

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

CAMPUS DI CESENA
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**MISURE DELLA MORFOLOGIA E DELLA FUNZIONALITÀ DEL
PIEDE TRAMITE SCANNER PLANTARE 3D E PEDANA
BAROPODOMETRICA**

Elaborato in Biomeccanica

Relatore

CLAUDIO BELVEDERE

Presentata da

GIULIA AVALLONE

Correlatori

PAOLO CARAVAGGI

ALBERTO LEARDINI

Sessione III
Anno Accademico 2014/2015

INDICE

INTRODUZIONE.....	3
Obiettivi dello studio.....	4
ANATOMIA E BIOMECCANICA DEL PIEDE	5
1.1 Struttura scheletrica.....	5
1.2 Struttura articolare.....	6
1.2.1 Movimento articolare	8
1.3 Struttura muscolare	9
1.4 Archi plantari	9
1.4.1 Tipologie di piede.....	11
1.5 Biomeccanica del passo	12
1.6 Parametri spazio-temporali del cammino	16
1.7 Forza di reazione del terreno.....	17
1.8 Curva di forza.....	18
1.8.1 Curve di forza anormali.....	19
STRUMENTI PER L'ANALISI DEL PIEDE	21
2.1 Pedana baropodometrica	22
2.1.1 Parametri ricavabili dalla pedana baropodometrica	24
2.1.2 Linee guida sull'uso della pedana baropodometrica	28
2.2 Scanner 3-D.....	29

MATERIALI E METODI	31
3.1 Strumenti	31
3.2 Protocollo di acquisizione	32
3.2.1 Misura delle dimensioni del piede tramite metro	32
3.2.2 Misure tramite pedana baropodometrica	33
Cammino normale	33
Cammino a velocità controllata	33
Effetto della rotazione della pedana sull'angolo di progressione.....	34
Effetto della prono-supinazione sul CPEI	34
3.2.3 Scansione del piede tramite scanner plantare 3D	35
3.3 Analisi dei dati	35
3.3.1 Processamento dati della pedana baropodometrica	35
3.3.2 Processamento dati dello scanner plantare	37
RISULTATI	41
4.1 Misure da pedana baropodometrica: cammino normale	41
4.2 Misure da scanner plantare: arch index.....	49
4.3 Confronto tra le misure	49
4.4 Effetto della rotazione della pedana sul FPA	51
4.5 Effetto della prono-supinazione sul CPEI.....	52
DISCUSSIONE	53
APPENDICE A	57
Appendice A1.....	57
Appendice A2.....	59
BIBLIOGRAFIA	61
RINGRAZIAMENTI	65

INTRODUZIONE

Il cammino è ciò che distingue l'uomo dagli altri primati e gli permette di esplorare, scoprire ed imparare. E' una caratteristica fondamentale dell'essere umano resa possibile dal lavoro sinergico di diversi apparati: scheletrico, muscolare e nervoso. Dal cervello partono gli impulsi nervosi che impartiscono il movimento, ma sono i muscoli e le strutture dell'arto inferiore a generare le forze necessarie per produrre il moto. L'uomo comincia a camminare intorno al primo anno di età, e negli anni raggiunge l'automatismo del gesto motorio in funzione delle strutture muscolari ed articolari dell'arto inferiore. Il ciclo del passo è dato dal movimento continuo e coordinato dell'anca, del ginocchio e della caviglia, i quali, in relazione alla loro morfologia e biomeccanica, definiscono un passo che presenta caratteristiche univoche per ogni individuo.

Il vero finalizzatore del cammino è il piede che, tramite la sua complessa struttura anatomica, permette di mantenere la posizione eretta ed il movimento anche su terreni impervi. Osservando l'impronta generata su superfici deformabili, si può dedurre che la forma dipende dai carichi applicati e dalla reazione del terreno a questi carichi. Deformità del piede e/o dell'arto inferiore possono influenzare fortemente l'impronta plantare, per cui questa può fornirci informazioni importanti sulla morfologia e la biomeccanica del piede.

La pedana baropodometrica è uno strumento sempre più diffuso nella clinica del piede per la misura delle pressioni plantari. Questo strumento inizialmente ha trovato uso all'interno dei laboratori di ricerca dove sono state evidenziate forti correlazioni tra la distribuzione delle pressioni massime e difetti del piede [6,18,21], oppure picchi anomali di pressione in zone soggette a dolore o ad ulcerazioni [19, 20, 22]. Poiché è stata largamente provata la correlazione tra pressione plantare e funzionalità del piede, la

pedana baropodometrica è ora utilizzata anche dai clinici come strumento di misura e di diagnosi. Questa permette di stimare alcuni parametri morfologici e funzionali del piede in modo veloce e relativamente economico. Queste qualità hanno tra l'altro agevolato la diffusione di questo strumento nella produzione di ortesi plantari su misura e, negli ultimi anni, anche di calzature, così da poter soddisfare ogni richiesta del cliente e creare soluzioni che si adattino alle peculiarità di ogni singolo piede. Un altro strumento che si utilizza per questo scopo è lo scanner plantare 3D che permette di acquisire in modo veloce la geometria del piede creandone un modello tridimensionale digitale.

Dato il crescente interesse del mercato verso le tematiche di “customizzazione” e del su misura, sempre più strumenti per l'analisi e la misura del piede vengono oggi giorno commercializzati. Questi strumenti sono spesso basati su tecnologie low-cost e permettono ad officine ortopediche, strutture ospedaliere, e a cliniche private di stimare le caratteristiche morfologiche e funzionali del piede.

Obiettivi dello studio

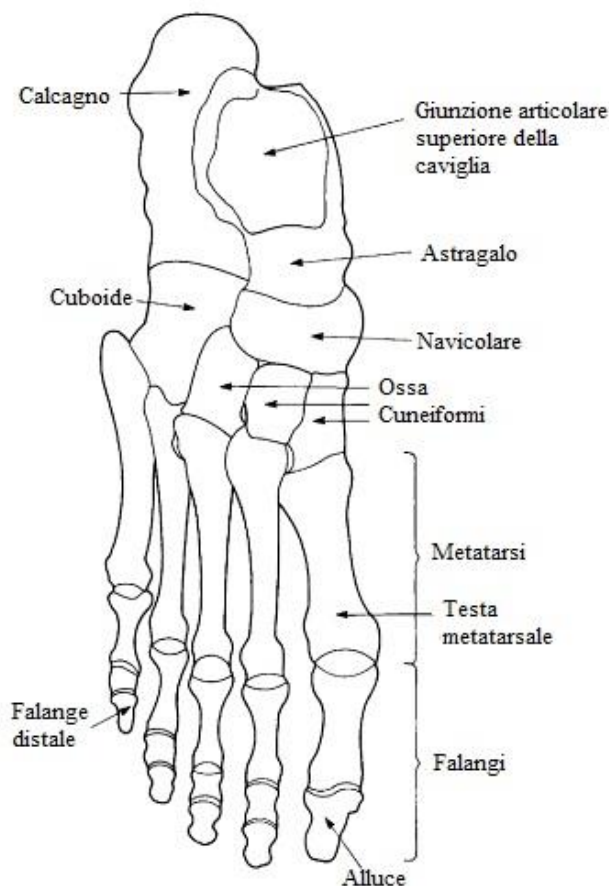
Lo scopo dello studio svolto in questa tesi è quello di determinare la bontà e l'accuratezza di alcuni parametri morfologici e funzionali del piede acquisiti con una pedana baropodometrica a basso costo ed elaborati con un software implementato all'interno del Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli. Questi dati sono confrontati a misure dirette della morfologia del piede anche tramite scanner plantare 3D.

Per introdurre i concetti esaminati all'interno dello studio, nel primo capitolo sono esposte le caratteristiche anatomiche e biomeccaniche del piede. In particolare si è posta l'attenzione sui movimenti delle articolazioni del piede e sulle forze in gioco durante il cammino. Nel secondo capitolo l'attenzione è stata focalizzata sulle proprietà dei principali strumenti utilizzati per la valutazione delle caratteristiche morfologiche e funzionali del piede. Nel terzo capitolo sono stati esposti i metodi e gli strumenti dello studio mentre nel quarto e quinto capitolo i risultati ottenuti e la discussione.

ANATOMIA E BIOMECCANICA DEL PIEDE

1.1 Struttura scheletrica

Il piede è una struttura anatomica fondamentale per il nostro organismo e si trova nella parte distale della gamba. E' un organo complesso, costituito da un gran numero di articolazioni che ne consentono il movimento e l'adattabilità a diverse superfici. E' formato da ventisei ossa totali che si raggruppano in tre strutture principali: il tarso, il metatarso e le falangi.



Il tarso, che contribuisce a formare lo scheletro della caviglia e del tallone, è formato da sette ossa che occupano la parte distale del piede. Il più grande di essi è il calcagno, un osso di forma cuboidale che sostiene la maggior parte del peso corporeo del retro piede. Superiormente ad esso si trova l'astragalo, un osso breve che articolandosi con tibia e perone forma insieme ai malleoli l'articolazione della caviglia. Anteriormente a quest'ultimo si trova l'osso navicolare e nella parte laterale del piede, davanti al calcagno, l'osso

Figura 1.1 struttura scheletrica vista superiore

cuboide. Sono entrambi classificati come ossa brevi e sono adiacenti alle tre ossa cuneiformi.

Il metatarso, con cui si identifica la metà anteriore del piede, è costituito da cinque ossa metatarsali che, mediante le epifisi, si articolano nella parte prossimale con il tarso e in quella distale con le falangi che compongono lo scheletro delle dita. Hanno una forma prismatica e sono convesse nella parte dorsale e concave nella parte plantare.

Le falangi del piede sono quattordici piccole ossa lunghe. Come per la mano, l'alluce è formato da due sole falangi, mentre tutte le altre dita da tre falangi. Si indicano come falange prossimale, falange media e falange distale.

In un ristretto numero di individui si possono trovare delle ossa accessorie ossia piccole ossa che vanno ad aggiungersi alle ventisei presenti nella struttura ossea normale. Si definiscono sesamoidi e sono piccole ossificazioni che si possono trovare posteriormente all'astragalo o all'interno dei tendini del muscolo tibiale posteriore o del muscolo peroneo lungo.

Da un punto di vista funzionale il piede viene diviso in tre parti:

- Retropiede, formato da calcagno e astragalo.
- Mesopiede, costituito da cuboide, navicolare e le tre ossa cuneiformi.
- Avampiede, che comprende le teste metatarsali e le falangi.

1.2Struttura articolare

Le articolazioni del piede si instaurano tra le ventisei ossa del sistema scheletrico, e in base alla parte anatomica presa in esame si distinguono in articolazioni della caviglia, del tarso, del metatarso e delle dita. Fondamentali nella biomeccanica del passo sono le diartrosi, ossia quelle articolazioni che permettono il movimento tra due capi ossei contigui.

In particolare, per il gruppo dell'articolazione della caviglia e del tarso, un ruolo indispensabile è svolto dall'articolazione sottoastragalica o articolazione astragalo-calca-neare. Essa si forma tra le faccette laterali dell'astragalo e del calcagno ed è rinforzata da una capsula articolare e da una serie di legamenti che ne assicurano la stabilità.

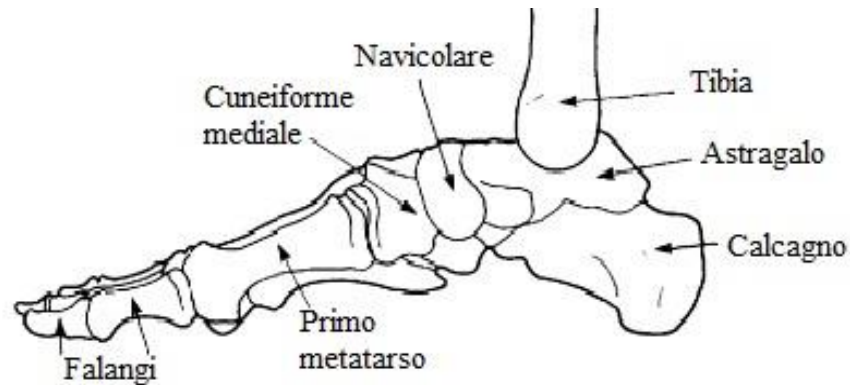


Figura 1.2 struttura scheletrica vista laterale

E' un'articolazione multifunzionale in quanto modifica il proprio ruolo a seconda che il piede sia sotto carico o meno. A piede senza carico, ad esempio, si comporta come una cerniera permettendo moti di prono-supinazione. In questa situazione l'astragalo rimane fermo e il calcagno, insieme al piede, si muove attorno ad esso. A piede sotto carico, invece, avviene il movimento relativo opposto: il calcagno non si muove né sul piano trasversale né su quello sagittale, a differenza dell'astragalo che si muove su entrambi questi piani. La forza esercitata dal muscolo tricipite surale, situato nella parte posteriore della gamba, viene trasformato dall'articolazione in moto rotatorio che aziona il meccanismo che permette il rilassamento e l'irrigidimento del piede e quindi il movimento. Infatti l'astragalo impartisce una rotazione alla gamba, mentre il calcagno fermo impedisce la flessione plantare e dorsale del piede.

Fanno parte del gruppo delle articolazioni della caviglia anche l'articolazione tibiotar-sica, composta dalla connessione dell'astragalo con la parte distale della tibia e dalla fibula, e l'articolazione mediotarsica formata a sua volta da due articolazioni: la astra-galo-navicolare e la calcaneo-cuboidea.

Le articolazioni del tarso e metatarso sono una serie di legamenti che contribuiscono a rinforzare le capsule articolari che si susseguono in tutto il piede. In questo modo garantiscono una stabilità che trasforma il piede in una leva rigida, indispensabile per produrre una normale spinta.

1.2.1 Movimento articolare

Le articolazioni del retropiede, svolgendo un compito sinergico tra loro, consentono movimenti lungo i tre piani anatomici principali.

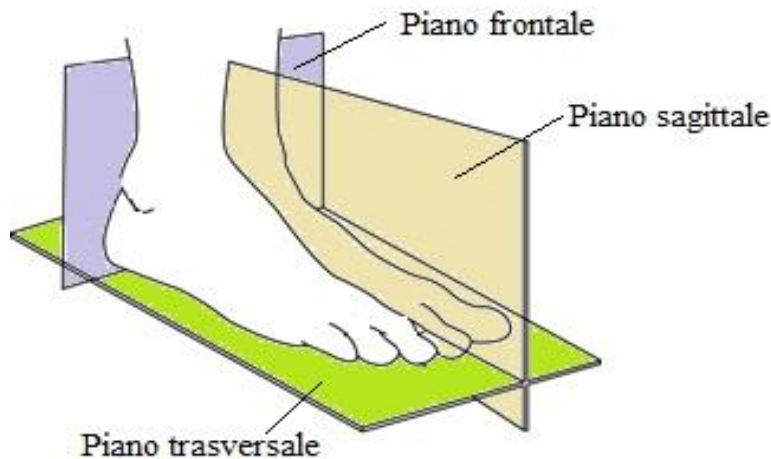


Figura 1.3 piani anatomici fondamentali

Il piano frontale o coronale è un piano verticale parallelo alla fronte che divide il corpo in due metà. La parte che è rivolta verso l'osservatore si definisce anteriore, mentre quella dietro posteriore. Lungo questo piano avvengono due movimenti, l'inversione e l'eversione. Il primo indica un movimento di rotazione verso l'interno, mentre il secondo verso l'esterno.

Il piano sagittale è un piano verticale immaginario che passa attraverso il centro del corpo e lo divide in due metà, una di destra e una di sinistra. I movimenti lungo questo piano sono quelli di dorsiflessione, così definiti quando il piede flette verso l'alto e si avvicina alla faccia anteriore della gamba, e di flessione plantare quando il piede flette verso il basso.

Il piano trasversale, infine, è un piano che divide il corpo in una metà superiore e in una inferiore. Questo piano permette l'adduzione con cui si identifica il movimento che porta un arto più vicino alla linea mediana del corpo, e l'abduzione con cui l'arto si allontana dal centro.

Se consideriamo la sola articolazione sottoastragalica, essa ha un movimento articolare triplanare. Ciò significa che ogni suo movimento avviene sui tre piani anatomici principali contemporaneamente. L'articolazione sottoastragalica permette il movimento

lungo un piano il cui asse di rotazione, in posizione neutra, forma un angolo di 42° con il piano trasversale e di 16° con quello sagittale. [1] I movimenti di questa articolazione si definiscono di supinazione quando si ha una contemporanea inversione, adduzione e flessione plantare del piede, e di pronazione quando l'astragalica compie il movimento opposto, ossia quando il calcagno abduce, everte e dorsiflette.

1.3 Struttura muscolare

I muscoli sono fondamentali per la trasmissione delle forze lungo il piede e quindi, durante il cammino, hanno il compito di stabilizzazione, di accelerazione e di decelerazione [1]. Da un punto di vista anatomico i muscoli del piede si dividono in muscoli dorsali e muscoli plantari.

