

**UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA**



**FACOLTA' DI INGEGNERIA**

**ANALISI DELLA CONFIGURAZIONE DI PLANTARI  
IN RELAZIONE ALLA CARATTERIZZAZIONE  
BIOMECCANICA DEL PIEDE**

Relatore: Ch.mo Prof. ARTURO N. NATALI

Correlatore: Ing. Chiara Venturato

Laureanda: VALENTINA TICCINELLI

**Corso di laurea triennale in Ingegneria Biomedica**

Anno Accademico 2009/2010



# Indice

---

## **1. Istologia e anatomia funzionale del piede e loro modifiche in seguito all'insorgere di patologie**

1.1. Istologia dei tessuti della regione plantare del piede .....	2
1.2. Anatomia funzionale del piede .....	7
1.2.1. Struttura ossea e legamentosa .....	7
1.2.2. Struttura muscolare .....	15
1.2.3. Meccanica delle articolazioni .....	18
1.3. Patologie che possono variare la funzionalità biomeccanica del piede e definizione di tali variazioni .....	23
1.3.1. Il piede piatto .....	23
1.3.2. Il piede cavo .....	26
1.3.3. L'alluce valgo .....	28
1.3.4. Il piede artrosico: .....	30

## **2. Il piede diabetico**

2.1. Patologie che costituiscono il "piede diabetico" .....	31
2.1.1. Il piede neuropatico .....	31
2.1.2. Il piede di Charcot .....	33
2.1.3. Il piede ischemico .....	34
2.2. Perdita di proprietà meccaniche dei tessuti molli della pianta del piede .....	35
2.3. Ipotesi sul legame tra piede diabetico ed aumento delle pressioni plantari .....	40

## **3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti dal piede diabetico**

3.1. Geometrie caratterizzanti i plantari .....	54
3.2. Definizione dei materiali maggiormente utilizzati allo scopo di minimizzare gli effetti del piede diabetico .....	70
3.2.1. E.V.A. ....	74
3.2.2. Materiali usati come interfaccia tra plantare e tessuti biologici .....	75

#### **4. Analisi delle pressioni plantari**

4.1.Pressioni normali.....	81
4.1.1. Metodologie per la loro valutazione.....	82
4.1.1. Risultati presenti in letteratura.....	89
4.1.3. Confronto tra i valori proposti per piede sano e per piede diabetico.....	94
4.2.Sforzi tangenziali.....	96
4.2.1. Metodologie per la loro valutazione.....	97
4.2.2. Risultati presenti in letteratura.....	106
4.2.4. Un approccio innovativo .....	112

#### **5. Analisi della variazione delle pressioni plantari in seguito all'uso di specifiche geometrie e materiali**

5.1. Evidenze sperimentali da letteratura .....	116
5.2. Valutazione della modellazione solida dell'interazione piede-plantare.....	121
5.2.1. Modello del piede 3D agli elementi finiti sviluppato da J.T. Cheung (2003) .....	125
5.2.2. Il modello di Weng-Pin Chen et al. (2003) .....	129
5.2.3. Il modello di Jason Tak-Man Cheung e Ming Zang (2005).....	135
5.2.4. Applicazioni cliniche della simulazione numerica di piede e caviglia (2007) ....	139

#### **6. Conclusioni.....149**

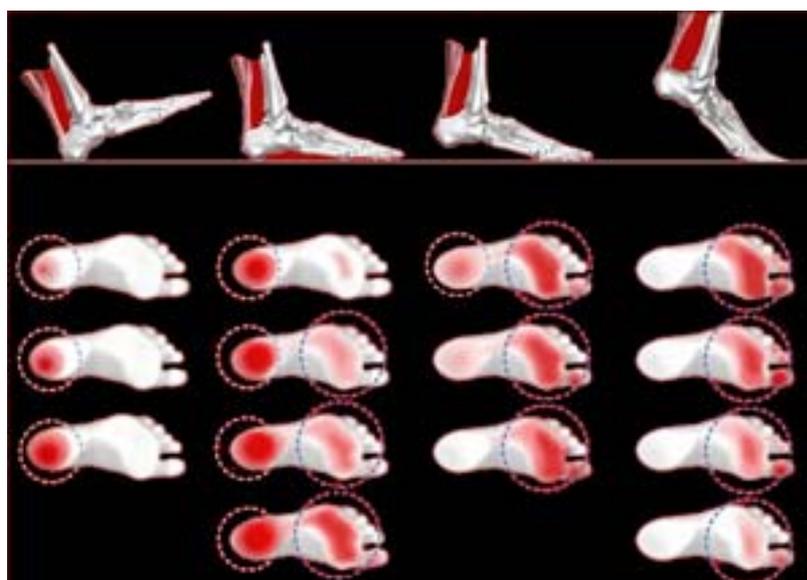
#### **Bibliografia.....153**

## 1. Istologia e anatomia funzionale del piede e loro modifiche in seguito all'insorgere di patologie

---

Il piede è una struttura altamente specializzata ed ha diverse caratteristiche che sono peculiari della specie umana. Presenta molte analogie strutturali con la mano, ma essa non è così specializzata in termini di anatomia macroscopica. Attraverso l'evoluzione, il piede ha modificato la sua struttura perdendo le funzionalità prensili (come l'opponibilità del primo dito), e sviluppando una complessa funzionalità antigravitaria, intesa come attitudine al controllo delle forze ambientali, tra le quali primeggia appunto la gravità. Nella stazione eretta e nella camminata il piede svolge infatti la tripla funzione di interfaccia informativa con l'ambiente, di base di appoggio attraverso la quale viene scaricato l'intero peso del corpo e di leva per mezzo della quale viene respinto il suolo. Il piede infatti non è solamente un organo deputato al movimento: è un organo complesso che esplica la sua funzione fornendo informazioni al cervello sotto forma di sensazioni e ricevendo da questo ordini motori. Il controllo che regola il contrasto tra funzione recettoriale e funzione effettrice, ne fa alternare le condizioni di rilasciamento e irrigidimento. Nella prima, tramite i recettori sensoriali sparsi su tutta la sua superficie, il piede si "informa" delle caratteristiche del suolo. Le terminazioni nervose percepiscono la temperatura e la morfologia del terreno su cui camminiamo, la pressione esercitata sul piede e le sollecitazioni che provocano dolore su di esso. I movimenti, piccoli e grandi, che costituiscono la deambulazione sono la conseguenza di ordini provenienti dal cervello, che provvede a muovere in sincronia i muscoli del piede, facendoli contrarre o rilasciare in funzione della necessità. Viene da se che funzioni così complesse necessitino di una forte precisione strutturale. La connessione intersegmentaria del piede e, conseguentemente, la tutela della integrità della struttura podalica, sono compiti delle formazioni legamentose ed aponevrotiche, nonché di quelle muscolari. Disfunzioni o deformazioni di queste delicate "impalcature", compromettono pesantemente l'efficienza e la funzionalità di questo meccanismo (descritto in dettaglio in seguito), modificando drammaticamente l'ultimo anello della catena antigravitaria: la distribuzione delle pressioni a livello plantare. Inoltre le anomalie strutturali sono anche di ostacolo alla ricezione corretta della stimolazione

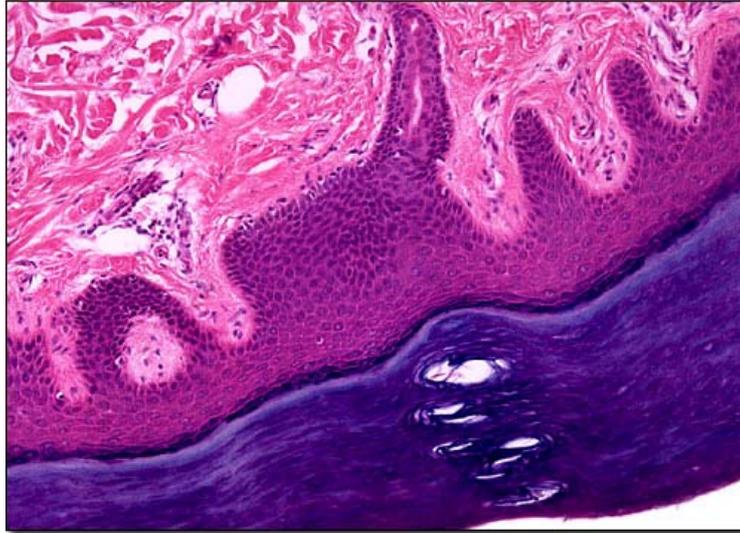
ambientale: il funzionamento dei recettori gravitari risulta alterato, essendo anomali la disposizione dei tessuti che li ospitano. Ciò compromette il meccanismo antigravitario a monte della forma che il piede riceve istruzione di assumere: captando stimolazioni parziali o scorrette e inviandole al cervello, il piede assume conformazioni o esegue movimenti non adatti alla reale situazione ambientale in cui si trova. Un classico esempio, che anticipa un argomento trattato in seguito, è quello del piede neuropatico: il soggetto, avendo una parziale o assente ricezione nervosa, non si rende conto che i movimenti che sta eseguendo per camminare, o la postura che fa assumere al piede, gli stanno procurando ferite a livello plantare. È evidente quindi la fondamentale importanza di ricorrere a dispositivi che impediscano la formazione di picchi pressori nel caso di neuropatie, o che prevengano o correggano le anomalie dell'appoggio plantare e quindi posturali.



**Figura 1.0** Immagine indicativa della distribuzione delle pressioni a livello plantare durante le fasi del passo

### 1.1. Istologia dei tessuti della regione plantare del piede

L'interfaccia tra il piede e il suolo è costituita da tessuti specializzati nel sopportare i pesanti scambi di forze tra le due parti rigide (ossa e suolo).



**Figura 1.1** Sezione di tessuto epiteliale della pianta del piede

Deformandosi elasticamente, questi sono in grado di ammortizzare le tensioni locali che si sviluppano nei punti di contatto con il terreno, e di conservare la loro integrità.

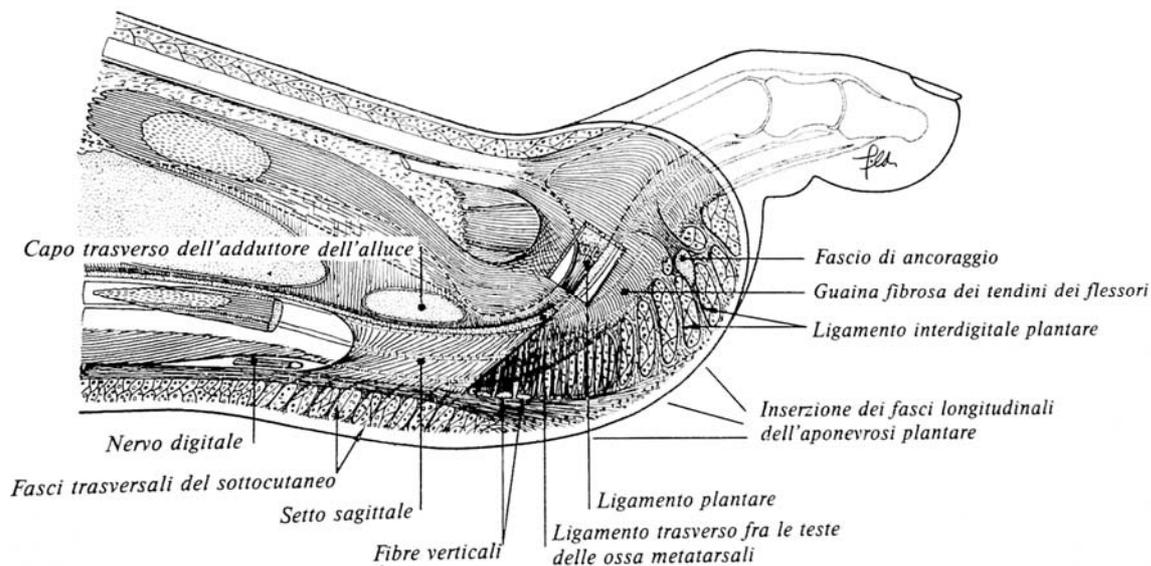
La pelle del piede è simile a quella della mano, ma molto più spessa. Lo strato più esterno è costituito da un epitelio cheratinizzato fortemente cornificato (figura 1.1). I numerosi strati di cellule dell'epidermide, infatti, si riproducono continuamente spostandosi verso livelli più esterni, formando numerosi strati e garantendo un costante ricambio. Superficialmente si presentano quindi più strati di cellule morte, prive di nucleo e ridotte a piastre appiattite e strettamente ancorate alla matrice proteica. Nelle zone soggette a maggior carico, cioè in corrispondenza del tallone e della testa del primo metatarso, lo strato esterno di cheratina ha uno spessore maggiore di quello di tutte le altre zone del corpo. L'epidermide non contiene vasi sanguigni e viene nutrita per diffusione. Una membrana basale la lega al derma che risulta costituito da tessuto connettivo, con funzione di ammortizzatore per i traumi meccanici della pelle. Il derma ospita molte terminazioni nervose di tipo mecano-recettoriale, che forniscono la sensibilità tattile e termica. Essi sono per lo più barocettori, capaci di percepire variazioni di pressione con una sensibilità di 0,3 g.

Il suo strato più profondo è composto da fibre di collagene, reticolari ed elastiche, che conferiscono alla pelle l'elasticità, l'estensibilità e la resistenza alle trazioni. La

## 2. Il piede diabetico

disposizione in direzioni preferenziali di queste fibre conferisce alla pelle una forte anisotropia.

Lo strato più profondo della pelle, chiamato ipoderma, è costituito da cellule rotondeggianti piene di lipidi, circondate da una fitta rete di vasi arteriosi e venosi; in questa sede esso funge soprattutto da ammortizzatore, ma ha inoltre funzioni isolanti e favorisce la mobilità della pelle rispetto alle strutture più profonde. Lo spessore del sottocutaneo è variabile sotto il piede: poiché i cuscinetti adiposi svolgono un ruolo importante nel sostenere il peso del corpo, essi sono maggiormente sviluppati nelle aree soggette a maggior carico pressorio, quindi, come già detto, in corrispondenza del calcagno, dell'avampiede e delle teste dei metatarsi. Lo spessore medio del cuscinetto calcaneale negli adulti sani varia dai 14 ai 19 mm. In queste zone, i cuscinetti adiposi plantari presentano una configurazione che li rende specializzati nel sostenere carichi senza sviluppare eccessive deformazioni in senso trasversale, che li renderebbero inutili. Il tessuto adiposo è infatti attraversato da numerosi fasci connettivali molto sottili, che complessivamente però costituiscono una robusta impalcatura che vincola la cute e limita lo spostamento della materia molle, migliorando le qualità meccaniche (plasticità ed elasticità) di questi cuscinetti. L'orientazione di questi fasci fibrosi corrisponde alla direzione delle sollecitazioni meccaniche prevalenti (Bojsen-Moller et Flagstad, 1979) (fig.1.2). Inoltre le cellule di adipe sono molto compatte e tra loro non scorre alcun fluido, rendendole così fortemente viscosose.



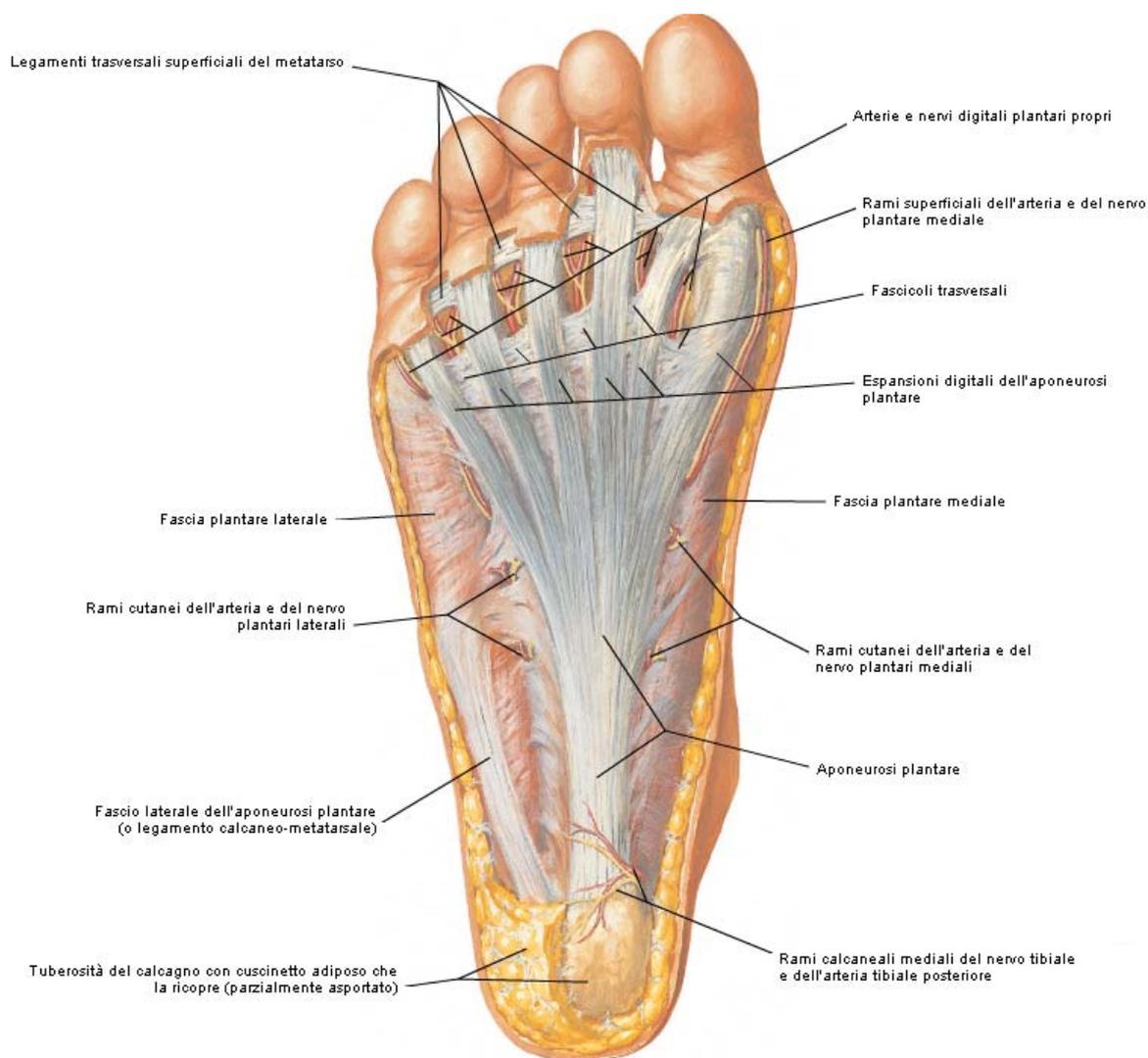
### **Figura 1.2 Sezione in cui si nota la disposizione delle fibre verticali e i diversi livelli di spessore del tessuto adiposo**

Il tessuto grasso inoltre contiene nervi e vasi sanguigni separati da quelli dei tessuti circostanti: qui i sensori dolorifici sono molti e particolarmente sensibili allo spostamento, e forniscono un preciso controllo retroattivo durante il carico.

