle telecamere e posizione delle piattaforme di forza rispetto al sistema di riferimento del laboratorio.
- **SMART Tracker:** è il software che esegue la ricostruzione tridimensionale dei dati utilizzando i dati bidimensionali acquisiti dalle videocamere e quelli provenienti dalla calibrazione. Permette di assegnare alla traiettoria di un *marker* un nome specifico che può essere stabilito mediante la creazione di opportuni protocolli clinici avvalendosi di un *editor* interno. È inoltre possibile visualizzare graficamente anche le pedane di forza ed i vettori di forza risultanti.
- **SMART Analyzer:** software che consente di eseguire un'analisi biomeccanica dei dati cinematici e dinamici, dando la possibilità di sviluppare dei protocolli. Consente di importare dati acquisiti con altri sistemi o elaborati in Matlab e di esportarli. Dal punto di vista grafico, permette di visualizzare l'andamento di ciascun *marker* lungo le tre dimensioni del sistema di riferimento del laboratorio.

3.3.3. Piattaforme di Forza

Sono strumenti costituiti da trasduttori di forza che hanno il principale scopo di misurare le forze di reazione al terreno, il loro compito è quello di rilevare le tre componenti della forza rispetto a un sistema di riferimento di tipo ortogonale.

Le misure di forza sono ottenute grazie alla deformazione del materiale costituente il trasduttore, direttamente proporzionale all'intensità delle forze applicate, il quale genera una variazione delle proprietà elettriche del sensore che invia il segnale che permetterà la misurazione.

Ogni piattaforma è costituita da 4 celle di carico ai 4 angoli e ogni cella a sua volta ha 3 trasduttori ognuno dei quali ha il compito di rilevare una sola delle tre componenti della forza.

I due tipi di trasduttori più utilizzati sono:

- estensimetri o strani *gauge*: eseguono la conversione di una variazione di lunghezza in un segnale elettrico mediante variazioni della sua resistenza elettrica;
- cristalli piezoelettrici: costituiti da cristalli di quarzo, creano cariche elettriche sulla superficie nel momento in cui vengono sottoposti a sollecitazioni meccaniche (compressione, stiramento, flessione) [18].

Il laboratorio è dotato di due pedane di forza della Bertec Corporation (Columbus, OH, USA) modello 4060-08 (Fig. 25).

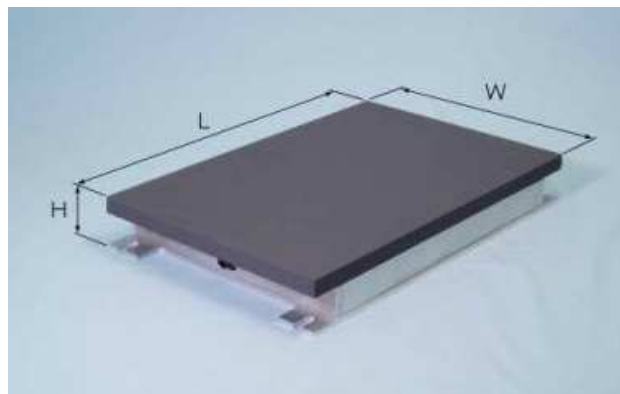


Fig. 25 Pedana di forza Bertec [17]

3.3.4. Pedane di pressione

Sono strumenti che consentono di studiare in che modo la forza generata tra corpo e suolo si distribuisce, in fase statica e durante il cammino, lungo la pianta del piede.

Sono costituite da una serie di sensori che sono in grado di misurare:

- la distribuzione delle pressioni al contatto del piede con il suolo,
- il centro pressione,
- la sola componente verticale della forza.

In laboratorio sono state utilizzate pedane di pressione Winpod (Fig. 26). La pedana Winpod è

una pedana baropodometrica a sensori resistivi. Pesa solo 6.6 Kg, si alimenta con cavo USB direttamente dal Pc ed ha uno spessore di appena 4 mm.

La pedana è accompagnata da un software in grado di eseguire le seguenti misure:

- nella statica le informazioni ricavate sono il baricentro corporeo, i centri di pressione monopodalici, i parametri numerici suddivisi tra avampiede e retro piede, la superficie d'appoggio di ogni singolo piede, i carichi d'appoggio in % del peso del paziente, la pressione massima e minima espresse come rapporto tra carico e superficie (Fig. 27);
- nell'analisi posturografica le principali informazioni che ricaviamo sono l'analisi numerica e grafica dei dati stabilometrici, l'analisi di Romberg, la statokinesigramma (gomitolo) e l'elettrostabilogramma (Fig. 28);
- nella dinamica il software winpod offre acquisizioni fino a 200 immagini per secondo, immagine globale dinamica, calcoli numerici per zona, curve di svolgimento del passo, cinematografia delle differenti fasi d'appoggio e misurazioni multiple dei tempi d'appoggio (Fig. 29).



Fig. 26 Valigetta del set completo Winpod [26]

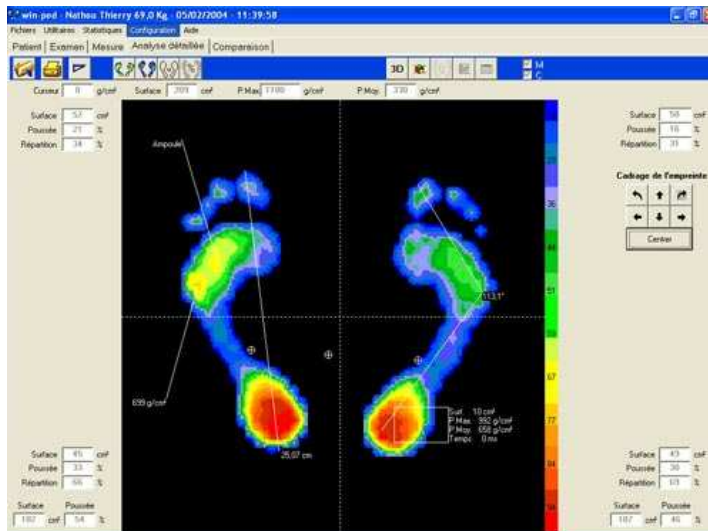


Fig. 27 Registrazione delle informazioni relative alla statica

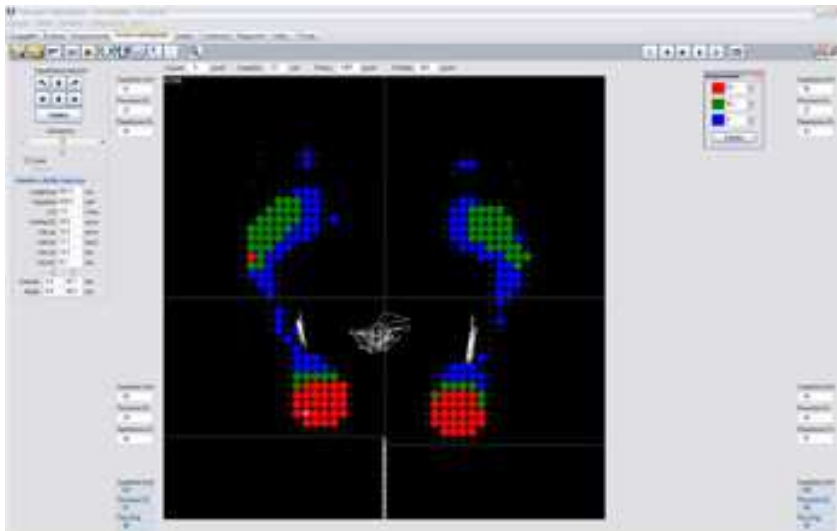


Fig. 28 Registrazione delle informazioni relative alla posturografia



Fig. 29 Registrazione delle informazioni relative alla dinamica

3.4. Il ciclo del passo

Il completo ciclo del cammino (*stride*) è dato dall'intervallo di tempo che intercorre dall'appoggio del tallone di un piede a terra all'appoggio successivo del tallone dello stesso piede. Il ciclo del passo è costituito da due fasi:

- fase di appoggio (*stance*)
- fase di oscillazione (*swing*)

3.4.1. Fase di appoggio

La **fase di appoggio**, che occupa circa il 60% del ciclo completo, inizia con l'appoggio del tallone di un piede e termina con il distacco delle dita del piede. Questa fase si

- suddivide in:
- contatto iniziale (0%)
 - risposta al carico (0-10%)
 - appoggio intermedio (10-30%)
 - appoggio terminale (30-50%)
 - pre-oscillazione (50-60%)

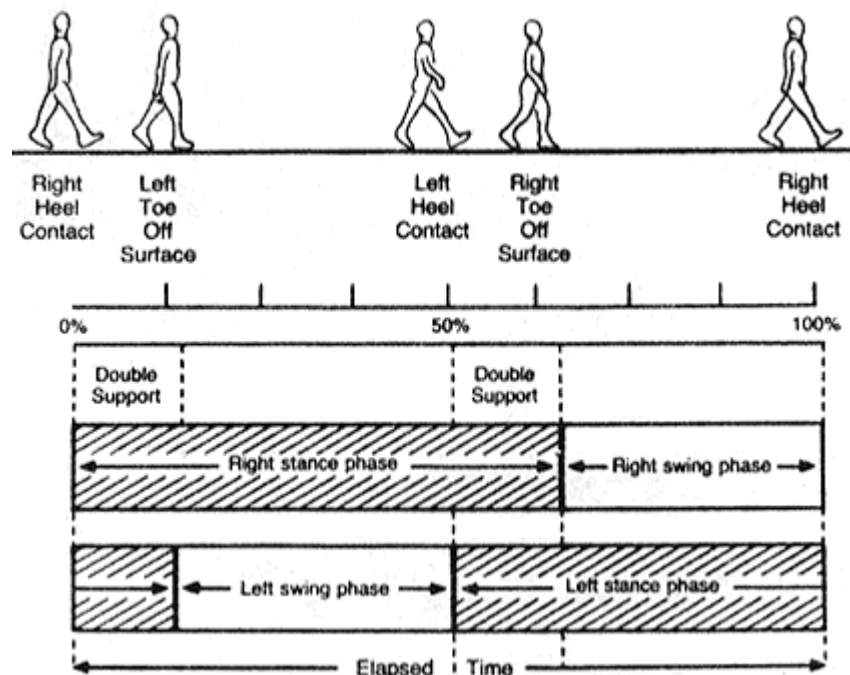


Fig. 30 Fasi e durate del ciclo passo

Contatto iniziale

Il **contatto iniziale** rappresenta il momento in cui il piede viene a contatto con il pavimento. Normalmente il tallone è la prima parte del piede a toccare per terra.

L'anca è flessa, il ginocchio è esteso e la tibiotarsica si trova in una posizione neutra (90°); permettendo così di porre il piede in posizione corretta quando viene a contatto con il terreno. In questa fase ha inizio il primo rotolamento (*“heel rocker”*), ossia lo spostamento in avanti del corpo rispetto al piede.

Risposta al carico

Con la fase di **risposta al carico**, avviene il periodo di doppio appoggio. Esso inizia quando un piede viene a contatto col pavimento e perdura fino a quando l'altro piede non si stacca dal suolo per cominciare la sua oscillazione. E' in questa seconda fase che si verifica il passaggio del peso del corpo da una gamba all'altra.

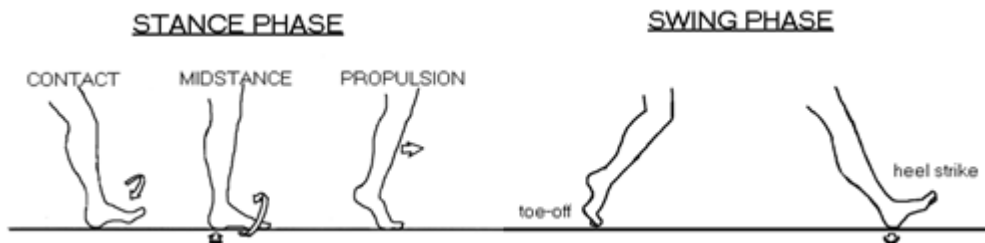


Fig. 31 Fasi principali del cammino. Le frecce indicano le direzioni dei movimenti principali compiuti dal piede e dalla gamba durante il cammino.

Appoggio intermedio

Nella fase di **appoggio intermedio** si è in appoggio monopodalico. Questa fase ha inizio quando la punta del piede opposto si stacca dal suolo e continua fino a quando il peso corporeo si trova allineato al di sopra del piede a terra. Facendo così si utilizza il momento per mantenere la stabilità dell'anca e del ginocchio mentre il corpo avanza sul piede appoggiato.

Appoggio terminale

L'**appoggio terminale** inizia quando il centro di massa si muove anteriormente alla base di sostegno, in modo che il corpo cada anteriormente. In questa fase si ottiene l'accelerazione che permette di avere una lunghezza adeguata del passo. Durante il cammino iniziale e la risposta al carico il piede ha la funzione di assorbire l'urto. In fase terminale, invece, svolge la funzione di camma rigida, assicurando così un adeguato momento all'arto per la forza di accelerazione.

3.4.2. Fase di oscillazione

La **fase di oscillazione** corrisponde invece a quel periodo che inizia con il distacco delle dita di un piede e termina con l'appoggio del tallone del piede controlaterale e dura circa il 40% del ciclo completo. Tale fase viene suddivisa in:

- pre-oscillazione (che coincide con l'ultimo stadio della fase di appoggio)
- oscillazione iniziale (60-70%)
- oscillazione intermedia (70-80%)
- oscillazione terminale (80-100%)

In questo modo si viene a determinare il periodo di doppio appoggio, che si verifica 2 volte durante il ciclo del cammino, all'inizio ed alla fine della fase portante; ciascuna fase di doppio appoggio dura circa il 10% e presenta una posizione del centro di massa del corpo con altezza minima.

Preoscillazione

Nella fase di **pre-oscillazione** ha inizio il secondo intervallo di doppio appoggio del ciclo del cammino. Comincia quando il piede tocca terra e termina nel momento in cui si verifica il distacco delle dita del piede controlaterale dal pavimento. In questa fase si prepara l'arto all'oscillazione.

Oscillazione iniziale

Durante la fase di **oscillazione iniziale** si interporre una distanza adeguata fra piede e suolo. Ha inizio con il distacco delle dita.

Oscillazione intermedia

L'**oscillazione intermedia** è il proseguimento dell'oscillazione iniziale e termina nel momento in cui l'arto oscillante si trova davanti al corpo e la tibia è in posizione verticale. In questa fase si mantiene la distanza del piede dal terreno. In un cammino è necessario un adeguato controllo della tibiotarsica per non lasciare spazio ad errori che potrebbero compromettere la normale progressione.

Oscillazione terminale

La fase di **oscillazione terminale** ha funzione di preparare il piede al contatto con il terreno; questo avviene grazie all'azione della muscolatura pretibiale che riporta il piede in una posizione neutra (90°).

Il cammino deve soddisfare le seguenti caratteristiche:

- stabilità in fase d'appoggio
- adeguata distanza del piede dal terreno durante l'oscillazione
- appropriato pre-posizionamento del piede in fase oscillante
- adeguata lunghezza del passo.