Il primo gruppo è rappresentato dal muscolo pedidio, o estensore breve delle dita, che è situato sul dorso del piede e si estende dal calcagno dividendosi all'altezza dei metatarsi in quattro piccoli ventri muscolari. Di questi il più mediale si inserisce alla base della falange prossimale dell'alluce, mentre gli altri tre si uniscono al tendine inserendosi lungo le falangi medie e distali del II, III e IV dito.

I muscoli plantari sono suddivisi in tre gruppi: mediale, laterale e intermedio. Il mediale comprende tre muscoli annessi all'alluce. Il laterale include tre muscoli in rapporto con il solo V dito, mentre il gruppo intermedio comprende quattro muscoli tra cui il muscolo quadrato della pianta, che agendo in concorso con gli altri muscoli di questo gruppo flettono e adducono le quattro dita.

1.4 Archi plantari

Gli archi plantari, formati dalle ossa del metatarso e del tarso in stretta connessione grazie ai muscoli e ai tendini, hanno il compito di attenuare la forza esercitata dal peso corporeo sulla pianta del piede. Come la struttura architettonica della capriata, gli archi plantari trasformano la forza verticale in forza orizzontale, la quale va a scaricarsi in modo uniforme lungo tutta la superficie d'appoggio sia in posizione statica sia durante la locomozione.

L'arco longitudinale mediale si estende dal calcagno fino alla testa del primo metatarso, comprendendo quattro segmenti ossei: la parte distale dell'arco è formata dalla testa del primo metatarso che funge da pilastro, e dal primo osso cuneiforme che è

interamente sospeso. Quella prossimale è costituita dallo scafoide, che raggiunge il punto più alto dell'arco sollevandosi dal suolo di circa 15-18 mm e dal calcagno che si poggia solo con la sua estremità. La principale caratteristica di questo arco è la sua elasticità dovuta sia alla sua lunghezza che alle numerose articolazioni che compongono le sue parti. Per questo motivo si comporta come una molla e ha il compito di attenuare e ammortizzare sollecitazioni e colpi.

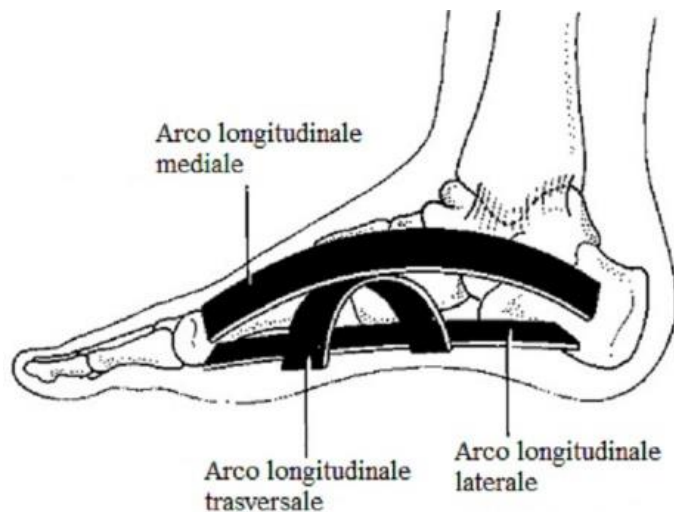


Figura 1.4 archi plantari

L'arco longitudinale laterale, si estende dalla parte anteriore del calcagno alla testa del quinto metatarso attraversando solamente il cuboide che si trova totalmente sospeso dal suolo. Questa arcata è poco elevata, circa 3-5 mm, e prende contatto con il terreno grazie al tessuto molle. A differenza dell'arco longitudinale mediale, è molto più rigido e serve per trasmettere l'impulso motore del tricipite.

L'arco longitudinale trasversale, invece, interessa le cinque ossa metatarsali. E' teso tra la testa del primo metatarso che si trova a 6 mm dal suolo, e la testa del quinto metatarso, anch'essa a 6 mm. La seconda testa rappresenta la chiave di volta dell'arco e raggiunge l'altezza massima di 9 mm. La concavità di questo arco, perciò, è poco accentuata e poggia al suolo per mezzo delle parti molli.

I muscoli, con la loro azione di sostegno e di trasmissione delle forze, disegnano e modellano gli archi plantari. In particolare un malfunzionamento di una componente muscolare ha un effetto significativo sulla struttura dell'arco plantare longitudinale e comporta una fisionomia differente del piede che può causare dolori o portare a danni compensatori nell'intero arto inferiore.

1.4.1 Tipologie di piede

A seconda della diversa morfologia del piede, ed in particolare della struttura dell'arco longitudinale mediale, si possono distinguere due diverse tipologie di piede: il piede cavo e il piede piatto.

Il piede cavo è caratterizzato da un'elevata concavità dell'arco plantare, accompagnato da una conseguente prominenza dorsale e da un possibile atteggiamento a griffe delle dita. L'elevato arco plantare comporta un incompleto appoggio del piede, dato dal solo contatto del calcagno e dell'avampiede. Una delle caratteristiche principali di questa tipologia di piede è il calcagno varo, a cui corrisponde uno scivolamento verso l'interno del calcagno e una conseguente supinazione della parte distale del piede che comporta il caricamento del peso corporeo sul margine esterno del piede. Inoltre è un piede rigido e poco ammortizzato che presenta un sovraccarico della prima e della quinta testa metatarsale. Può essere soggetto ad iperostosi calcaneale, cioè ad un'eccessiva proliferazione della matrice ossea, da cui deriva un aumento della densità scheletrica.

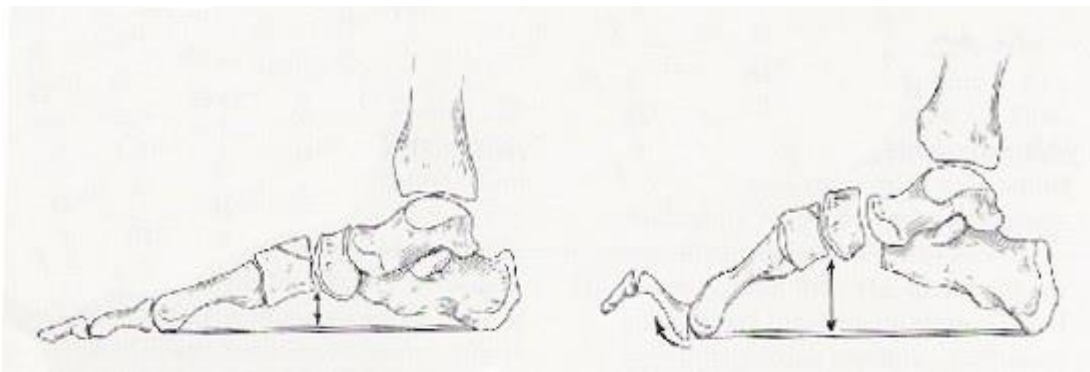


Figura 1.5 confronto tra piede normale e piede cavo

Il piede morfologicamente cavo può essere ereditario e può comparire in assenza di una particolare patologia che spieghi l'arco plantare pronunciato. Può, tuttavia, essere la conseguenza di malattie neurologiche che provocano uno squilibrio nella struttura muscolare.

Con piede piatto, invece, si intende un'alterazione morfologica del piede, caratterizzata dal valgismo del retropiede e da un basso arco plantare. La lassità dei legamenti provoca uno scivolamento dell'astragalo verso il basso e verso l'interno. L'astragalo trascina con se tutte le ossa ad esso connesso, provocando la rotazione del calcagno e lo schiacciamento della testa del primo metatarso contro il pavimento. Per la reazione con il suolo, il primo metatarso si solleva e provoca una extrarotazione di tutto l'avampiede che provoca un movimento elicoidale nel piede con una successiva scomparsa della volta plantare. La caduta dell'arco longitudinale mediale ha come diretta conseguenza la distribuzione anomala delle forze di carico sulle ossa e sui tendini, con conseguente sovraccarico in tutta la zona interna del piede.

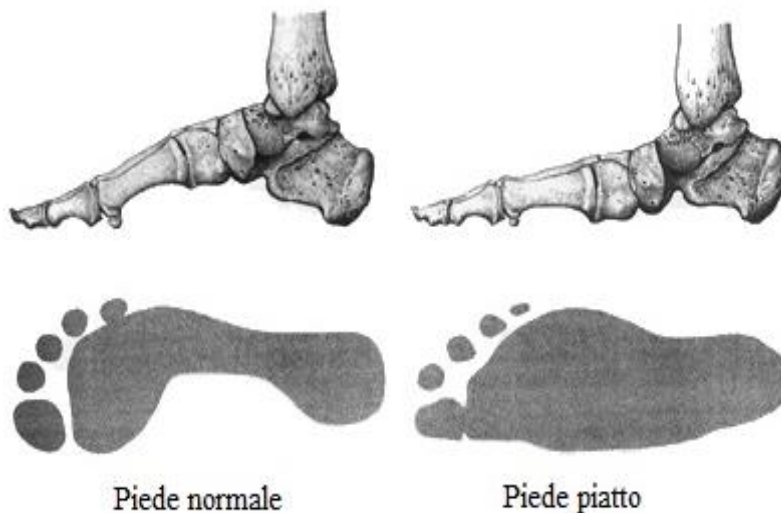


Figura 1.6 confronto tra piede normale e piede piatto

1.5 Biomeccanica del passo

Con ciclo completo del cammino si intende l'intervallo di tempo che intercorre dall'appoggio del tallone di un piede all'appoggio dello stesso piede nel passo successivo. Si definisce fase di appoggio il periodo che inizia con l'appoggio del tallone (heel strike) e termina con il distacco delle dita (toe-off). La fase successiva, definita di oscillazione si verifica tra il distacco delle dita e l'appoggio successivo del tallone. Il ciclo del passo, perciò, è diviso per ciascun piede in una fase di appoggio (stance) e in una di oscillazione (swing).

Nella fase di appoggio, che occupa circa il 62% del ciclo completo del cammino, il piede sostiene il peso totale del corpo. Secondo Root [1] essa si divide in tre periodi: di contatto, di appoggio intermedio, e propulsivo.

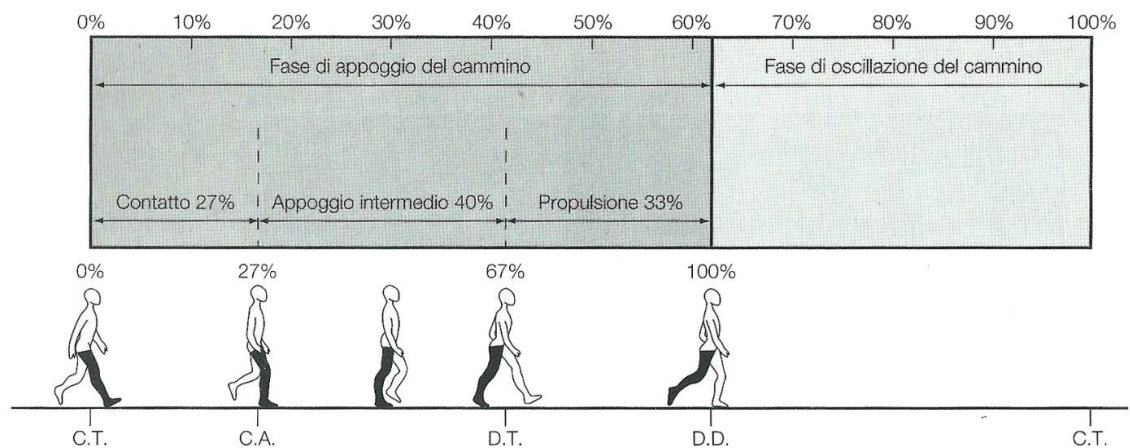


Figura 1.7 fasi del passo [1]

Il periodo di contatto inizia con l'appoggio del tallone e termina quando il carico si è spostato sull'avampiede. Questo periodo rappresenta il primo 27% della fase di appoggio ed è caratterizzato da una pronazione a livello della sottoastraglica e una successiva supinazione che continua per tutta la fase di appoggio. Al contatto del tallone l'avampiede è in inversione e la sua parte laterale prende contatto con il suolo per prima. Alla fine di questo periodo tutte le teste metatarsali raggiungono una fase di pieno carico e la componente verticale della forza di reazione del terreno raggiunge per la prima volta un picco massimo nella zona tra il tallone e l'avampiede.

Il periodo di appoggio intermedio inizia subito dopo che le dita del piede controlaterale si sono sollevate e finisce con il distacco completo del tallone. Esso rappresenta il 40% della fase di appoggio del cammino ed è caratterizzato dal trasferimento del carico dai metatarsi laterali a quelli mediali. La componente verticale della forza di reazione piede-suolo diminuisce fino al 75% del peso corporeo per poi aumentare nuovamente prima del distacco del tallone.

Il periodo propulsivo inizia con il distacco del tallone e termina con il sollevamento delle dita. Esso rappresenta il rimanente 33% della fase di appoggio ed è caratterizzato dallo spostamento del peso del corpo dalla parte laterale dell'avampiede al lato mediale. Il peso viene completamente sostenuto dalla quinta testa metatarsale, e una volta sollevato il tallone, esso viene sorretto dall'alluce e dalla seconda e terza testa metatarsale. La componente verticale delle forze di reazione raggiunge per la seconda volta un picco e supera di circa il 125% il peso totale del corpo.

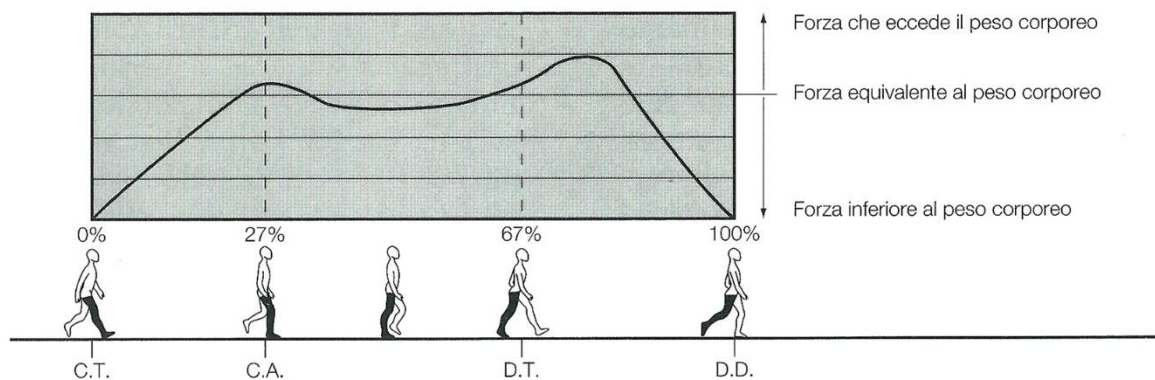


Figura 1.8 forza verticale di reazione al terreno durante il cammino [1]

La fase di oscillazione del cammino, invece, inizia con il distacco delle dita e termina con il nuovo contatto del tallone. Esso rappresenta il 38% di tutto il ciclo ed è caratterizzato dal trasferimento dell'appoggio da un piede a quello successivo e da una leggera pronazione dell'articolazione sottoastragalica per evitare l'urto del piede con il suolo.

Gli studi di Jacquelin Perry [2], invece, dividono il ciclo del passo in otto fasi distinte, ognuna delle quali ha un preciso obiettivo funzionale. La fase di appoggio che ha il compito di assorbire gli urti, di garantire la stabilità degli arti e di preservare la progressione del passo, è divisa in cinque sottofasi. Nelle prime due fasi, definite di doppio appoggio, entrambi i piedi sono a contatto con il suolo. Al termine di queste si entra nella fase di appoggio singolo, in cui una sola gamba sorregge l'intero peso del corpo.

La prima fase corrisponde al contatto del tallone con il suolo (initial contact). In questa fase l'anca è flessa, il ginocchio è esteso e la caviglia va dalla dorsiflessione al neutro in modo da predisporre l'intera gamba all'accettazione del carico e al rotolamento del calcagno. La seconda fase, definita reazione al carico (loading response), inizia con il contatto dell'intero piede e procede fino al sollevamento della gamba controlaterale.

Per assorbire meglio l'urto l'articolazione tibiotarsica e il ginocchio si flettono mantenendo la sicurezza necessaria per l'accettazione del carico.



Figura 1.9 fasi del passo (Perry)

La terza fase, che corrisponde alla prima metà dell'appoggio singolo, è chiamata appoggio intermedio (mid stance) e copre l'intervallo di tempo che va dal sollevamento dell'arto controlaterale dal suolo, fino all'istante in cui le caviglie di entrambi i piedi sono allineati sul piano frontale. In questa fase si assiste alla dorsiflessione della caviglia, mentre l'anca e il ginocchio sono estesi.

Quando il tallone si alza per l'effetto dell'avanzamento del tronco e dell'oscillazione della gamba controlaterale si entra nella fase di appoggio terminale (terminal stance). Questa fase conclude il periodo del supporto su una sola gamba e introduce la pre-oscillazione (pre-swing).

Nella fase di pre-oscillazione il peso corporeo è trasferito bruscamente e scaricato sulla nuova gamba di appoggio. Il piede risponde con un aumento della flessione plantare della caviglia e si ha la flessione del ginocchio e una piccola estensione dell'anca.