Le numerosissime formazioni fibrose, che partendo dalla fascia profonda, attraversano il sottocutaneo e raggiungono il derma della cute, sono quindi disposte in modo da limitare la mobilità tangenziale della cute, ridurre la compressione dei vasi e dei nervi della pianta del piede e delle dita e tenere in sede i tendini facilitandone gli spostamenti secondo le direzioni funzionalmente più vantaggiose.

Le fasce fibrose più profonde costituiscono una struttura chiamata “aponevrosi plantare” (fig.1.3): essa è formata da fasce compatte di fibre di collagene, orientate prevalentemente in senso longitudinale. È divisa in tre parti: una parte mediale, una laterale e una intermedia, ognuna delle quali riveste un corrispondente gruppo di muscoli.

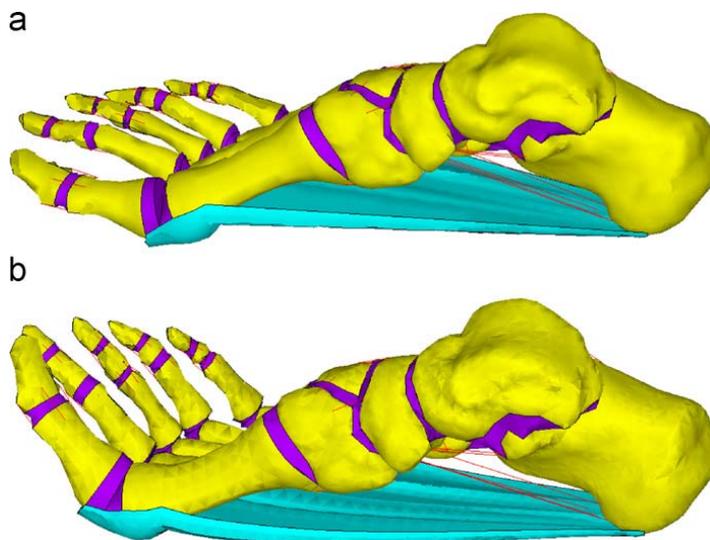
## 2. Il piede diabetico



**Figura 1.3 Immagine dell'aponeurosi plantare e de cuscinetto calcaneare**

La parte intermedia, più robusta e spessa delle altre, posteriormente è più stretta ed è fissata alla tuberosità di calcagno, mentre avanzando diventa più larga e sottile. Portandosi in avanti essa si divide in cinque nastri, che rimangono connessi tramite fasci trasversali e obliqui fino al punto di divisione, in corrispondenza delle teste dei metatarsi. A questa altezza, lo strato superficiale di ciascun nastro si fissa al derma mediante legamenti cutanei che garantiscono la connessione tra la cute, la parte ossea e quella legamentosa. L'aponeurosi plantare, tendendosi con la flessione dorsale delle dita, collabora infine con i

muscoli intrinseci nell'aumentare la concavità dell' arcata plantare quando il tallone viene sollevato dal suolo durante la deambulazione (fig.1.4).



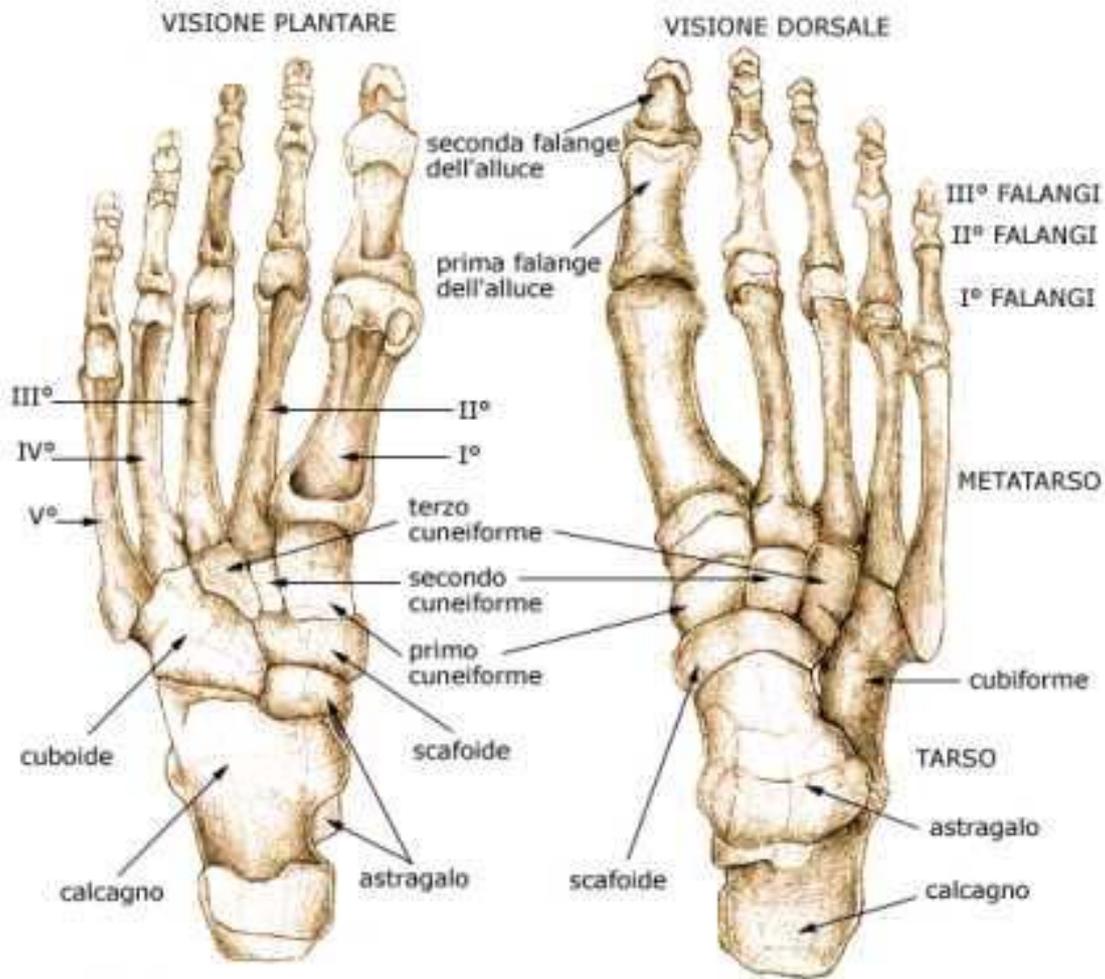
**Figura 1.4** Immagine computerizzata che illustra come la flessione dorsale delle dita (implicata dalla fase di spinta del passo) tenda l'aponeurosi plantare.

## 1.2. Anatomia funzionale del piede

### 1.2.1. Struttura ossea e legamentosa

La struttura scheletrica del piede è composta da 26 ossa (fig.1.5) e si può dividere topograficamente in tre porzioni: 1) *avampiede*, che comprende le ossa delle falangi e dei metatarsi; 2) *mesopiede*, con i tre cuneiformi, il cuboide e lo scafoide (o navicolare); 3) *retropiede*, composto da astragalo e calcagno.

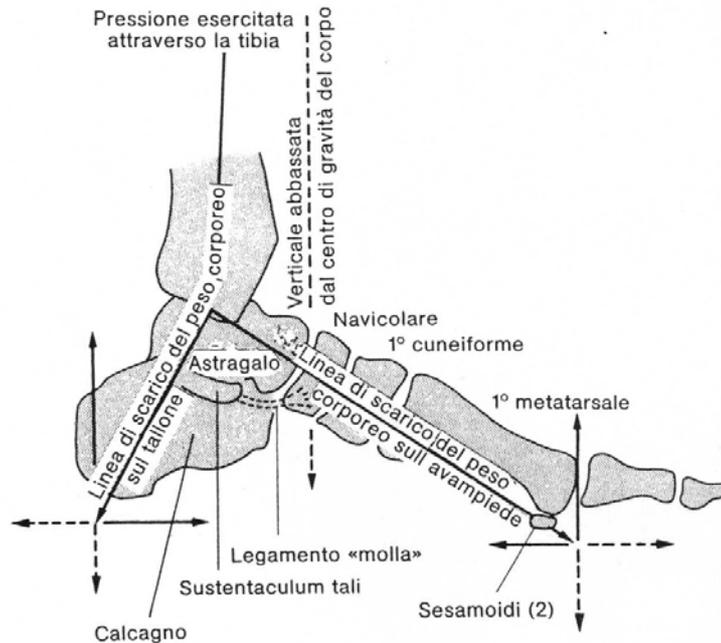
Durante la stazione eretta il peso del corpo viene distribuito sui due piedi, anche se in diverse persone il peso grava di più sul piede sinistro. Il peso che si scarica su ciascun piede viene distribuito attraverso l'astragalo nel tallone e nell'avampiede ed in particolare nella parte laterale questo dove avviene il contatto con il suolo (fig.1.6) . Ciò si verifica perché la parte media della pianta del piede è fatta ad arco concavo in basso, più accentuato nel lato mediale e meno sviluppato lateralmente.



**Figura 1.5** Visione dorsale e plantare delle ossa del piede

Dal punto di vista strutturale, l'astragalo è costituito da un corpo, un collo e una testa. Il corpo si articola mediante la superficie superiore con la superficie distale della tibia che gli trasmette la forza peso. Sui lati si articola con i malleoli mediale e laterale. Le linee lungo le quali si trasmette il peso sono schematizzate in figura.

Le linee di scarico del peso, sono dirette obliquamente, e ciascuna di esse può essere scomposta in due risultanti, una verticale e una orizzontale. Quella verticale rappresenta la pressione del peso sul terreno, ed è bilanciata dalla forza di reazione trasmessa dal suolo, mentre quella orizzontale avrà tendenza ad appiattire l'arco longitudinale del piede, ed è invece bilanciata dall'attrito e dalla tensione di aponevrosi, legamenti e muscoli della pianta del piede.



**Figura 1.6 Immagine che schematizza l'andamento delle linee di distribuzione del carico durante la stazione eretta**

La posizione della verticale abbassata dal centro di gravità corporeo cade più avanti dell'articolazione della caviglia. La linea della gravità deve infatti intersecare l'apice dell'arco tra i punti di contatto col suolo, ossia il calcagno e l'avampiede perché il peso venga adeguatamente distribuito. Infatti usualmente essa passa tra il tubercolo del navicolare sul lato mediale, e la base del quinto metatarsale sul lato laterale. Dunque la linea che rappresenta la pressione esercitata attraverso la tibia non è verticale, ma leggermente obliqua, in quanto passa per il baricentro del corpo (figura 1.6).

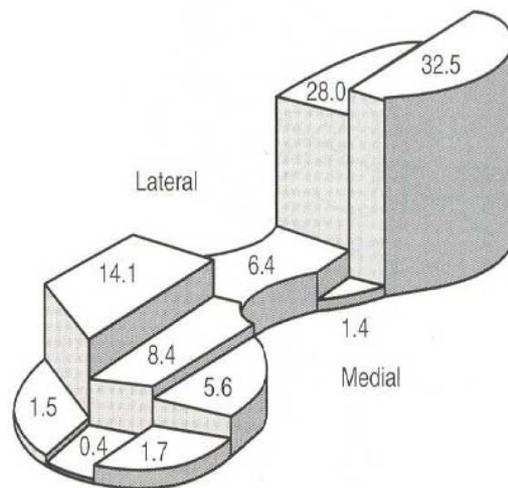
La testa dell'astragalo è diretta in avanti, e si articola col navicolare sul lato mediale del piede. Da questo punto la linea di distribuzione del peso passa attraverso i tre cuneiformi e raggiunge i capitelli dei tre metatarsali mediali.

L'osso del tallone è il calcagno. La parte anteriore di quest'osso è diretta lateralmente, ove si articola col cuboide sulla parte laterale del piede. A sua volta il cuboide si articola direttamente coi due restanti metatarsali.

## 2. Il piede diabetico

La linea di distribuzione del peso verso l'avampiede raggiunge i metatarsali 1° 2° e 3° attraverso astragalo, navicolare e cuneiformi, mentre passa attraverso astragalo, calcagno e cuboide per raggiungere i metatarsali 4° e 5°.

Sebbene la distribuzione delle pressioni scaricate al suolo al livello del piede sarà un argomento trattato nel dettaglio in seguito, è importante sottolineare in questa sede come, nella stazione eretta, il 60% delle pressioni sia scaricato nel calcagno e il 30% a livello delle teste metatarsali (fig.1.7). Il 10% delle pressioni rimanente risulta distribuito tra le dita e la fascia del mesopiede.



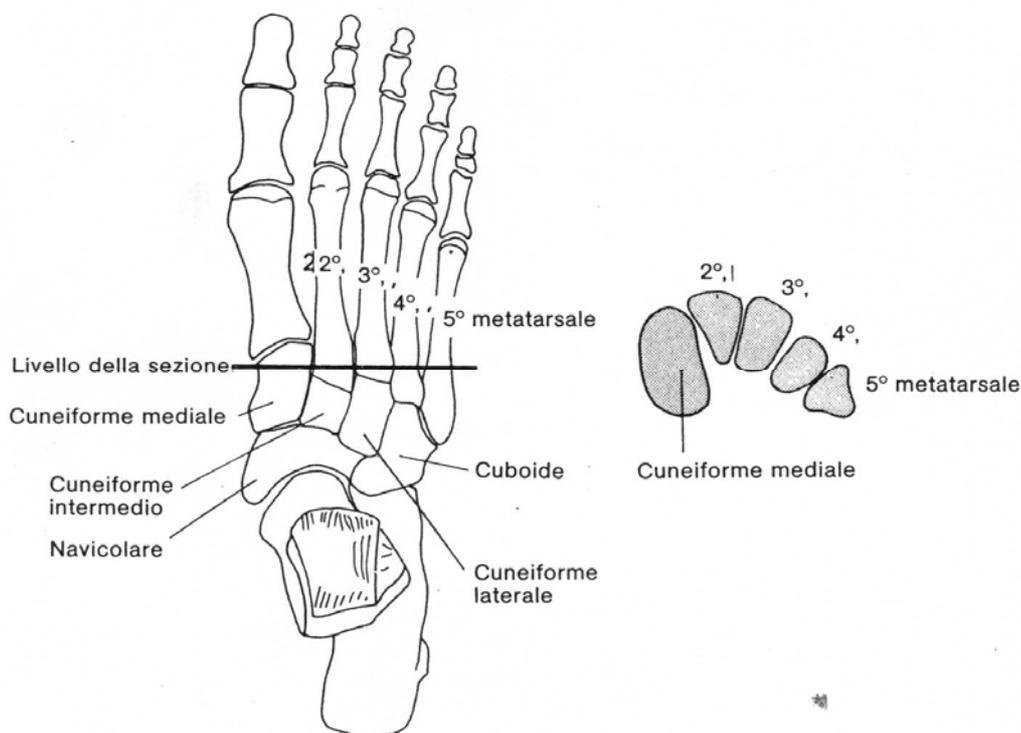
**Figura 1.7 Distribuzione, in un soggetto sano durante la stazione eretta, della pressione (%) a livello plantare**

I cuneiformi intermedio e laterale hanno forma di cuneo, e il più acuto dei loro angoli è diretto plantarmente. Per la loro disposizione l'avampiede presenta un marcato arco trasversale (fig.1.8).