3.5. Elaborazione dei dati

3.5.1. Soggetto

Il soggetto che si è preso in considerazione ha le seguenti caratteristiche:

Soggetto	Dpfb	Microalbuminuria	No
Data	2008/14/07	Vasculopatia (periferica)	No
Sesso	M	Vasculopatia (TSA)	Si
Altezza (m)	1,67	Vasculopatia (coronarica)	Si
Peso (Kg)	72	Tipo diabete	2
BMI	25,82	Glicata	7,4
PAO	130/80	Durata della malattia	6
Patologia ipertensiva	Si	Tipo di piede	No
Età	66	dita a griffe	No
Neuropatia	No	Dita a martello	No
Neuropatia autonoma	No	Dita ad artiglio	No

3.5.2. Strumentazione utilizzata

Il protocollo che presentiamo in questa sede si è svolto presso il “Laboratorio di bioingegneria del movimento” del Dipartimento di Ingegneria dell’Informazione dell’Università di Padova.

Il Laboratorio (Fig. 32) è dotato della seguente strumentazione:

- Sistema stereofotogrammetrico BTS (Padova): è un sistema a marcatori passivi con sei videocamere optoelettroniche che acquisiscono a una frequenza di 60 o 120 Hz;
- Due piattaforme di forza a celle di carico della Bertec Corporation (Fig. 25);
- Due pedane di pressione Winpod fornite dalla Imagortesi S.r.l. (Fig. 26);
- EMG di superficie BTS (Padova) (Fig. 22 A B e C).

3.5.3. Software utilizzato

Per analizzare, creare ed eseguire i vari protocolli sono stati utilizzati i seguenti software

- SMART TRACKER Versione 1.10.433.0
- SMART ANALYZER Versione 1.10.433.0

- WINPOD Software V3.8.1 TWinBox V5.22
- MATLAB R2010a Versione 7.10.0.499

3.5.4. Procedure

L'elaborato si è suddiviso in cinque procedure di lavoro:

- *Tracking*: attraverso l'uso del software SMART Traker,
- Esportazione dei dati: in ambiente Analyzer e Winpod,
- Analisi Dinamica e Cinematica: usufruendo del codice in MATLAB (Sawacha 2009),
- Creazione del protocollo in ambiente Analyzer,
- Confronto dei risultati.



Fig. 32 Laboratorio di bioingegneria del movimento” del Dipartimento di Ingegneria dell’Informazione dell’Università di Padova

3.5.5. Tracking con Modello “2Foot”

Per il *tracking* attraverso il software SMART Tracker è stato utilizzato il modello “2Foot”.

I punti di reperi utilizzati nel modello “2Foot” sono: (Fig. 34)

1. Apice esterno della testa fibula (RHF per il piede Destro, LHF per il piede Sinistro),
2. Protuberanza della tuberosità tibiale (RTT, LTT),
3. Malleolo laterale (RLM, LLM),
4. Malleolo mediale (RMM, LMM),
5. Calcagno (RCA, LCA),
6. Troclea pleonale (RPT, LPT),
7. Sustentaculum tali (RST, LST),
8. Base del V° metatarso (RVMB, LVMB),
9. Cuboide (RC, LC),
10. Tuberosità navicolare o testa dello scafoide (RNT, LNT),
11. Quinta testa metatarsale (RVMH, LVMH),
12. Epifesi prossimale della 1° falange del 2° dito (RIIT, LIIT),
13. Prima testa metatarsale (RIMH, LIMH).

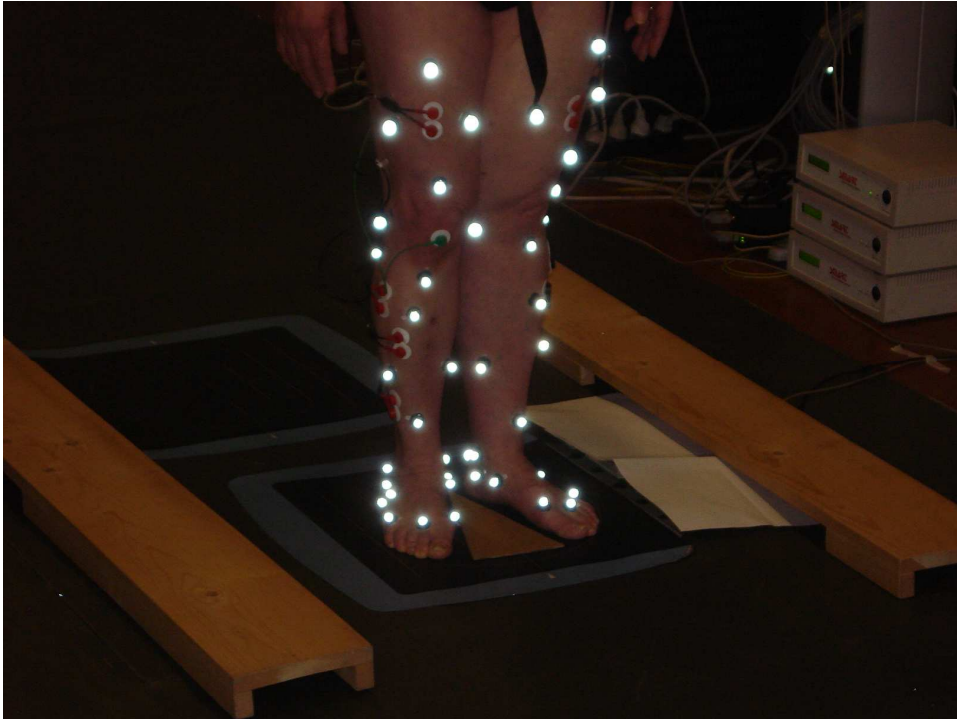


Fig. 33 Marker passivi applicati ad un paziente all'interno del laboratorio di ricerca

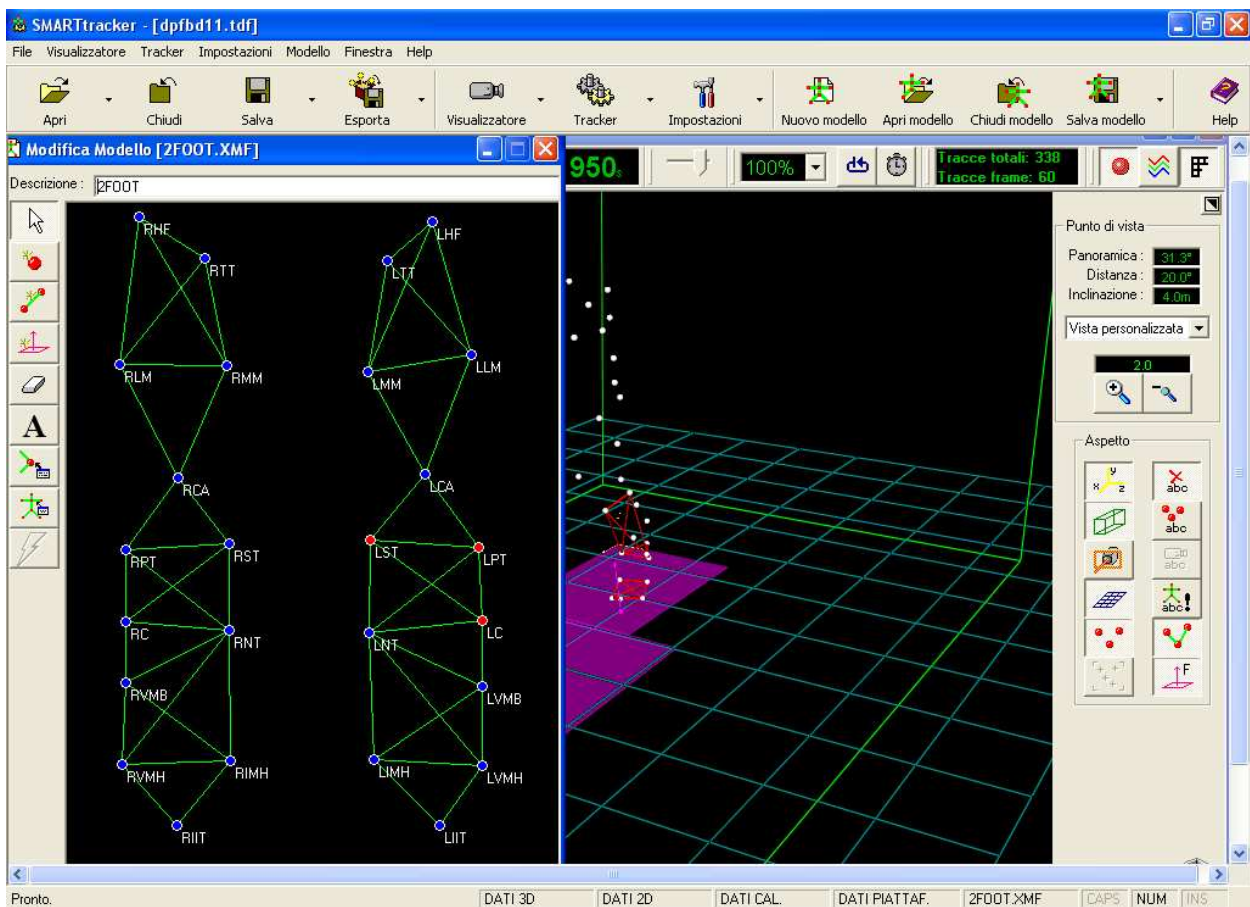


Fig. 34 Protocollo "2Foot"

Si sono prese in considerazione quattro camminate del paziente. Per ciascuna si sono individuati tutti i *marker* corrispondenti ai punti di repere rappresentati all'interno di uno spazio tridimensionale. Essi sono stati individuati per ogni frame di tutto il ciclo del passo, ovvero dal primo appoggio fuori pedana al secondo appoggio fuori pedana (Fig. 35).

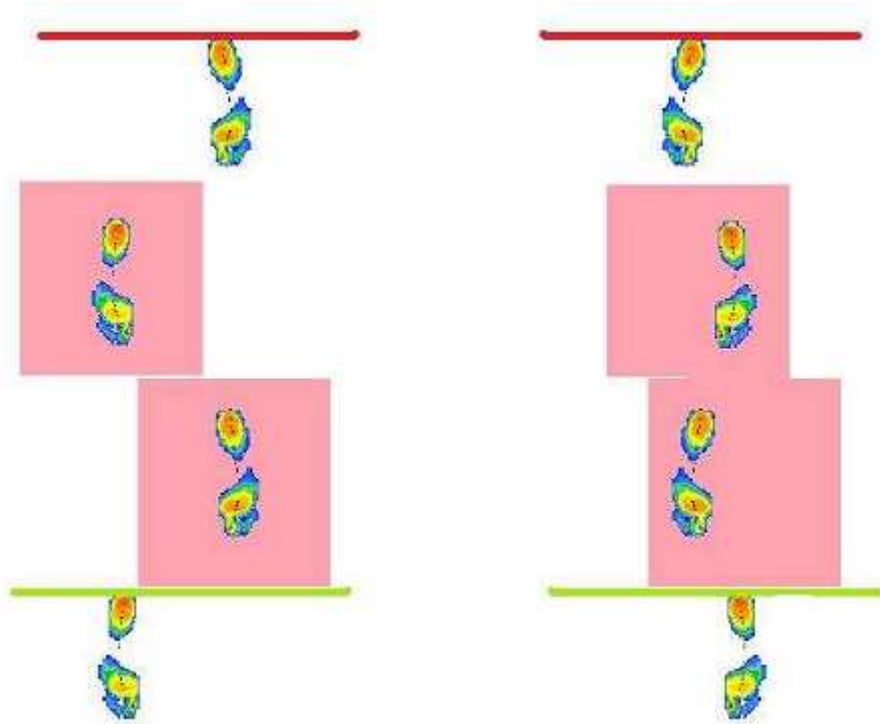


Fig. 35 Cicli del passo

3.5.6. Esportazione dei dati

Attraverso l'uso del software Analyzer si sono esportati:

- Files di calibrazioni e di statica³
- Files di statica³
- Files di dinamica

Tramite il software WINPOD si sono esportati i files delle pedane di forza delle relative camminate prese in considerazione. In particolare:

- Una camminata per il piede destro
- Una camminata per il piede sinistro

³ Statica: s'intende l'esportazione dei dati di un *tracking* di almeno 20 frames di un'acquisizione statica del soggetto seguendo le indicazioni della società internazionale di posturografia [19] secondo le quali il soggetto deve posizionarsi con: sguardo all'infinito, piano di Francoforte orizzontale, arti superiori naturalmente pendenti lungo il corpo, piedi posizionati sul terreno in modo da formare un angolo frontale di circa 30°.

Come si può notare in Fig. 36 nel paziente si nota una maggiore pressione in determinate zone del piede. Per quanto riguarda il piede destro il punto di massimo è posto sul tallone. Tuttavia anche la zona sottotarsale è sottoposta ad una evidente pressione. Ciò corrisponde alle caratteristiche dei pazienti diabetici neuropatici come descritto precedentemente (Par. 2.3). Queste immagini si riferiscono alla pressione di tutto il ciclo del passo, dall'appoggio iniziale allo stacco finale del piede.

Le immagini sono state convertite in files .txt contenenti tutte le misure delle pressioni per ogni istante di appoggio. Una volta esportati questi dati si è passati allo studio della dinamica.

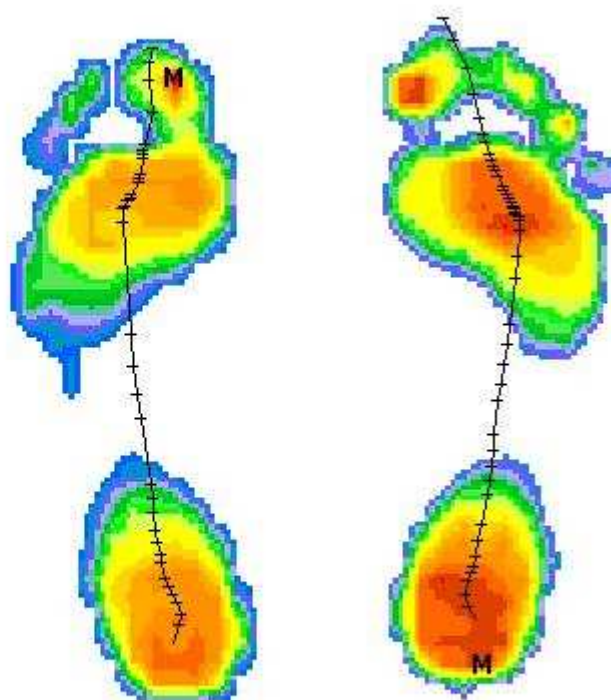


Fig. 36 Immagini esportate col software Winpod, riferite a due camminate diverse per il piede destro e sinistro

3.5.7. L'analisi dinamica in codice Matlab (Sawacha 2009)

Si richiede al paziente di camminare alla sua normale andatura in una direzione prestabilita. Vengono eseguite varie acquisizioni successive al fine di ottenere 3 appoggi simultanei sia sulla piattaforma di pressione che su quella di forza rispettivamente con l'arto destro e con l'arto sinistro. Si eseguono 3 acquisizioni al fine di ottenere dati statisticamente validi. L'analisi di questi dati consente di ricavare gli angoli e i momenti articolari normalizzati sul ciclo del passo, i parametri spazio-temporali e i dati relativi a forza e pressione, normalizzati sul ciclo di appoggio.[6]

Attraverso il codice sviluppato in ambiente Matlab (Sawacha 2009), si sono considerati i seguenti files esportati:

- Una camminata per il piede destro (in quanto il paziente appoggiava tutto e solo il piede destro in pedana),
- Una camminata per il piede sinistro (come sopra).