Si entra così nella fase di oscillazione che viene divisa in tre sottofasi: oscillazione iniziale, intermedia e terminale. La prima (initial swing) inizia con il sollevamento del piede dal terreno e termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede d'appoggio. Il piede è sollevato per la flessione dell'anca e del ginocchio, mentre la caviglia è solo parzialmente in dorsi-flessione.

L'oscillazione intermedia (mid swing), invece, inizia quando l'arto oscillante è opposto all'arto di appoggio e termina quando la tibia risulta verticale. In questa fase la

tibiotarsica flette dorsalmente fino alla posizione neutra, mentre l'anca continua la sua flessione e il ginocchio inizia ad estendersi.

L'ultima fase (terminal swing) termina quando il piede prende contatto con il terreno e con questa si completa l'avanzamento dell'arto. Il ginocchio è in estensione, mentre l'anca mantiene appena la flessione e la caviglia continua ad andare dalla dorsiflessione al neutro.

1.6 Parametri spazio-temporali del cammino

I parametri spazio-temporali sono utili in ambito clinico per uno studio sistematico del passo. Con parametri spaziali si intendono la posizione e l'orientamento dell'arto nello spazio, mentre con quelli temporali si identifica la durata di tempo che intercorre tra due eventi specifici. I principali parametri spazio-temporali sono:

- Durata del passo (s): intervallo di tempo che intercorre tra il contatto del tallone con il suolo e l'appoggio successivo dello stesso piede.
- Durata del semipasso (s): intervallo di tempo che inizia con il contatto iniziale di un piede e termina con il contatto al suolo del piede controlaterale.
- Durata della fase di appoggio (s)
- Durata della fase di oscillazione (s)
- Lunghezza del passo (m): distanza tra due appoggi successivi dello stesso piede. Corrisponde alla somma della lunghezza del piede e della distanza coperta dalla gamba controlaterale durante l'oscillazione.
- Lunghezza del semipasso (m): distanza nel piano di progressione tra l'appoggio del tallone di un piede e l'appoggio del piede controlaterale.
- Cadenza (passi/min): numero di passi nell'unità di tempo.
- Velocità (cm/s): è la velocità di spostamento lineare lungo la linea di progressione del passo. Corrisponde al prodotto della lunghezza media del passo con la durata media del passo.

1.7 Forza di reazione del terreno

Tutti i movimenti dell'arto inferiore sotto carico producono forze di reazione contro il suolo. In particolare, per la terza legge della dinamica di Newton, il terreno risponde a queste sollecitazioni con forze uguali e contrarie. Queste forze si dividono in forze verticali e forze di taglio.

La componente verticale della forza di reazione del terreno deriva dalla combinazione del peso del corpo e delle forze richieste per sollevare l'arto stesso. Questo valore è in stretto rapporto con il movimento del corpo sul piano sagittale e raggiunge la massima ampiezza alla fine del periodo di contatto e di nuovo durante la fase di propulsione. Alla fine del periodo di contatto il peso si trova distribuito lungo il primo metatarso e nel tallone e si registra il primo picco di forze quando comincia il passaggio del piede controlaterale sopra quello portante. Il sollevamento del piede sviluppa una forza di reazione del terreno che supera il peso totale del corpo. Successivamente a questo picco si ha una diminuzione della forza di reazione verticale a seguito dello spostamento del tronco in avanti. Il secondo picco si ha a metà della fase propulsiva, prima che il piede controlaterale tocchi il pavimento. Esso è dato dall'energia cinetica prodotta dall'abbassamento del tronco e dalla forza muscolare che solleva il tallone e fornisce una spinta al centro di massa del corpo durante la propulsione.

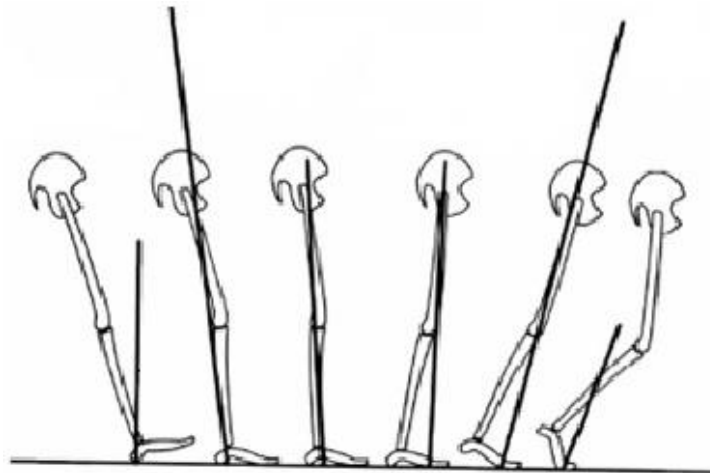


Figura 1.10 vettore della forza di reazione al terreno

La componente di taglio racchiude le forze parallele alla superficie di appoggio. Queste forze si dividono in forze di taglio lineari, con direzione parallela al verso di progressione del passo e in forze di taglio laterali. Entrambe hanno valori più modesti rispetto alle forze verticali di reazione e durante la fase di appoggio presentano due picchi di intensità, uno durante il periodo di contatto e uno durante la propulsione. La

prima è causata dall'arresto improvviso del movimento del piede dato dal contatto del tallone con il suolo. Il terreno impartisce una forza diretta posteriormente ai tessuti molli del calcagno e permette di procedere con il passo. Maggiore è lo spessore dei tessuti molli, maggiore è la capacità di distribuire e assorbire le forze di taglio posteriori. Per questo motivo ad una patologia caratterizzata dalla perdita estesa dei tessuti molli sotto il tallone, è associata un'andatura più lenta e passi più corti così da minimizzare le forze di taglio. Il secondo picco di forza si ha durante la spinta propulsiva che impartisce un'accelerazione lineare al centro di massa. Queste forze anteriori schiacciano il tessuto molle sotto le teste metatarsali, in particolare quelle centrali. Le forze di taglio laterali, invece, sono dovute al movimento laterale del tronco, ma sono così piccole da essere trascurate nell'analisi del passo.

1.8 Curva di forza

E' possibile durante la fase d'appoggio del cammino tracciare il flusso di forze che passano attraverso il piede. Questo flusso è definito curva di forza e rappresenta la direzione in cui è trasmesso il peso all'interno del piede durante il cammino. [1]

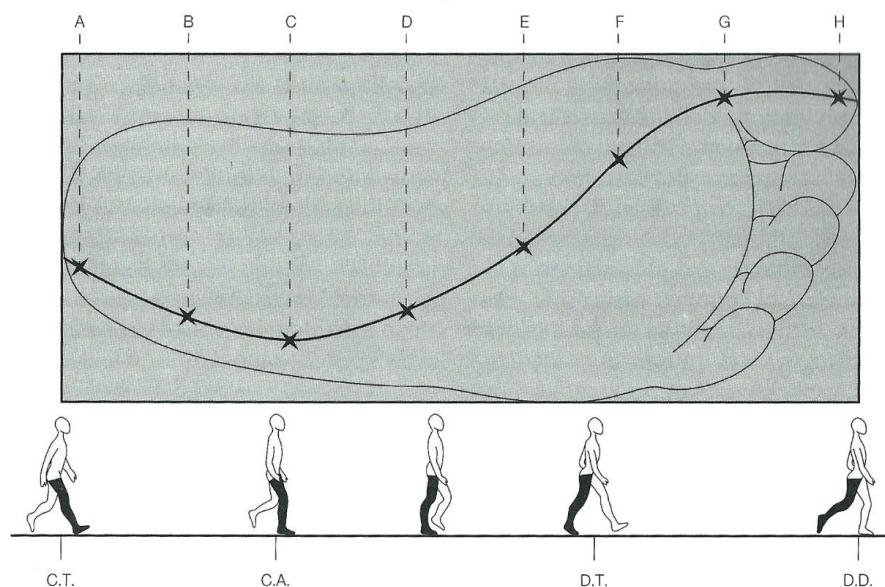


Figura 1.11 curva di forza piede normale

In un piede normale la curva di forza ha tre componenti: la curva di pronazione, di supinazione e la linea di propulsione. Quando il tallone tocca il suolo il piede è leggermente supinato, ma l'articolazione sottoastragolica comincia a pronare raggiungendo il massimo carico alla fine del periodo di contatto (da A a C). Questa curva, definita di pronazione, termina con la supinazione dell'articolazione sottoastragolica (E). Durante

la fase di appoggio, l'avampiede comincia a caricare la parte mediale e la curva di forza si supina fino al momento del distacco del tallone. Successivamente la parte laterale del piede viene sollevata dal terreno, spingendo il peso nella parte mediale del piede. La distribuzione finale del peso, quindi, è normalmente una linea retta che termina nella punta dell'alluce nel momento in cui il piede opposto inizia a caricare.

1.8.1 Curve di forza anormali

La curva di forza ha un grande significato clinico perché evidenzia come la variazione strutturale e funzionale del piede influenzi la trasmissione delle forze durante il cammino. In particolare nel piede cavo, caratterizzato da una volta plantare arcuata, l'articolazione sottoastragalica non è in grado di pronare abbastanza da portare il lato mediale a contatto con il suolo.

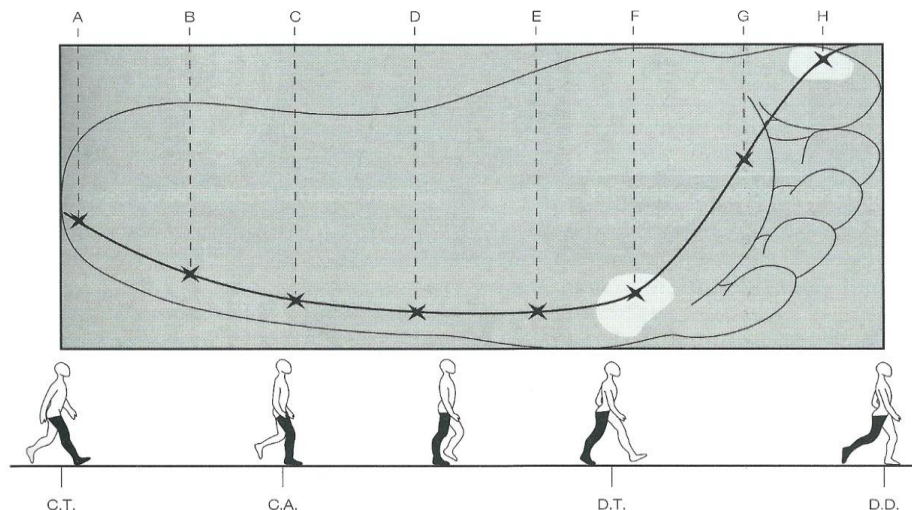


Figura 1.12 curva di forza piede cavo

La curva della forza, perciò, risulta normale durante il periodo di contatto del tallone (da A a C), mentre nella fase di appoggio il peso è concentrato maggiormente nella parte laterale del piede (da C a F). Questo fenomeno è dovuto al fatto che il mesopiede, con il suo arco troppo alto, non riesce a toccare il suolo. Al distacco del tallone, invece, la curva di forza torna sull'alluce grazie ad una rotazione intorno alla quinta testa metatarsale. E' proprio in questo punto che si crea un'elevata forza di taglio ed è per questo che si possono riscontrare callosità. Anche nella fase di spinta si ha un aumento della forza di taglio diretta contro la parte mediale dell'alluce, che può provocare un'ipercheratosi di quest'area.

Anche nel caso di piedi piatti si assiste ad una variazione della curva della forza.

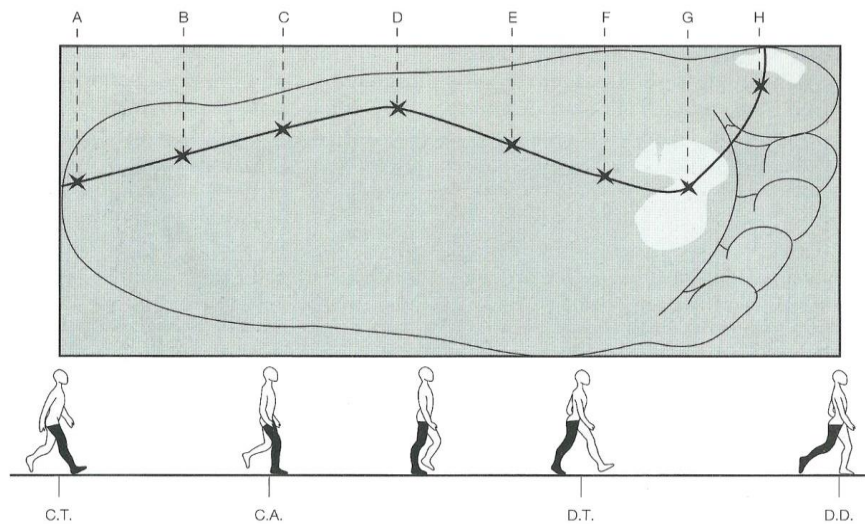


Figura 1.13 curva di forza piede piatto

In particolare il piede viene pronato quasi completamente al contatto con il tallone. A causa dell'eversione di quest'ultimo, caratteristica accentuata nel piede piatto, il peso viene distribuito medialmente durante il periodo di contatto (da A a D). Anche durante la fase di appoggio, il piede rimane pronato e la maggior parte del peso viene distribuita alla seconda e alla terza testa metatarsale (da D a F). Al sollevamento del tallone il peso continua a concentrarsi sulle teste metatarsali centrali perché l'alluce è troppo instabile per sostenere tutto il carico. Solo successivamente (punto G) si verifica una trazione nella parte mediale dell'alluce.

STRUMENTI PER L'ANALISI DEL PIEDE

La biomeccanica è la disciplina che si occupa di associare ai sistemi biologici le leggi e i principi della meccanica. La biomeccanica del piede, più specificatamente, ha lo scopo di individuare i meccanismi che regolano il movimento del piede, con particolare attenzione alla struttura muscolare e tendinea e la sua interazione con il suolo. Il piede è strettamente collegato alla caviglia, al ginocchio e all'anca e con un lavoro sinergico permette il movimento. Valutare il corretto funzionamento della biomeccanica del piede nel cammino, perciò, è un'analisi fondamentale che permette di prevedere possibili problemi a tutte le articolazioni dell'arto inferiore. Negli ultimi decenni gli studi sul piede hanno avuto un grosso incremento ed in particolare si è posta l'attenzione sulla sua interazione con il suolo e sulle pressioni che si scaricano sulla superficie plantare durante ogni singolo movimento. La valutazione dei picchi pressori assume una valenza importante in quanto è un indicatore del difetto nella trasmissione delle forze al suolo e permette di evidenziare problemi nella morfologia del piede o nella funzionalità dell'arto inferiore. Il corretto scarico delle forze gravitazionali al suolo è reso possibile grazie al meccanismo per cui le articolazioni del piede e della caviglia scivolano l'una sull'altra trasformando il piede in una struttura elicoidale che alterna fasi di irrigidimento e rilassamento trasformando il piede in una leva meccanica. Le alterazioni nella morfologia del piede, dovute a malformazioni della struttura ossea oppure alla lassità dei legamenti e dei tessuti molli, sono un parametro fondamentale nello studio della biomeccanica del piede. In particolare studiare la "forma" del piede permette di valutare con più precisione le singole problematiche e di trovare soluzioni atte a correggere difetti della struttura che possono alterare il meccanismo del passo. Questa valutazione, inoltre, assume un ruolo fondamentale in quanto permette di caratterizzare in modo univoco la morfologia del piede, evidenziando le peculiarità di ogni singolo caso.

Negli ultimi anni le tecnologie nel campo della medicina stanno cercando di avvicinarsi sempre di più alla produzione di impiantistica costruita ad-hoc per ogni singola persona. Sempre di più il mercato è volto alla customizzazione di ortesi e alla fabbricazione di calzature costruite su indicazioni specifiche. Per questo è necessario trovare strumenti che permettano di individuare parametri che descrivano in modo accurato la morfologia e la funzionalità del piede di ogni individuo. Questi parametri sono fondamentali per determinare in modo veloce e accurato i modelli necessari per costruire soluzioni ed impianti su misura. Gli strumenti maggiormente utilizzati per questo tipo di analisi, dato il loro costo contenuto e la velocità di elaborazione del dato, sono la pedana baropodometrica e lo scanner plantare 3D.