La tensione di quest'arco dipende soprattutto da potenti legamenti interossei. Per sfruttare il miglior braccio di leva, quindi queste ossa si articolano tra loro per mezzo di artrodie che risultano il più possibile vicine al dorso del piede. Esse consistono in una tipologia di articolazione in cui le due superfici articolari sono pianeggianti e consentono solo movimenti di scivolamento relativo delle due parti, non consentono movimenti angolari.

Poiché la capsula di un'articolazione a superfici piane è sempre tesa, il movimento concesso è limitato ma multi direzionale.

Le cavità articolari sono rivestite soltanto dorsalmente da una capsula molto sottile. Sulla superficie plantare l'intera area non articolare presenta i legamenti interossei. Questa disposizione consente di neutralizzare la tendenza dell'arco ad appiattirsi, senza l'intervento attivo di fasci muscolari. L'arco trasversale è sostenuto anche dal tendine del peroneo lungo, quando il muscolo è contratto.



**Figura 1.8 Sezione che evidenzia l'arco trasversale formato dalle ossa**

Le articolazioni e i legamenti a livello delle basi metatarsali sono disposte in modo da replicare la disposizione esistente tra i cuneiformi. Dorsalmente vi sono artrodie, plantarmente robusti legamenti interossei che coprono l'intera area disponibile.

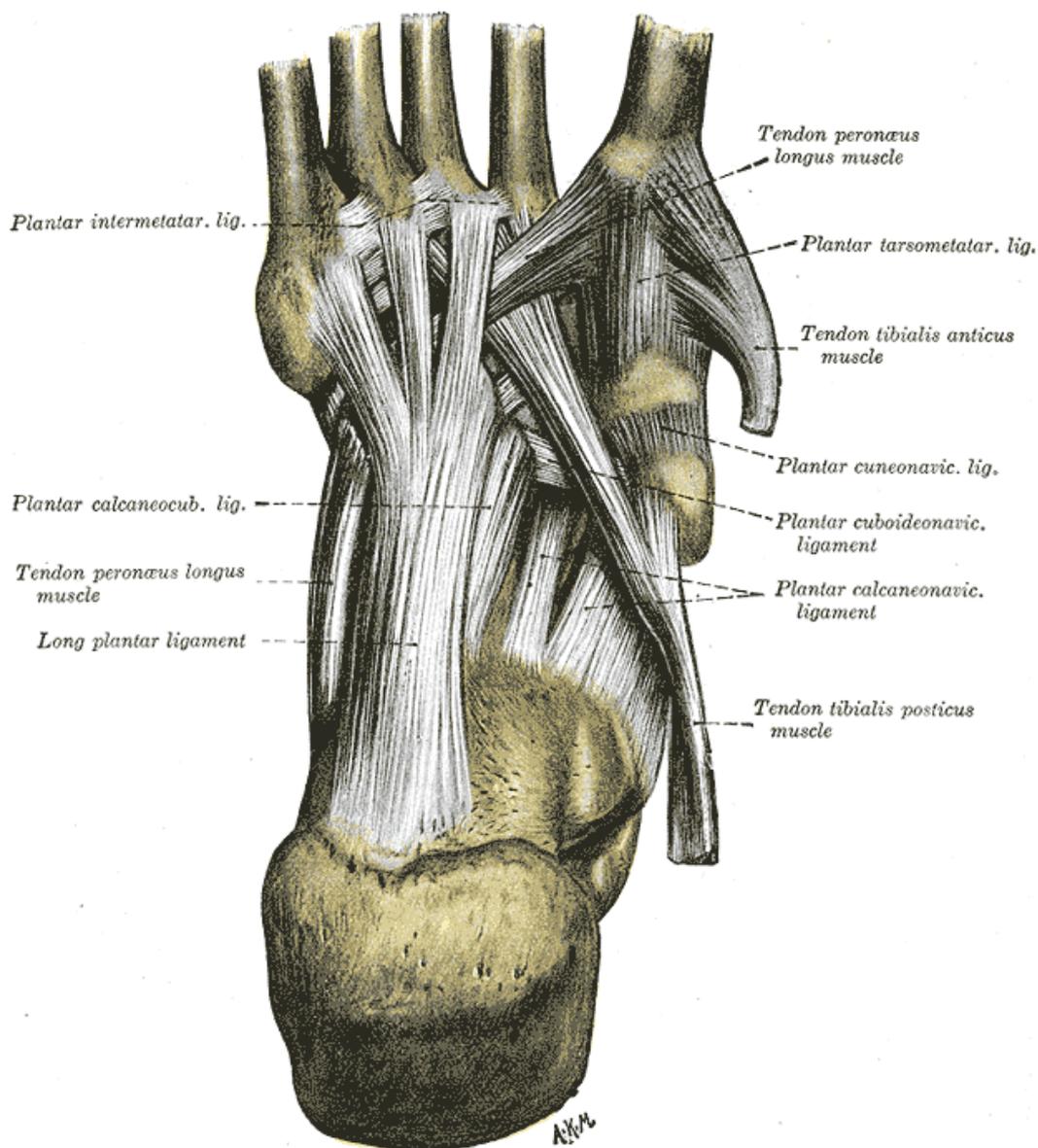
Le cinque ossa metatarsali divergono un po' nella parte anteriore. Sono unite alle rispettive ossa del tarso da robusti legamenti situati plantarmente. Sono connesse tra loro anche anteriormente da robusti legamenti interossei inseriti sul collo di queste ossa lunghe.

## 2. Il piede diabetico

---

Grazie a questa disposizione, la pressione sull'avampiede si distribuisce normalmente su tutti e cinque i metatarsali, scaricando su di essi il peso del corpo. Il capitello del primo metatarsale è separato dal suolo per interposizione di una coppia di ossa sesamoidi tra i due tendini del flessore breve dell'alluce. Ciò significa che non ci sono cinque, ma sei strutture che trasmettono il peso del corpo dall'avampiede al pavimento. Il peso è distribuito più o meno uniformemente su tutti e sei, quindi circa due sesti ( $1/3$ ) del peso scaricato sull'avampiede è trasmesso al suolo dal più robusto metatarsale dell'alluce, ed un sesto per mezzo di ciascuno degli altri.

L'arco longitudinale mediale si estende dal tallone al capitello del metatarsale dell'alluce ed ai metatarsali 2° e 3°. È composto da calcagno, testa dell'astragalo, navicolare, ossa cuneiformi, tre ossa metatarsali mediali che assorbono  $4/6$  del peso esercitato sull'avampiede.



**Figura 1.9** Illustrazione dei tendini e legamenti in una visione plantare

Le ossa del piede sono legate saldamente tra loro dai potenti legamenti interossei situati plantarmente (fig.1.9), ad eccezione della testa dell'astragalo che non è legata direttamente né al calcagno né al navicolare. Il collo dell'astragalo sta sopra la parte del calcagno che è chiamata "sustentaculum tali". Tale processo sporge medialmente come una mensola, e funge da blocco. Il margine anteriore del sustentaculum è congiunto al navicolare dal robusto legamento calcaneonavicolare plantare, o legamento molla. La testa dell'astragalo

poggia sulla superficie superiore di questo legamento, superficie che è rivestita dalla cartilagine articolare. Questo legamento svolge un ruolo fondamentale nel mantenimento dell'arco longitudinale mediale. Nel caso che questo si danneggi o sia congenitamente lasso, la testa dell'astragalo viene spinta tra il calcagno e il navicolare dal peso del corpo, e l'arco potrà abbassarsi del tutto, fenomeno patologicamente noto con il nome di "piede piatto".

L'arco longitudinale laterale invece è compreso tra il tallone e i capitelli dei metatarsali 4° e 5°. È formato da calcagno, cuboide e queste due ossa metatarsali. Quando è soggetta all'azione della forza peso, la base del 5° metatarsale può sfiorare il suolo.

Il calcagno è sede di molti legamenti: degno di nota è il legamento biforcuto, il cui tronco è inserito sul calcagno e le cui braccia vanno in avanti, divaricate, per inserirsi sul navicolare e sul cuboide. Sulla superficie plantare, il calcagno e il cuboide, che fanno parte dell'arco laterale, sono uniti dal legamento plantare breve (calcaneo-cuboidale). L'arco è sostenuto anche da un altro legamento, il plantare lungo, posto superficialmente al plantare breve. Nella parte posteriore è inserito su una vasta superficie del calcagno, e in quella anteriore è inserito sul cuboide e sulle basi delle ossa metatarsali, specialmente dalla parte laterale del piede.

Questi legamenti svolgono l'azione di contrastare la tendenza degli archi longitudinali ad allungarsi e appiattirsi sotto l'azione del peso corporeo. Questa tendenza è contrastata anche dall'aponevrosi plantare (illustrata in seguito) che s'inserisce sul calcagno e su una vasta area dell'avampiede, compresa la base delle dita. Poiché occupa una posizione decisamente superficiale, ha un miglior effetto di leva rispetto ai legamenti plantari lungo e breve. Anche i muscoli intrinseci ed estrinseci disposti longitudinalmente lungo la pianta del piede e capaci di forti contrazioni svolgono un'azione, in questo caso attiva, di contrasto all'appiattimento dell'arco.

I muscoli peronieri (breve e lungo) e il tibiale posteriore inviano robusti tendini che dalla loggia posteriore della gamba si inseriscono sul piede rispettivamente al lato esterno ed al lato interno della caviglia, passando sotto i rispettivi malleoli (fig.1.10). La loro funzione è di stabilizzazione e flessione plantare del piede durante il cammino, la corsa ed il salto. Altro tendine degno di nota è quello d'Achille: è il robusto tendine che si inserisce sul

calcagno originando dai muscoli della loggia posteriore della gamba; esso ha il compito di trasmettere la forza originata da tali muscoli allo scheletro ed è implicato costantemente durante la deambulazione, la corsa ed il salto. Per diminuire l'attrito durante il movimento, esistono delle strutture che si interpongono tra osso e tendine chiamate "borse".

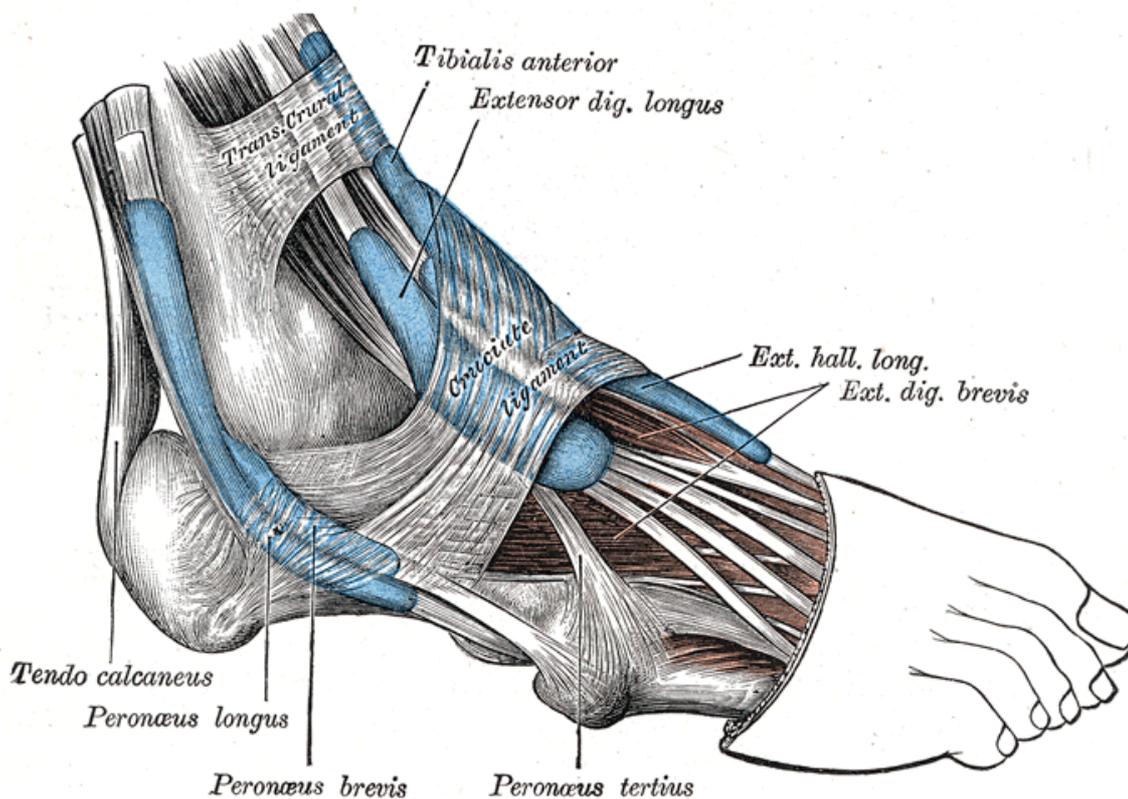


Figura 1.10 Illustrazione dei tendini visibili lateralmente nel piede

In condizioni statiche il sostegno degli archi dipende esclusivamente dai legamenti. In condizioni dinamiche invece, il piede sopporta un considerevole aumento della tensione che chiama in causa l'azione dei muscoli.

### 1.2.2. Struttura muscolare

I muscoli del piede sono, come nella mano, molto numerosi. Questi molteplici "motori" sono gli effettori di due tipi di azioni: quelle inviate direttamente dal cervello (ad esempio

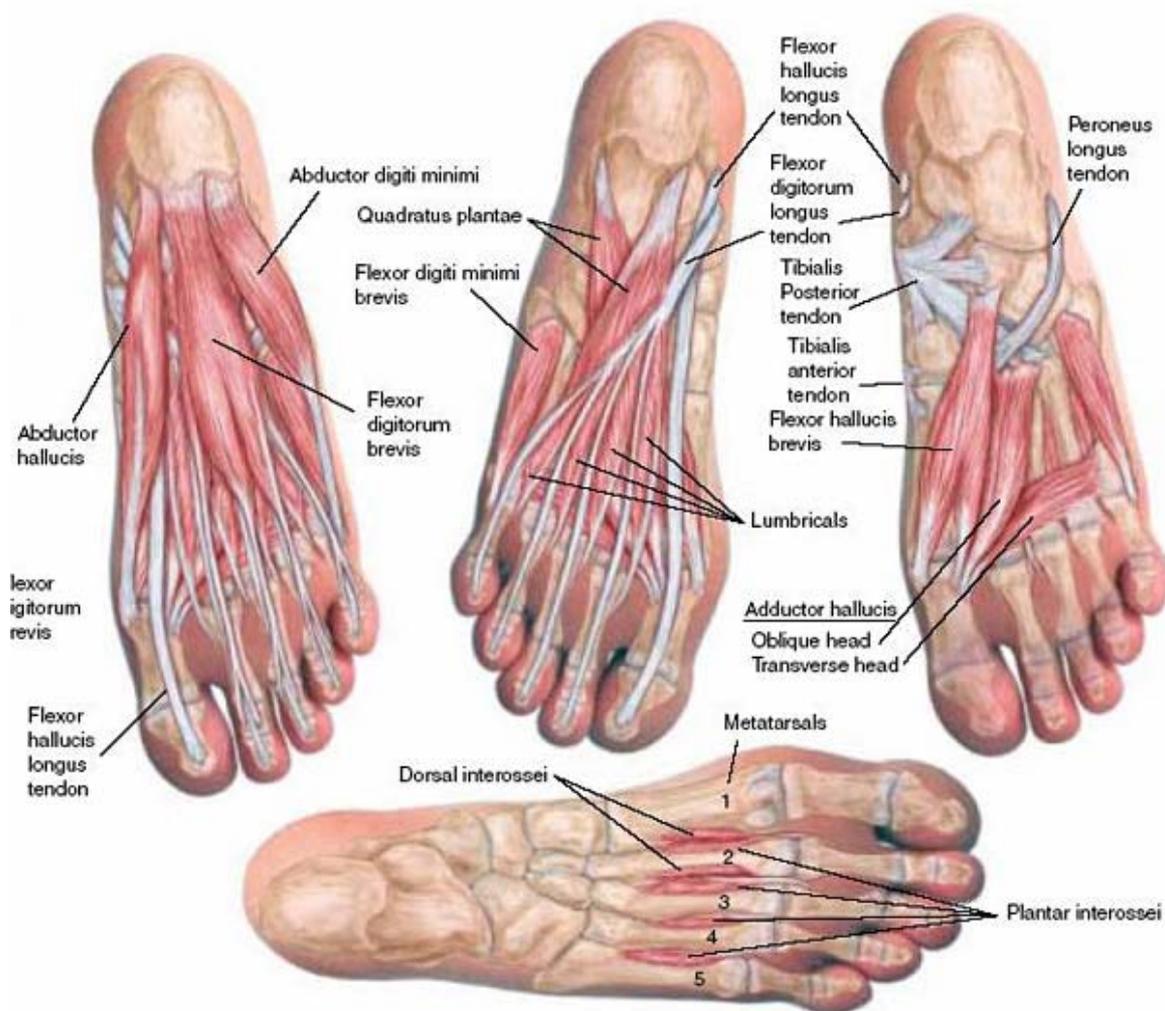
responsabili dei movimenti propri dell'atto del camminare) e quelle reattive ai segnali ricevuti dalle terminazioni nervose della pianta del piede, che compiono innumerevoli piccole stabilizzazioni dell'impalcatura su cui grava tutto il peso del corpo. Patologie in cui questo controllo retroattivo non funzioni adeguatamente (come la neuropatia diabetica, trattata in seguito), compromettono pesantemente, se non completamente la funzionalità del piede e la sua struttura.