3.5.8. L'analisi cinematica in codice Matlab (Sawacha 2009)

Il codice elabora la cinematica dei piedi nei tre sottosegmenti nel soggetto e nella dinamica selezionata, sovrapponendo i risultati alle fasce di normalità.

Permette di calcolare la cinematica in due periodi differenti: ciclo del passo o appoggio.

I risultati possono essere interpolati e filtrati con o senza la statica.

Attraverso il codice sviluppato in ambiente Matlab (Sawacha 2009), si sono considerati i seguenti files esportati:

- Quattro camminate (dinamiche) per il piede destro e sinistro,
- Una statica,
- Il periodo di *stance* (fase di appoggio) per ogni camminata.

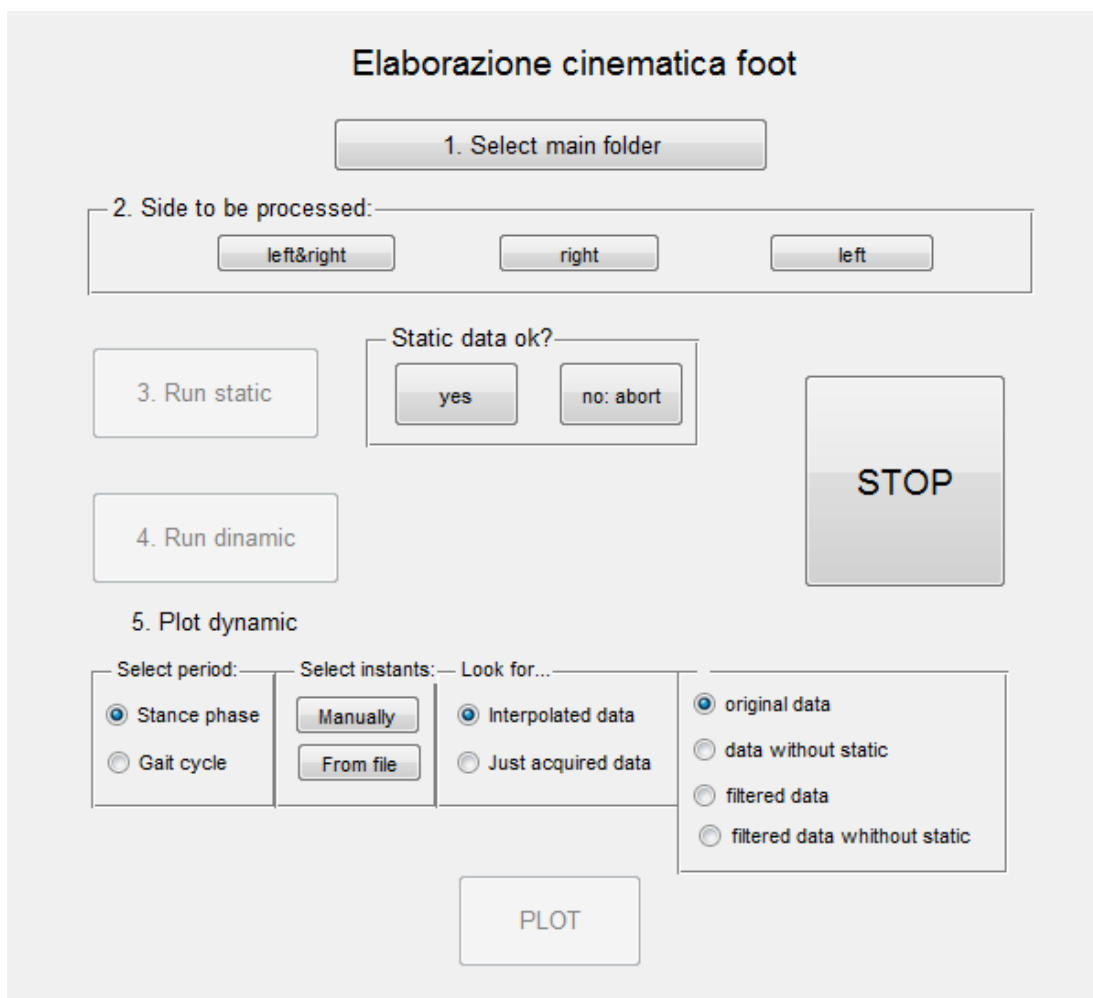


Fig. 37 La GUI sviluppata in Matlab per il calcolo cinematico

3.5.9. L'analisi cinematica in Analyzer

In Smart Analyzer si sono eseguite le seguenti operazioni per creare il protocollo. Operatori:

1. selezione manuale di **sequenza di eventi di un oggetto**: sulla traccia acquisita viene selezionato il primo e l'ultimo istante di contatto del piede con il suolo (*stance*). Ci si riferisce alla coordinata Y del Calcagno (Repere CA) (Fig. 38);
2. parametro scalare: inserisco 0.5;
3. punto medio 3D: seleziono 2 punti e lo scalare (0.5)
 - a. midcaviglia: punto medio tra LM e MM
 - b. mid ST PT
 - c. mid NT VMB
 - d. mid IMH VMH
4. operatore sistema di riferimento: seleziono 3 punti più l'origine per determinare il sistema di riferimento (da ripetere per tutti e quattro i segmenti). In particolare:
 - a. riferimento tibia
 - i. midcaviglia (centro)
 - ii. LM
 - iii. MM
 - iv. TT
 - b. Riferimento retro piede
 - i. CA (centro)
 - ii. ST
 - iii. PT
 - iv. Mid ST PT
 - c. Riferimento mesopiede
 - i. Mid NT VMB (Centro)
 - ii. NT
 - iii. VMB
 - iv. C
 - d. Riferimento avampiede
 - i. Mid IMH VMH (Centro)
 - ii. IMH
 - iii. VMH
 - iv. IIT

5. Angoli eulero XYZ con in input 2 sistemi di riferimento
 - a. Angolo retro piede
 - i. Riferimento tibia
 - ii. Riferimento retro
 - b. Angolo mesopiede
 - i. Riferimento retro
 - ii. Riferimento meso
 - c. Angolo avampiede
 - i. Riferimento meso
 - ii. Riferimento avam
6. Operatore di eventi, ciclo definito da un evento: normalizza gli angoli nel periodo selezionato
7. Il tutto calcolato per il piede destro e piede sinistro