2.1 Pedana baropodometrica

La pedana baropodometrica è uno strumento utilizzato in ambito clinico e permette di quantificare la pressione plantare sia durante il cammino sia in condizioni statiche. Uno dei primi documenti riguardante lo studio dell'interazione del piede con il suolo risale alla fine dell'800, quando Beely, utilizzando il gesso, riuscì ad ottenere una riproduzione fedele dell'impronta plantare. Nei primi decenni del novecento, invece, furono ideati diversi dispositivi meccanici che sfruttavano carta e inchiostro; in particolare Frostrell creò una struttura composta da una rete con al di sotto un tappetino ricoperto d'inchiostro. Il soggetto, camminando sulla rete mobile, esercitava delle pressioni che provocavano l'abbassamento della rete, la quale urtava con il tappetino. Sulla rete, inoltre, fu applicato un foglio, sul quale venivano stampate le impronte plantari che presentavano macchie più scure in corrispondenza delle zone di maggior pressione. L'analisi di queste impronte forniva informazioni utili riguardo l'area di appoggio del piede e permetteva di analizzare in prima approssimazione la morfologia dello stesso. Tuttavia gli strumenti ad inchiostro erano ingombranti e non permettevano di comprendere a pieno la complessità della biomeccanica del piede. Infatti era possibile registrare solamente i picchi massimi di pressione senza riuscire a misurare gli andamenti temporali delle grandezze pressorie. Solo grazie all'avvento dei personal computer e all'introduzione di sistemi elettronici adeguati, fu possibile ovviare questo problema. Ad oggi la pedana baropodometrica può essere di tipo ottico o costituita da una matrice di sensori resistivi o capacitivi. Le informazioni che ne derivano sono importanti nella dinamica del passo e nella ricerca di problemi legati alla caviglia, al

piede e alla gamba. Inoltre trovano applicazione nel disegno di specifici plantari, nella biomeccanica dello sport, nella prevenzione di infortuni e in molti altri campi [3].



Figura 2.1 pedana baropodometrica

La pedana baropodometrica più utilizzata è formata da una struttura rigida di sensori capacitivi o resistivi e permette di misurare la pressione esercitata dal piede sul suolo. Questi trasduttori quantificano la sola forza perpendicolare alla superficie del sensore, perciò se la pedana non è perfettamente verticale ed appoggiata al suolo, i valori misurati non sono associabili completamente alla forza di reazione al terreno. Da un punto di vista fisico, il sensore resistivo è formato da un conduttore omogeneo e filiforme, la cui resistenza si definisce:

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

Con ρ si indica la resistività elettrica che dipende dalla natura del materiale scelto, mentre S è la sezione e L è la lunghezza. Quando il conduttore viene deformato meccanicamente, il rapporto lunghezza-sezione cambia e quindi la differenza di potenziale ai capi del conduttore varia. Questa variazione di tensione viene misurata e il suo valore è in stretta relazione con la forza che ha determinato la deformazione. Il sensore capacitivo, invece, sfrutta le proprietà del condensatore. In particolare la capacità di un condensatore piano parallelo è:

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

Con ε si definisce la costante dielettrica del materiale all'interno delle due armature, che si moltiplica per il rapporto tra l'area della superficie del condensatore e la distanza tra le due armature. Dal momento che la distanza delle armature varia in funzione della

forza applicata, la capacità del condensatore è proporzionale alla forza di sollecitazione. Grazie al ponte di Wheatstone, una particolare configurazione circuitale che permette di associare una variazione di tensione ad una variazione di resistenza o di capacità, è possibile determinare la relazione che lega la tensione con la pressione. In questo modo ogni sensore è in grado di quantificare in termini numerici una specifica pressione[3]. Nella scelta della tipologia di sensori pressori da utilizzare per una maggior accuratezza della pedana baropodometrica è necessario valutare alcune caratteristiche tecniche. Per prima cosa il sensore capacitivo permette una misura più accurata perché, a differenza del sensore resistivo, è soggetto a meno disturbi. Un'altra qualità fondamentale per la scelta dei sensori da inserire nella pedana è la loro grandezza: più sono piccoli, maggiore è la loro precisione a localizzare con accuratezza picchi di pressione che in presenza di sensori più estesi vengono sottostimati o non individuati. Tuttavia sensori troppo piccoli hanno lo svantaggio di avere intrinsecamente rumori di fondo maggiori che possono interferire con i segnali utili e diminuire l'accuratezza dello strumento. Per un'ottima valutazione delle pressioni plantari è stata stimata, prendendo come riferimento la dimensione della testa del metatarso, una lunghezza del sensore di circa 2-3 mm [12] o almeno di 4 sensori/cm². Mentre le pedane formate da sensori resistivi o capacitivi sfruttano la variazione di resistenza e di capacità a seguito di una sollecitazione meccanica esterna, le pedane di pressione ottiche sfruttano la variazione di intensità della luce. Questo strumento è formato da una piattaforma di vetro ricoperta con un foglio di plastica. Quando il foglio, in seguito ad un aumento di pressione, si schiaccia contro il vetro genera una luce diffusa che viene catturata da una camera, posta all'estremità inferiore dello strumento, che a sua volta ritorna in uscita una differenza di voltaggio. Questa immagine, che rappresenta l'impronta plantare, viene digitalizzata e alla variazione dell'intensità dell'immagine catturata si associa la variazione di pressione.

2.1.1 Parametri ricavabili dalla pedana baropodometrica

I parametri ricavabili dalla pedana baropodometrica per mezzo di software specifici sono molteplici.

Si definiscono picchi massimi di pressione, i massimi valori di pressione registrati per ogni sensore e sono espressi in kPa. Dalla loro distribuzione nello spazio si costruisce un'impronta plantare da cui è possibile trarre informazioni di valenza clinica riguardo

la morfologia del piede. In letteratura sono riportati diversi articoli che evidenziano le differenze tra i picchi di pressione che si generano sotto il piede in condizioni statiche e dinamiche, oppure che dimostrano come la distribuzione della pressione cambi per un piede piatto e cavo o in presenza di specifiche patologie. In particolare è stato valutato che in condizioni statiche un piede normale distribuisce il peso maggiormente nel tallone in cui si registra un picco massimo di pressione circa 2.6 volte più alto del picco che si trova localizzato sotto il secondo e terzo metatarso [4]. Durante il cammino, invece, il picco massimo di pressione non si ha nel tallone, ma sotto la seconda testa metatarsale, seguito dalla terza testa metatarsale e dall'alluce [5]. Questa variazione nella distribuzione dei picchi massimi è dovuta ad un aumento della pressione lungo l'avampiede durante la fase di propulsione del passo, necessario per promuovere l'avanzamento dell'arto controlaterale.

Si definisce pressione media, invece, la media delle pressioni in ogni sensore rilevate in un intervallo di tempo definito. Queste pressioni possono essere visualizzate in una mappa spaziale e possono essere riferite ad uno specifico lasso di tempo che investe una sola fase del passo, oppure al movimento complessivo.

Se si rapportano i dati di pressione con il tempo e si rappresentano in un piano cartesiano si ricavano curve importanti come la curva pressione-tempo, che corrisponde ai valori massimi di pressione rispetto al tempo, o la curva di forza che mostra l'evoluzione temporale del valore istantaneo della componente verticale di reazione vincolare del terreno. Il vettore di questa forza è formato dalla somma dei picchi di pressione in ogni istante moltiplicato per l'area del sensore. Entrambe le curve presentano due massimi separati tra loro da un minimo. Per un piede normale, i valori di massimo sono dovuti ad un aumento della forza durante la fase di contatto e durante l'ultima fase di propulsione.

Se si calcola l'integrale di queste curve si ottiene rispettivamente il PTI (Pressure-Time Integral) e il FTI (Force-Time Integral). E' stato dimostrato che questo parametro ha

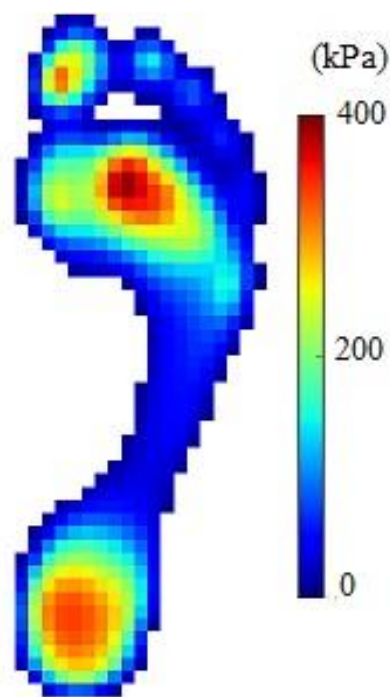


Figura 2.2 distribuzione pressioni massime

un valore maggiore nei piedi cavi rispetto al gruppo di normalità [6], dovuto probabilmente ad un aumento dei picchi di pressione nell'avampiede e nel retro piede.

Il centro di pressione (COP) rappresenta il punto di applicazione del vettore della forza di reazione al suolo ed è calcolato come la media pesata della forza esercitata su ogni sensore per ogni istante. La superficie della pedana baropodometrica costituisce il sistema di riferimento preso in esame. Dal momento che i dati pressori sono formati da una matrice bidimensionale si considera la quota z nulla e come assi del sistema di riferimento, quelli della matrice. Data una matrice $m \times m$, in cui x_i e y_i rappresentano rispettivamente la distanza (espressa in cm) lungo l'asse x e y dei sensori presi in esame, il COP si ricava:

$$\begin{cases} COP_x = \frac{\sum_{i=1}^m y_i \cdot \sum_{j=1}^m F_{i,j}}{\sum_{i,y} F_{i,y}} \\ COP_y = \frac{\sum_{i=1}^m x_i \cdot \sum_{j=1}^m F_{j,i}}{\sum_{i,y} F_{i,y}} \end{cases}$$

Raffigurando il COP, calcolato per ogni istante del passo, in un diagramma in cui le X e Y rappresentano le coordinate spaziali della pedana, si ottiene la traiettoria del centro di pressione. Molti studi evidenziano come questa curva abbia una traiettoria diversa a seconda del tipo di piede analizzato.

Per valutare in modo sistematico questa escursione si utilizza il CPEI (Centre of Pressure Excursion Index). Esso rappresenta la

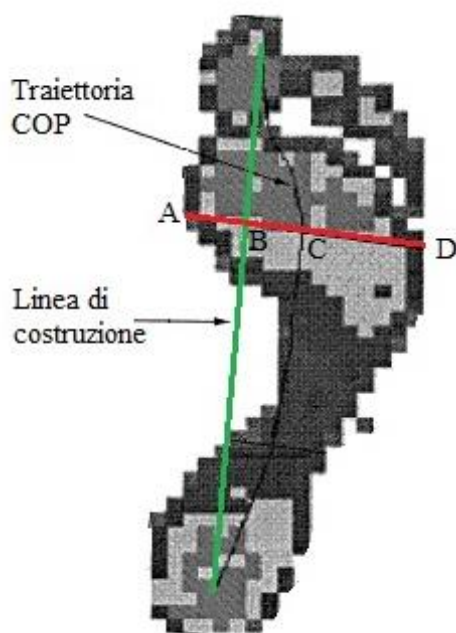


Figura 2.3 CPEI

Esso rappresenta la distanza calcolata a partire dalla linea di costruzione che unisce il punto di inizio e di fine del centro di pressione e il punto del COP che si trova nell'avampiede, ad un terzo della lunghezza totale del piede. Per avere un valore normalizzato, questo termine viene successivamente diviso per la larghezza del piede in quel punto [9,10]. Matematicamente:

$$CPEI = \frac{BC}{AD}$$

Se si moltiplica per 100 questo valore si ottiene il CPEI percentuale. L'escursione del

centro di pressione, così come la curva di forza, tende a spostarsi lateralmente in un piede cavo, mentre più medialmente in quello piatto. Questo spostamento provoca una variazione del CPEI che può assumere diversi valori all'interno di un range molto vasto che può raggiungere valori di circa 0.30 nei casi di cavismo estremo e valori negativi nelle forme di piattismo più gravi [13]. Il CPEI, perciò, è un parametro fondamentale nella corretta valutazione della tipologia del piede.

Con la pedana baropodometrica è inoltre possibile determinare l'angolo di progressione del piede o foot progression angle (FPA).

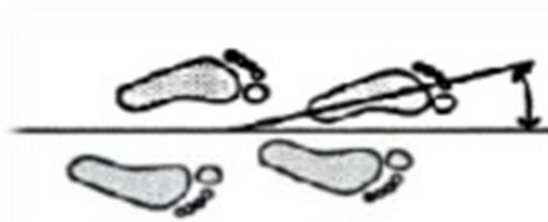


Figura 2.4 foot progression angle

Questo valore è definito come l'angolo che si forma tra l'impronta del piede e l'asse della direzione del cammino e rappresenta una prima valutazione dell'allineamento delle strutture articolari dell'intero arto inferiore. E' inoltre un ottimo indicatore di problemi dell'anca e del ginocchio e può essere facilmente ricavato trovando l'angolo che si forma tra l'asse dell'impronta e il sistema di riferimento matrice. E' un fattore strettamente legato all'età e ha un range di normalità che va da $0^{\circ} \div 15^{\circ}$ [24].

L'arch index (AI), invece, è un parametro planimetrico che stabilisce la relazione tra la parte mediale del piede e l'intera impronta plantare. E' un ottimo indicatore dell'al-

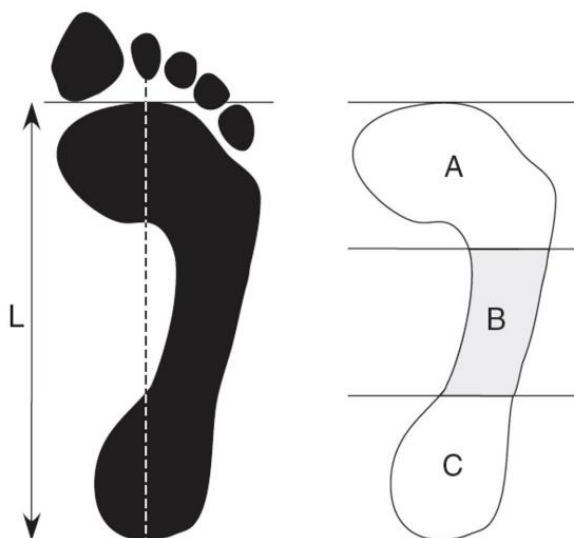


Figura 2.5 arch index

tezza dell'arco plantare [7] ed è quindi fondamentale nella classificazione delle diverse tipologie di piede. Nell'analisi baropodometrica, l'impronta plantare è costituita dal valore della pressione media su ogni sensore; questa immagine può essere un indicatore delle parti del piede che toccano il suolo durante il cammino. L'arch index si determina dividendo la lunghezza del piede, meno le dita, in tre parti

uguali e rapportando l'area totale della parte centrale con la somma totale delle aree delle tre parti[8].

$$AI = \frac{B}{A + B + C}$$

E' stato dimostrato che questo valore per un piede normale è circa 0.24, mentre aumenta nel piede piatto fino a raggiungere valori di 0.30, e diminuisce nei piedi cavi toccando valori prossimi allo zero [13].

2.1.2 Linee guida sull'uso della pedana baropodometrica

Il ciclo del passo, così come ogni movimento del corpo umano, presenta una certa variabilità anche nello stesso soggetto. Inoltre, la distribuzione istantanea delle pressioni ottenuta per ogni singola pestata, ha una variabilità ancora più alta perché è legata sia a piccole variazioni nel ciclo del passo sia ad alterazioni locali nel sistema di misura. Nel corso degli anni, perciò, sono state protocollate alcune condizioni di misura che permettono di acquisire nel modo più accurato le pressioni plantari. Per prima cosa, la piattaforma di pressione deve essere posta parallela al suolo, lontano da oggetti o pareti che possano ostacolare il cammino del soggetto. In particolare lo spazio che precede e segue la pedana deve essere lungo e largo abbastanza da permettere un numero sufficiente di passi "a regime". Il terreno può essere spoglio o ricoperto con un tappetino morbido, che tuttavia non può rivestire anche la pedana. A causa della variabilità di alcuni parametri baropodometrici, un solo passo non è sempre sufficiente per rappresentare correttamente la distribuzione pressoria di un soggetto. Uno studio pubblicato nel 1996 mostra come dodici passi siano in grado di descrivere completamente la variabilità dei parametri baropodometrici [14]. Tuttavia, dal momento che è difficile registrare un così alto numero di passi, soprattutto in soggetti con patologie e deformità dell'arto inferiore, è stato stimato che bastano cinque o sei passi per avere una buona approssimazione delle pressioni plantari. Nel caso in cui sia richiesto di compiere un determinato compito motorio è necessario che il soggetto, prima di essere misurato, sia a suo agio nel compiere quel gesto. Particolare attenzione va prestata alla velocità del cammino. Questa è la singola caratteristica spazio temporale del cammino che influenza maggiormente la magnitudine e la distribuzione delle pressioni plantari. [25] Perciò al soggetto che viene misurato con pedana baropodometrica può essere chiesto di camminare a velocità normale o controllata, ad esempio tramite metronomo.

2.2 Scanner 3-D

Lo scanner 3-D è un dispositivo che utilizza la luce laser per misurare le distanze e rilevare morfologie tridimensionali. E' uno strumento versatile che può trovare uso sia in campo industriale che medicale; si utilizza ad esempio, nel disegno industriale, nella validazione di prototipi o nella fabbricazione di ortesi e protesi.