In questa sede non si ritiene opportuno fornirne una esaustiva descrizione anatomica, preferendone una più agile di carattere funzionale. Da un punto di vista istologico, si nota innanzitutto che i muscoli del piede sono costituiti per la maggior parte da fibre rosse. Le contrazioni di tali fibre, in antitesi con quelle relative alle fibre bianche, sono lente, a metabolismo anaerobio e a basso costo energetico. I fusi muscolari sono i recettori della stimolazione ambientale, mentre le fibre extra-fusali fungono da effettori, essendo connesse alle formazioni legamentose. Nel meccanismo antigravitario, l'intervento dei muscoli è limitato ad un'azione di controllo, che si svolge in genere decelerando il movimento e svolgendo un'azione stabilizzatrice della parti in gioco. L'economicità dell'azione muscolare a livello del piede è determinata da diversi fattori: in primo luogo la contrazione muscolare è favorita dal fatto che il muscolo si trova disteso per azione della gravità, spesso, inoltre, un muscolo controlla due o più articolazioni (muscoli poliarticolari). In letteratura, già dagli anni '70, si vedono registrati potenziali inferiori a quelli propri della contrazione tetanica (attività muscolare acceleratrice). I movimenti del piede sono attuati sia da muscoli intrinseci (cioè situati completamente nel piede) che da muscoli estrinseci (che hanno cioè origine nella gamba). Questi ultimi esercitano la loro azione sui tendini che si inseriscono sulle ossa del piede: sono responsabili della dorsoflessione, della flessione plantare, dell'inversione e dell'eversione del piede. Quelli intrinseci sono invece responsabili della flessione, estensione, abduzione e adduzione delle dita del piede (fig.1.11).

Nella regione dorsale del piede vi è l'estensore breve delle dita, un muscolo appiattito ed allungato che concorre all'estensione delle dita del piede, e, per la sua obliquità corregge l'obliquità in senso contrario dei tendini dell'estensore lungo delle dita.

## 2. Il piede diabetico

Nella regione plantare del piede, i muscoli hanno una disposizione simile a quelli della mano, con alcune differenze dovute alla mancanza di opposizione e di capacità prensile del piede. Si raggruppano in tre masse:



**Figura 1.11 Immagini dei gruppi muscolari presenti nella pianta del piede**

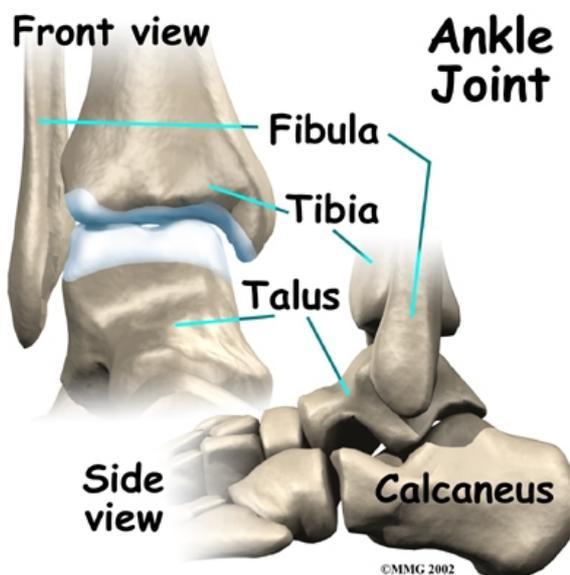
- *Gruppo mediale* , che comprende tre muscoli: muscolo abditore dell'alluce, muscolo flessore breve dell'alluce, muscolo adduttore dell'alluce.
- *Gruppo laterale*, costituito da tre muscoli: muscolo abditore dell'alluce del mignolo, muscolo flessore breve del mignolo, muscolo opponente del mignolo

- *Gruppo intermedio*, formato dal muscolo flessore breve delle dita, dal muscolo quadrato della pianta, dai muscoli lombricali, dei muscoli interossei dorsali e dai muscoli interossei plantari. Questi ultimi sono ricoperti dall'aponeurosi plantare e hanno principalmente la funzione di mantenere la concavità delle arcate plantari. Il loro indebolimento porta come conseguenza quella deformazione nota come piede piatto.

### 1.2.3. Meccanica delle articolazioni

La possibilità di adattamento alla superficie di appoggio e di adeguamento nei confronti delle richieste funzionali derivano dalle molteplici libertà di movimento delle articolazioni podaliche nel loro complesso. L'arto inferiore possiede ben 29 gradi di libertà, a cui corrispondono le azioni di 48 muscoli diversi.

*Complesso peri-astragalico:*



**Figura 1.12** Complesso astragalico, visione frontale e laterale interna

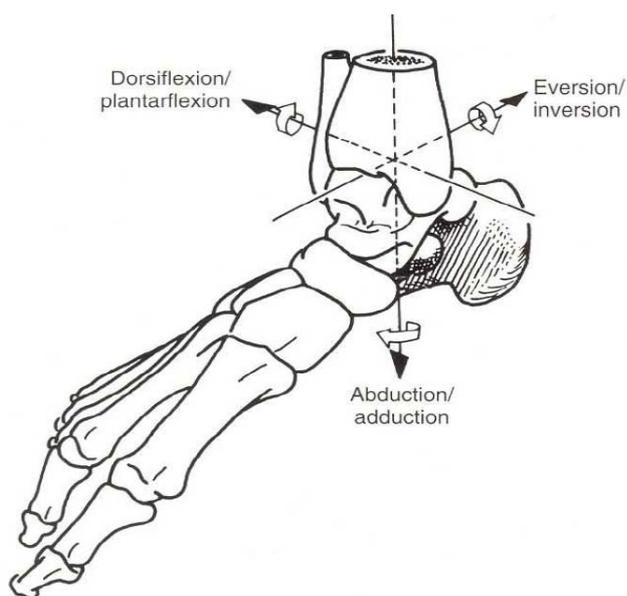
Poiché l'irrigidimento podalico è ottenuto per mezzo di rotazioni relative dell'avampiede e del retro piede che interessano il piano frontale, a valle di rotazioni sul piano trasverso che

avvengono a livello soprapodalico, è intuibile che esista un dispositivo di trasmissione del moto tra i due piani tra loro perpendicolari. Questo compito è svolto sia in sede sottoastragale sia a livello dell'articolazione tibio-peroneo-astragale, in quello che è chiamato "complesso peri-astragale" (fig.1.12).

L'astragalo (o Talo), centro nevralgico di questo sistema, è privo di inserzioni muscolari (figura ...). Le sue superfici sono fortemente cartilaginizzate, ed il suo compito è di stabilire il rapporto tra le varie parti concorrenti (ossa della gamba, calcagno, scafoide), per mezzo delle sollecitazioni che gli provengono dai corpi adiacenti, unica fonte del suo moto. L'astragalo è quindi considerabile osso del piede quando ruota con i segmenti sottoastragali in flessione plantare ed estensione dorsale, e osso della gamba quando, seguendo le strutture soprapodaliche, trasmette al piede le rotazioni della gamba (fig.1.13).

La troclea astragale è una superficie a forma di cono. Le facce trocleari dei malleoli vi si accoppiano perfettamente, tanto da non consentire spostamenti dell'astragalo sul piano frontale. Le piccole traslazioni laterali di quest'ultimo, utili ai fini di ammortizzazione, sono dovute a altrettanto modeste rotazioni peroneali.

La conicità della troclea fa sì che alle escursioni flesso-estensorie del piede si accompagnino rotazioni sul piano trasverso: in particolare, alla flessione plantare si connette una rotazione interna e all'estensione dorsale una esterna .



### **Figura 1.13 Schematizzazione dei movimenti consentiti dalle articolazioni centrate sull'astragalo**

Quando il piede è sotto carico, e soprattutto nelle fasi del passo in cui il piede compie movimenti di flessione ed estensione rispetto alla gamba, questo meccanismo risulta particolarmente importante. Il suo intervento infatti contribuisce a potenziare la già presente intra-rotazione della gamba in fase di flessione plantare, ed extra-rotazione in concomitanza alla estensione dorsale. Nell'arco della fase portante l'ampiezza media della flessione-estensione della tibio-tarsica è di  $24^\circ$ , e le rotazioni dell'arto nel piano trasverso sono di un'ampiezza media di  $11^\circ$ .

A livello sotto-astragalico invece sono distinguibili due articolazioni: quella tra astragalo e calcagno e l'astragalo scafoidea. La superficie concava plantare dell'astragalo accoglie la testa del calcagno, mentre la testa astragalica è alloggiata nella concavità dello scafoide.

L'interfaccia astragalo-calcagno è particolarmente interessante: è costituita dal legamento interosseo che, trattandosi di una tenace formazione fibrosa, torcendosi connette sempre più strettamente le due ossa, nel corso dell'irrigidimento antigravitario.

Il movimento proprio della sotto-astragalica è la prono-supinazione, un complesso movimento triplanare composto da: flessione-estensione (piano sagittale), adduzione-abduzione (piano trasverso), inversione-eversione (piano frontale). Questo movimento è mediamente stimato di  $20^\circ$  in supinazione e  $10^\circ$  in pronazione. La complessità di questa articolazione si accentua con il fatto che durante il movimento avvengono reciproci scivolamenti dell'astragalo sul calcagno, e che quest'ultimo varia il suo rapporto col piano di appoggio tramite rotolamento sulla superficie di contatto. Nel corso dell'irrigidimento antigravitario, a causa di queste non linearità, varia la collocazione spaziale dell'asse articolare, che assume quindi carattere momentaneo, attenuandosi progressivamente la sua obliquità (stimata mediamente a  $16^\circ$  verso l'interno rispetto al piano sagittale) ed accentuandosi la sua elevazione ( $42^\circ$  rispetto al piano trasverso).

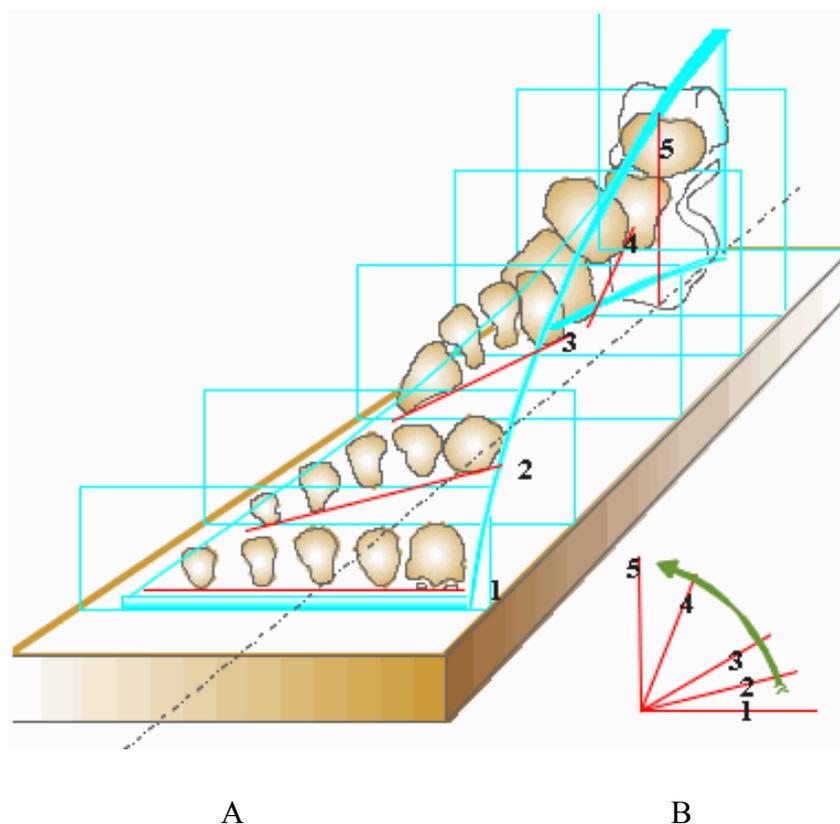
Il rapporto tra le rotazioni trasversali sovrapodali e le conseguenti rotazioni prono-supinatorie dell'astragalo-calcaneare esprime la conformazione articolare dei singoli soggetti. In un soggetto sano, a  $1^\circ$  di rotazione sul piano trasverso, corrispondono in media

## 2. Il piede diabetico

0.5° di prono-supinazione. Tramite questo rapporto è quindi possibile interpretare quantitativamente difetti di rilasciamento (caso del piede cavo) e di irrigidimento (caso del piede piatto).

Il trasferimento del moto nei piani interessati avviene, come già accennato, tramite il cono astragalo-calcaneare, a livello del quale i moti attorno all'asse meccanico dell'arto (giacenti sul piano trasverso), vengono trasmessi in piani intermedi, perpendicolari all'asse momentaneo di rotazione, fino a manifestarsi sul piano frontale con la prono-supinazione. Sono tuttavia da considerare sia la centralità dell'astragalo nell'indurre torsioni della gamba quando viene sollecitato da spostamenti del calcagno (piede che ricerca e si adatta al suolo), che la sua tendenza a trasmettere le rotazioni della gamba e quindi ad indurre prono-supinazioni del piede quando vi si carica il peso del corpo (piede come leva)

### Articolazione medio-tarsica:



**Figura 1.14 Rappresentazione dell'elica podalica tramite sezioni successive. (A) . i segmenti in rosso indicano l'inclinazione delle ossa in ogni sezione. Si nota come a livello delle dita sia orizzontale, inclinandosi mano a mano che ci si avvicina al retropiede, dove raggiunge la verticalità (B).**

È costituita dall'insieme delle due articolazioni astragalo-scafoidea e calcaneo-cuboidea. È la sede di separazione tra retropiede e avampiede. In questa sede si giocano le rotazioni relative che creano il contrasto retro-avampodalico in fase di carico: il retro piede tende a verticalizzarsi sotto l'azione dei segmenti soprapodalici, mentre l'avampiede è sollecitato all'eversione dalla reazione del suolo, rispetto al quale si rende più aderente. In fase di rilasciamento invece avviene l'inverso. Proprio per questo avvolgimento, che avviene sul piano frontale, il piede può essere assimilato ad un'"elica a passo variabile" (figura 1.14), in sede di unione a 1/3 posteriore e 2/3 anteriore: all'irrigidimento corrisponde l'avvolgimento (e quindi un accorciamento del passo), al rilasciamento uno svolgimento (che allunga il passo dell'elica).

### Articolazione tarso-metatarsale

In questa sede si definisce l'adattamento dell'avampiede alla superficie d'appoggio: le sollecitazioni provenienti dalla superficie, agendo sulle teste metatarsali, ne modificano la disposizione. Grazie alla mobilità tarso-metatarsale ed al suo comportamento a "ventaglio", questo meccanismo svolge anche l'azione di ammortizzazione.

Nel meccanismo di avvolgimento dell'elica podalica, la supinazione del calcagno, attraverso il cuboide, sollecita il 4° e 5° metatarso a spingere sulla superficie d'appoggio. Questa sollecitazione è massima per il 4°, in quanto il 5°, con la sua tuberosità laterale, è finalizzato a stabilizzare l'appoggio ed impedire un improponibile rollio del piede. L'avampiede fa così perno sul 4° metatarso, che resta aderente al suolo, mentre i metatarsi mediali, tramite le connessioni con le ossa tarsali che seguono il movimento dell'astragalo, s'innalzano, mantenendo contatto col suolo tramite i capitelli. Le ossa tarsali assumono così una posizione sempre più verticalizzata, disponendosi in serie sul cuboide. Sul primo metatarso agisce come fattore di stabilizzazione il muscolo lungo peroneo.

La seconda articolazione cuneo-metatarsale è la meno mobile della serie, ed assume il ruolo di elemento di riferimento nei rapporti tarso-metatarsali. Per questo motivo per asse longitudinale del piede si intende la linea immaginaria che dal centro del calcagno arriva alla metà del capitello del secondo metatarso.

### Articolazioni metatarso-falangee ed interfalangee

Le articolazioni metatarso-falangee, sede di rotazioni che avvengono sia sul piano trasverso che sagittale, avviano un meccanismo ad “argano: l’avvolgimento delle digitazioni della aponeurosi plantare, determinato dalla estensione dorsale delle dita, tende la stessa aponeurosi, realizzando l’ultimo grado di irrigidimento podalico. Nella fase di rilasciamento, al contrario, le dita si adagiano ed ampliano la superficie di appoggio, distendendo l’aponeurosi.

## 1.3. Patologie che possono variare la funzionalità biomeccanica del piede e definizione di tali variazioni

Numerose patologie possono interferire sulla funzionalità biomeccanica del piede e in questa sede si descriveranno brevemente le più comuni, ponendo particolare attenzione al caso del piede diabetico.