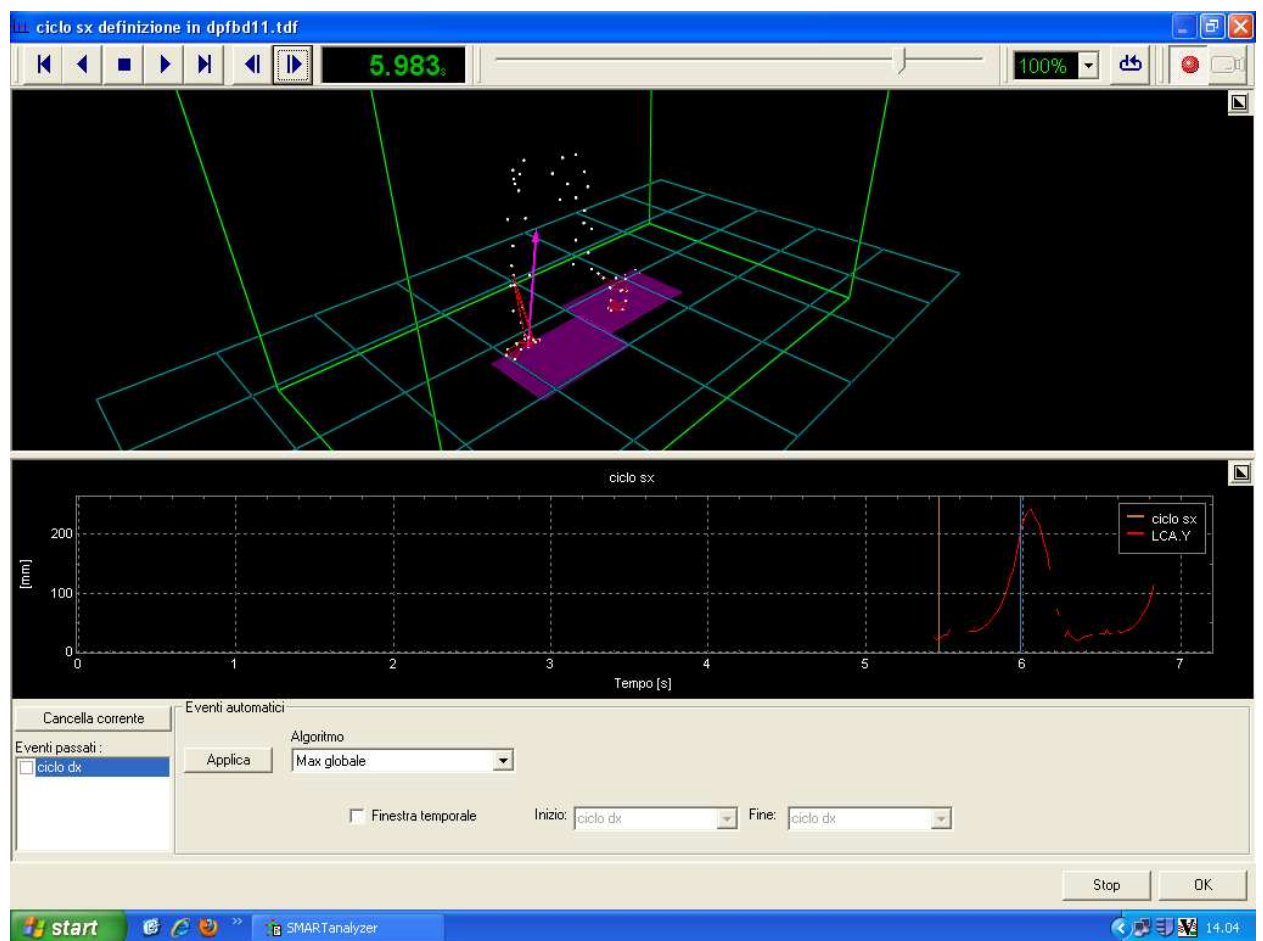


Fig. 38 Selezione del periodo di appoggio nella camminata analizzata

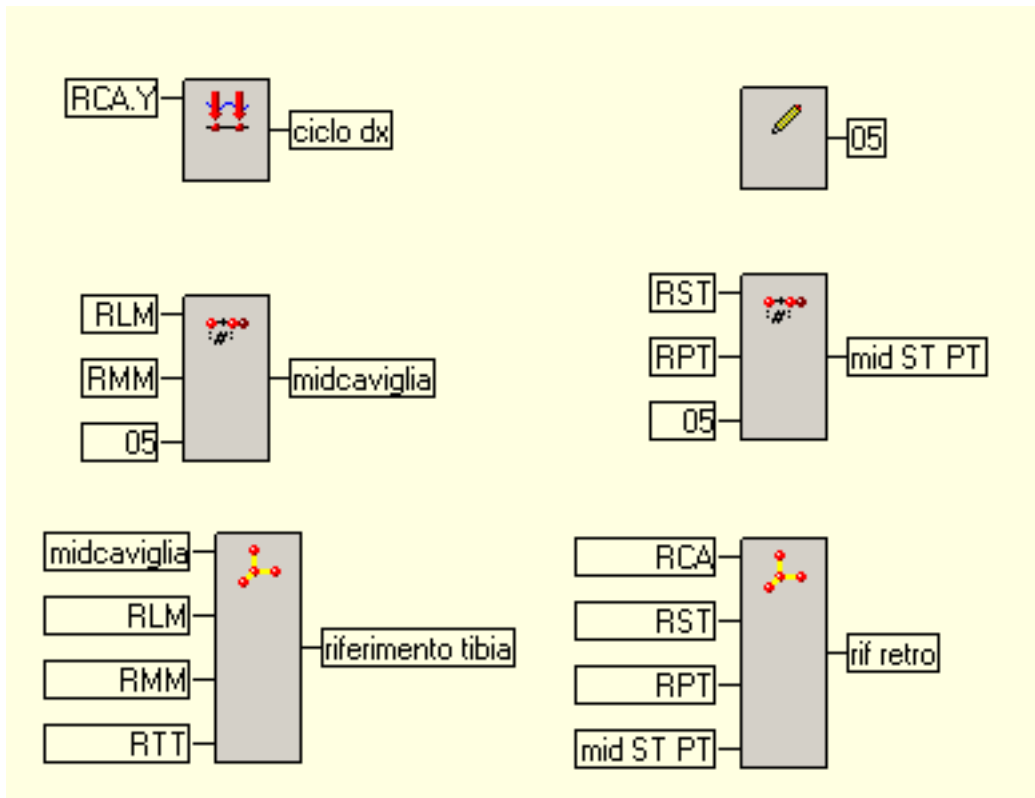


Fig. 39 Protocollo Analyzer: sistemi di riferimento

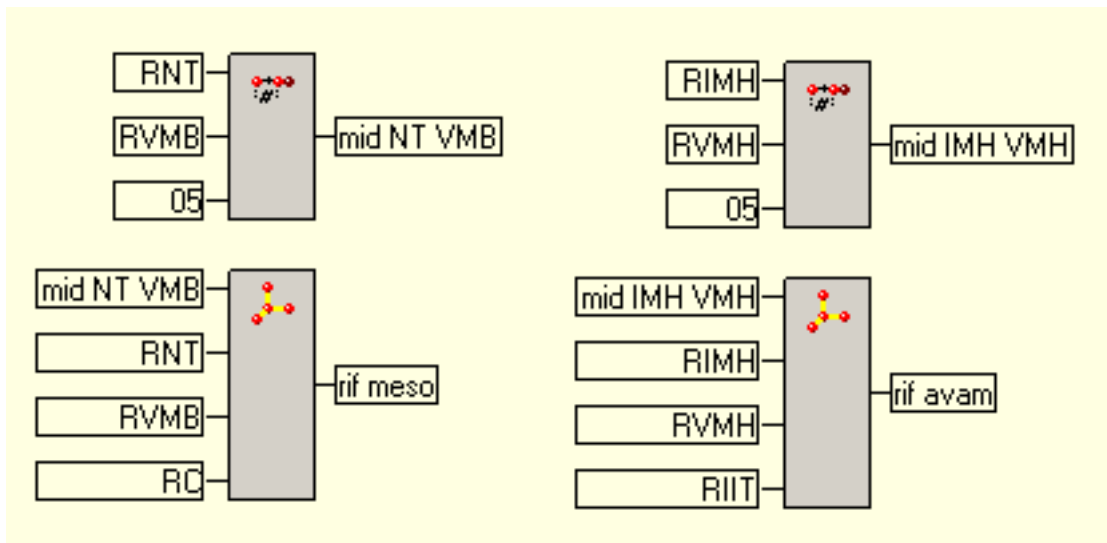


Fig. 40 Protocollo Analyzer: sistemi di riferimento

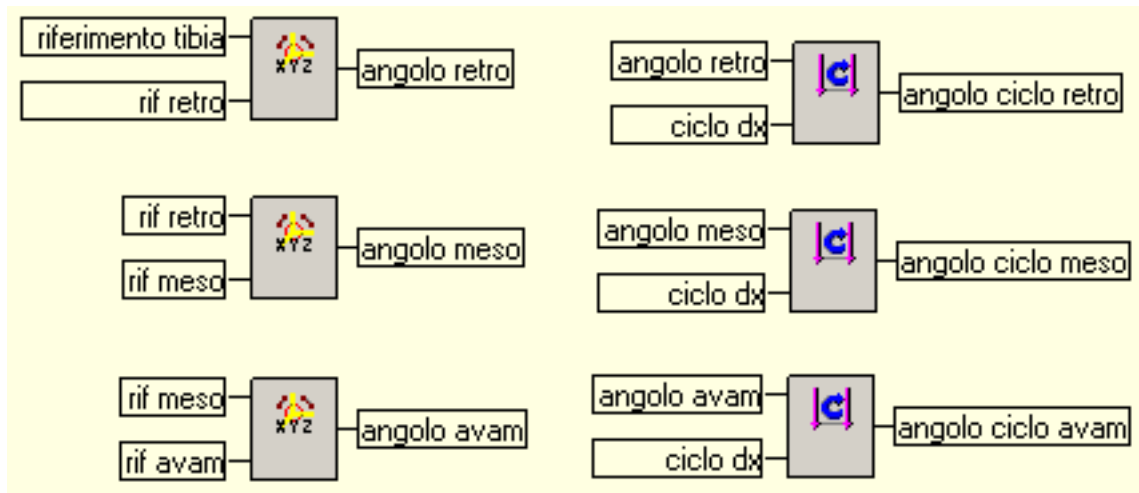


Fig. 41 Protocollo Analyzer: angoli di eulero e angoli normalizzati al ciclo

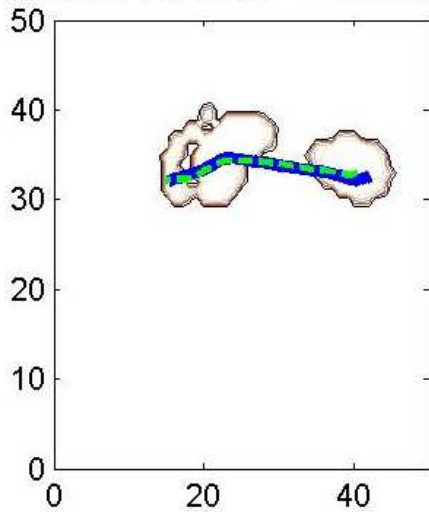
4. RISULTATI

4.1. Risultati dinamici

Il codice Matlab per l'analisi dinamica calcola gli integrali e le escursioni di:

- La mappa di pressioni ed il COP (*Centre Of Pressure*) (Fig. 37),
- Le forze delle varie sezioni dei piedi (vedi sezioni Par. 2.1.1) (Fig. 38,39,40,41,42,43,44,45),
- Le pressioni massime e medie delle varie sezioni dei piedi (Fig. 46,47,48,49),
- Le superfici di appoggio delle varie sezioni dei piedi (Fig. 50,51).