Figura 2.6 scanner plantare 3D

La componente tecnologica che sta alla base di questo strumento è una punta laser a tempo di volo che misura la distanza tra lo strumento e una superficie riflettente calcolando il tempo che intercorre tra l'emissione di un impulso di luce e il ritorno sul rilevatore posto all'interno dello strumento. Dal momento che la velocità della luce è nota, la lunghezza della corsa è uguale alla metà del prodotto del tempo di andata e ritorno e la velocità della luce. Il laser colpisce punto per punto l'intero campo di visibilità, cambiando direzione grazie ad un sistema di specchi. In questo modo si ha una misura puntuale di tutte le distanze che intercorrono tra l'oggetto e il rilevatore ed è quindi possibile ricostruire in modo digitalizzato la geometria superficiale dell'oggetto. La precisione di uno scanner 3D che sfrutta questa tecnologia dipende dalla precisione con la quale è possibile determinare il tempo di andata e ritorno, perciò dipende dall'accuratezza del cronometro. Una volta che tutte le distanze sono state quantificate, il calcolatore costruisce una struttura tridimensionale, che approssima fedelmente l'oggetto reale.

Questa immagine successivamente può essere manipolata da diversi software, con cui è possibile ricavare informazioni riguardo le dimensioni e la geometria del pezzo analizzato. Nel campo biomedicale, soprattutto in quello delle ortesi, permette di avere una riproduzione precisa della morfologia del piede, mettendo in evidenza particolari

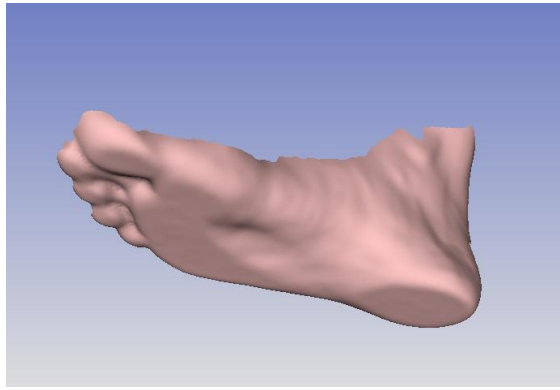


Figura 2.5 esempio di ricostruzione 3D

deformazioni o strutture, che possono essere risolte costruendo plantari specifici. Uno dei principali vantaggi dell'uso clinico dello scanner plantare 3D è che permette di acquisire un gran numero di soggetti in modo facile e veloce. I dati acquisiti sono disponibili istantaneamente, ed è per questo che l'uso di questo strumento ha avuto una notevole espansione. In particolare si sta utilizzando nel mondo della ricerca per l'indagine di diverse condizioni del piede. Permette, infatti, di analizzare quelle patologie che richiedono una continua valutazione della malformazione nel tempo, senza l'utilizzo di raggi o di altre metodologie che influiscono sulla salute del corpo [15]. E' uno degli strumenti che meglio approssima le caratteristiche morfometriche del piede, e per questo è stato utilizzato nello studio dei piedi piatti, o di altre patologie.

MATERIALI E METODI

Lo scopo di questo studio è quello di determinare la validità e l'accuratezza di alcuni parametri che descrivono la morfologia e la funzionalità del piede ottenuti tramite pedana baropodometrica e scanner plantare 3D.

3.1 Strumenti

La pedana baropodometrica utilizzata in questo studio (P-WALK, BTS, Milano), è formata da una struttura rigida di 2304 sensori resistivi, collegati tra loro in una matrice di 480x480mm. Ciascun sensore misura 1x1cm ed ha una frequenza di acquisizione massima di 50 Hz. La parte sensorizzata si trova al centro della pedana che ha dimensioni totali di 675x540x5mm. I valori temporali di pressione per ogni sensore possono essere esportati in formato ASCII.

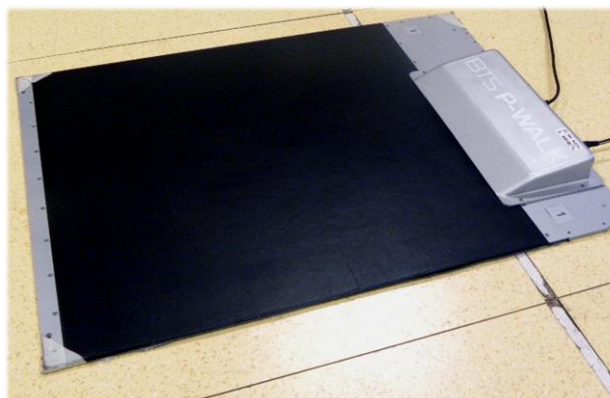


Figura 3.1 BTS P-WALK

Lo scanner plantare 3D utilizzato per la prova è l'iQube (DELCAM, Birmingham, UK), un dispositivo che permette di effettuare la digitalizzazione della superficie plan-

tare in circa tre secondi con un errore di 0.4 mm. Il soggetto, in posizione eretta, appoggia un piede al centro dello scanner. Per garantire un appoggio stabile e sicuro, il secondo piede viene appoggiato sopra un panchetto della stessa altezza dello scanner.

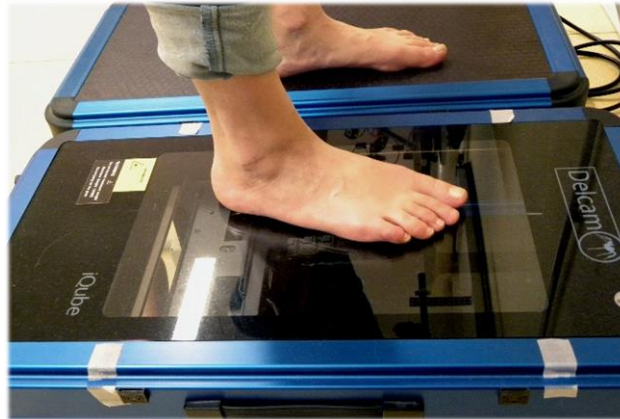


Figura 3.2 iQube

Per ogni piede scansionato viene creato un file stl (StereoLithography) contenente le coordinate spaziali dei punti della superficie plantare raggiunti dal raggio laser.

3.2 Protocollo di acquisizione

Per questo studio sono stati reclutati 23 soggetti sani (46 piedi analizzati) che non presentano particolari patologie dell'arto inferiore e non lamentano dolore in alcun punto del piede. Per tutti i soggetti sono state annotate la generalità quali età, altezza, peso, taglia della scarpa e arto dominante. Quest'ultimo è stato identificato tramite questionario e attraverso un test di stabilità. Il gruppo di soggetti ha un'età variabile (34.6 ± 14.8) ed è formato da 7 maschi e 16 femmine (peso: 65.3 ± 12.7 , altezza: 164.9 ± 7.2).

3.2.1 Misura delle dimensioni del piede tramite metro

Sono stati misurati con un metro le lunghezze dei piedi e la larghezza degli stessi a livello dei metatarsi. Queste grandezze sono state successivamente correlate con quelle elaborate dalla pedana di pressione. Per una valutazione morfologica, i piedi di ogni soggetto sono stati fotografati in varie posizioni e sopra il podoscopio.



Figura 3.3 vista laterale del piede



Figura 3.4 podoscopio

3.2.2 Misure tramite pedana baropodometrica

Cammino normale

Sono stati acquisiti, tramite pedana baropodometrica, circa 20/30 passi per ogni piede. Al soggetto è stato detto di camminare alla propria velocità di comfort con la pedana disposta perpendicolarmente alla direzione della camminata. Per garantire la riproducibilità della prova sono stati segnati sul pavimento gli angoli di appoggio della pedana al terreno. Con questi dati pressori sono stati misurati l'arch index, il CPEI e il FPA.

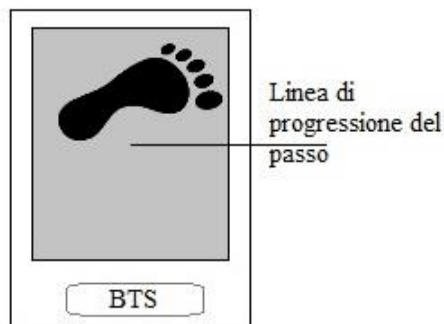


Figura 3.5 posizione standard pedana

Cammino a velocità controllata

Sono stati acquisiti, con le stesse modalità precedenti, circa 5 passi ad una velocità nota. In particolare al soggetto è stato imposto di calpestare il suolo al battito di un metronomo con una frequenza di 95 BPM. In questo modo è stato possibile valutare l'immagine baropodometrica ad una velocità nota.

Effetto della rotazione della pedana sul FPA

Per testare la validità della misura del FPA, la pedana baropodometrica è stata inclinata di angoli noti rispetto agli assi definiti nella prima prova. In questo modo sono stati acquisiti circa 10 passi con i soggetti che camminavano alla loro velocità di comfort lungo la stessa direzione della prova precedente.

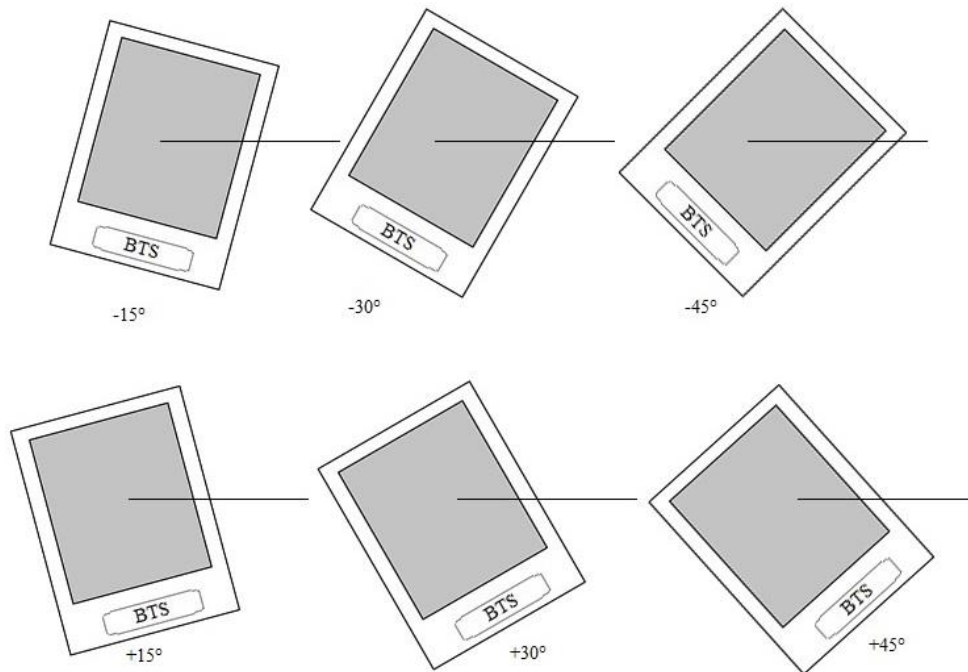


Figura 3.6 posizioni ruotate pedana

In particolare la pedana viene ruotata di $+45^\circ$, $+30^\circ$, $+15^\circ$, -15° , -30° , -45° . Calcolando le differenze tra il valore del FPA misurato in queste prove e il valore ricavato con la pedana in posizione standard, è possibile valutare se il software elaborato dal laboratorio di ricerca riesce a calcolare nel modo corretto il valore del FPA.

Effetto della prono-supinazione sul CPEI

Per valutare il CPEI, il soggetto ha eseguito la sua acquisizione camminando in modo prono e supino. In particolare, con cammino prono si intende un cammino in cui il peso del corpo è spostato nella parte interna del piede. Ciò comporta un conseguente valgismo delle ginocchia e un sovraccarico dell'alluce. La camminata supina, invece, si ha quando si appoggia maggiormente la parte esterna del piede, sovraccaricando con sforzi maggiori la caviglia. A questa camminata può seguire una varismo delle ginocchia. Una prova analoga a questa è stata eseguita da alcuni ricercatori nel 2014 e mostra una netta relazione tra il valore del CPEI e la tipologia di cammino[16].



Figura 3.7 piede pronato



Figura 3.8 piede supinato

3.2.3 Scansione del piede tramite scanner plantare 3D

Entrambi i piedi di ogni soggetto sono stati scansionati tramite scanner laser 3D. Queste immagini sono state esportate come file stl ed importate in Matlab per essere elaborate con un software ad-hoc per stimare il valore dell'arch index.

3.3 Analisi dei dati

3.3.1 Processamento dati della pedana baropodometrica

I dati grezzi della piattaforma di pressione sono stati analizzati e processati tramite un software realizzato in Matlab (Mathworks, Massachusetts, USA) presso il laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli. Il software permette di importare i dati di pressione in kPa di ogni passo come matrici 48x48 per ogni frame della registrazione. Considerata la frequenza di acquisizione della pedana di 50 Hz, nel cammino a velocità normale, per ogni passo, sono registrati circa 30/40 frames. Tutti i dati pressori relativi ad ogni passo sono stati analizzati per costruire un'immagine plantare che rappresenta le massime pressioni registrate da ogni sensore. Il software inoltre permette di calcolare la pressione massima media su più passi per lo stesso soggetto e tra soggetti diversi. Questa impronta, colorata in modo diverso a seconda dell'intensità della pressione presente, viene visualizzata a monitor.

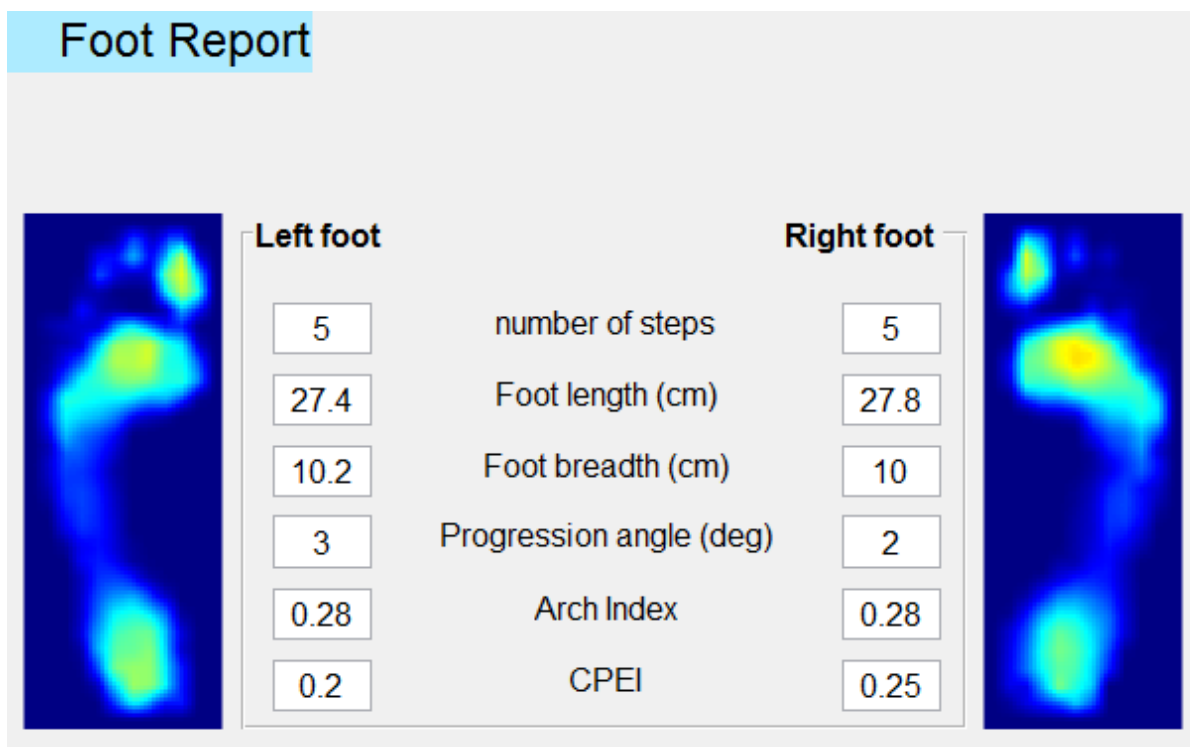


Figura 3.9 interfaccia grafica del software elaborato dal Laboratorio di Analisi del Movimento

Il software è in grado di stimare la lunghezza e la larghezza del piede, il valore dell'arch index, dell'angolo di progressione del passo e del CPEI. Tutti i valori sono calcolati prendendo come assi del sistema di riferimento la direzione del cammino (asse y) e la sua componente medio laterale (asse x). Per valutare il CPEI viene calcolato il valore del centro di pressione in ogni istante dell'acquisizione del passo. Il centro di pressione è rappresentato da due coordinate spaziali che indicano la sua posizione all'interno della pedana di pressione. I valori, determinati per ogni istante, vengono rappresentati su un diagramma XY, in cui gli assi corrispondono a quelli della pedana baropodometrica. La curva del centro di pressione rappresenta la traiettoria del punto di applicazione della componente verticale della forza di reazione al terreno ed è quindi congruente alla curva di forza espressa nel primo capitolo. La figura 3.10 rappresenta la traiettoria del centro di pressione nel piede destro e sinistro dello stesso soggetto.