### 1.3.1. Il piede piatto

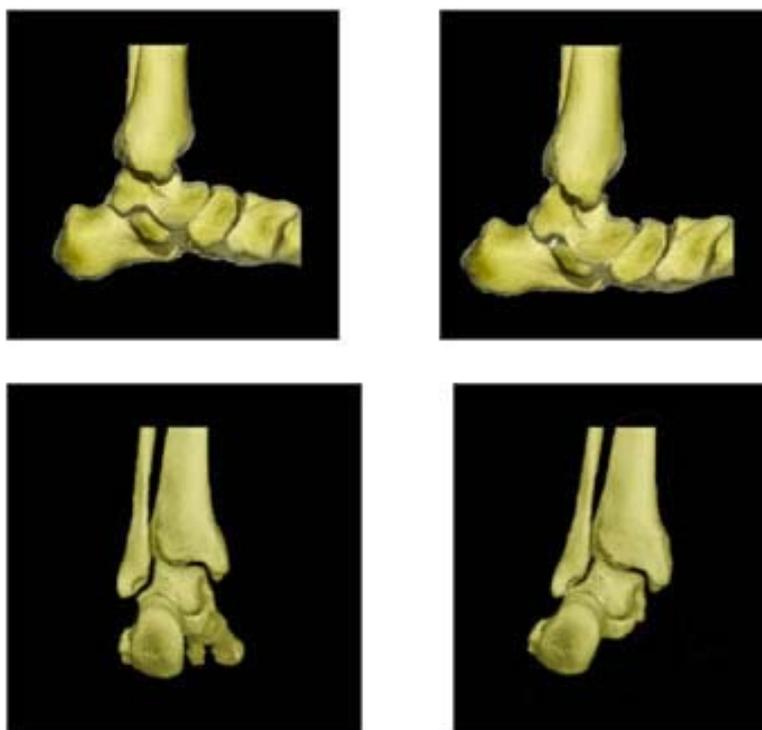
Una patologia molto diffusa è quella che prende il nome di “piede piatto”. Come è intuibile, in un soggetto con questa patologia è presente un appiattimento dell’arcata plantare. Schematicamente si possono riconoscere due tipi di piede piatto: a) *congenito*, che si manifesta con una mancata comparsa della volta plantare durante la crescita; b) *acquisito* che si manifesta nell’ambito di altre patologie di tipo neurologico, degenerativo o traumatiche.

## 2. Il piede diabetico

---

Il piede piatto congenito è senz'altro la forma più diffusa e si caratterizza per la mancanza della volta plantare. Sebbene tale condizione possa essere ritenuta fisiologica fino a circa 5 anni di età, scompare solitamente con la maturazione dei tessuti legamentosi, l'aumento della forza muscolare e lo sviluppo scheletrico.

Il cardine di tale deformità è a livello del retropiede, nell'articolazione sotto-astragalica. La lassità dei legamenti fa sì infatti che l'astragalo, normalmente posto sopra al calcagno, scivoli verso il basso (in avanti e internamente), trascinando con sé tutte le ossa ad esso connesse anteriormente, e costringendo il calcagno a ruotare. Ciò comporta una deviazione verso l'interno del tallone con un conseguente spostamento dell'asse della gamba a livello del malleolo della tibia che cade internamente fuori dalla zona di appoggio del piede (fig.1.14).



**Figura 1.14** Immagini computerizzate delle vedute mediale e posteriore delle ossa del piede di un soggetto sano (prima colonna) e di uno affetto da piede piatto (seconda colonna)

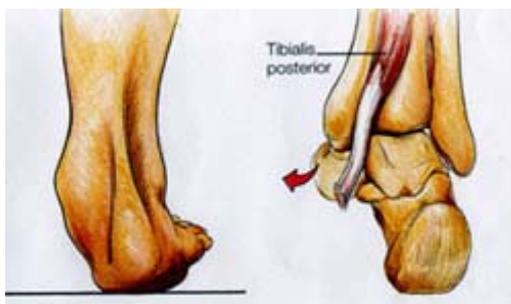
## 2. Il piede diabetico

---

La pronazione del retropiede ha ovviamente ripercussioni anche sull'avampiede. La caduta dell'astragalo schiaccia infatti la testa del primo metatarso contro il pavimento, facendo sollevare l'estremo opposto per reazione con il suolo provocando una deformazione in extrarotazione di tutto l'avampiede (supinazione).

La rotazione interna del retropiede e la successiva rotazione esterna dell'avampiede creano uno svolgimento dell'elica podalica attraverso un movimento elicoidale nel senso opposto alla direzione di avvolgimento di quest'ultima e la scomparsa della volta con la caduta dell'arco longitudinale interno. La caduta della volta plantare ha come diretta conseguenza la distribuzione anomala delle forze di carico sulle ossa e sui tendini, con un forte sovraccarico a livello del "piede astragalico", deputato alla funzione ammortizzante del piede.

Il perpetuarsi di questa condizione, determina a lungo andare la degenerazione di strutture come il tendine del muscolo tibiale posteriore (che ha un ruolo di attivo sostegno della volta), e dell'articolazione astragalo scafoidea. Tale degenerazione sarà tanto più accentuata quanto più grave sarà stata la deformità di partenza, fino a provocare la rottura del tendine e l'artrosi delle ossa mediali del piede, con l'instaurarsi di una sindrome dolorosa e di una perdita di funzionalità.



**Figura 1.15** Illustrazione del fenomeno del piattismo, dovuto alla rottura del tendine tibiale posteriore.

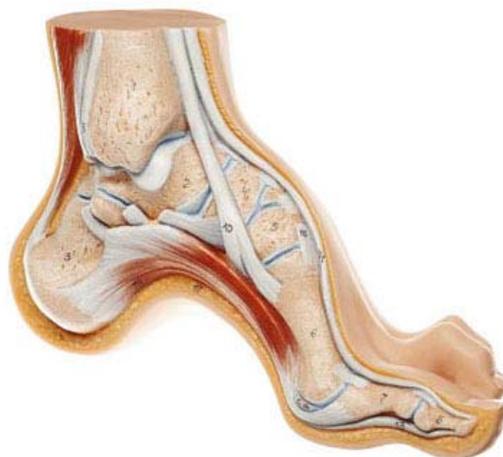
Le forme acquisite di piede piatto invece, compaiono in una fascia di età intorno ai 50-60 anni, nelle donne più frequentemente che negli uomini. Il piede, in precedenza normale, si può deformare per una serie di motivi: la causa più frequente è la perdita di funzionalità del tendine tibiale posteriore, deputato al sostegno attivo della volta. Esso, per cause degenerative su base meccanica o vascolare, si sfibra allungandosi fino alla possibile

rottura, perdendo così la sua azione traente e di sostegno sulle ossa del piede (fig.1.15). Compare allora la caratteristica protuberanza del profilo interno del piede, causata dalla sporgenza interna della testa dell'astragalo e dello scafoide, con dolore legato alla situazione di continua e non fisiologica sollecitazione dei legamenti e delle capsule articolari.

### 1.3.2. Il piede cavo

È una deformità del piede caratterizzata da una accentuazione dell'arcata plantare. Il più comune è il *piede cavo anteriore*, nel quale è presente uno slivellamento della parte metatarsale del piede rispetto al tallone, con verticalizzazione delle cinque ossa lunghe, anomalia dei rapporti tra astragalo e calcagno ed atteggiamento a griffe delle dita (fig.1.16).

Il carico viene distribuito in modo scorretto in prevalenza sull'avampiede determinando una ipersollecitazione delle teste metatarsali. È una patologia molto diffusa, più del piede piatto; è più frequente nelle donne, nella quale può manifestarsi anche precocemente.



**Figura 1.16** Rappresentazione del piede cavo

Si possono distinguere due tipi di eziologia per il piede cavo: quello neurologico è dovuto ad uno squilibrio muscolare in patologie che provocano paralisi di un muscolo o contrattura dell'antagonista. Nel piede cavo secondario invece, il cavismo è condizionato da retrazioni osteoarticolari o da retrazione delle parti molli a livello dell'appoggio plantare, come nel caso di processi ischemici o di deformazioni articolari dovute ad esempio ad artrite reumatoide.

Vi sono tre stadi evolutivi di questa patologia. Nel primo stadio, l'innalzamento della volta inizia nella parte interna del piede: ciò comporta una verticalizzazione del primo metatarso, con un sovraccarico a livello della testa (testimoniato da ipercheratosi) e uno stato di tensione delle falangi corrispondente, che si esprime con la griffe dell'alluce.

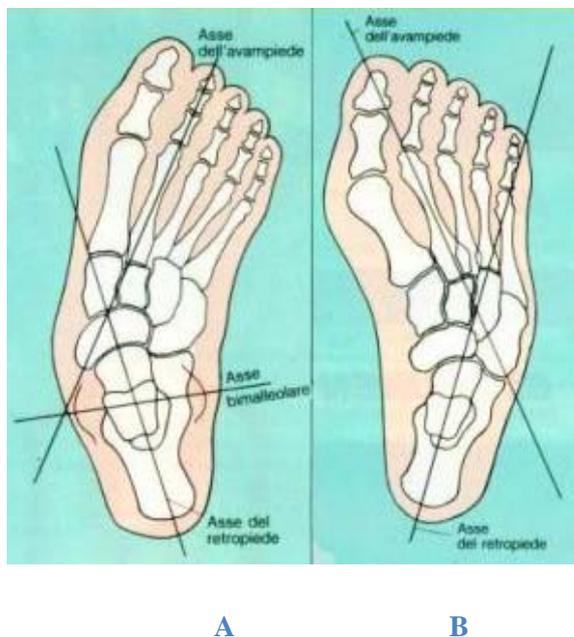
Nel secondo stadio, il dolore percepito a livello della testa del primo metatarso spinge il soggetto a camminare sul bordo esterno della quinta testa metatarsale, instaurando una situazione di carico del tutto non fisiologica. Nel terzo stadio, la forte verticalizzazione dell'intera paletta metatarsale porta a un totale appiattimento dell'arco trasversale delle teste, con sovraccarico distribuito equamente su di esse. Le articolazioni delle dita sono trascinate verso la pianta, determinando la griffe. Nell'indagine podobarometrica scompare l'istmo che collega la pianta del piede al tallone.



**Figura 1.17 Immagine di un piede cavo**

Una seconda tipologia di cavismo, meno diffusa, è il piede cavo posteriore (fig.1.17): si ha con una paralisi del Tricipite della Sura, un muscolo situato nella parte posteriore della gamba, responsabile della flessione della pianta del piede. Ciò determina una forte tendenza a poggiare l'arto sul calcagno, dovuta all'abbassamento della tuberosità

posteriore del calcagno, alla quale è ancorata l'aponeurosi. Ciò comporta l'inarcamento della volta plantare e l'incurvamento delle dita.



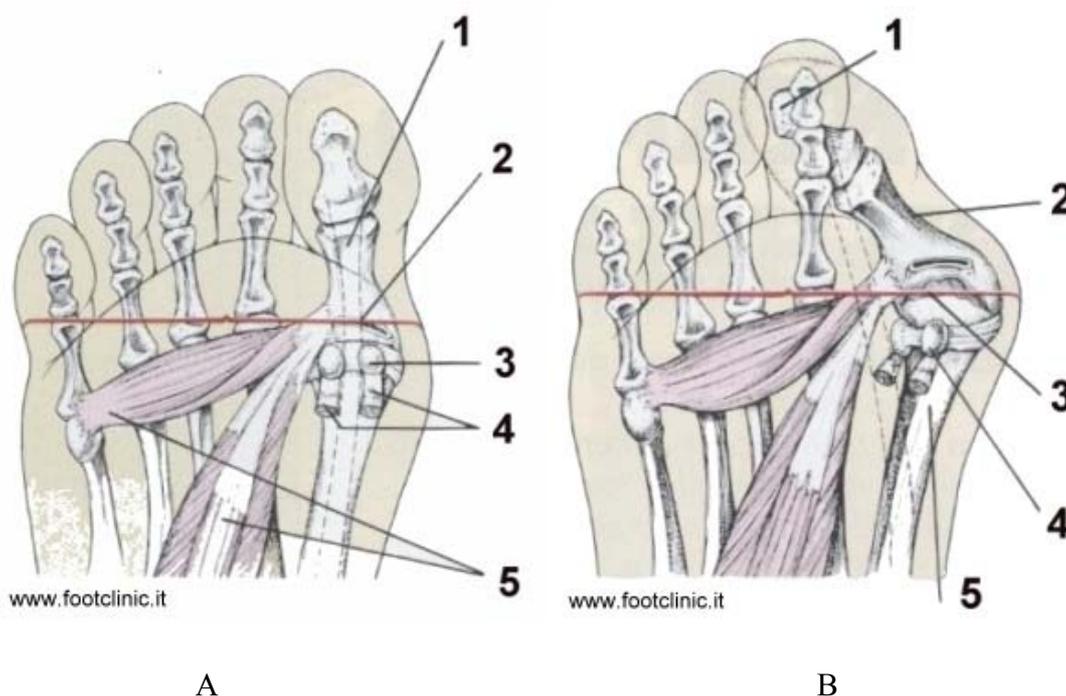
**Figura 1.18** Raffigurazioni del piede valgo (A) e del piede varo (B).

In alcuni casi, il piede cavo presenta deformazioni anche sul piano trasversale. Nel caso in cui la verticalizzazione interessi soprattutto il primo metatarso, la testa di quest'ultimo a contatto con il suolo costringe il retro piede a ruotare in supinazione, formando la deformità denominata "piede cavo varo" (fig.1.18 B).

Il caso opposto, cioè di valgismo del retro piede (fig.1.18 A), è al contrario causa -e non conseguenza- di un altro tipo di cavismo: quando esiste un importante valgismo del calcagno, esso trascina in pronazione anche il cuboide allontanandolo dal suolo; il piede cavo valgo dà una immagine podografica di un piede cavo, ma funzionalmente si comporta come un piede piatto.

### 1.3.3.L'alluce valgo

L'alluce valgo è una delle patologie del piede più diffuse. E' caratterizzato da una deformità del primo dito che comporta una deviazione laterale della falange, con lussazione delle due ossa sesamoidi entro le quali si trova l'articolazione dell'alluce (fig.1.19 B). Questa patologia generalmente causa lesioni cutanee come callosità e ulcerazioni croniche, dovute al continuo sfregamento della testa metatarsale con la calzatura.



**Figura 1.19** Raffigurazioni di un alluce sano (A) e di uno valgo (B).

Durante la fase propulsiva del passo, la spinta espressa dal primo dito sul terreno (e la corrispondente reazione del suolo), conterrà una componente perpendicolare rispetto all'asse dell'avampiede, avendo l'alluce perso il fisiologico allineamento con esso. Questa forza tenderà a far allargare l'arco plantare, che causa la deviazione vara del primo metatarsale. In stato avanzato questa patologia causa anche deformazioni al secondo e terzo dito (definiti "a martello"), dovute alla continua spinta che l'alluce esercita su di essi, fino anche a procurare situazioni di accavallamento. L'eccessivo carico che si genera in corrispondenza della testa del primo metatarsale può causare anche lesioni osteoarticolari all'avampiede, e la scorretta postura che si assume in questa situazione può portare a

ripercussioni gravi su ginocchia, anche e colonna vertebrale. Chi maggiormente soffre di alluce valgo è la donna (dieci volte più dell'uomo), in genere di età matura o senile, e soprattutto se vi sono casi di ereditarietà. Sebbene infatti le cause dell'alluce valgo sono da ricercarsi principalmente nella predisposizione genetica, l'uso abituale di calzature con tacco o con punte strette contribuisce indubbiamente ad accelerare il processo deformativo.

### 1.3.4. Il piede artrosico

L'artrosi, la più diffusa tra le malattie reumatiche che colpiscono i piedi, è un processo degenerativo della cartilagine che inizialmente colpisce le articolazioni e successivamente va modificando la struttura delle ossa. I soggetti più colpiti sono gli anziani, ma un fattore di origine traumatico o la familiarità possono interessare anche soggetti più giovani.

Con l'invecchiamento inoltre, il cuscinetto adiposo sottocutaneo si atrofizza (nelle donne soprattutto con l'avvento della menopausa) e non svolge più la normale funzione ammortizzante. I muscoli risultano indeboliti, e la lassità dei legamenti, sottoposti a un carico eccessivo, portano l'arco trasverso a cedere, con il risultato che il peso grava di più su alcune teste metatarsali. Questo squilibrio nella distribuzione del carico, porta a metatarsalgie, cioè dolorose infiammazioni della zona metatarsale, ipercheratosi, cioè callosità sulle regioni calcaneari, borsiti sierose, e dita a griffe o a martello, che compaiono in quanto le dita si trovano caricate del lavoro che dovrebbero scaricare i metatarsi.

## 2 Il piede diabetico

---

Grazie ai progressi in campo medico ottenuti negli ultimi anni, l'aspettativa di vita per i diabetici non differisce sostanzialmente da quella della popolazione non diabetica. I problemi principali oggi, per chi soffre di questa malattia, non sono più quelli legati alla sopravvivenza, ma quelli legati alle complicazioni croniche ad essa legate.

La più grave e comune è quella del piede diabetico, che si ha quando la neuropatia diabetica o l'arteriopatia degli arti inferiori compromettono la funzione o la struttura del piede. I due aspetti, pur essendo di natura differente, coesistono nella gran parte dei soggetti, soprattutto di età avanzata, facendo parlare quindi di piede neuroischemico.