Traiettoria del COP - Piede destro



Traiettoria del COP - Piede sinistro

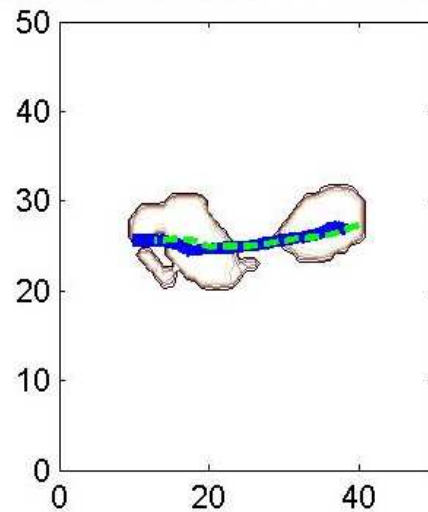


Fig. 42 Traiettoria del COP destro e sinistro

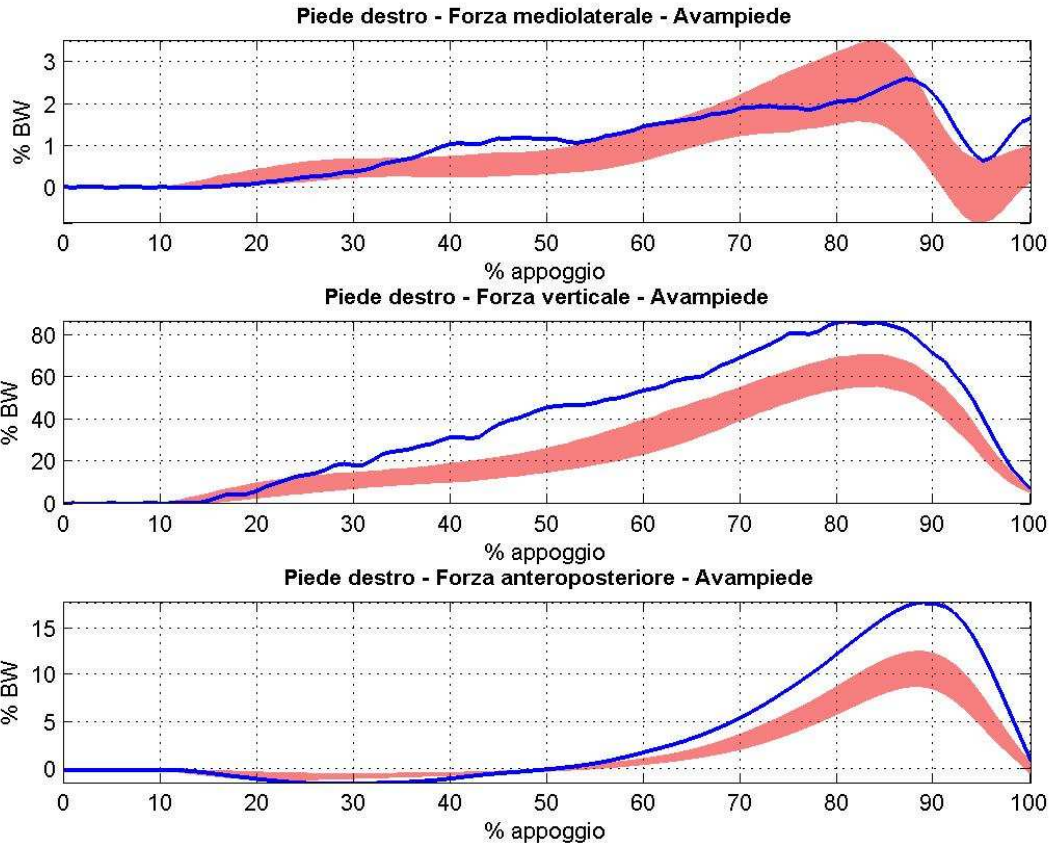


Fig. 43 Forze avampiede destro

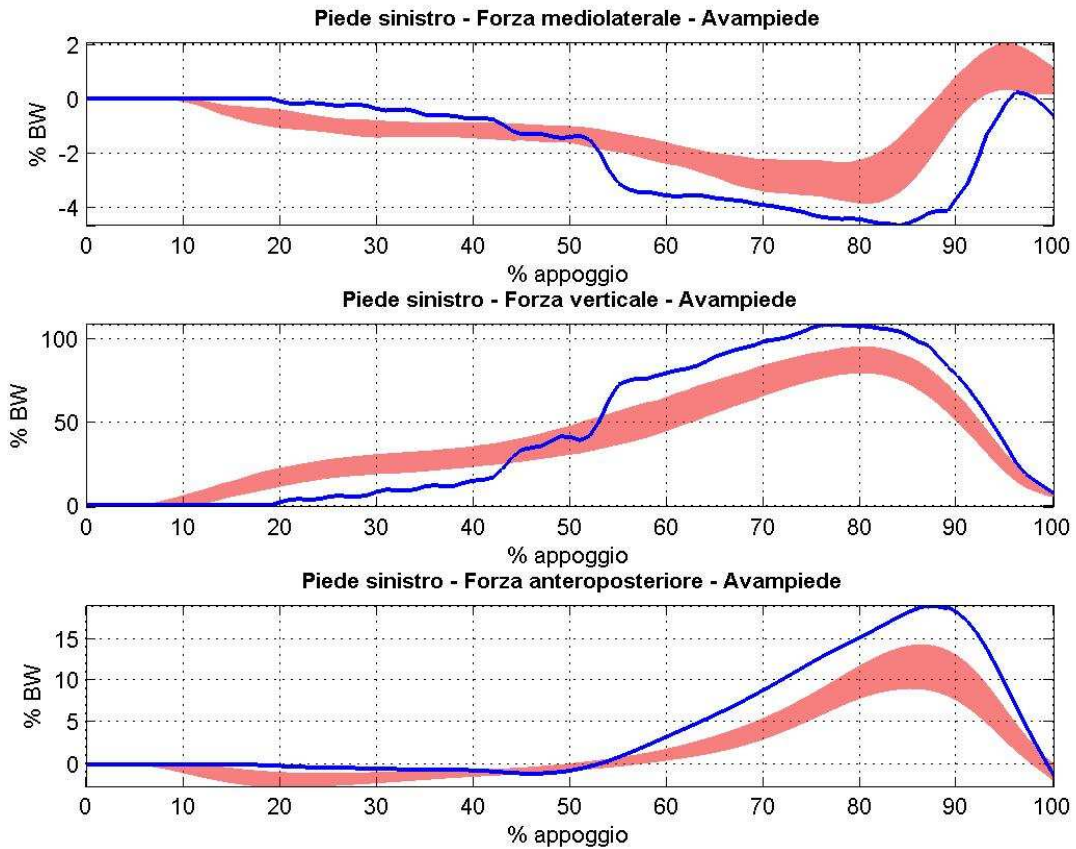


Fig. 44 Forze avampiede sinistro

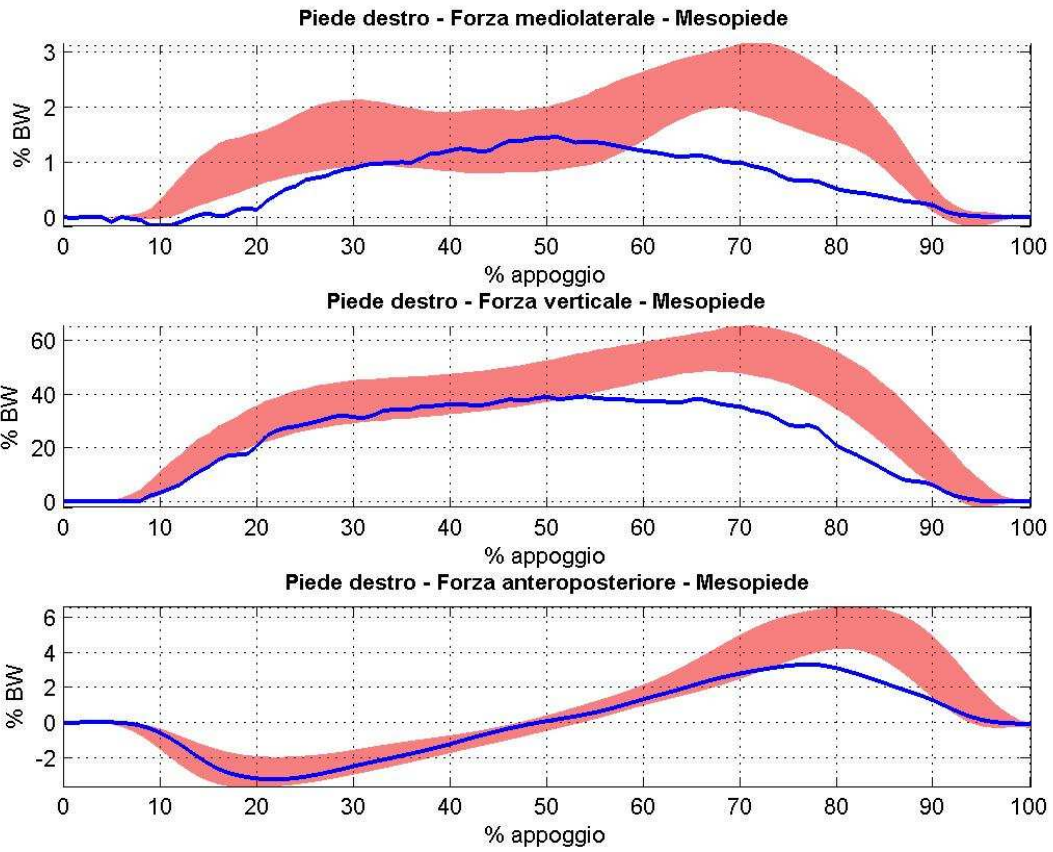


Fig. 45 Forze mesopiede destro

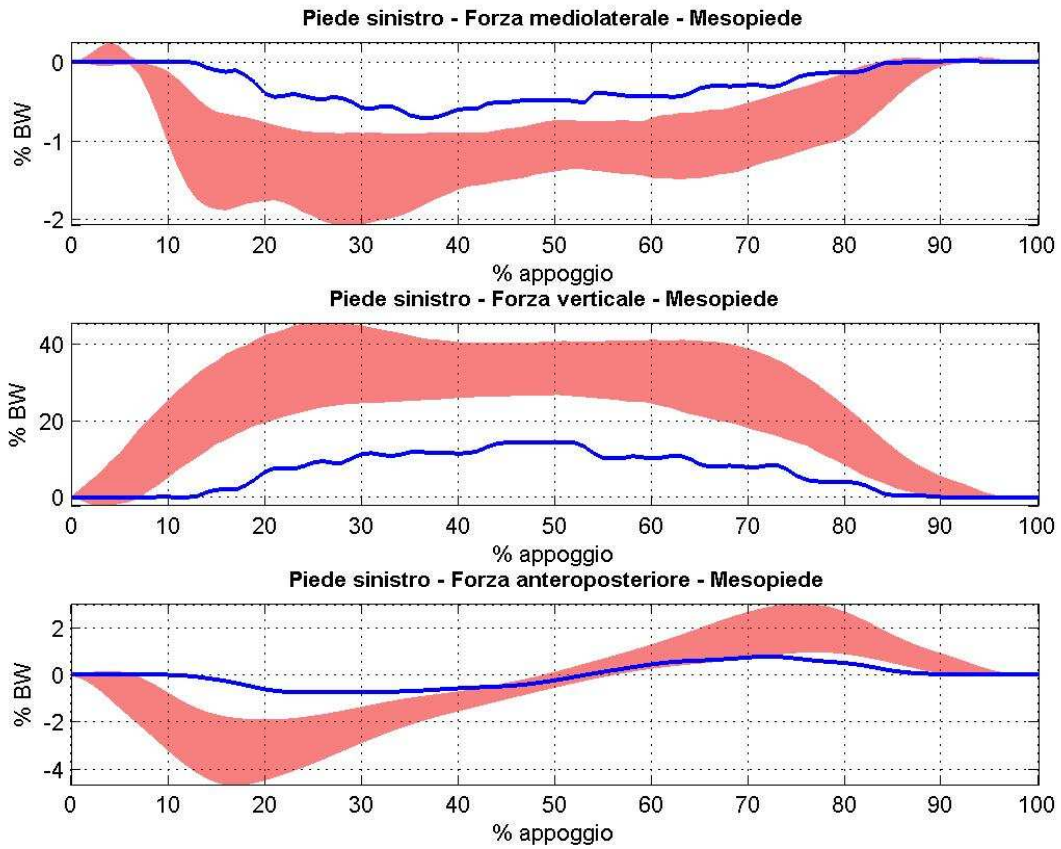


Fig. 46 Forze mesopiede sinistro

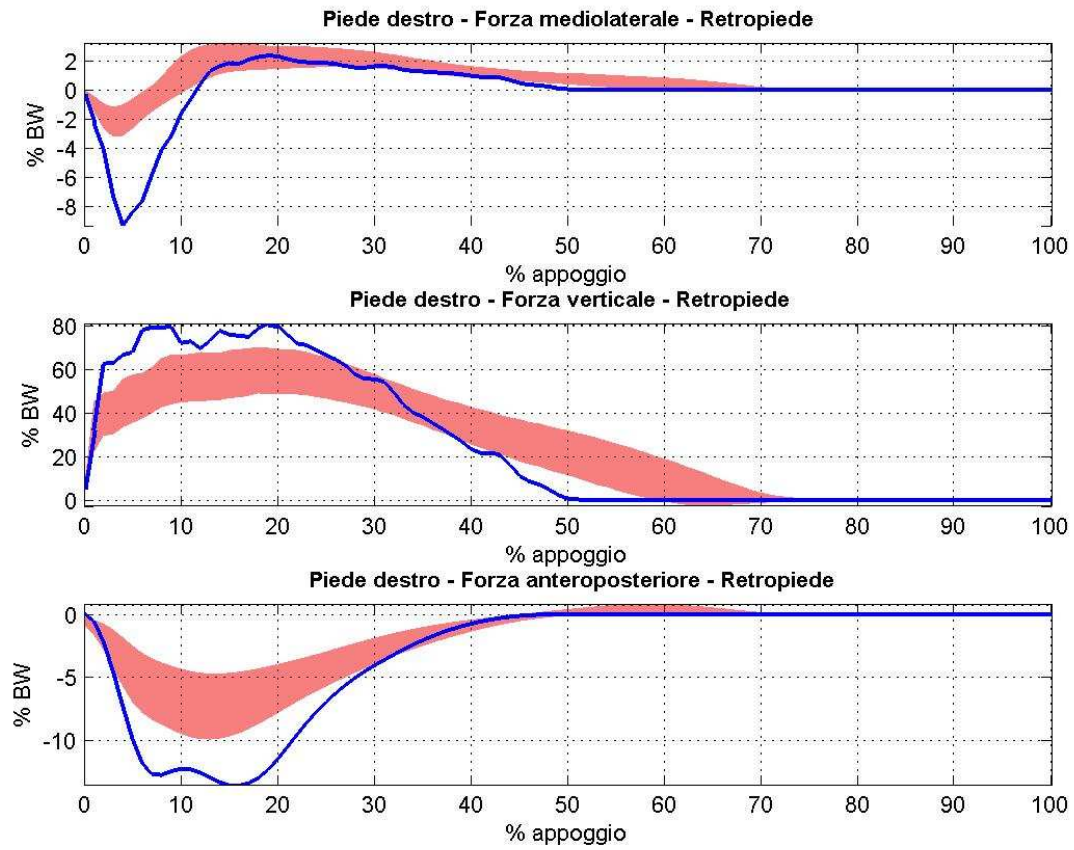


Fig. 47 Forze retro piede destro

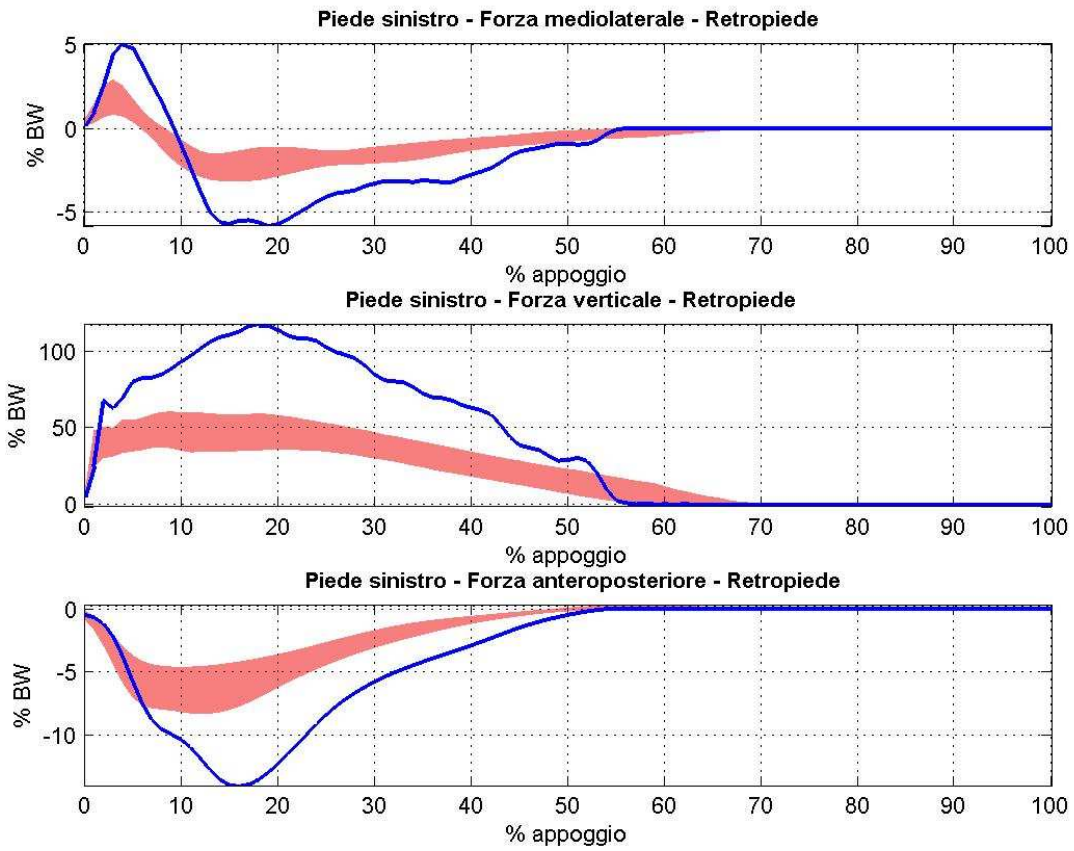


Fig. 48 Forze retropiede sinistro

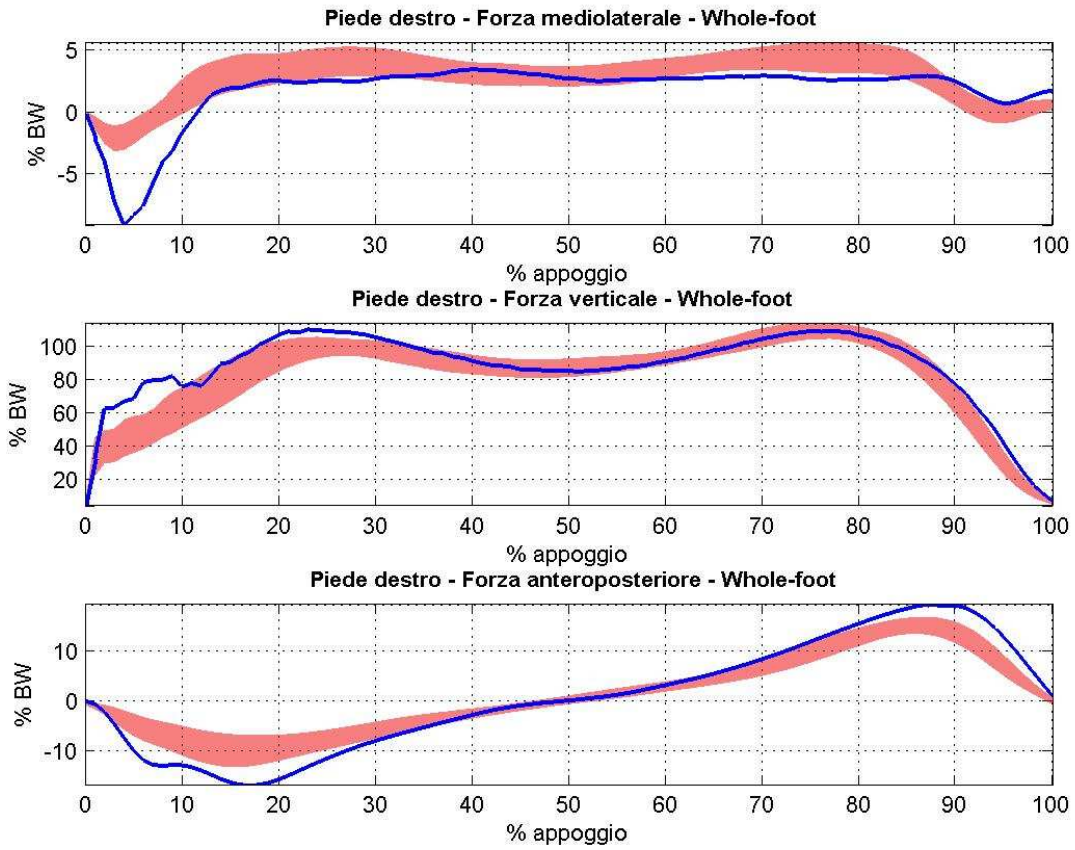


Fig. 49 Forze tutto il piede destro

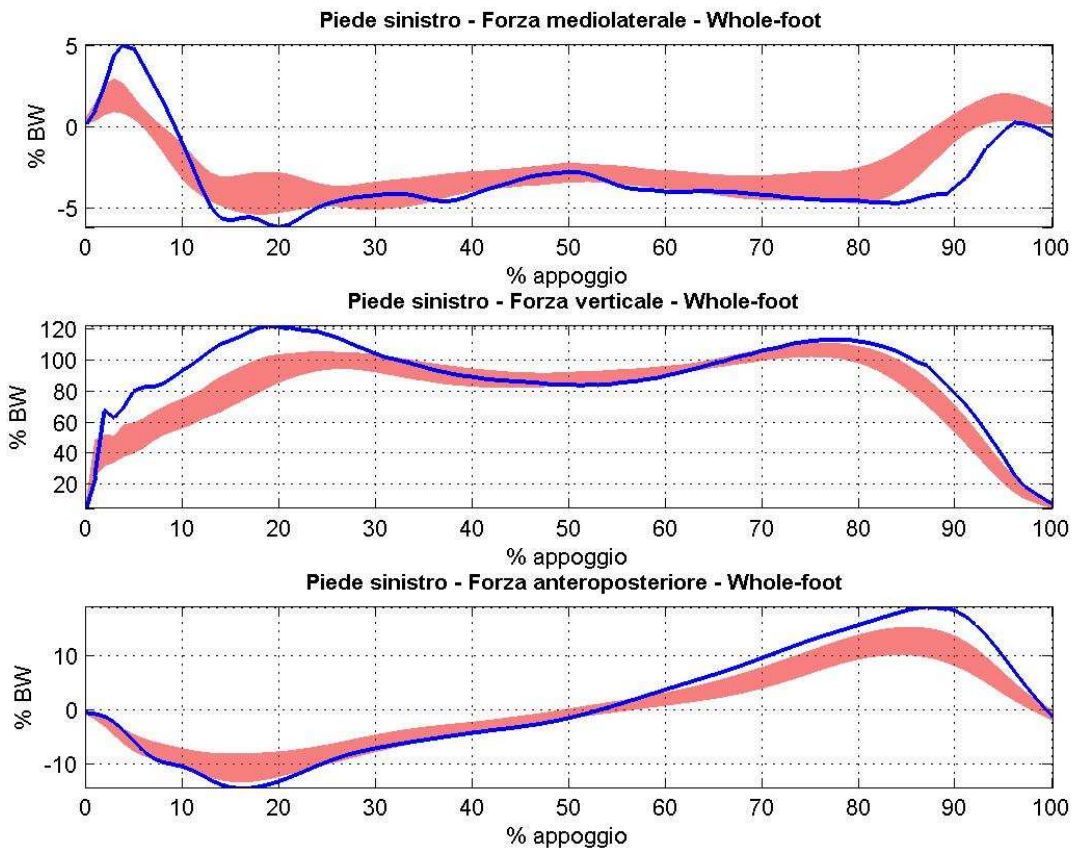


Fig. 50 Forze tutto il piede sinistro

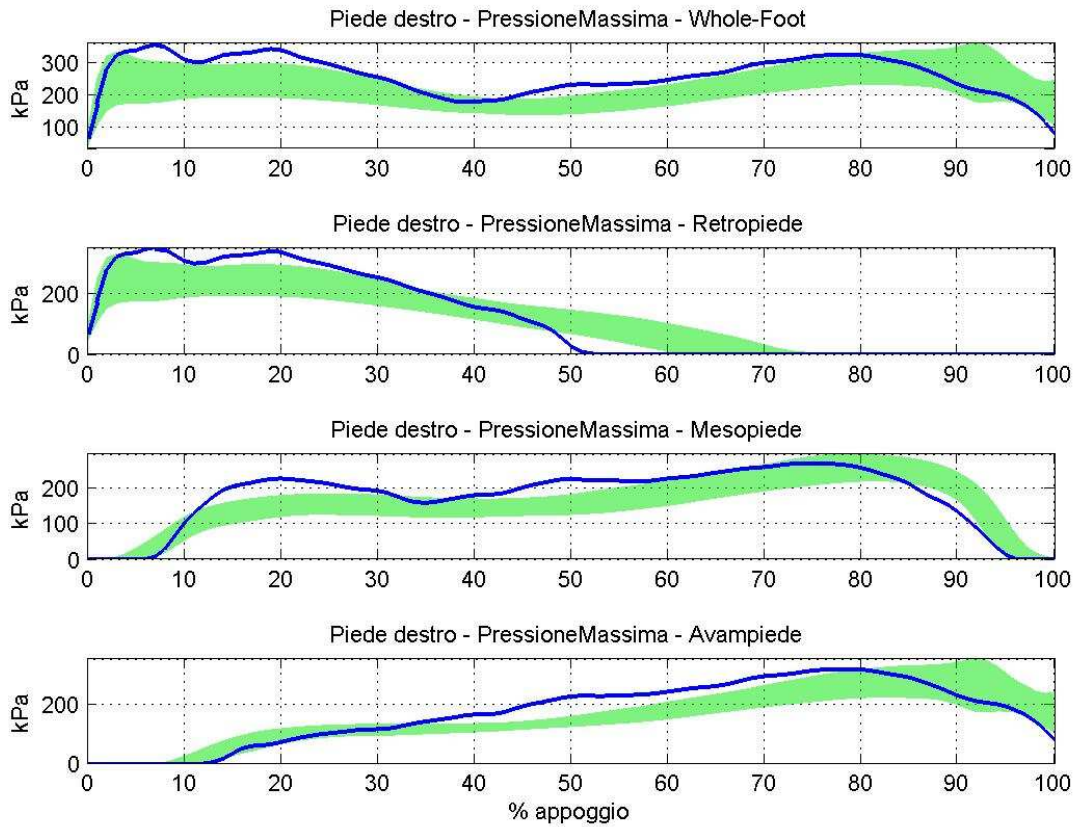


Fig. 51 Pressioni massime destre

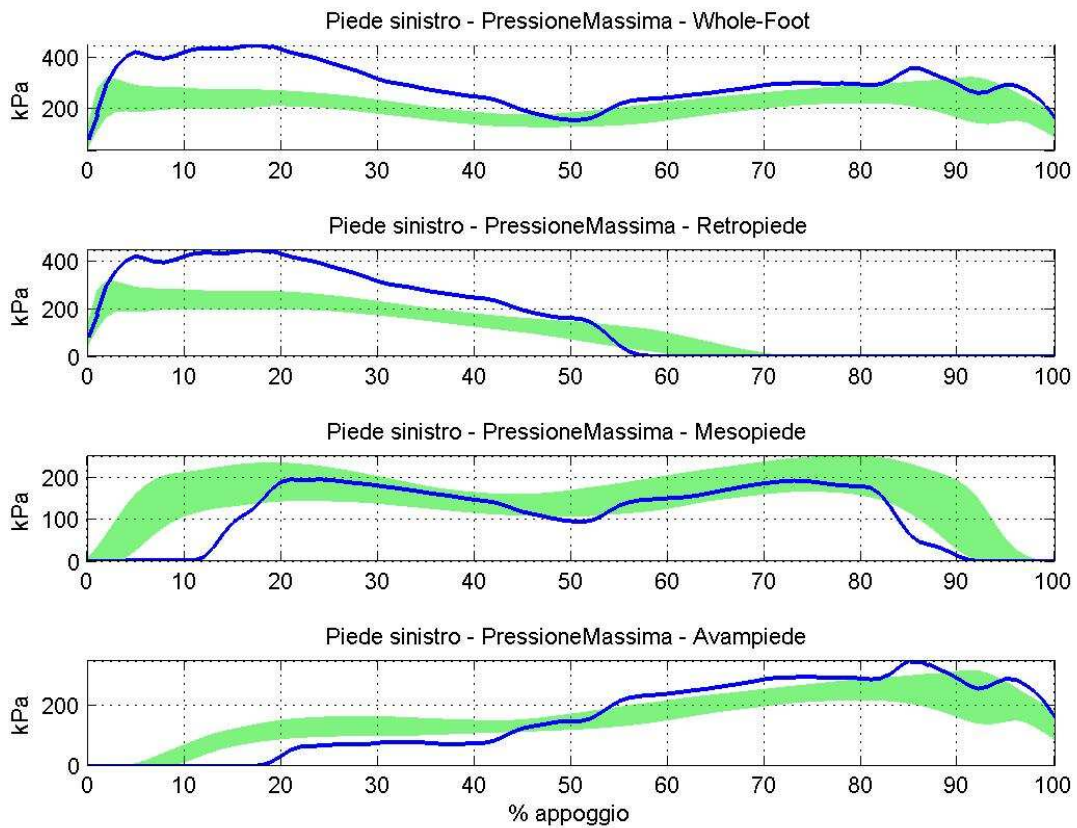


Fig. 52 Pressioni massime sinistre

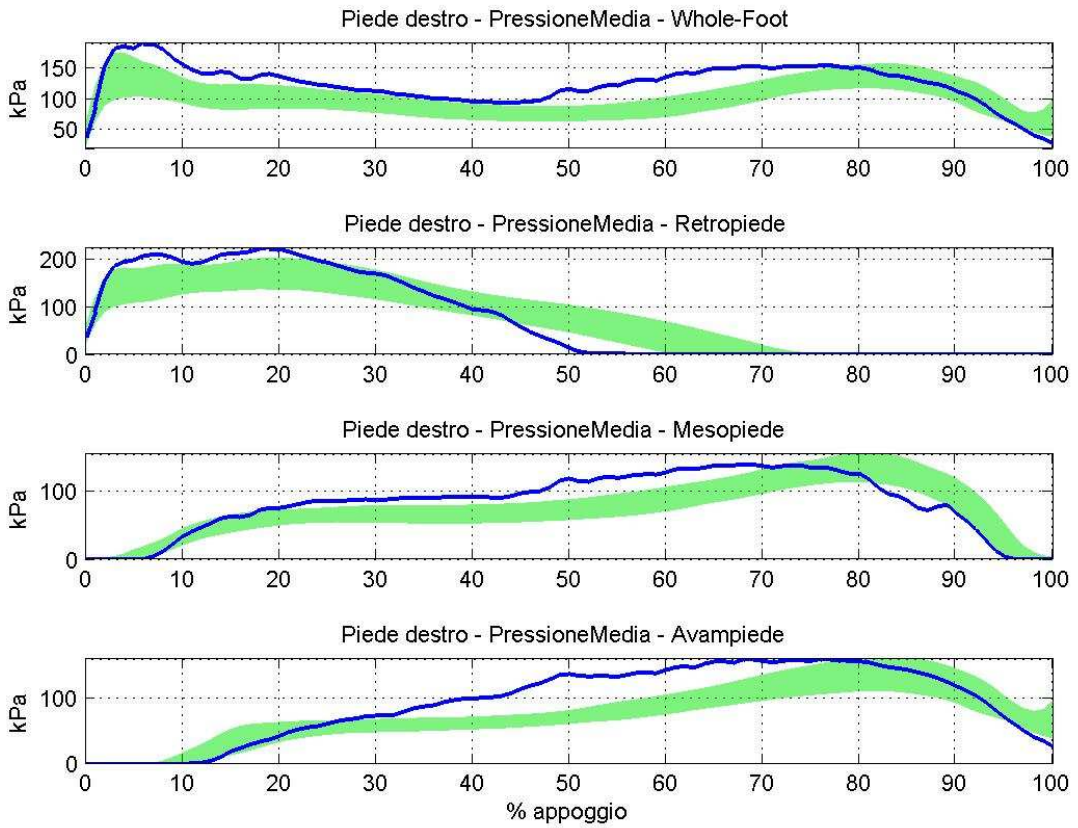


Fig. 53 Pressioni medie sinistre

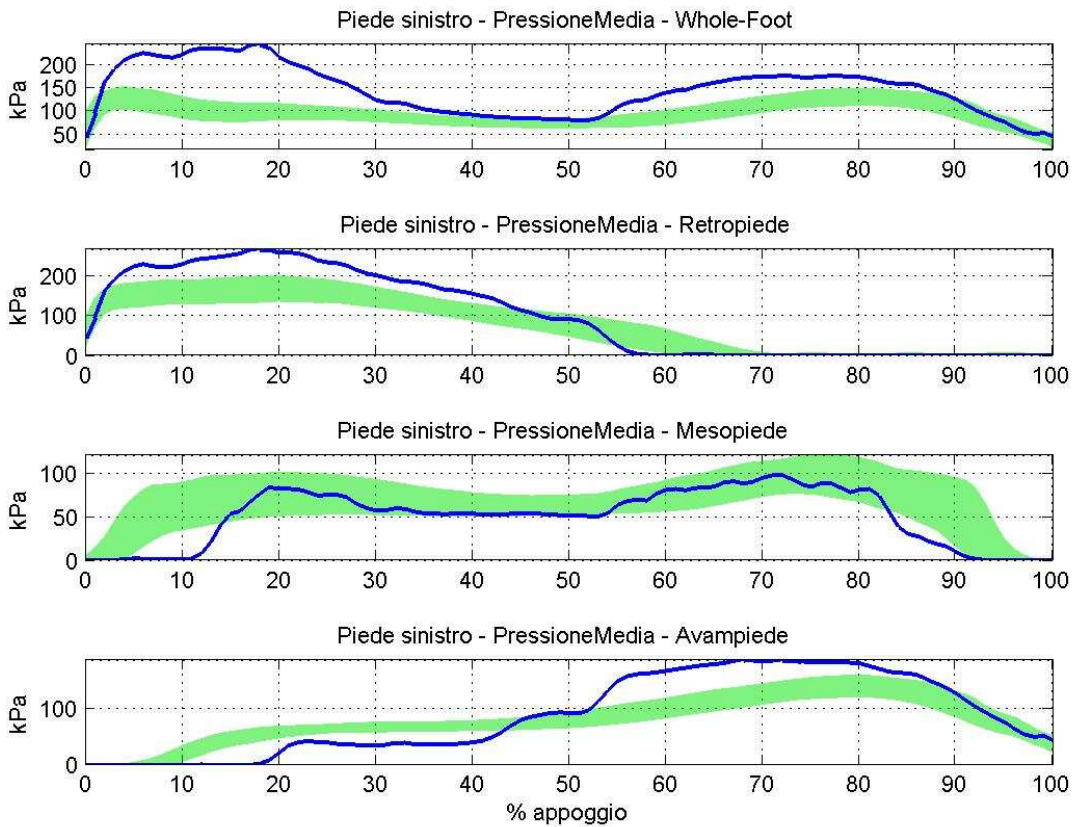


Fig. 54 Pressioni medie sinistre

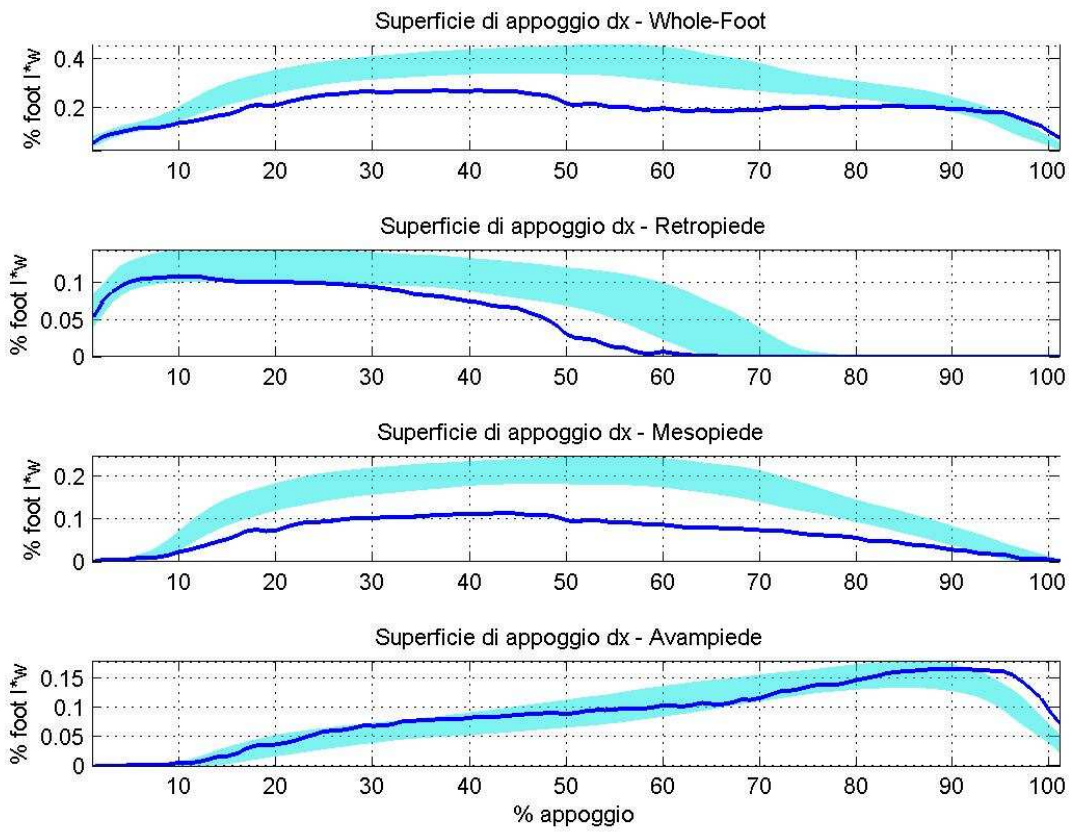


Fig. 55 Superfici di appoggio destre

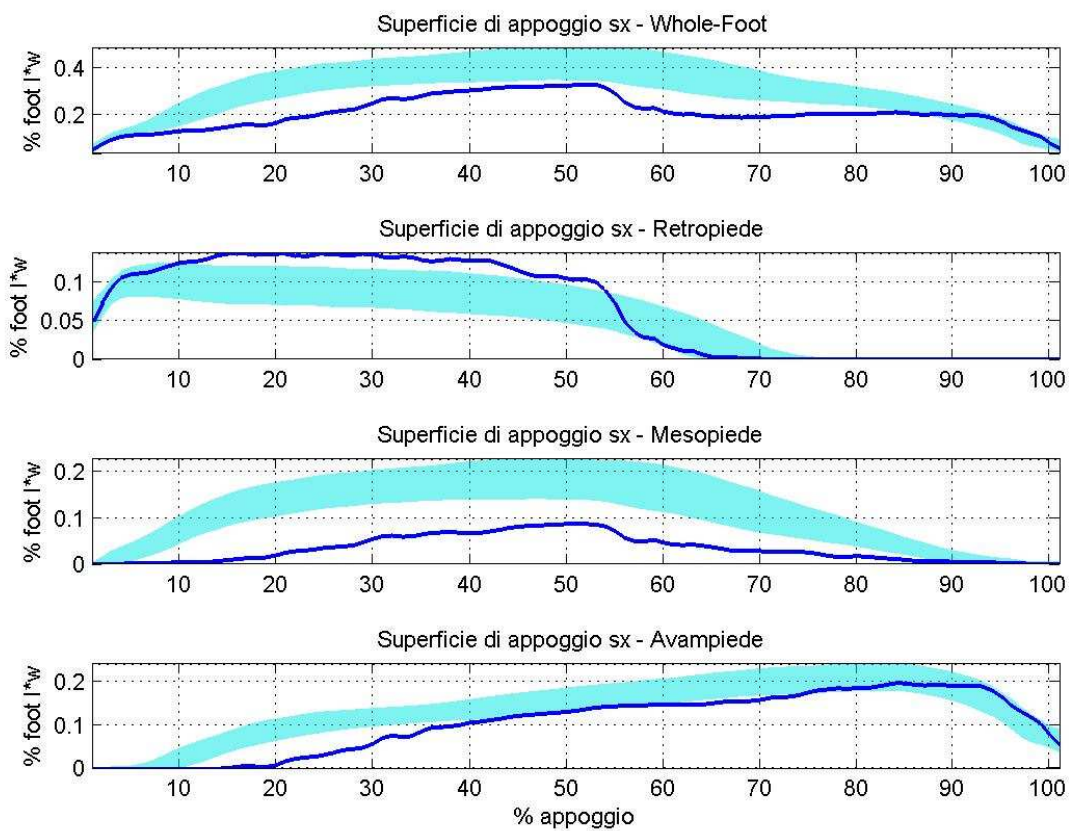


Fig. 56 Superfici di appoggio sinistre

4.2. Risultati cinematici in codice Matlab (Sawacha 2009)

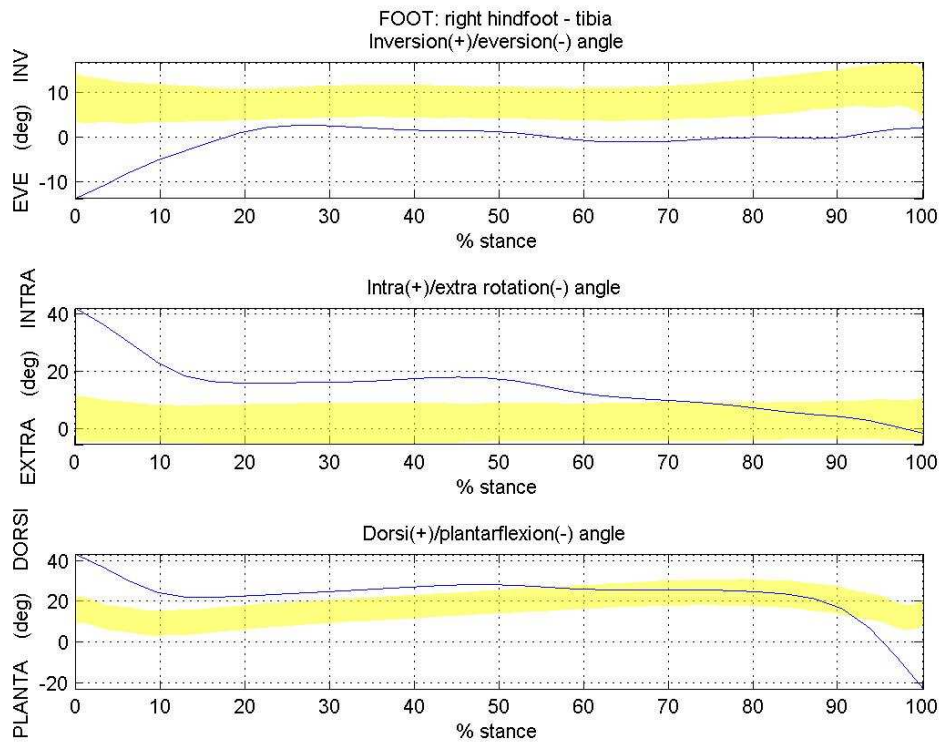


Fig. 57 Angoli tra Tibia e Retropiede destro nel ciclo di appoggio

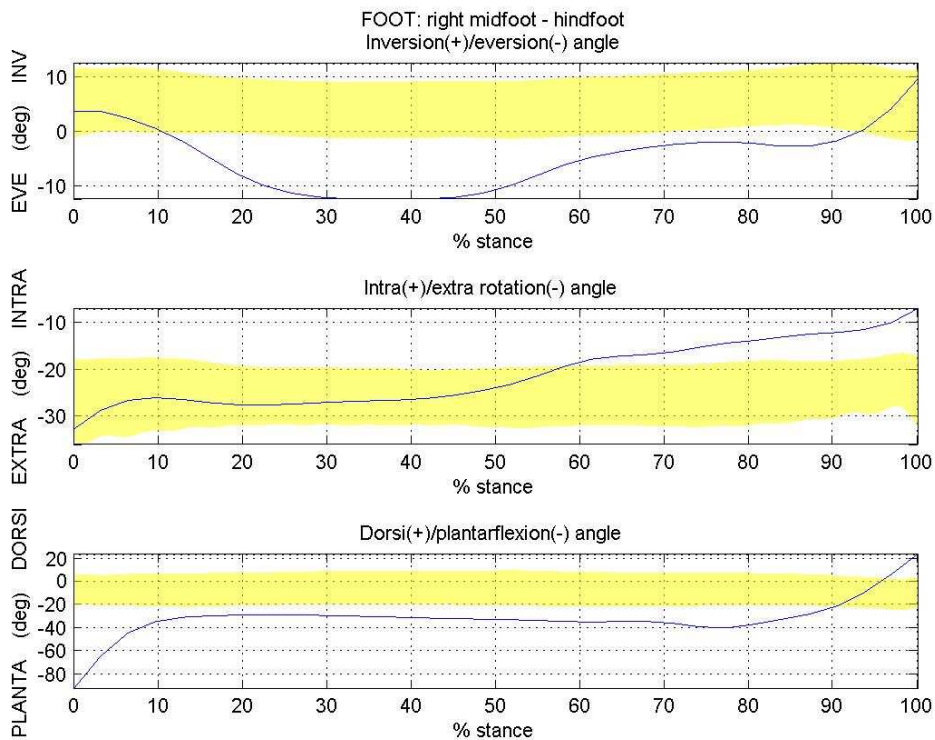


Fig. 58 Angoli tra Retropiede e Mesopiede destro nel ciclo di appoggio

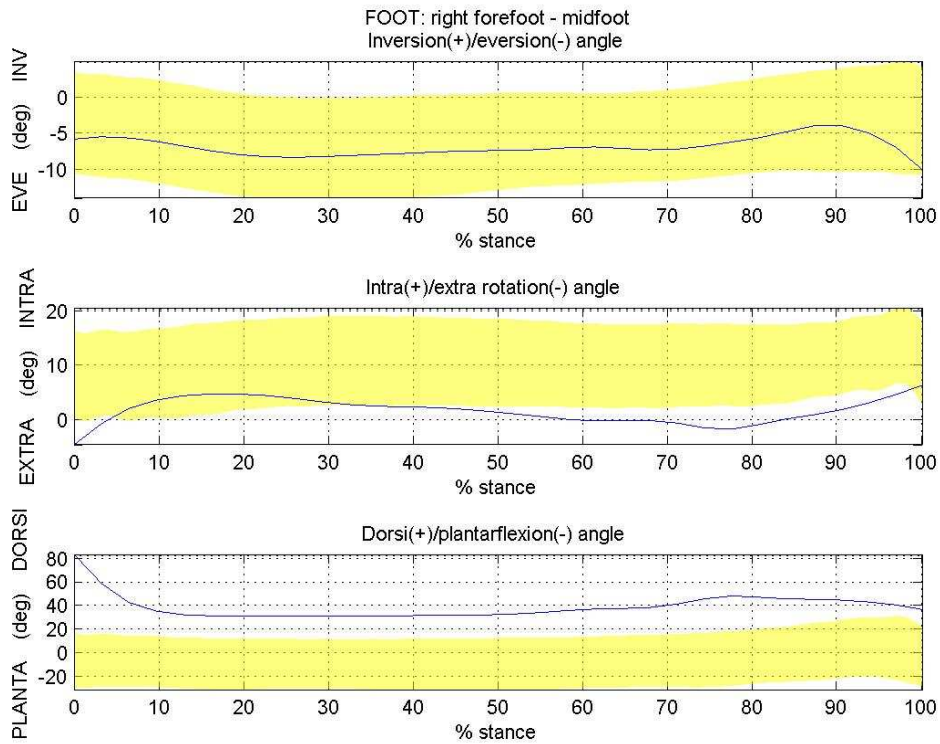


Fig. 59 Angoli tra Mesopiede ed Avampiede destro nel ciclo di appoggio

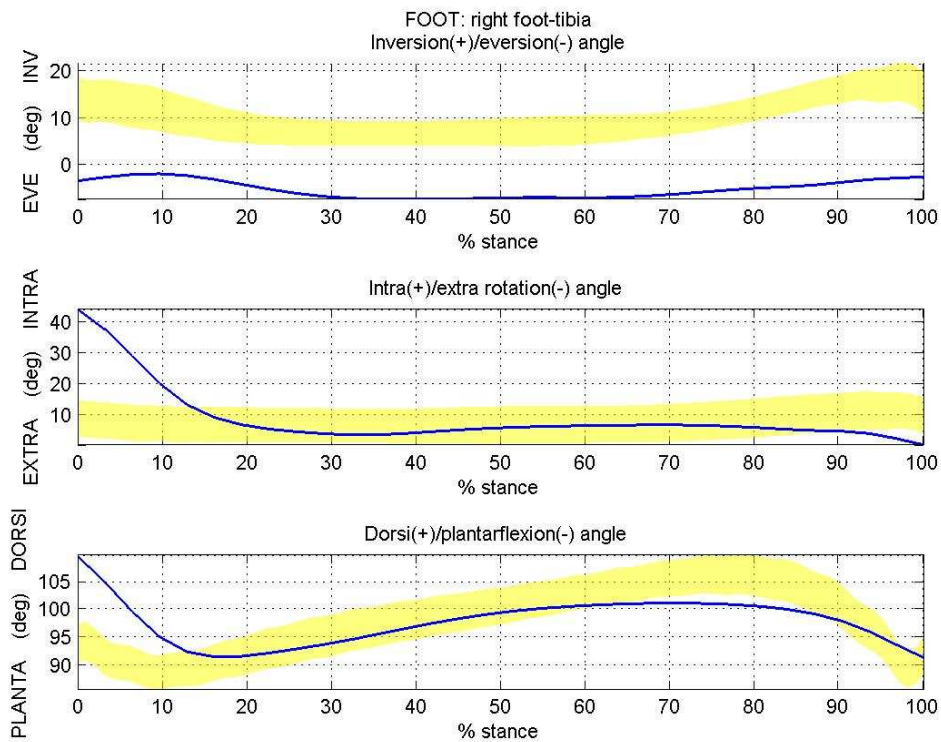


Fig. 60 Angoli su tutto il piede destro nel ciclo di appoggio

4.3. Risultati cinematici in Analyzer

Angoli tra Tibia e Retropiede destro nel ciclo di appoggio

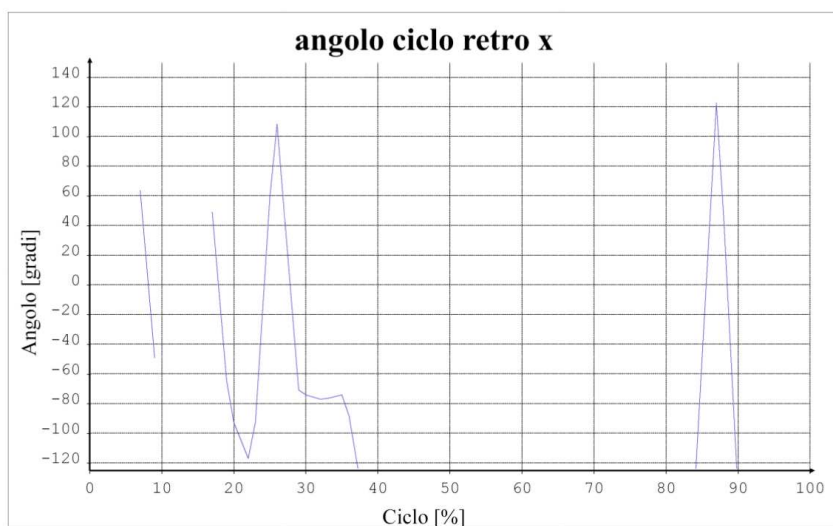


Fig. 61 Dorsiflessione(+)/plantarflexione(-) angle

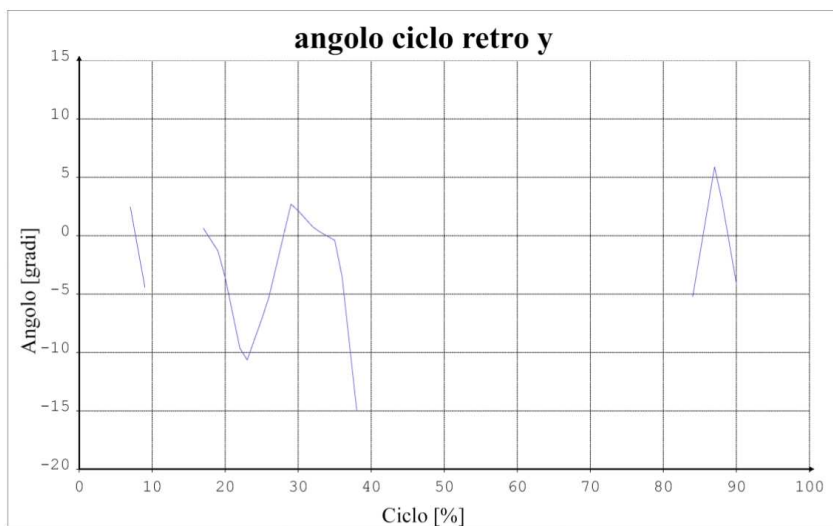


Fig. 62 Intra(+)/extra rotation(-) angle

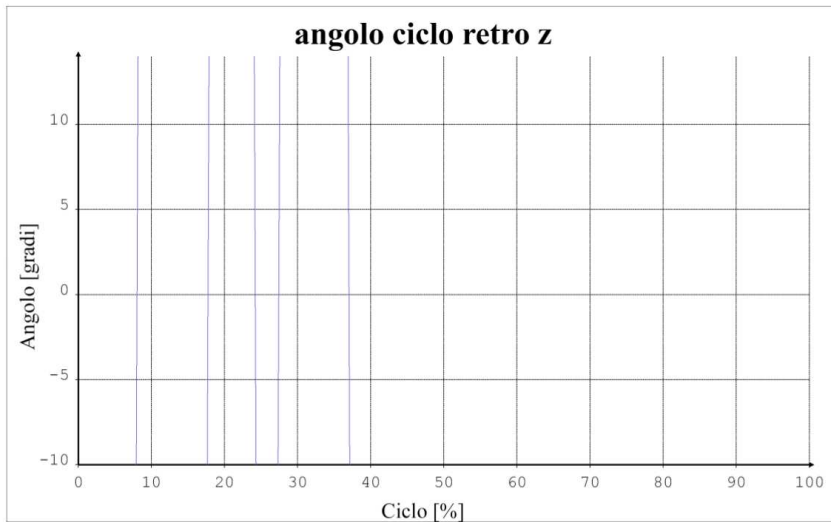


Fig. 63 Inversion(+)/eversion(-) angle

Angoli tra Retropiede e Mesopiede destro nel ciclo di appoggio

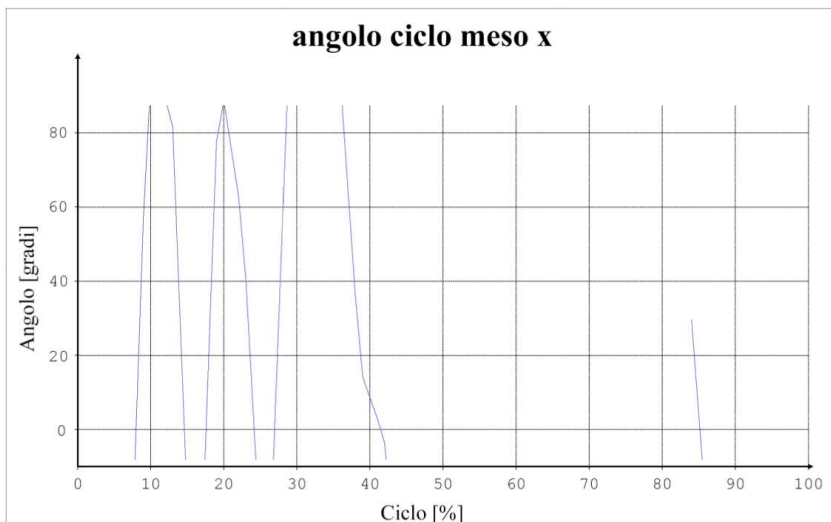