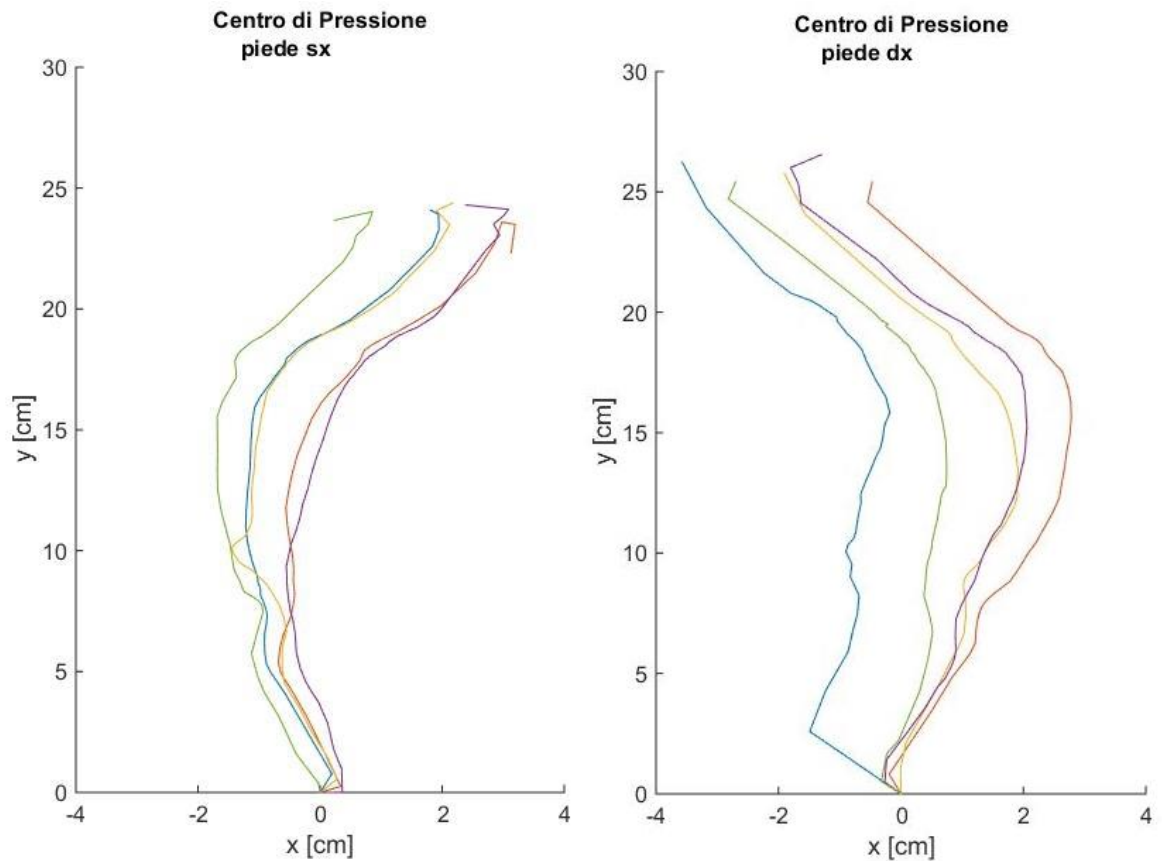


Figura 3.10 traiettoria del centro di pressione nel piede sinistro e destro

Per chiarezza espositiva, tutte le curve partono dall'origine degli assi. Le curve delineate per ciascun piede hanno un andamento tra loro simile ed una deviazione laterale all'altezza del mesopiede. Dal momento che tutte le traiettorie presentano una concavità simile, è possibile determinare il valore del CPEI che indica il massimo discostamento tra la linea immaginaria che unisce il punto di inizio e di fine della curva e la curva stessa ad un terzo della lunghezza del piede [10]. Questo dato, infine, viene determinato per ogni curva e si visualizza a monitor la media di tutti i valori calcolati.

3.3.2 Processamento dati dello scanner plantare

I dati dello scanner sono esportati come file stl. Con questo tipo di formato l'oggetto in tre dimensioni è rappresentato come un solido la cui superficie è stata discretizzata in triangoli. Sono definite le tre coordinate x,y,z per ciascuno dei tre vertici del triangolo, il cui orientamento è descritto da un vettore che indica la normale a questa superficie. Questo formato permette la rappresentazione tridimensionale della superficie geometrica esterna di un oggetto che è formata dall'unione di tanti triangoli orientati

nello spazio. Questo file è stato importato in Matlab grazie alla funzione `stlRead` (mathworks.com). Questa funzione legge in ingresso un file `stl` e restituisce in uscita una struttura composta da due matrici, una contenente le coordinate spaziali dei vertici dei triangoli (`vertices`) e l'altra il vettore normale ad ogni superficie triangolare (`faces`). Per una valutazione sistematica, ogni immagine acquisita viene ruotata al fine di allinearla al piano dello scanner. Per assolvere a questo compito è stato creato appositamente uno script di Matlab (vedi Appendice A1). In particolare vengono rilevati 3 punti che appartengono alla pianta, uno nella zona del tallone e due all'altezza dei metatarsi. Grazie a questi punti è possibile determinare il piano sagittale, unendo il punto del tallone con quello del metatarso, e il piano frontale dato dall'unione dei due punti sul metatarso. E' possibile, perciò, definire una terna cartesiana corrispondente all'orientamento del piede e di conseguenza determinare la matrice di rotazione che permette di allineare i versori del piede con gli assi del sistema di riferimento creato da Matlab.

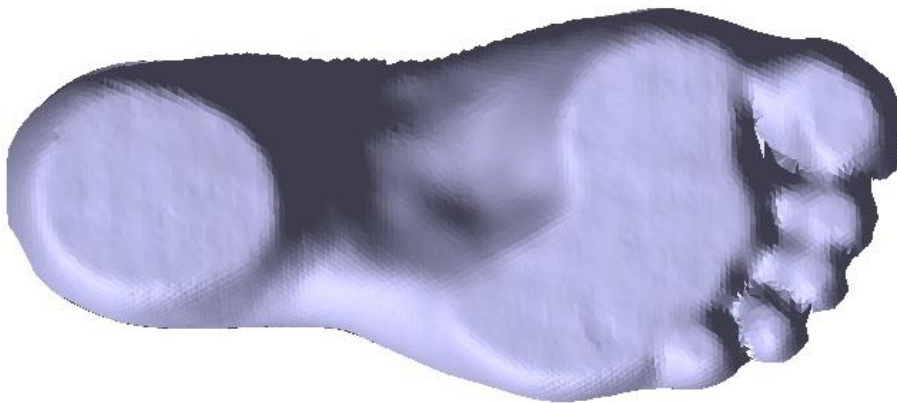


Figura 3.11 rappresentazione 3D di un'acquisizione con scanner plantare

Una volta ruotata l'immagine è possibile determinare il valore dell'arch index. Questo valore si determina rapportando l'area totale del piede, con esclusione delle dita, con l'area del mesopiede, ed è stato ricavato utilizzando un algoritmo ad hoc scritto in Matlab (Appendice A2) che in uscita restituisce anche l'immagine della pianta del piede in cui sono stati evidenziati con colori diversi le zone del retropiede, del mesopiede e dell'avampiede senza le dita. Nella figura 3.12 si mette a confronto una fotografia del piede con l'immagine della ricostruzione 3D dei dati ottenuti con lo scanner in cui sono mostrate le zone prese in considerazione per calcolare l'arch index.



Figura 3.12 aree di appoggio, elaborate dai dati ricavati con lo scanner, in tre diverse tipologie di piede

RISULTATI

A seguito di una valutazione morfologica, 26 dei 46 piedi totali analizzati sono stati classificati normali, 8 piatti e 12 cavi. Tuttavia solo 3 soggetti (2 cavi e 1 piatto) portano regolarmente plantari per la correzione di questo difetto. I piedi sono stati classificati in base alla dominanza. Con piede o gamba dominante si intende l'arto preferito per spostare un oggetto o per condurre un movimento, come un salto. Il piede dominante è, quindi, quello prescelto per un'attività, mentre quello non dominante fornisce supporto posturale e stabilizzante[17]. E' stato stimato che la maggior parte delle persone ha la dominanza verso destra e ciò è probabilmente dovuto ad un maggior sviluppo dell'emisfero cerebrale sinistro, sede della parola. La lateralità comporta un miglior sviluppo dei muscoli degli arti maggiormente usati e quindi porta un piccolo squilibrio tra le due parti.

4.1 Misure da pedana baropodometrica: cammino normale

I dati sotto esposti corrispondono ai valori calcolati dal software relativi alle immagini baropodometriche acquisite con la pedana in posizione standard. Nella tabella seguente sono riportati i valori di lunghezza e larghezza del singolo piede misurati sia con il metro che con la pedana baropodometrica.

Soggetto	Lunghezza e larghezza piede											
	Metro		Pedana baropodometrica									
	Arto Non Dominante	Arto Dominante	Arto Non Dominante	Arto Dominante								
	Lunghezza	Larghezza	Lunghezza	Dev.St.	Lunghezza	Dev.St.	Lunghezza	Dev.St.	Lunghezza	Dev.St.		
S1	23.5	9.0	23.2	9.2	24.5	1.0	9.4	1.5	23.7	0.7	8.9	0.7
S2	23.8	9.4	23.4	9.0	25.0	0.0	8.9	0.3	24.5	0.5	9.5	0.6
S3	23.4	8.4	23.3	8.2	24.7	0.6	8.6	0.5	25.0	2.0	8.9	0.5
S4	23.0	9.0	22.6	8.6	24.4	2.7	8.6	0.5	23.7	0.5	8.9	0.7
S5	22.5	8.5	22.5	8.5	23.5	0.7	8.8	0.6	24.2	1.1	9.1	1.7
S6	25.5	9.4	25.5	9.5	27.3	2.7	9.7	0.5	27.8	2.9	9.8	0.4
S7	24.6	9.3	24.4	9.4	25.1	0.6	9.4	0.6	24.8	0.8	9.6	0.6
S8	23.5	8.7	23.1	8.4	24.8	0.4	8.3	0.5	24.2	0.4	8.6	0.7
S9	25.9	9.5	26.0	9.2	27.0	0.2	9.9	0.3	27.4	1.2	10.5	1.7
S10	23.9	8.9	23.9	8.9	24.6	0.6	9.0	0.6	25.5	3.6	9.8	1.2
S11	22.0	8.7	22.1	8.9	22.7	0.6	8.1	0.8	23.2	0.6	8.5	0.6
S12	23.7	9.9	24.5	9.5	25.2	0.4	9.7	0.5	25.9	0.9	9.7	1.7
S13	23.1	9.4	23.2	9.8	25.2	2.9	9.7	0.5	24.8	0.4	9.8	0.4
S14	24.1	9.5	24.1	9.1	26.0	0.0	9.8	0.4	25.4	0.6	9.6	0.5
S15	25.6	9.8	25.5	9.9	26.0	0.2	9.3	0.5	26.6	0.5	9.2	0.6
S16	23.0	9.0	22.7	8.6	26.0	4.0	8.7	1.1	24.2	0.4	8.8	0.5
S17	24.8	9.5	24.7	9.4	25.9	0.4	9.5	0.5	26.0	0.6	10.0	0.6
S18	20.2	8.5	20.3	8.4	22.9	0.3	8.6	0.6	22.7	0.8	8.9	1.7
S19	22.4	8.3	22.4	8.1	22.7	0.5	8.1	0.5	23.3	0.7	8.3	0.9
S20	25.2	10.6	25.6	10.3	26.9	0.3	10.1	0.4	27.2	2.2	10.1	0.5
S21	26.5	10.1	26.5	10.1	27.4	1.7	10.0	0.6	27.8	0.4	10.1	0.3
S22	24.5	8.5	24.5	8.6	25.3	0.7	8.7	1.6	25.3	0.6	8.9	2.2
S23	25.2	8.3	25.3	8.3	25.3	0.5	9.1	0.8	25.2	0.8	9.6	0.5

NOTA: Piede Sinistro
Piede Destro

Tabella 4.1 lunghezza e larghezza piede

Le medie delle misure prese con il metro sono di 23.9 cm per la lunghezza e di 9.1 cm per la larghezza. I valori registrati con la pedana, invece, risultano rispettivamente di 25.1 cm e 9.2 cm.

Per ogni passo, inoltre, sono stati calcolati l'arch index, il foot progression angle e il CPEI. Nelle tabelle, divise per le diverse tipologie di piede, sono elencati i dati della media, della mediana e del valore al 25% e al 75% dell'intera distribuzione. Con la sigla D e ND ci si riferisce rispettivamente all'arto dominante e a quello non dominante.

Pedana baropodometrica Piedi NORMALI

Soggetto	Piede	Arch Index				
		Media	Dev.St.	Mediana	25%	75%
S3	ND	0.263	0.044	0.265	0.245	0.293
S3	D	0.279	0.047	0.284	0.260	0.296
S4	ND	0.222	0.052	0.217	0.196	0.249
S4	D	0.221	0.042	0.224	0.202	0.241
S5	ND	0.263	0.031	0.270	0.244	0.282
S5	D	0.271	0.023	0.274	0.257	0.289
S6	ND	0.264	0.064	0.252	0.237	0.278
S6	D	0.262	0.055	0.251	0.236	0.270
S7	ND	0.292	0.025	0.293	0.283	0.308
S7	D	0.303	0.024	0.306	0.287	0.316
S8	ND	0.237	0.037	0.236	0.205	0.253
S8	D	0.110	0.069	0.123	0.038	0.163
S9	ND	0.245	0.042	0.250	0.214	0.277
S9	D	0.279	0.024	0.279	0.265	0.287
S10	ND	0.238	0.063	0.259	0.207	0.282
S10	D	0.273	0.078	0.274	0.238	0.296
S12	ND	0.209	0.035	0.211	0.193	0.235
S12	D	0.200	0.054	0.203	0.163	0.223
S17	ND	0.241	0.033	0.240	0.209	0.270
S18	ND	0.228	0.060	0.223	0.186	0.282
S18	D	0.263	0.071	0.281	0.198	0.323
S21	ND	0.237	0.043	0.242	0.202	0.278
S21	D	0.168	0.055	0.162	0.132	0.229
S22	ND	0.211	0.046	0.210	0.182	0.244
S23	ND	0.291	0.018	0.293	0.278	0.304
S23	D	0.296	0.027	0.296	0.272	0.311

Tabella 4.2 arch index piede normale

L' arch index nei piedi normali è risultato di 0.245 (dev.st. 0.043).

Pedana baropodometrica Piedi CAVI

Soggetto	Piede	Arch Index				
		Media	Dev.St.	Mediana	25%	75%
S1	D	0.167	0.085	0.135	0.099	0.266
S1	ND	0.183	0.093	0.177	0.095	0.268
S11	ND	0.068	0.031	0.065	0.048	0.090
S11	D	0.072	0.042	0.073	0.047	0.088
S13	ND	0.103	0.093	0.074	0.060	0.107
S13	D	0.103	0.037	0.102	0.088	0.122
S14	D	0.125	0.038	0.122	0.097	0.149
S14	ND	0.143	0.043	0.143	0.110	0.160
S16	D	0.108	0.042	0.107	0.072	0.122
S16	ND	0.173	0.105	0.151	0.094	0.212
S19	ND	0.092	0.079	0.075	0.032	0.104
S19	D	0.075	0.059	0.063	0.039	0.102

Tabella 4.3 arch index piede cavo

L'arch index nei piedi cavi è risultato di 0.118 (dev.st. 0.040).

Pedana baropodometrica Piedi PIATTI

Soggetto	Piede	Arch Index				
		Media	Dev.St.	Mediana	25%	75%
S2	ND	0.262	0.039	0.273	0.239	0.287
S2	D	0.258	0.027	0.251	0.237	0.289
S15	ND	0.332	0.022	0.330	0.318	0.346
S15	D	0.319	0.014	0.321	0.313	0.327
S17	D	0.267	0.033	0.273	0.250	0.295
S20	ND	0.293	0.024	0.295	0.283	0.310
S20	D	0.316	0.030	0.309	0.302	0.326
S22	D	0.263	0.047	0.268	0.244	0.296

Tabella 4.4 arch index piede piatto

L'arch index nei piedi piatti è risultato di 0.289 (dev.st. 0.029).

Con il foot progression angle si identifica l'angolo che si forma tra l'asse del piede e la linea di progressione del passo. L'angolo si considera positivo quando la punta del piede è in abduzione rispetto alla linea mediana del corpo, mentre è negativo quando è in adduzione.