Analizziamo ora queste due situazioni: 1) la neuropatia, che modifica sensibilmente le funzionalità biomeccaniche del piede, 2) l'ischemia, che compromette le funzionalità fisiologiche di nutrimento e guarigione dei tessuti, e sarà solo brevemente descritta in quanto non collegata direttamente all'argomento trattato.

### 2.1. Patologie che costituiscono il “piede diabetico”

#### 2.1.1. Il piede neuropatico

Nel piedi, una complessa rete di fibre nervose involontarie si occupa della conservazione della temperatura, del mantenimento dell'idratazione cutanea e del controllo delle contrazioni muscolari. La neuropatia diabetica danneggia pesantemente questa rete di controllo, colpendo i nervi sensitivi, motori e vegetativi; nel piede neuropatico sono quindi modificati l'equilibrio muscolare, la percezione degli stimoli e l'autoregolazione vegetativa.

La neuropatia sensitiva colpisce le fibre nervose che inviano le sensazioni al cervello diminuendo la soglia del dolore che può assumere differenti livelli di gravità. In molti studi è stato osservato come alcuni pazienti abbiano piedi poco sensibili e di come altri perdono

a tal punto la sensibilità da poter sopportare un intervento chirurgico senza anestesia. La mancanza di stimoli dolorifici è un fenomeno terribilmente pericoloso: il dolore infatti è un sintomo fondamentale che avverte il soggetto che qualcosa lo sta danneggiando e lo spinge ad adottare delle misure correttive. La mancanza di esso consente ad un trauma di perdurare nel tempo tanto da determinare una lesione senza la percezione di alcun segnale premonitore. Nella letteratura medica si riscontra che oltre il 30% delle ulcere del piede nei diabetici sono causate da scarpe inadatte.

La neuropatia motoria colpisce le fibre nervose che innervano i muscoli del piede. Queste fibre nervose sono deputate a dirigere i comandi del cervello ai muscoli, determinandone quindi i movimenti. Quando un nervo che va ad un muscolo subisce un danno, il muscolo si atrofizza. Tipicamente nel diabetico con neuropatia motoria si crea uno squilibrio tra muscoli estensori e flessori e un conseguente sbilanciamento tra le varie strutture tendinee che squilibreranno a loro volta le relative articolazioni. Quando un muscolo si retrae, infatti, il tendine di quel muscolo trascinerà indietro l'articolazione sulla quale è inserito, e il risultato finale sarà la griffe delle dita, la prominente delle teste metatarsali o l'accentuarsi del cavismo del piede. Queste deformità possono coesistere nello stesso piede e, in taluni casi aggravare deformità già presenti. Tutto questo porta a una deformazione del piede e ad una modificazione dell'appoggio plantare con una conseguente alterazione della superficie d'appoggio che si ridurrà a punti particolari, solitamente le teste metatarsali o il tallone. Tale sconvolgimento dell'appoggio del piede determina un ipercarico in alcune aree e un carico minore in altre.

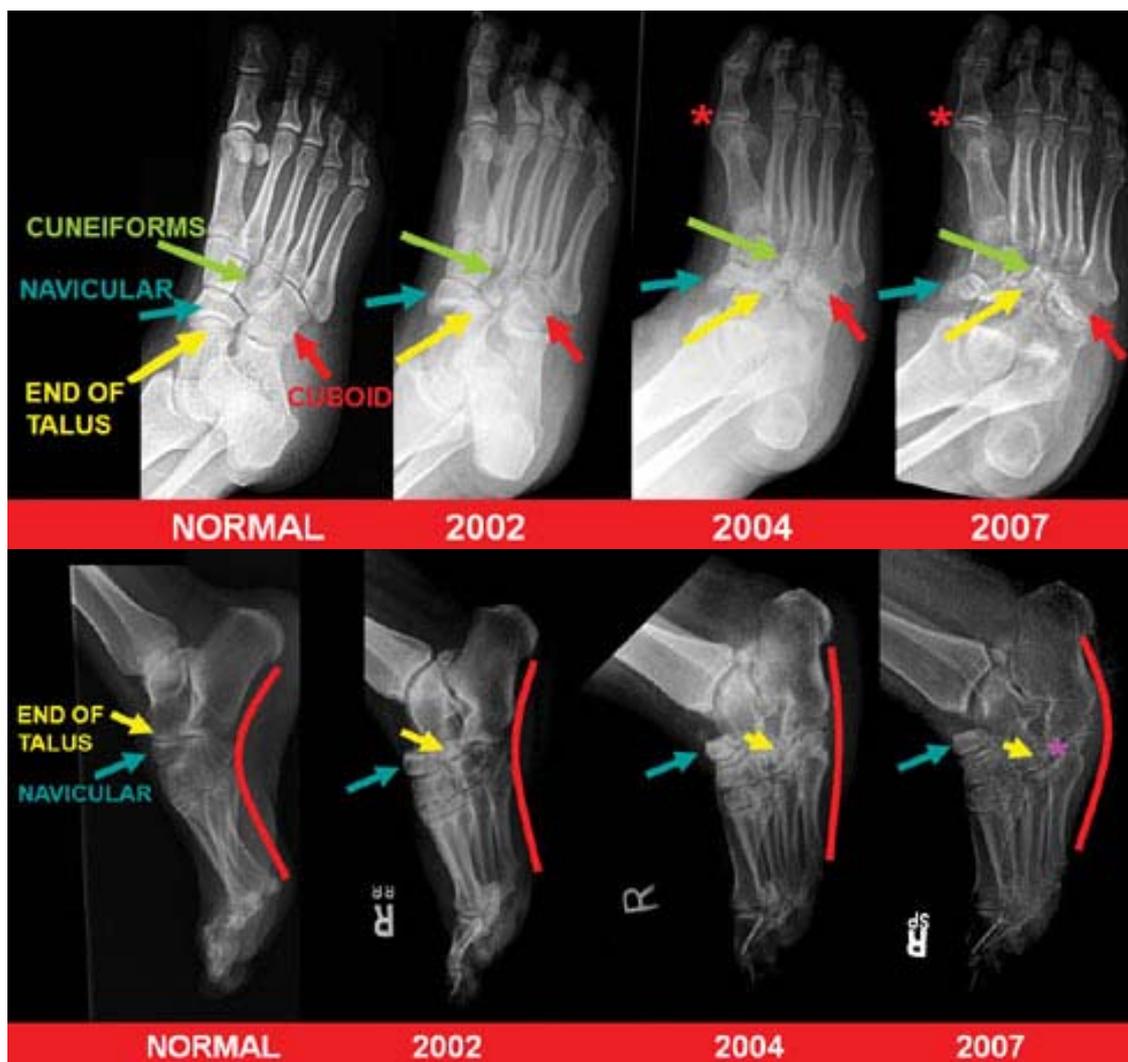
L'organismo nel tentativo di difendersi da questo eccesso di carico irrobustisce lo strato corneo nelle zone in cui si sviluppa una maggiore pressione, facendo comparire zone callose in corrispondenza di questi punti. Se però non si provvede a ridurre l'iperpressione in quel punto, a lungo andare si formerà un ematoma da schiacciamento e inevitabilmente si produrrà un'ulcera.

A differenza della neuropatia motoria, quella autonoma è molto meno conosciuta e genera solitamente meno complicazioni cliniche nei pazienti affetti. La conseguenza più visibile della neuropatia autonoma è la secchezza del piede dovuta al mal funzionamento delle fibre nervose che regolano l'attività delle ghiandole secretorie della cute. La

secchezza può provocare fessurazioni della cute, soprattutto al tallone, che sono una facile porta di ingresso per i germi, anche a causa del diverso PH che si viene a creare per l'anidrosi.

### 2.1.2. Il piede di Charcot

A lungo andare, il piede neuropatico può assumere caratteristiche che lo fanno rientrare nella categoria diagnostica del “piede di Charcot” (fig.2.1). Esistono a tutt’oggi ampi margini di incertezza sulle cause che determinano l’instaurarsi del piede di Charcot; le statistiche confermano però che si accompagna sempre alla presenza di neuropatia diabetica.



### **Figura 2.1 Serie di radiografie che comparano un piede normale alle progressive deformazioni presentate da un soggetto affetto da piede di Charcot**

Si ipotizza che l'atrofia dei muscoli intrinseci del piede, dovuta alla neuropatia, faccia mancare il sostegno necessario alle strutture rigide, affinché esse possano mantenersi nella loro conformazione fisiologica. Il piede non è quindi in grado di sostenere elasticamente il carico imposto dalla deambulazione, e si deforma sotto di esso. Nel piede di Charcot infatti si instaura una patologia tale che le ossa si frammentano e si deformano tanto da perdere i normali rapporti articolari, e l'architettura del piede viene fortemente compromessa.

Questa affezione, se non diagnosticata e non curata in fase acuta, evolve verso quadri di deformità tali da procurare ulcere difficilmente guaribili o recidivanti che alla fine possono portare anche alla amputazione dell'arto. I dati epidemiologici in letteratura sono molto scarsi e discordanti: questo perché si tratta di una patologia poco conosciuta e spesso sottostimata. Se la fase acuta non viene diagnosticata e curata correttamente e si continua a camminare con scarpe inadatte, progressivamente i rapporti tra le varie ossa del piede si alterano, vengono persi i normali rapporti articolari, si verificano frammentazioni e distacchi. Tutte queste anomalie aumentano nel tempo e conducono a quadri sempre più gravi di deformità, fino alla impossibilità di distinguere le ossa tra di loro.

Come è logico aspettarsi, l'aggravarsi della situazione instaura un circolo vizioso: più il piede aumenta la sua deformità più è probabile che si formino delle ulcere, la cui guarigione è tanto più difficile quanto più grave è la deformità. Una pesante complicazione consiste nel fatto che i germi, a partire da un'ulcera cutanea infetta, possono arrivare all'osso. Se si instaura l'osteomielite è indispensabile rimuovere l'osso o le ossa infette, procedendo con amputazioni, anche sopra la caviglia.

### **2.1.3. Il piede ischemico**

L'ischemia è un'ulteriore complicanza per il piede diabetico. Essa consiste in un inadeguato flusso sanguigno verso una parte del corpo, causata da una costrizione o ostruzione dei vasi sanguigni. L'arteriopatia ostruttiva periferica è una delle cause dell'ischemia, e si verifica quando placche di lipidi e altre sostanze restringono il lume del

vaso. Nei diabetici l'arteriopatia è molto più frequente che negli altri soggetti, e interessa prevalentemente le arterie sotto il ginocchio. Nei diabetici poi, le arterie sono molto spesso calcifiche, facendo prevalere la chiusura totale del vaso rispetto alla chiusura parziale, anche più volte nella stessa arteria. Inoltre la concomitante presenza di neuropatia sensitiva nel diabetico porta alla mancanza della "claudicatio", sintomo più precoce dell'arteriopatia periferica: il paziente quindi non si accorgerà di avere un'arteriopatia alle gambe, e il primo segno di un'arteriopatia periferica potrebbe essere un'ulcera che non guarisce o nei casi più gravi una gangrena.

### 2.2. Perdita di proprietà meccaniche dei tessuti molli della pianta del piede

Le proprietà biomeccaniche dei tessuti molli del piede precedentemente descritti, influenzano la distribuzione finale delle pressioni sulla pianta. Sia il diabete che l'età avanzata causano un deterioramento di tali tessuti, alterandone il tono e l'elasticità e inficiando quindi la loro funzione di protezione dalle elevate pressioni. Con la neuropatia poi, lo strato più esterno della pelle tende a inspessirsi, come ultimo tentativo di protezione nei confronti del carico eccessivo a cui è sottoposto. Tutti i materiali sono infatti caratterizzati da una propria rigidità, espressa in termini di tensione e deformazione, oltre la quale il materiale cede o raggiunge la rottura. Il cedimento di un materiale quindi, può avvenire per l'assorbimento di un alto valore di energia dovuto a eccessiva tensione oppure a eccessiva deformazione. La deformazione è definita, in questo caso, come la differenza tra lo spessore dei tessuti molli durante il carico, e il loro spessore a riposo.

Nel 1999, al fine di individuare come questa patologia e l'età avanzata modificano le proprietà meccaniche dei tessuti molli del piede, Zheng ed altri, effettuarono un confronto tra un gruppo di soggetti anziani e diabetici ed uno di soggetti più giovani e sani.

A tale scopo utilizzarono una sonda ad ultrasuoni di diametro 9mm ed esercitarono diversi livelli di pressione nei “siti critici” della pianta del piede, facendo assumere ai pazienti differenti posizioni. Una cella di carico venne connessa alla sonda, per registrare la risposta alla pressione esercitata (con velocità compresa tra 1e2mm/s).

Lo spessore del tessuto, e la profondità della rientranza causata dalla pressione esercitata dalla sonda sulla pelle, vennero determinati dal tempo di percorrenza dell’onda US, trasmessa da un trasduttore a 5MHz, riflessa dall’interfaccia osso-tessuto e ricevuta dallo stesso trasduttore. Il valore del carico, e il segnale US vennero digitalizzati e salvati.

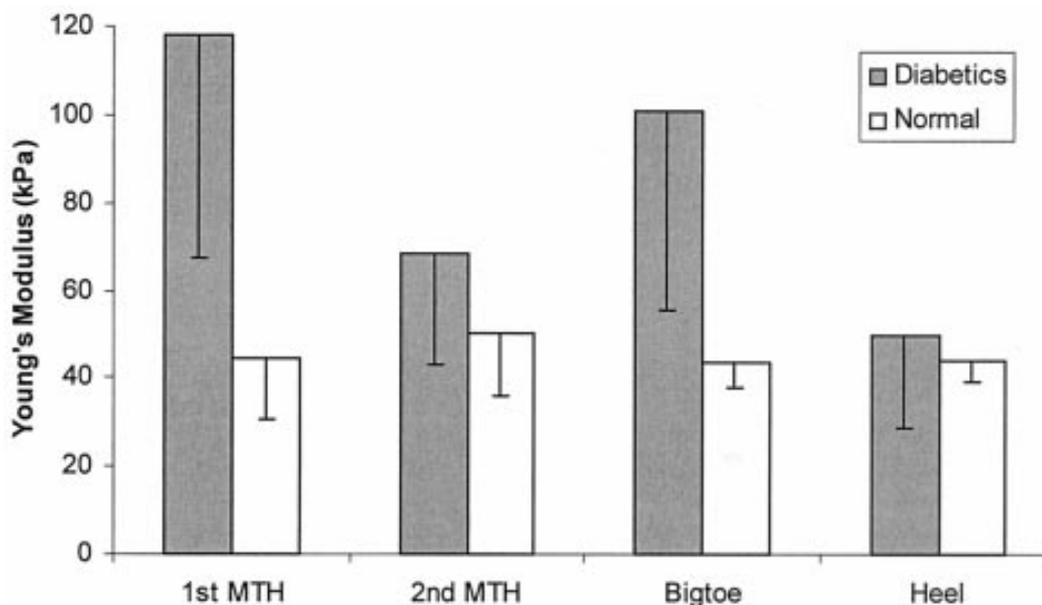
Il modulo di Young venne calcolato da questa equazione:

$$E = \frac{(1 - \nu^2) * P}{2\pi k \left(\nu, \frac{\alpha}{k}\right) * w}$$

dove:

- $\alpha$  rappresenta il raggio dello strumento che esercita pressione;
- $k$  è un fattore di scala che inserisce nel modello ideale le conseguenze dello spessore finito del tessuto cutaneo;
- $h$  è l’altezza dello strato elastico, che risulta dipendente dal modulo di Poisson del tessuto e dal raggio dello strumento che esercita la pressione. Il modulo di Poisson è supposto essere 0,45 assumendo che il tessuto molle sia un materiale pressoché incompressibile;
- Il rapporto  $P/w$  viene determinato dalla retta di regressione lineare della risposta al ciclo carico-rientranza che si esercita sul tessuto.

L’equazione rappresenta la soluzione matematica rigorosa del problema delle concavità elastiche che si generano in uno strato elastico sottile ancorato a uno spazio rigido compresso con un oggetto cilindrico rigido (Hayes et al. 1972).

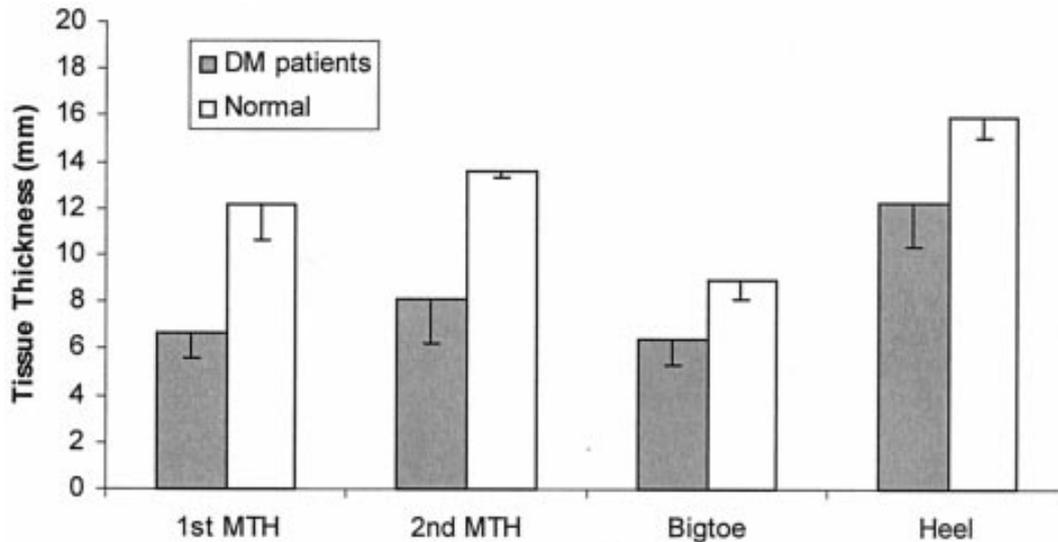


**Figura 2.2** Istogramma comparativo del valore del modulo di Young tra soggetti diabetici e sani, nelle zone del piede indicate.