Fig. 64 Dorsiflessione(+)/plantarflexione(-) angle

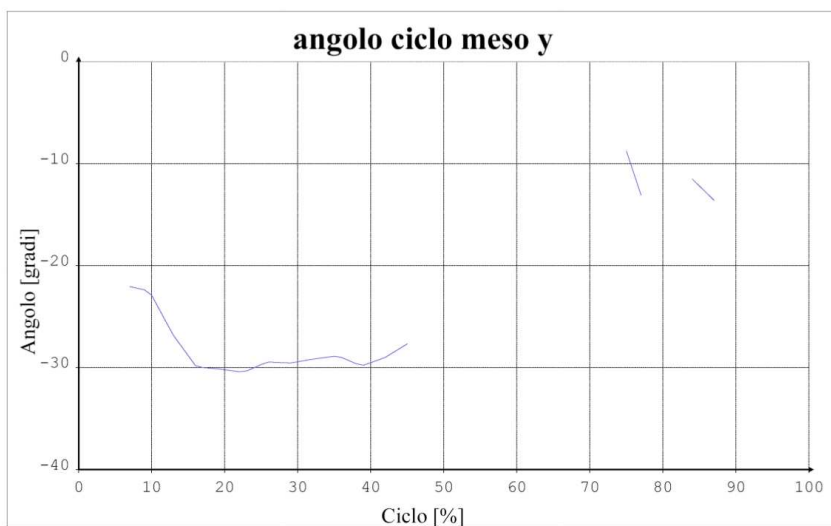


Fig. 65 Intra(+)/extra rotation(-) angle

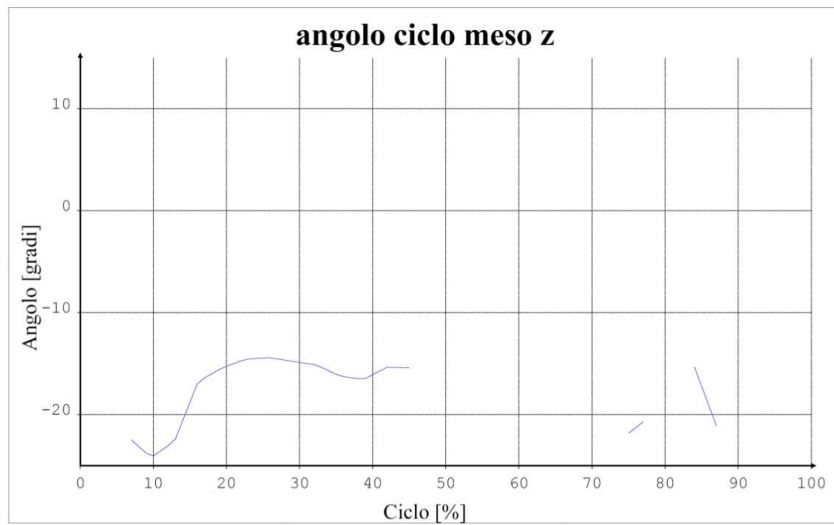


Fig. 66 Inversion(+)/eversion(-) angle

Angoli tra Mesopiede ed Avampiede destro nel ciclo di appoggio

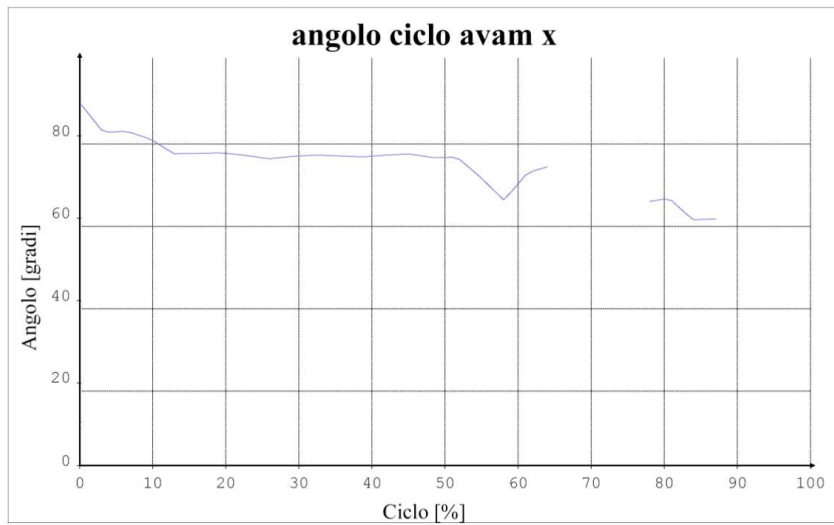


Fig. 67 Dorsiflessione(+)/plantarflexione(-) angle

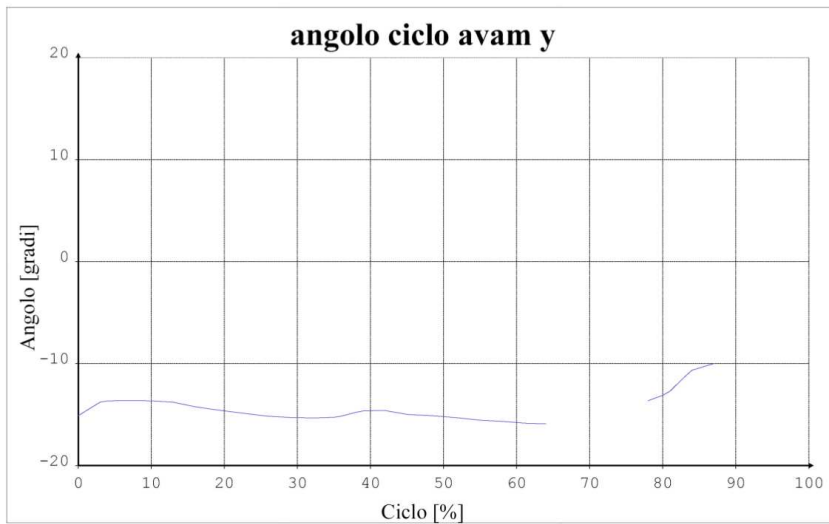


Fig. 68 Intra(+)/extra rotation(-) angle

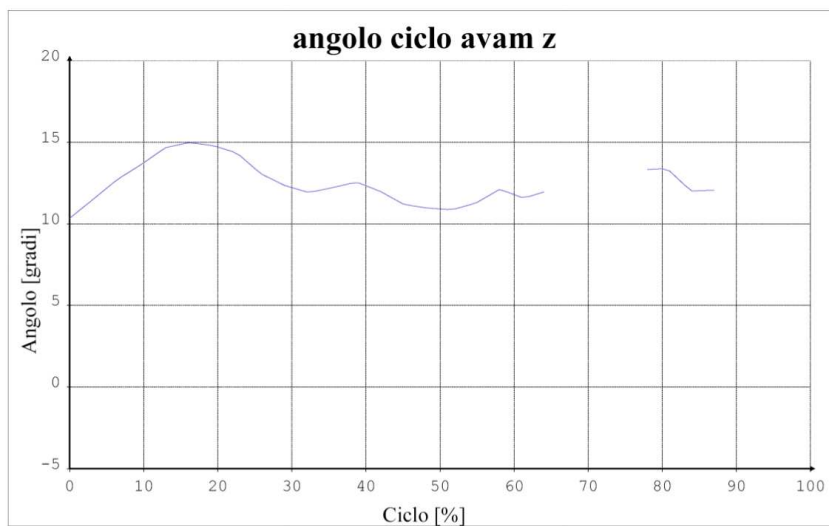


Fig. 69 Inversion(+)/eversion(-) angle

5. CONCLUSIONI

È stato possibile acquisire ed elaborare i dati di un soggetto diabetico con entrambi i software.

Il codice matlab era preesistente (Sawacha 2009) mentre il codice in Analyzer è stato oggetto della tesi.

L'andamento dei grafici in Analyzer è simile, ed i valori non si discostano molto da quelli di Matlab. In particolare i grafici dell'avampiede in Analyzer rispecchiano con una certa fedeltà gli stessi calcolati in Matlab.

Tuttavia la mancanza dell'andamento in alcuni punti dei grafici è dovuta all'assenza di punti tracciati. Infatti è possibile che alcuni punti non siano stati tracciati in quanto non erano visibili o si discostavano troppo dal punto reale. Ciò vale anche per alcuni andamenti completamente diversi da quelli di Matlab.

Le differenze principali comunque sono da imputarsi all'assenza di filtraggio dei dati nel codice Analyzer e all'assenza di interpolazione.

Sviluppi futuri saranno l'inserimento di questi due ulteriori operatori nel codice Analyzer, che consentiranno quindi un miglior confronto, riducendo di molto i tempi e le competenze specifiche necessarie per l'analisi dei dati dei soggetti considerati.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Bioingegneria della postura e del movimento, a cura di Angelo Cappello Aurelio Capozzo e Pietro Enrico di Prampero, Ed. Pàtron 2003
- [2] Analisi della cinematica intersegmentale 3d del piede tramite stereofotogrammetria optoelettronica: test di validazione sperimentale. Tesi di Laurea: Adriano D'Amico. Relatore: Zimi Sawacha Correlatori: Ing. Alberto Leardini, Giulia Donà, Università di Padova A.A. 2007/2008