Pedana baropodometrica Piedi NORMALI

Soggetto	Piede	FPA				
		Media	Dev.St.	Mediana	25%	75%
S3	ND	-0.6	2.1	-0.6	-1.9	0.9
S3	D	6.0	2.3	5.8	4.5	8.0
S4	ND	-0.9	3.0	-1.6	-3.4	1.5
S4	D	7.4	2.6	6.9	5.7	9.6
S5	ND	7.6	2.6	7.2	5.3	9.5
S5	D	6.5	4.0	5.8	5.1	6.6
S6	ND	0.5	3.3	-0.1	-1.1	1.5
S6	D	3.0	2.4	3.0	1.6	4.2
S7	ND	9.2	2.4	8.8	7.5	10.8
S7	D	14.4	3.7	14.9	11.8	17.5
S8	ND	2.9	2.2	3.0	1.1	4.1
S8	D	5.7	2.1	5.0	4.6	7.1
S9	ND	4.6	2.6	4.3	2.2	6.6
S9	D	9.5	4.1	9.3	6.1	11.3
S10	ND	2.0	2.4	1.8	0.1	3.6
S10	D	10.9	6.7	11.4	9.4	13.5
S12	ND	0.0	2.2	0.0	-1.3	1.3
S12	D	3.9	2.7	4.0	2.3	4.7
S17	ND	10.2	3.1	10.0	8.9	12.6
S18	ND	-0.3	3.0	-0.1	-1.2	1.8
S18	D	4.3	3.9	4.3	2.0	5.1
S21	ND	2.7	2.4	2.9	0.9	4.6
S21	D	2.8	1.9	2.8	2.3	4.5
S22	ND	4.8	4.0	4.8	1.9	6.1
S23	ND	7.8	2.7	8.2	5.1	9.9
S23	D	9.7	4.8	7.5	6.6	13.3

Tabella 4.5 foot progression angle piede normale

La media dei valori del foot progression angle per i piedi normali è di 5.2 (dev.st. 4.0).

Pedana baropodometrica Piedi CAVI

Soggetto	Piede	FPA				
		Media	Dev.St.	Mediana	25%	75%
S1	D	8.7	3.8	8.3	5.5	11.2
S1	ND	6.4	3.8	4.0	5.8	7.3
S11	ND	5.7	3.2	5.6	3.5	7.5
S11	D	6.8	3.1	5.9	6.6	8.4
S13	ND	4.5	3.2	4.8	2.6	5.5
S13	D	5.5	2.5	4.0	5.4	7.8
S14	D	5.1	3.0	4.8	3.2	7.6
S14	ND	13.1	2.9	11.4	13.5	14.6
S16	D	9.6	3.2	10.0	7.6	11.7
S16	ND	1.4	3.0	-0.5	1.5	3.4
S19	ND	5.1	3.0	5.7	3.7	6.8
S19	D	10.1	4.0	7.6	10.1	12.1

Tabella 4.6 foot progression angle piedi cavi

Il foot progression angle per i piedi cavi risulta di 6.8 (dev.st 3.0).

Pedana baropodometrica Piedi PIATTI

Soggetto	Piede	FPA				
		Media	Dev.St.	Mediana	25%	75%
S2	ND	0.2	0.7	0.0	0.0	0.7
S2	D	6.8	2.2	5.4	6.6	8.5
S15	ND	13.8	1.5	14.3	12.8	14.8
S15	D	12.6	2.3	11.0	13.3	14.1
S17	D	12.6	2.7	11.1	13.2	14.7
S20	ND	2.1	2.6	2.5	0.2	3.3
S20	D	5.7	2.7	4.4	5.9	7.8
S22	D	0.8	3.7	0.0	-1.1	3.7

Tabella 4.7 foot progression angle piede piatto

Il foot progression angle per i piedi piatti risulta di 6.8 (dev.st. 5.6).

Infine, con le modalità descritte in precedenza, sono stati calcolati i valori del CPEI.

		Pedana baropodometrica Piedi NORMALI				
Soggetto	Piede	CPEI				
		Media	Dev.St.	Mediana	25%	75%
S3	ND	0.231	0.097	0.231	0.176	0.312
S3	D	0.364	0.232	0.363	0.308	0.433
S4	ND	0.202	0.094	0.210	0.171	0.252
S4	D	0.192	0.086	0.188	0.134	0.249
S5	ND	0.293	0.235	0.325	0.163	0.399
S5	D	0.199	0.142	0.245	0.142	0.292
S6	ND	0.205	0.360	0.245	0.194	0.320
S6	D	0.117	0.159	0.146	0.080	0.219
S7	ND	0.148	0.128	0.150	0.103	0.237
S7	D	0.245	0.402	0.216	0.122	0.343
S8	ND	0.433	0.758	0.297	0.229	0.331
S8	D	0.270	0.155	0.241	0.174	0.311
S9	ND	0.203	0.128	0.195	0.128	0.268
S9	D	0.422	0.239	0.405	0.234	0.595
S10	ND	0.077	0.109	0.095	0.044	0.125
S10	D	-0.087	0.569	0.057	-0.112	0.152
S12	ND	0.292	0.055	0.303	0.269	0.316
S12	D	0.275	0.338	0.186	0.110	0.264
S17	ND	0.276	0.223	0.299	0.226	0.344
S18	ND	0.284	0.154	0.275	0.196	0.357
S18	D	0.125	0.485	0.182	0.131	0.310
S21	ND	0.234	0.216	0.215	0.164	0.281
S21	D	0.272	0.055	0.269	0.228	0.304
S22	ND	0.075	0.266	0.147	0.053	0.188
S23	ND	0.230	0.214	0.222	0.129	0.269
S23	D	0.246	0.349	0.218	0.173	0.321

Tabella 4.8 CPEI piede normale

Il valore della media del CPEI per il piede normale è di 0.224 (dev.st. 0.168).

I valori della media del CPEI per i piedi cavi e per i piedi piatti risulta rispettivamente di 0.130 (dev.st. 0.075) e di 0.228 (dev.st.0.087).

Pedana baropodometrica Piedi CAVI

Soggetto	Piede	CPEI				
		Media	Dev.St.	Mediana	25%	75%
S1	D	0.168	0.184	0.119	0.035	0.327
S1	ND	0.185	0.148	0.177	0.107	0.285
S11	ND	0.063	0.128	0.055	0.012	0.117
S11	D	0.126	0.227	0.098	0.000	0.168
S13	ND	0.042	0.162	0.069	-0.058	0.148
S13	D	0.103	0.094	0.106	0.049	0.159
S14	D	0.222	0.208	0.259	0.207	0.283
S14	ND	0.015	0.665	0.192	0.106	0.248
S16	D	0.253	0.327	0.261	0.084	0.437
S16	ND	0.200	0.172	0.160	0.111	0.253
S19	ND	0.070	0.117	0.078	-0.031	0.139
S19	D	0.108	0.269	0.144	-0.059	0.212

Tabella 4.9 CPEI piede cavo

Pedana baropodometrica Piedi PIATTI

Soggetto	Piede	CPEI				
		Media	Dev.St.	Mediana	25%	75%
S2	ND	0.100	0.068	0.078	0.044	0.142
S2	D	0.144	0.182	0.146	0.132	0.273
S15	ND	0.252	0.298	0.243	0.069	0.346
S15	D	0.225	0.381	0.219	0.164	0.401
S17	D	0.305	0.245	0.289	0.192	0.387
S20	ND	0.276	0.080	0.279	0.239	0.326
S20	D	0.359	0.168	0.342	0.301	0.402
S22	D	0.166	0.076	0.175	0.103	0.211

Tabella 4.10 CPEI piede piatto

La letteratura riporta dei range di valori del CPEI diversi per ogni tipologia di piede. In particolare il CPEI percentuale, calcolato per un uomo, presenta per un piede cavo valori dal 22.5 ÷ 43.7, per un piede normale valori dal 9.4 ÷ 22.4 e per un piede piatto da -25.3 ÷ 9.3 [13].

4.2 Misure da scanner plantare: arch index

I valori dell'arch index calcolati a partire dall'immagine tridimensionale del piede sono stati raccolti nella tabella 4.11.

Scanner plantare 3D		
Soggetto	Arch Index	
	Arto Non Dominante	Arto Dominante
S1	0.165	0.153
S2	0.277	0.237
S3	0.259	0.232
S4	0.230	0.228
S5	0.235	0.245
S6	0.242	0.214
S7	0.295	0.255
S8	0.276	0.224
S9	0.257	0.253
S10	0.246	0.266
S11	0.174	0.151
S12	0.220	0.218
S13	0.067	0.039
S14	0.207	0.153
S15	0.362	0.328
S16	0.218	0.183
S17	0.243	0.294
S18	0.237	0.225
S19	0.245	0.210
S20	0.296	0.300
S21	0.267	0.236
S22	0.296	0.316
S23	0.238	0.229
NOTA:	Piede Sinistro	
	Piede Destro	

Tabella 4.11 arch index scanner

Il valore medio dell'arch index per l'arto dominante risulta di 0.226 (dev.st. = 0.062), mentre per l'arto non dominante di 0.241 (dev.st. = 0.056).

4.3 Confronto tra le misure

Le misure ricavate con la pedana di pressione descrivono il piede sia da un punto di vista morfologico che funzionale. Con un solo strumento, perciò, abbiamo ricavato alcuni parametri che permettono di caratterizzare in modo univoco un determinato

pie. Per stimare la correttezza di questi valori li confrontiamo con alcune misurazioni dirette. Per quanto riguarda la morfologia del piede, in particolare la lunghezza e la larghezza del piede, i valori della pedana baropodometrica si discostano da quelli presi con il metro rispettivamente di +1.2 cm (5% sulla lunghezza) e di +0.1 cm (1% sulla larghezza). Questi dati sono stati ottenuti facendo la media delle differenze tra i valori della pedana e quelli misurati con il metro per ogni soggetto

Per quanto riguarda l'arch index, i valori mediani della pedana si discostano da quelli ricavati con lo scanner 3D di -0.022 per il piede non dominante e di -0.009 per il piede dominante. Il segno meno indica che i valori misurati con i dati pressori della pedana sono inferiori rispetto a quelli ricavati con lo scanner 3D. Se confrontiamo graficamente le immagini plantari ricavate con i due diversi metodi, è possibile notare che entrambe le valutazioni rispettano con buona approssimazione le curve e le forme dell'immagine fotografica dell'impronta plantare.



Figura 4.1 confronto tra immagine plantare ricavata con la pedana baropodometrica (sinistra) e lo scanner 3D (destra)

4.4 Effetto della rotazione della pedana sul FPA

Sono stati elaborati i dati pressori corrispondenti ad ogni rotazione della pedana. Le medie del FPA relativi al piede destro e a quello sinistro sono state uniformate e raccolte in un unico vettore. Il grafico mostra la differenza tra i valori del FPA ottenuti con la pedana ruotata e quelli ricavati dai valori pressori della pedana in posizione standard; in particolare i dati in posizione standard rappresentano lo zero della scala delle ordinate. Non sono presenti i dati a $\pm 45^\circ$ perché dati pressori eccessivamente ruotati rispetto al sistema di riferimento della pedana non sono stati correttamente valutati dal software.

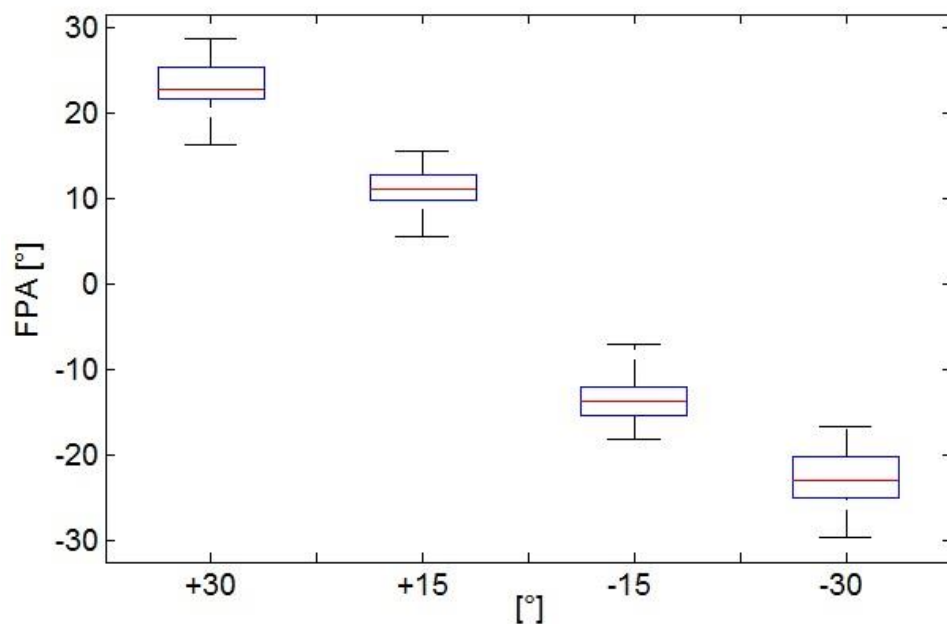


Grafico 4.1 variazione del FPA in rapporto alla rotazione della pedana

Il metodo di rappresentazione grafica utilizzato per descrivere la distribuzione dei valori del FPA è il box-plot. Il rettangolo spazia dal valore minimo a quello massimo, in particolare è delimitato dal primo e dal terzo quartile e ed è diviso al suo interno dalla mediana. Il grafico mostra come ad una rotazione oraria o antioraria della pedana corrispondano variazioni del FPA simmetriche rispetto all'origine. Perciò il verso con cui viene ruotata la pedana è influente sul valore assoluto di FPA. Inoltre evidenzia come ad una rotazione di $\pm 15^\circ$ e $\pm 30^\circ$ corrisponda un valore medio del FPA nell'intorno di $\pm 12^\circ$ e di $\pm 23^\circ$.

4.5 Effetto della prono-supinazione sul CPEI

Con i dati pressori delle camminate prone e supine sono stati elaborati i valori del CPEI per ogni soggetto. Questi valori sono stati raccolti in 2 vettori contenenti indistintamente il dato dell'arto dominante e non dominante. In questo grafico si mostra il valore del CPEI in relazione al tipo di camminata. Con neutro si intende la camminata normale.

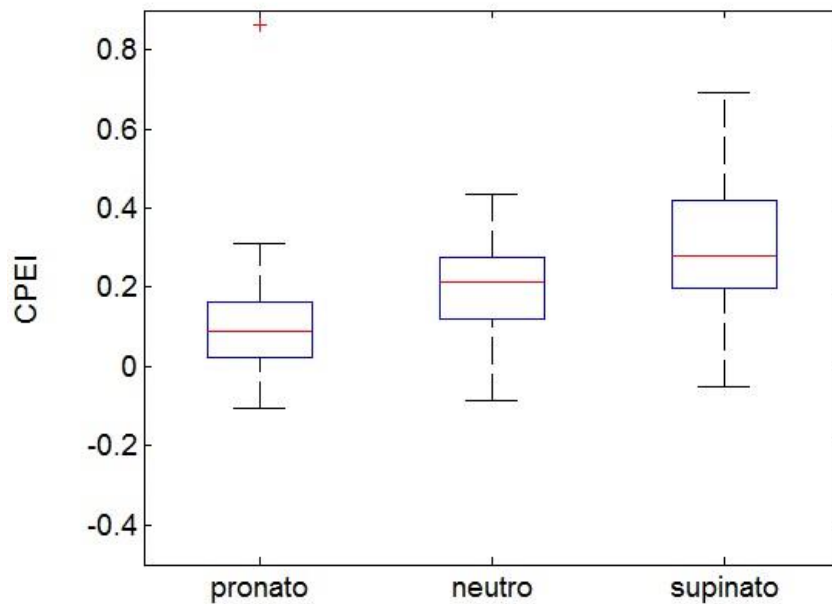


Grafico 4.2 variazione del CPEI in relazione al tipo di camminata

In questo grafico si evidenzia, in accordo con la letteratura, che una camminata prona coincide con un valore del CPEI più basso, mentre ad una camminata supina corrisponde un valore più alto. In accordo con i risultati ottenuti, alla camminata prona corrisponde una traiettoria del centro di pressione più mediale che determina un abbassamento del CPEI. Al contrario nella camminata supina, caratterizzata da una lateralizzazione del centro di pressione, il CPEI aumenta.

DISCUSSIONE

La pedana baropodometrica può essere utilizzata per stimare parametri morfologici e funzionali del piede utili alla diagnosi e alla valutazione di patologie e deformità dell'arto inferiore. E' uno strumento di grande supporto all'analisi clinica perché permette di quantificare in termini numerici oggettivi le caratteristiche del piede, e di evidenziare le aree di carico, e di sovraccarico, durante il cammino. Lo scanner plantare 3D, d'altronde, è in grado di descrivere la morfologia tridimensionale del piede in modo accurato.

Lo scopo di questo progetto era quello di determinare la validità e l'accuratezza di alcune misure morfologiche e funzionali del piede ottenute con una pedana baropodometrica a basso costo basata su tecnologia resistiva. 23 soggetti giovani (46 piedi) senza patologie o deformità gravi del piede sono stati reclutati nello studio al fine di testare le misure del piede ottenute con la pedana.

La pedana utilizzata è formata da una matrice di 2304 sensori resistivi di 1 cm^2 ed è caratterizzata da una frequenza massima di campionamento di 50 Hz. Queste caratteristiche tecniche sono inferiori a quelle considerate ottimali per la misura delle pressioni plantari durante il cammino (4 sensori capacitivi/ cm^2 , 100 Hz). Per determinare la validità di alcuni parametri morfologici e funzionali del piede stimati con la pedana, questi sono stati confrontati con le misure ottenute con strumenti considerati più accurati.