Venne riscontrata una drammatica differenza tra il modulo di Young dei soggetti giovani e sani e quelli anziani e diabetici (fig.2.2). Nei soggetti giovani e sani il modulo di Young risulta distribuito più uniformemente nelle diverse zone considerate : il valore di questo parametro nei soggetti diabetici cresce non uniformemente nelle differenti zone, e mostra forte dipendenza dal sito in cui viene valutato.

Il massimo incremento (del 160%) fu osservato a livello della prima testa metatarsale. La dipendenza dalla zona della rigidità dei tessuti può essere spiegata come risposta alla ridistribuzione dei picchi di pressione plantare dovuti alle deformità del piede, come l'alluce a martello o le teste metatarsali prominenti. Le deformazioni dell'alluce, che portano alla generazione dei tipici picchi di pressione, potrebbero portare alla riduzione dei cuscinetti di materiale adiposo sotto la testa del primo metatarso e alla formazione di callosità, fattori che aumenterebbero la rigidità del tessuto. I picchi di pressione sono elevati anche nell'area adiacente alla seconda testa metatarsale, e sotto il tallone. In questo studio però, non si riscontra un incremento del modulo di Young in queste zone. Contemporaneamente si nota che in questi siti i tessuti erano più spessi che nelle altre zone analizzate, fatto che fa ipotizzare una possibile proporzionalità inversa tra spessore e rigidità dei tessuti.

Tra le altre differenze rilevate nell'ambito dello studio di Zheng, è di particolare interesse il fatto il tessuto plantare dei pazienti diabetici risulti più rigido e sottile di quello dei soggetti normali (fig.2.3).



**Figura 2.3** Istogramma comparativo dello spessore del tessuto tra soggetti diabetici e sani, nelle zone del piede indicate.

Ciò potrebbe essere spiegato dalla condizione della pelle tipica dei diabetici: essi presentano infatti una secchezza a livello epidermico dovuta ai problemi nella regolazione del glucosio, e ciò può ridurre la flessibilità della pelle e rendere il tessuto più rigido, più sottile, e più fragile. Anche la presenza di callosità, dovuta ai picchi pressori, può spiegare l'incremento del modulo di Young.

Il modulo di Young dei tessuti dei soggetti sani è risultato aumenta sensibilmente quando il piede assume posizioni non neutrali (fig.2.4). Ciò è coerente con il fatto che il tessuto molle diventa più rigido quando i tessuti sottostanti vengono in qualche modo attivati. Non è chiaro del perché ciò non avvenga nei soggetti anziani e diabetici. Si può ipotizzare che ciò possa essere dovuto alla debolezza muscolare, oppure al fatto che alcuni dei pazienti che si sono sottoposti a questo studio non erano in grado di mantenere autonomamente le posizioni di flessione plantare o dorsale del piede, e questa è stata imposta passivamente. Independentemente dal motivo per cui questo accade, è importante notare che i tessuti molli in questi soggetti, oltre a perdere funzionalità nella loro struttura, perdono anche la capacità di rispondere come dovrebbero alle sollecitazioni di carattere posturale.

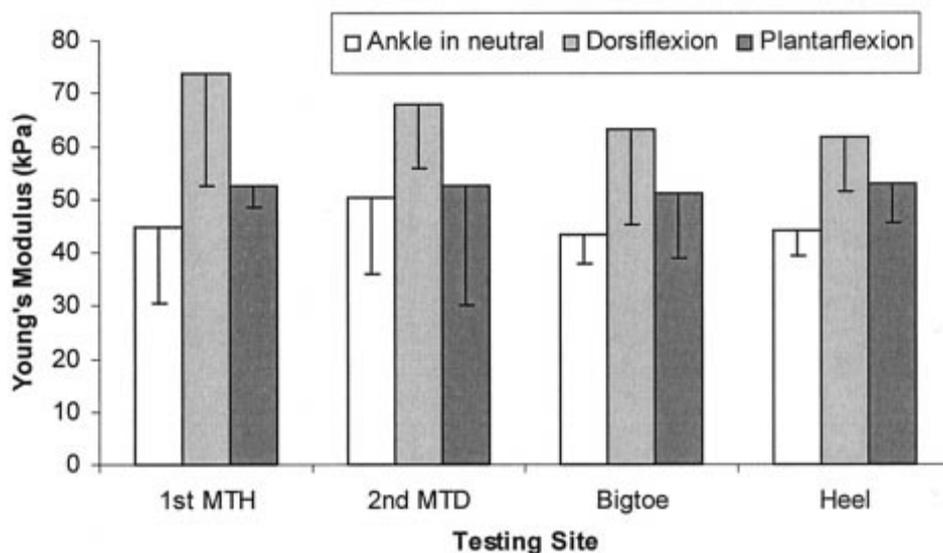


Figura 2.4 Dipendenza del modulo di Young dalla posizione assunta nei soggetti sani

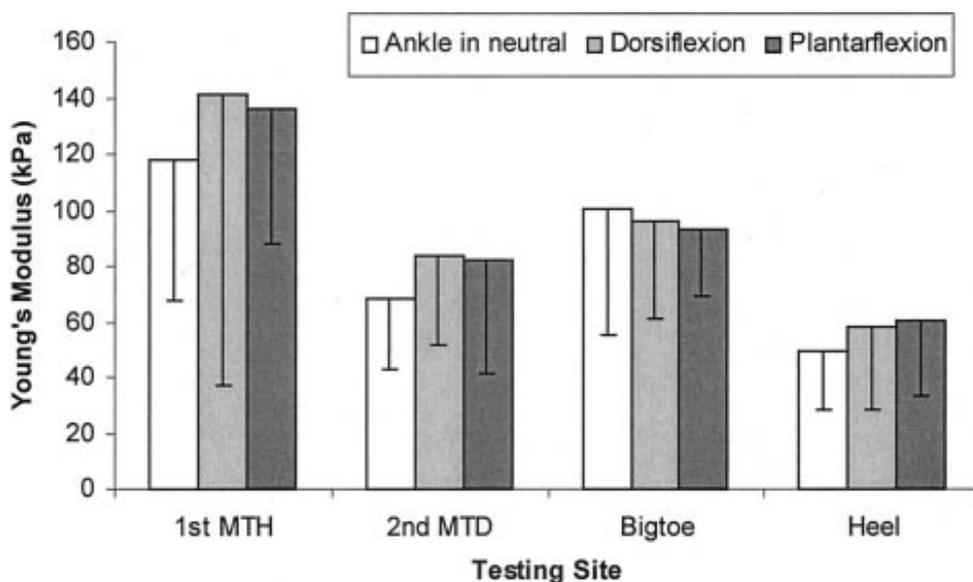


Figura 2.5 Dipendenza del modulo di Young dalla posizione assunta nei soggetti diabetici

Vengono di seguito annotati i potenziali argomenti di ulteriori approfondimenti emersi da un'interpretazione critica di questo studio:

Innanzitutto, in questo studio, i soggetti sani e quelli diabetici furono scelti in due gruppi differenti per età: purtroppo, in questo modo, risultano indistinguibili gli apporti all'effetto

finale dovuti alla malattia e alla vecchiaia, che giocano da cofattori. Pertanto in ulteriori indagini potrebbe essere interessante valutare il peso dell'età, del diabete (e della sua durata) nella determinazione della rigidità e dello spessore dei tessuti molli della pianta del piede.

Lo spessore dei tessuti e il modulo di Young determinati da questo tipo di analisi potrebbero essere impiegati nella valutazione del rischio di ulcerazioni del piede diabetico e facilitando il progetto di ortesi plantari.

### 2.3. Ipotesi sul legame tra piede diabetico ed aumento delle pressioni plantari

Abbiamo visto come l'incrementare della pressione plantare sia frequentemente legato alla formazione di ulcere nei soggetti affetti dalla neuropatia diabetica, e come queste, siano generalmente rilevate in sede avampodolica. In letteratura, molti autori hanno affermato la coesistenza di forti picchi nella distribuzione delle pressioni a livello plantare e le ulcerazioni in quest'area, ma il motivo per cui questo incremento si verifichi è ancora un argomento controverso.

La carenza di sensibilità dovuta alla neuropatia, associata alla mobilità compromessa e ad eventuali deformità di carattere ortopedico, è ritenuta un fattore responsabile del sovraccarico plantare (Van Schie, 2005).]

Altri autori hanno suggerito come l'incrementare dell'irrigidimento dei tessuti connettivi della caviglia e del piede, possano portare a un inadeguato movimento rotolatorio del piede durante la fase di carico. Questa alterazione del tessuto connettivo porta alla riduzione del range di movimento nel complesso sopra-astragalico che altera l'ideale modello di carico, compromettendo la trasmissione delle rotazioni interplanari che costituiscono il sistema di avvolgimento dell'elica podalica analizzato nel capitolo precedente.

Per quanto riguarda l'aspetto muscolare, è stato osservato: a) che l'aumento della pressione plantare potrebbe essere relazionato ad un ritardo nell'attivazione del muscolo vasto laterale della gamba durante la fase di carico, che è responsabile della riduzione del carico

nelle parti inferiori della gamba nella fase di appoggio del tallone; b) l'esistenza di un ritardo nell'attivazione del muscolo tibiale anteriore, che appiattisce il piede eccentricamente dopo la fase di appoggio del tallone (Sacco et Amadio, 2003).

Altri autori (Kwon et al., 2003) riscontrano durante la fase di appoggio, una prematura attivazione del muscolo tricipite surale, che spinge l'avampiede e le falangi a prendere contatto troppo presto con il terreno. Inoltre, un ridotto *range* di movimento del complesso piede-caviglia altera la cinematica di tale sito durante il carico. Tutte queste alterazioni potrebbero interferire nel progressivo ordine temporale secondo il quale le parti del piede prendono contatto con la superficie durante la fase di appoggio.

L'area dell'avampiede sopporta i carichi più alti nella fase di spinta durante il carico, anche in soggetti non diabetici. Tuttavia, la parte anteriore del piede non dovrebbe prendere contatto con il suolo durante la fase di appoggio del tallone, quindi non dovrebbe esistere la pressione che risulta in quest'area, dovuta al prematuro contatto con il suolo, nella prima fase del passo. Nel caso in cui si verificano dei picchi pressori nelle aree anteriori già dal primo contatto del tallone col suolo, questi carichi saranno sommati e accumulati a quelli che queste zone che già sopportano durante la fase finale di spinta.

Il sovraccarico prolungato di questa regione anteriore durante il processo rotatorio del piede, associato alla riduzione della sensibilità, può aumentare il rischio di lacerazione dei tessuti nel piede neuropatico. Perciò, in individui che soffrono di questa patologia, l'alterazione nella biomeccanica e nella sensibilità del piede ha conseguenze maggiori nelle parti anteriori del piede.

E' stato dimostrato come in soggetti neuropatici, il ridotto range di movimento della caviglia influenzi la distribuzione del carico a livello plantare durante il passo e come il mesopiede e l'avampiede, ricevendo un carico maggiore nella fase di spinta, probabilmente dovuto alla ridotta flessione della caviglia in fase di appoggio, risultino alterati nelle loro normali funzioni (Sacco et al., 2008).

Morag ed altri, nel 1999, cercarono invece di stabilire per mezzo di un'analisi di regressione multivariata quali fattori sono associati all'innalzarsi delle pressioni plantari. L'equazione utilizzata per valutare queste relazioni è:

$$Y_i = b_0 + b_1 \cdot X_1 + b_2 \cdot X_2 + \dots + b_n \cdot X_n$$

Dove:

$Y_i$  è il picco di pressione misurato;

$b_{1...n}$  sono costanti che pesano l'influenza apportata da ogni variabile;

$X_n$  sono le variabili indipendenti prese in considerazione.

Nello studio di Morag il piede venne diviso in quattro zone: tallone, mesopiede, testa del primo metatarso e alluce. Per ognuna di queste zone vennero poi selezionate le variabili che meglio riuscivano a interpretare i valori riscontrati dalle misurazioni pressorie. Per il tallone l'equazione assumeva questo aspetto:

$$\ln(\text{heel}) = 6.91 - 0.0067(\text{Age}) + 0.0135(\text{Inf Calc}) - 0.0373(\text{hlul}) - 2.5000(\text{Contact}) + \\ + 0.3450(\text{VXhs}) + 2.1600(\text{VZhs+1})$$

Dove le variabili indipendenti scelte sono (fig. 2.6):

*Age*, è l'età del soggetto (in anni);

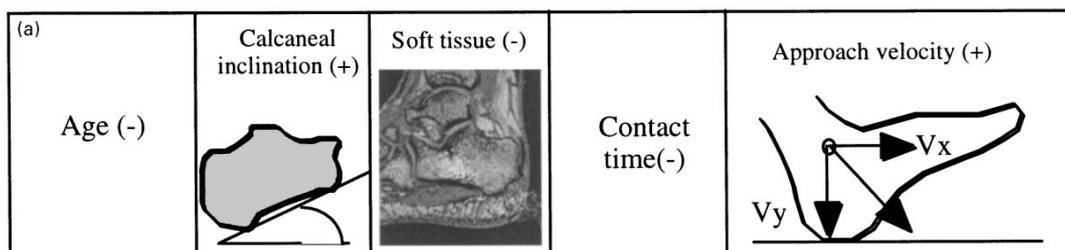
*Inf Calc*, l'inclinazione del calcagno (in gradi);

*hlu*, lo spessore del tessuto molle a riposo (in mm);

*Contact*, il tempo di contatto durante l'appoggio (in secondi);

*vxhs*, la velocità orizzontale del piede nel momento in cui il tallone prende contatto col suolo (in m/s);

*vzhs+1*, la velocità verticale del piede un fotogramma dopo il contatto del tallone col suolo (in m/s).



**Figura 2.6 Variabili che influenzano la pressione a livello del tallone nel modello di regressione multivariata di Morag**

Ad esempio, uno spessore del cuscinetto del tallone che risulti un punto di deviazione standard superiore al valore medio, comporta una riduzione del picco pressorio sotto il tallone di 27.4 kPa.

Secondo questo modello, la pressione predetta sotto il tallone risulta da una combinazione di struttura, funzione ed età del soggetto. L'inclinazione del calcagno è un indice dell'altezza dell'arcata plantare: è noto infatti che un piede molto arcuato sviluppi picchi pressori più alti di un piede normale. Anche le proprietà meccaniche del tessuto molle giocano un ruolo importante in questo modello, in cui si vede come uno strato più spesso di tessuto sotto il tallone implichi una pressione inferiore sotto questa zona. L'età, in questo modello, implica una diminuzione della pressione sotto il tallone. Gli autori fanno notare che, sebbene teoricamente si possa pensare di sostituire questa variabile con altri parametri di tipo strutturale o funzionale ad essa correlati, al momento della stesura dell'articolo non ci fossero spiegazioni del perché si verifici questo fenomeno. Il modello tiene inoltre considerazione come un tempo di contatto più lungo porti a una diminuzione della pressione sotto il tallone, fatto che può essere interpretato pensando che un passo più veloce comporti accelerazioni e quindi forze superiori. Le ultime due variabili rimarcano questo concetto, predicendo pressioni superiori sotto il tallone all'aumentare delle componenti delle velocità con la quale il tallone impatta col suolo. Si nota come la velocità verticale pesi molto di più di quella orizzontale.

Per l'avampiede la formula ricavata è stata:

$$\ln(\text{midfoot}) = 5.11 - 0.0112 (\text{Age}) + 0.0178 (\text{Weight}) - 0.0445 (\text{Eversion}) - 0.0635 (\text{Inf Calc})$$

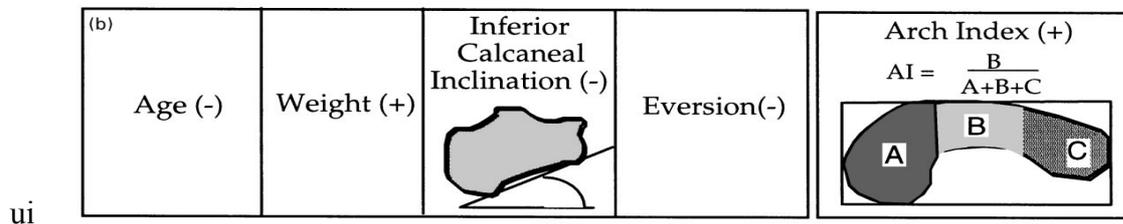
Dove le variabili indipendenti scelte sono (fig. 2.7):

*Age*, è l'età in anni del soggetto;

*Weight*, il peso corporeo (in kg);

*Eversion*, il range di mobilità passiva di eversione (in gradi);

*Inf Calc*, l'inclinazione del calcagno (in gradi).