- [3] A Review of the Biomechanics of the Diabetic Foot, C.H.M van Schie, MsC, PhD, University of Amsterdam, the Netherlands, Lower Extremity Wounds 4(3);2005 pp. 160-170, Sage Publications
- [4] [Characterizing multisegment foot kinematics during gait in diabetic foot patients](#). Zimi Sawacha, Giuseppe Cristoferi, Gabriella Guarneri, Stefano Corazza, Giulia Donà, Paolo Denti, Andrea Facchinetti, Angelo Avogaro, Claudio Cobelli. J Neuroeng Rehabil. 2009; 6: 37.
- [5] La funzionalità del piede, Root Orien weed, Ed. Piccin
- [6] Analisi dell'elettromiografia di superficie nella prevenzione dell'ulcera diabetica, Tesi di Laurea: Fabiola Spolaor. Relatore: Prof. Claudio Cobelli Correlatori: Zimi Sawacha, Dott.sa Gabriella Guarneri, Università di Padova A.A. 2007/2008
- [7] Klaesner JW, Hastings MK, Zou D, Lewis C, Mueller MJ. Plantar tissue stiffness in patients with diabetes and peripheral neuropathy. Arch Phys Med Rehabil 2002;83:1796-801.
- [8] Greene D.A., Browne M.J.. "Diabetic polyneuropathy" Seminario neurologia 2:18; 1987
- [9] Lavery A.L, Armstrong D.G, Vela A.S., Quebedeaux T.L., Fleischli J.G. "Practical criteria for screening patients t high risk for diabetic foot ulceration" ARCH. Inter. Med. 158:157; 1998
- [10] Veves A., Murray M.L., Young M.J., Boulton A.J. "The risk of foot ulceration in diabetic patients with high fotto pressure: a prospective study" 35:660,1992
- [11] Boulton A.J.M. "Clinical presentation and managment of diabetic neuropathy and foot ulceration" Diabet. Med. 8:552,1991
- [12] L'Enciclopedia Vol. 27 Dizionario Medico A-Mec , Ed. L'Espresso SpA , Divisione la Repubblica © 2004

- [13] Alder A.I., Boyko A.J., Stensel V., Forsberg R.C., Smith D.G. "Risk factors for diabetic peripheral sensory neuropathy. Results of the Seattle Prospective Diabetic Foot Study. *Diabetes care* 20:1162;1997
- [14] Cavanagh P.R., Ulbrecht J.S., Caputo G.M. "New developments in the biomechanics of the foot." *Diabetes Metab. Res Rev* 16(Suppl. 1):s6; 2000
- [15] Uccioli L., Caselli A., Giacomazzi C., Macellari V., Giurato L., Lardieri L., Menzinger G. "Pattern of abnormal tangential forces in the diabetic neuropathy foot" *Clin. Biomech.* 16:446;2001
- [16] Cuniberti E. "Rassegna dei trasduttori in Elettronica, dispositivi e sistemi" Ed. Petrini editore pp.233-255, 1992.