La lunghezza del piede stimata dalla pedana risulta sovrastimata di 1.2 cm (5% della lunghezza totale) rispetto alla misura effettuata con il metro, mentre la larghezza di 0.1 cm (1% della larghezza totale). Questo fatto può essere giustificato dallo scivolamento in avanti del piede durante il cammino a causa del rotolamento del retropiede in fase di appoggio e a quello dell'avampiede in fase di spinta. Inoltre, a causa della bassa

risoluzione spaziale della pedana, era stato stimato un errore intrinseco nelle misure della lunghezza e della larghezza del piede di circa 2 cm.

I valori dell'arch index, calcolati con la pedana, presentano valori diversi a seconda del gruppo morfologico di appartenenza. Analogamente a quanto riportato in letteratura, i piedi cavi analizzati in questo studio erano associati a valori inferiori dell'arch index (0.118 ± 0.040), mentre i piedi piatti a valori superiori (0.289 ± 0.029). I piedi normali presentavano valori intermedi tra i due (0.245 ± 0.043). Questi risultati sono stati messi in relazione con i valori calcolati con lo scanner plantare 3D. In particolare l'arch index elaborato con i dati della pedana presenta valori inferiori del 10% per i piedi non dominanti e del 4% per i piedi dominanti. La differenza delle misure di arch index tra pedana e scanner plantare può essere dovuto a due possibili cause. Da una parte la bassa risoluzione della pedana, dall'altra la differenza nella modalità di carico del piede. In particolare la misura effettuata con lo scanner plantare 3D è effettuata con il piede in posizione statica, mentre l'arch index stimato dai dati pressori è ottenuto in una fase dinamica di appoggio del piede durante un passo. Ciò comporta una diversa attività muscolare a livello dell'arto inferiore e nei muscoli intrinseci del piede che influenza e modifica la posizione relativa dei segmenti ossei e dell'arco plantare. Sarebbe più corretto definire l'arch index ottenuto con la pedana come "arch-index dinamico", mentre quello ottenuto con lo scanner plantare come "arch-index statico".

Il valore dell'arch index del piede non dominante misurato con lo scanner 3D è risultato inferiore a quello dominante di 0.016. Questo risultato sembra essere in accordo con uno studio del 2006 in cui, su 145 soggetti, si è rilevato un incremento del valore dell'altezza dell'arco plantare nei piedi dominanti, rispetto a quelli non dominanti [23]. Un arco plantare più arcuato determina un appoggio minore della parte mediale del piede, che a sua volta causa una diminuzione del valore dell'arch index. Questo può essere dovuto ad una maggior attivazione dei muscoli della gamba dominante rispetto a quella non dominante.

Il valore medio del FPA in condizioni standard è compatibile con il range di normalità di questo parametro. Con la pedana ruotata rispettivamente di $\pm 15^\circ$ e di $\pm 30^\circ$, il FPA si aggira intorno a $\pm 12^\circ$ e $\pm 23^\circ$. Da un punto di vista teorico, ad una rotazione della pedana sarebbe dovuto corrispondere un valore equivalente di FPA calcolato. In questa valutazione il dato ottenuto, pur essendo ammissibile e in linea con la rotazione della pedana, è leggermente inferiore rispetto al valore atteso. Oltre alla bassa risoluzione

spaziale dei sensori della pedana, si aggiunge un possibile errore nel posizionamento manuale della pedana nella giusta angolazione. Un corretto protocollo avrebbe dovuto prevedere il mascheramento dell'inclinazione della pedana affinché questa non influenzasse il passo del soggetto.

I valori del CPEI ottenuti per le tre morfologie di piede esaminate in questo studio, sono risultati leggermente diversi dalla classificazione trovata in letteratura. I piedi cavi hanno mostrato un CPEI più basso (0.130 ± 0.075) rispetto ai piedi normali (0.224 ± 0.168), mentre i piedi piatti hanno mostrato un CPEI (0.228 ± 0.087) più elevato rispetto ai piedi normali. E' importante sottolineare, a parziale giustificazione della discrepanza rilevata con le soglie di classificazione riportate la letteratura, che i piedi reclutati all'interno di questo studio non sono stati raggruppati secondo dei metodi di valutazione clinici, ma solo rispetto alle caratteristiche morfologiche del piede. In tutti i piedi analizzati in questo studio, il CPEI è stato in grado di distinguere una camminata con il piede forzatamente in pronazione rispetto ad una in posizione normale e ad una con il piede forzatamente in supinazione. Quindi, nonostante il numero esiguo di sensori e la bassa frequenza di campionamento, la traiettoria del centro di pressione, ed il CPEI, possono essere calcolati con sufficiente precisione dalla pedana utilizzata in questo studio.

In conclusione, la pedana baropodometrica a sensori resistivi utilizzata in questo studio si è mostrata in grado di valutare correttamente alcune misure della morfologia e della funzionalità del piede. Pur non essendo precisa nel determinare la distribuzione delle pressioni massime, la pedana si è dimostrata sufficientemente accurata nella stima delle dimensioni del piede, delle aree di appoggio e di alcune caratteristiche funzionali. Tutte queste informazioni possono essere utilizzate per disegnare ortesi plantari su misura che rispondono contemporaneamente ad esigenze di conformità geometrica e funzionale.

APPENDICE A

Appendice A1

```
function [ vertices ] = ruota( vertices )
%Questa funzione prende in ingresso i punti dei vertici dei
triangoli di %un file .stl in uscita ad uno scanner plantare 3D, ne
individua 3 punti %nellapianta e li orienta in modo che il piano
della pianta si su XY e %l'altezza sulle Z positive

massimi= max(vertices);
minimi = min(vertices);

%avampiede
rangex = range (vertices(:,1)); %cerco punti dell'avampiede (1/4
lunghezza totale sulle x)
quarto= rangex/4;
val= massimi(1,1) - quarto;
i= find (abs (val - vertices(:,1))< 10);

minz= min (vertices(i,3)); %cerco i punti in cui le z sono minori
(punti pianta)
ava= find (abs(minz - vertices(i,3))< 1); %risulta
vertices(i(ava),3)

maxy=vertices(i(ava(1)),2); %cerco i valori massimi e minini
dell'avampiede lungo y
miny= vertices(i(ava(1)),2);
lunghezza = length (ava);

for in=1:lunghezza
    if (vertices(i(ava(in)),2)>maxy)
        maxy= vertices(i(ava(in)),2);
    end
    if (vertices(i(ava(in)),2)<miny)
        miny= vertices(i(ava(in)),2);
    end
end
centroy= (maxy + miny)/2;

%cerco i valori della pianta al centro dell'avampiede
indice= find (abs( centroy - vertices(i(ava(:)),2)) < 2.5);
avampcentro= [vertices(i(ava(indice(1))),1),
vertices(i(ava(indice(1))),2),vertices(i(ava(indice(1))),3)];
```

```

%cerco i valori della pianta in un secondo punto dell'avampiede
rangey= centroy - miny;
uno= centroy - (rangey/2);
indice= find (abs( uno - vertices(i(ava(:)),2)) < 2.5);
avamplat= [vertices(i(ava(indice(1))),1),
vertices(i(ava(indice(1))),2),vertices(i(ava(indice(1))),3)];

%retropiede
val= minimi(1,1) + quarto;
i= find (abs (val - vertices(:,1))< 10);

minz= min (vertices(i,3)); %cerco i punti in cui le z sono minori
(punti pianta)
piantatal= find (abs(minz - vertices(i,3))< 1); %risulta
vertices(i(piantatal),3)

%cerco i valori massimi e minini del tallone lungo y
maxy=vertices(i(piantatal(1)),2);
miny= vertices(i(piantatal(1)),2);
lunghezza = length (piantatal);
for in=1:lunghezza
    if (vertices(i(piantatal(in)),2)>maxy)
        maxy= vertices(i(piantatal(in)),2);
    end
    if (vertices(i(piantatal(in)),2)<miny)
        miny= vertices(i(piantatal(in)),2);
    end
end
centroy=(maxy + miny)/2;

indice= find (abs( centroy - vertices(i(piantatal(:)),2)) < 2.5);
%cerco i valori nel tallone che si trovano al centro
tallone= [vertices(i(piantatal(indice(1))),1),
vertices(i(piantatal(indice(1))),2),vertices(i(piantatal(indice(1))),
,3)];

%cerco matrice di rotazione
assex= (avampcentro - tallone) / (norm(avampcentro-tallone));
if (avamplat(1,2)>= avampcentro(1,2))
    assezz= cross (avampcentro - tallone, avamplat - avampcentro);
else
    assezz= cross (avampcentro - tallone, avampcentro- avamplat);
end
assez= assezz / norm(assezz);
asseyy= cross (assex, assez);
assey = asseyy / norm(asseyy);

A= [assex; assey; assez]
B= [ 1 0 0; 0 1 0; 0 0 1];
rot = A/B;

vertices= (rot * vertices)';

end

```

Appendice A2

```
function [ archindex ] = archindex( vertices, faces )
%Questa funzione, data in ingresso la matrice che contiene i punti
dei
%vertici che compongono la struttura tridimensionale del piede, per-
mette di
%calcolarne l'arch index

indice= find (vertices(:,3)> min(vertices(:,3))+20);
vertices(indice,:)= NaN;

indice = find (abs(min(vertices(:,3)) - vertices(:,3)) < 1);
pianta = vertices (indice,:);
indice= find(pianta(:,1)<(min(pianta(:,1))+ 2*(range(pi-
anta(:,1))/3)));
puntomedio= (max(pianta(:,2))+ min(pianta(:,2)))/2;
pianta(indice,:)= NaN;
indice = find (abs(puntomedio - pianta(:,2))< 2);

a= sort(pianta(indice),1);
lunghezza= length (a);

for i=1:(lunghezza-1) %trovo il primo punto che appartiene alle
dita
if a(i+1)- a(i) > 5 break
end
end

indice= find (vertices(:,1)> a(i)); %elimino tutti i punti che cor-
rispondono alle dita
vertices(indice,:)= NaN;

figure(2)
patch ('vertices', vertices, 'faces', faces, 'FaceColor', [0.8 0.8
1.0],
      'EdgeColor',      'none',      ...
      'FaceLighting',   'gouraud',   ...
      'AmbientStrength', 0.15);
camlight('headlight');
material('dull');

indextot= find (abs(min(vertices(:,3)) - vertices(:,3)) < 1);
%trovo l'area della pianta
areatot= length(indextot);

terzo= range (vertices(indextot,1))/3;
sotto= min (vertices (indextot,1)) + terzo;
sopra= max(vertices(indextot,1))-terzo;

tester= vertices(indextot,:);
indice= find (tester(:,1) < sotto);
tester (indice,:)= NaN;
indice= find( tester(:,1) > sopra);
tester (indice,:) = NaN;
```

```

indexmedio = find (abs(min(vertices(:,3))- tester(:,3)) < 1);
%trovo l'area del mesopiede
areameso= length (indexmedio);
vertices= vertices (indextot,:);
vertices(indexmedio,:) = NaN;

figure(1)
scatter3 (vertices(:,1), vertices(:,2), vertices(:,3), 80, [0.1 0.6
0.7] , 'MarkerFaceColor', 'flat')
hold on;
scatter3 (tester(indexmedio(:,1)), tester(indexmedio(:,2)),
tester(indexmedio(:,3)), 80, [0.3 0.9 0.3], 'MarkerFaceColor',
'flat')

archindex= areameso/areatot;
end

```

BIBLIOGRAFIA

1. Merton L. Root, W. P.
Normal and abnormal function of the foot, volume II.
Clinical Biomechanics Corporation. 1977
2. Perry, J.
Gait Analysis: Normal and Pathological Function.
Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated. 1992
3. Abdul Razak, Abdul Hadi, et al.
Foot plantar pressure measurement system: a review.
Sensors 12.7. 2012
4. Cavanagh PR, Rodgers MM, Iiboshi A.
Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing.
Foot Ankle. 1987
5. A.B. Putti, G.P. Arnold, L.A. Cochrane, R.J. Abboud.
Normal pressure values and repeatability of the Emed® ST4 system.
Gait & Postur. 2008
6. Joshua Burns, Jack Crosbie, Adrienne Hunt, Robert Ouvrier.
The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure.
Clinical Biomechanics. 2005
7. McCrory, M.J. Young, A.J.M. Boulton, P.R. Cavanagh
Arch index as a predictor of arch height.
The Foot, 1997
8. Peter R. Cavanagh, Mary M. Rodgers.
The arch index: A useful measure from footprints.
Journal of Biomechanics, 1987
9. Ledoux WR, Hillstrom HJ.
The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus

feet.

Gait Posture. 2002

10. Song J, Hillstrom HJ, Secord D, Levitt J.
Foot type biomechanics. Comparison of planus and rectus foot types.
J Am Podiatr Med Assoc. 1996
11. Margo N Orlin and Thomas G McPoil
Plantar Pressure Assessment
PHYS THER, 2000
12. Giacomozzi, Claudia.
Potentialities and criticalities of plantar pressure measurements in the study of foot Biomechanics: devices, methodologies and applications.
foot. 2011
13. Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT.
Association of planus foot posture and pronated foot function with foot pain: the Framingham foot study.
Arthritis Care Res (Hoboken). 2013
14. Macellari V, Giacomozzi C.
Multistep pressure platform as a stand-alone system for gait assessment.
Med Biol Eng Comput. 1996
15. Telfer S, Woodburn J.
The use of 3D surface scanning for the measurement and assessment of the human foot.
J Foot Ankle Res. 2010
16. Lugade V, Kaufman K.
Center of pressure trajectory during gait: a comparison of four foot positions.
Gait Posture. 2014
17. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H.
Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review.
Gait Posture. 2000
18. A. Bryant, P. Tinley, K. Singer.
Plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet.
The Foot, September 1999
19. Schmiegel, Andreas, et al.
Assessment of foot impairment in rheumatoid arthritis patients by

dynamic pedobarography.

Gait & posture 27.1. 2008

20. Duckworth T, Boulton AJ, Betts RP, Franks CI, Ward JD.
Plantar pressure measurements and the prevention of ulceration in the diabetic foot.
J Bone Joint Surg Br. 1985
21. Yamamoto, Haruyasu, et al.
Forefoot Pressures During Walking in Feet Afflicted With Hallux Valgus.
Clinical orthopaedics and related research. 1996
22. William R. Ledoux, Jane B. Shofer, Jessie H. Ahroni, Douglas G. Smith, Bruce J. Sangeorzan, Edward J. Boyko
Biomechanical Differences Among Pes Cavus, Neutrally Aligned, and Pes Planus Feet in Subjects with Diabetes
Foot Ankle Int November 2003
23. Zifchock RA, Davis I, Hillstrom H, Song J.
The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness.
Foot Ankle Int. 2006
24. Jason Crane
Internal rotational deformities of the lower limb
Faculty of Health sciences, Stellenbosch University, 2008
25. Pataky TC, Caravaggi P, Savage R, Parker D, Goulermas JY, Sellers WI, Crompton RH.
New insights into the plantar pressure correlates of walking speed using pedobarographic statistical parametric mapping (pSPM).
J Biomech., 2008

RINGRAZIAMENTI

Innanzitutto vorrei ringraziare l'ing. Alberto Leardini e tutti gli ingegneri del Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, per avermi accolto nel loro gruppo e avermi permesso di sperimentare e capire l'importanza della ricerca. Un ringraziamento speciale va all'ing. Paolo Caravaggi che, con il suo spiccato spirito critico, mi ha fatto comprendere la necessità di investigare e di cercare sempre domande a cui dare risposta. Inoltre lo ringrazio per la pazienza con cui mi ha corretto, seguito e insegnato.

Ringrazio le 23 persone che mi hanno dedicato un'ora del loro tempo e mi hanno permesso di fare questo studio. Perciò un sentito grazie va ad Alessia, Silvia, Veronica, Carlotta, Giulia, Tiziana, Loredana, Chiara, Emanuela, Edoardo, Laura, Ilaria, Francesco, Matteo, Gianfranco, Gabriella, Matteo, Valentina, Carlotta, Paolo, Federica e Maurizio.

Questa triennale è stata una vera sfida e sarebbe stata ancora più dura se non ci fossero state le compagne dell'università, Laura, Francesca, Ilaria e Maila, che devo ringraziare per essere state un'ottima motivazione per affrontare la sveglia mattutina. Un grosso grazie va agli "amici della mediateca", che mi hanno reso le interminabili ore sui libri più divertenti. Un immenso ringraziamento va a "C'era una volta...Ibiza", le amiche di una vita, le ancore su cui posso sempre contare, le persone che in qualunque momento saranno presenti. Grazie per esserci e per supportarmi sempre.

E grazie a Chiara, che in questi anni mi è stata vicina nei momenti più difficili e mi ha dato la forza di affrontarli nel migliore dei modi. Grazie per le tue parole di conforto, ma anche per i tuoi ammonimenti. Sei la mia sorella maggiore, e lo dimostri sempre.

Infine il ringraziamento più importante va alla mia famiglia, Tiziana, Marco, Matteo, Maria e Augusto. A loro dedico questa vittoria, perché sono stati coloro che mi hanno permesso di intraprendere questo percorso. Grazie per avermi reso quella che sono e grazie perché nel bene e nel male non potrei desiderare famiglia migliore.