- [17] Bertec Corporation (<http://www.bertec.com/products.htm>)
- [18] Macellari V., Giacomazzi C., Cappello A., Marasso P.G. "Misure delle forze esterne in bioingegneria della postura e del movimento" a cura di Angelo Cappello, Aurelio Capozzo, Pietro Enrico di Prampero Ed Patron 2003
- [19] Kapteyn T.S., Bles W., Njikiktjien C.J., Kodde L., Massen C.H., Mol J.M. "Standardization in platform stabilometry being a part of posturography". *Agressologie* 1983;24:321

Ringraziamenti

Un grazie speciale a tutte le persone che mi hanno seguito ed aiutato in questo progetto, partendo dal mio relatore Prof. Claudio Cobelli e dalla mia correlatrice Prof.ssa Zimi Sawacha e dalla Prof.ssa Bertoldo per la loro professionalità.

*In particolare un grazie alla
Prof.ssa Zimi Sawacha*

per avermi aiutato in ogni occasione, per l'attenzione posta alla correzione dell'elaborato e per la completa disponibilità dimostrata nei miei confronti ogni qual volta avessi bisogno di ulteriori suggerimenti o chiarimenti.

Un ringraziamento a tutte le persone del “Laboratorio di bioingegneria del movimento” del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università di Padova.

In particolare un grazie al fantastico tecnico Martina Negretto, la Dott.ssa Fabiola Spolaor, l'Ing. Annamaria Guiotto e l'Ing. Alice Mantoan, che mi hanno supportato e sopportato durante il mio lavoro.

*Un grazie di cuore ai miei genitori,
Angela ed Adriano,*

che mi sono sempre vicini e che mi hanno insegnato i valori della vita e che mi stimolano sempre a migliorare.

Un ringraziamento anche a tutti i miei parenti, i nonni, gli zii, i cugini.

*Un grazie ad Eleonora,
che mi vuole tanto bene e che mi da l'opportunità di coltivare la nostra passione:
la Danza.*

*Infine ma non ultimi per importanza,
Cristina e Nicola,*

che mi hanno fatto conoscere la Danza e mi hanno insegnato il sacrificio, la dedizione, la fiducia, e tutti i valori che questa fantastica disciplina richiede.

*Ringrazio tutte le persone e gli amici che ho incontrato durante questi anni,
con cui ho passato tanti momenti belli e divertenti,
che mi hanno aiutato a crescere e che saranno sempre al mio fianco.*