**Figura 2.7 Variabili che influenzano la pressione a livello del mesopiede nel modello di regressione multivariata di Morag**

Ad esempio, un valore di inclinazione del calcagno che risulti un punto di deviazione standard superiore al valore medio, comporta una riduzione del picco pressorio nel mesopiede di 20.2 kPa.

In accordo con il modello, è intuibile pensare che un piede caratterizzato da un'arcata più bassa, e, di conseguenza, una maggiore area di contatto, sviluppi pressioni più alte a livello dell'avampiede. In questo studio, il peso corporeo compare solo in questa zona come variabile che influenzi il valore della pressione. In quanto all'ampiezza dell'eversione, probabilmente un range maggiore permette al piede di assumere una posizione più prona a metà della fase di appoggio, spostando parte del carico medialmente.

Per la zona al di sotto della testa del primo metatarso, l'equazione risulta essere:

$$\ln(MTH1)=2.50+0.0191 (Inf Calc)+0.0607 (Chop)-0.0647 (P1)-0.0910 (Ses ht)-0.0355 (Mort)+0.0008 (GA3)+0.0229 (TCDROM)$$

Dove le variabili indipendenti scelte sono (fig. 2.8):

*Inf Calc*, è l'inclinazione del calcagno (in gradi);

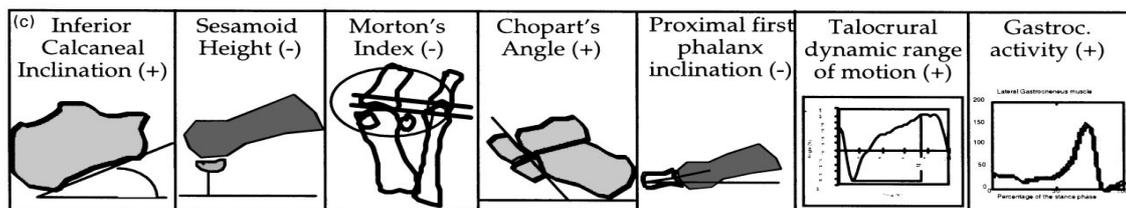
*Chop* è l'angolo tra l'orizzontale e la superficie prossimale del navicolare (in gradi);

*P1* l'angolo tra l'orizzontale e l'asse della prima falange (in gradi);

*Sesht* è la distanza tra il suolo e la superficie inferiore dei sesamoidi della testa del primo metatarso (in mm);

*Mort* (Indice di Morton), la sporgenza della testa del secondo metatarso relativa al primo (in mm), GA3 l'attività media del muscolo gastrocnemio a  $\frac{3}{4}$  della fase del passo (%);

*TCDROM*, il range di mobilità dinamico talocrurale (in gradi).



**Figura 2.8 Variabili che influenzano la pressione a livello della testa del primo metatarso nel modello di regressione multivariata di Morag**

Ad esempio, un valore di inclinazione del calcagno che risulti un punto di deviazione standard superiore al valore medio, comporta un aumento del picco pressorio sotto la testa del primo metatarso di 39.4 kPa.

È interessante notare come la pressione a livello avampodalico (zona critica per le ulcerazioni fra i diabetici) risulti influenzata da piccole caratteristiche strutturali come l'indice di Morton o l'altezza delle ossa sesamoidi, come da macroscopiche interazioni funzionali, come l'attivazione del gastrocnemio. L'inclinazione del calcagno compare anche in questa formula, sempre come indicatore dell'altezza dell'arco plantare. Un maggiore angolo tra l'orizzontale e l'asse della prima falange dell'alluce (P1) è in questo

caso associato a una diminuzione della pressione sotto la testa del metatarso: questo è un meccanismo di scarico diretto del metatarso durante la stazione eretta, in quanto permette una condivisione del carico con l'alluce. Un ampio angolo di Chopart, che implica un aumento della pressione, potrebbe essere associato a una ridotta mobilità dell'articolazione astragalo-navicolare. L'attivazione del gastrocnemio a  $\frac{3}{4}$  della fase del passo, cioè subito prima che si verifichino i picchi di pressione plantari, risulta indipendente dalla velocità con la quale il soggetto sta camminando, e secondo i dati sperimentali di questo studio sembra che una maggiore attività porti a picchi di pressione più alti. L'ultimo parametro in gioco, interpreta l'evidenza che i soggetti che tendono a camminare con un maggior range di mobilità della caviglia sviluppino pressioni più alte sotto la testa del primo metatarso.

Per l'alluce l'equazione riportata è la seguente:

$$\ln(\text{hallux}) = 4.79 + 0.217 (\text{Hall } L) - 0.0825 (\text{Ses } ht) + 0.0399 (\text{I-P angle}) - \\ - 0.0178 (\text{MTP1DROM}) + 0.0013 (\text{MTP1vel})$$

Dove le variabili indipendenti scelte sono (fig. 2.9):

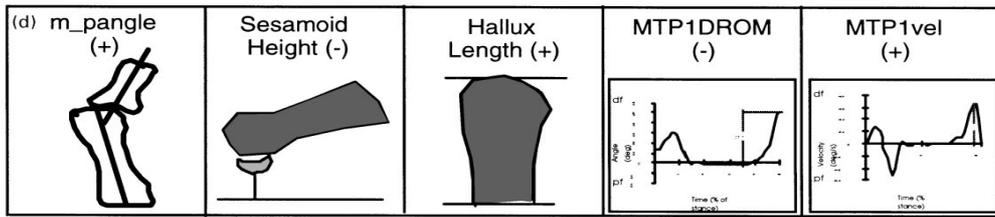
*Hall L*, è la lunghezza dell'alluce (in mm);

*Ses ht*, è la distanza tra il suolo e la superficie inferiore dei sesamoidi della testa del primo metatarso (in mm);

*I-P angle*, l'angolo tra le diafisi della prima e la seconda falange dell'alluce (in gradi);

*TP1DROM*, il range dinamico di mobilità dell'articolazione tra la prima falange dell'alluce e il metatarso,

*MTP1vel*, il picco di velocità nella dorso-flessione della stessa articolazione durante la spinta.



**Figura 2.9 Variabili che influenzano la pressione a livello dell'alluce nel modello di regressione multivariata di Morag**

Ad esempio, un valore del range di mobilità dell'articolazione falangeo-metatarsale che risulti un punto di deviazione standard superiore al valore medio, comporta un aumento del picco pressorio sotto l'alluce di 45,5 kPa

Secondo questo modello, la pressione che si sviluppa sotto l'alluce è quindi funzione sia di parametri strutturali che funzionali. Volendo dare una breve interpretazione a questa formula, si può dire che la lunghezza dell'alluce, influisce sulla pressione finale probabilmente perché un alluce più lungo comporta un maggior braccio di forza durante la fase di spinta. La sottigliezza del tessuto sotto i sesamoidi limita l'ammortizzazione dell'impatto, ed è quindi direttamente proporzionale al valore misurato. L'ampiezza dell'angolo tra le falangi, probabilmente è legata all'incremento della pressione sotto l'alluce perché restringe il range di deformazione elastica che si ha nell'allineamento di queste due ossa durante la spinta, così come accade per la variabile che indica il range di mobilità dinamico tra la falange e il metatarso. Inoltre un ampio range di dorsoflessione di questa articolazione assicura tempo sufficiente per la distribuzione del carico verso l'alluce. D'altra parte, una mobilità limitata unita a una sostenuta velocità nell'esecuzione del movimento, porta ad un carico eccessivo.

Sebbene i modelli a regressione siano un potente strumento per esplorare le associazioni che intercorrono tra gruppi di variabili, è d'obbligo sottolineare il fatto che non è possibile stabilire relazioni di causa-effetto utilizzando questo approccio. Il successo di queste previsioni dipende inoltre dall'abilità dei ricercatori nello scegliere le variabili critiche da immettere nelle formule. Ad esempio, in questo studio le variabili cinematiche riguardano tutto il piede, ed è possibile che l'azione di altre articolazioni (come ad esempio la flessione del ginocchio durante il passo) possano influenzare le pressioni plantari. Un'altra

limitazione di questo studio sta nel fatto che le misurazioni sono state effettuate con i pazienti a piedi scalzi, mentre in questo contesto sono molto più indicative le pressioni che si sviluppano tra il piede e la suola della calzatura.

Nonostante ciò, studi come questo possono fornire importanti indicazioni per la progettazione delle ortesi plantari, facendo luce sui meccanismi che generano i picchi pressori, che sono da prendere in considerazione per effettuare delle scelte più mirate nella costruzione di dispositivi che hanno come scopo la loro attenuazione.

### 3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

---

Le anomalie biomeccaniche descritte nel capitolo precedente, hanno come conseguenza l'instaurarsi di picchi di pressioni verticali in specifiche zone del piede. Per affrontare questa problematica, è largamente diffusa la prescrizione di ortesi plantari costruite su misura. Nel caso del piede diabetico, il problema è particolarmente delicato. La neuropatia e l'ischemia infatti sono i principali fattori che inducono il rischio di ulcere a livello plantare.

L'americano "Centers for Disease Control" (CDC), stimò che approssimativamente dal 65% all'80% dei problemi ai piedi dovuti alla neuropatia diabetica potrebbero essere prevenuti con l'utilizzo di appropriati calzature e plantari. In uno studio del 1992 quantificarono che chi non utilizzava dispositivi appropriati si sottoponeva al 50% delle probabilità di reincorrere in nuove ulcerazioni, mentre per chi utilizzava calzature adatte il rischio era del 20%. È lecito ipotizzare che, a 18 anni da questo studio, i progressi della scienza e le conseguenti innovazioni tecnologiche abbiano accresciuto il distacco tra queste due percentuali.

Le disfunzioni biomeccaniche dovute alla neuropatia e precedentemente introdotte infatti, hanno come risultato un'anormale distribuzione della pressione sui tessuti molli della pianta del piede, che porta in breve tempo alla comparsa di ferite sugli stessi. In secondo luogo, l'ischemia è un fattore aggravante per guarigione di queste ferite, che spesso assumono livelli di gravità tali da rendere necessarie misure drastiche come l'amputazione di parti del piede.

3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

---



A



B

**Figura 3.1** Stivaletto “Total Contact Cast” (A) e “Half-shoe” per lo scarico totale dell’avampiede (B)

Per la guarigione di un’ulcera, si adottano metodologie di scarico totale della zona ferita, che possono essere calzature ortopediche specifiche che mettono in totale scarico la zona dell’avampiede (fig. 3.1 B), oppure stivaletti in feltro adesivo (fig. 3.1 A). Con questi ultimi, la ferita è isolata grazie all’applicazione di strati di nastro in schiuma di feltro alla pelle dell’area che circonda l’ulcera, ma non al di sopra di essa. Essi devono essere modellati da personale qualificato e cambiati almeno settimanalmente. Il fatto che il paziente non li possa rimuovere, sebbene limiti molti aspetti della quotidianità del soggetto (rende impossibile ad esempio guidare o fare il bagno), è il punto di forza di questa metodologia: spesso infatti i soggetti affetti da ulcere plantari e che a causa della neuropatia non avvertono il dolore, non sono abbastanza rigorosi nel tenere in scarico totale la zona per un periodo sufficiente alla sua guarigione.

Alla luce di questo, si capisce che esistono due tipologie diverse di dispositivi plantari utilizzati per i pazienti diabetici: la prima è quella atta a riequilibrare il carico sulla pianta del piede, mitigando gli anomali i picchi di pressione, sia in condizioni statiche che dinamiche, in modo da prevenire la comparsa di ulcerazioni in soggetti ad uno stadio

### *3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

abbastanza precoce della malattia. La seconda tipologia, invece, è quella che comprende i dispositivi che agiscono mettendo in scarico totale le zone già ulcerate, in modo da renderne possibile la guarigione o da proteggerle da eventuali ricadute.

È intuitivo capire quanto il primo tipo di ortesi sia fondamentale per migliorare la qualità della vita nei soggetti che soffrono di questa patologia: per quanto un dispositivo di scarico possa essere mirato e funzionale nel favorire la guarigione di un'ulcera, infatti, nel caso dei diabetici è difficile che esso possa essere risolutivo, o accettabile per il mantenimento di uno stile di vita autonomo e non dipendente da continue cure mediche. La fragilità del soggetto lascia infatti intendere che se si esclude una zona dalla distribuzione delle pressioni, facilmente ce ne sarà un'altra che ne risente, e che sarà quindi a rischio di ulteriori ulcerazioni. Questo circolo vizioso è probabilmente uno dei motivi per cui un paziente che ha già presentato un'ulcera al piede ha alta probabilità di presentarne altre, anche dopo la guarigione. Si capisce quindi l'importanza di un'adeguata azione preventiva nella redistribuzione del carico in modo molto anticipato alla formazione delle prime ferite.

Per avere una misura di quanto un dispositivo adatto possa influire positivamente sulla redistribuzione delle pressioni, ci rifacciamo a uno studio del 1995 di H. Kato et al., nel quale furono misurate le differenti pressioni verticali che si sviluppavano in condizioni statiche tra la pianta del piede e la suola in un gruppo di sette soggetti con neuropatia diabetica, con e senza ortesi plantare. In quanto alla tipologia di plantare utilizzato, l'articolo precisa soltanto che il dispositivo era stato modellato su misura del soggetto, in poliuretano. Non viene accennato di che tipo di poliuretano si tratti, o che tipo di criteri siano stati utilizzati per la modellazione "su misura". Si può presumere però che il poliuretano sia stato semplicemente modellato sulla forma del piede del soggetto, così da massimizzarne la superficie di contatto.

Per la misurazione delle pressioni era stata utilizzata una allora innovativa sualetta sensibile, spessa 0,15 mm e contenente 960 sensori.

I risultati furono molto incoraggianti. Come previsto, i picchi pressori vennero localizzati sotto il tallone o a livello delle teste metatarsali, a seconda del soggetto. Le immagini esprimono significativamente la differenza.

3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

---

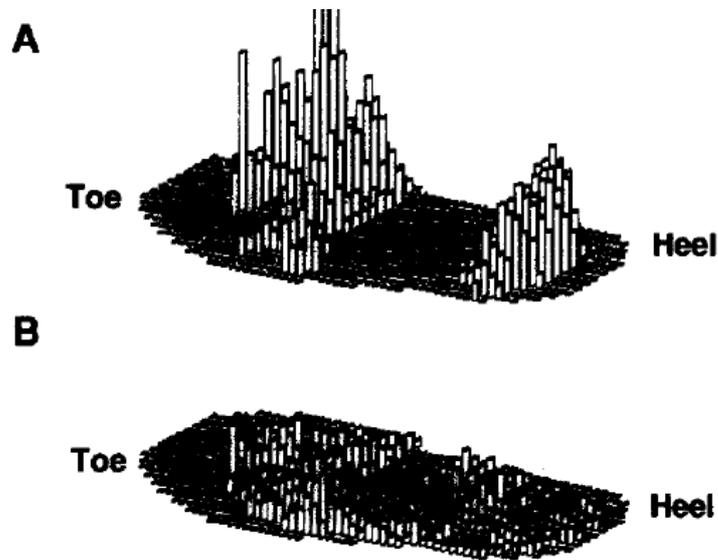


Figura 3.2 Immagini barometriche: il paziente, un uomo di 59 anni, diabetico da 10, presentava l'alluce ad ARTIGLIO bilaterale e callosità sotto le teste metatarsali e il tallone. Si nota chiaramente come i picchi di pressione siano diminuiti (da 185 kPa a 56 KPa), e la superficie di contatto aumentata da 258 a 533 elementi sensibili.

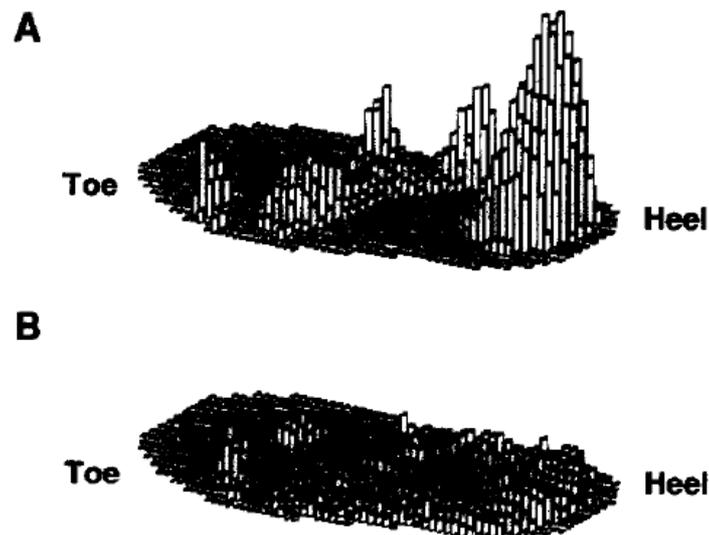


Figura 3.3 Immagini barometriche: il paziente, una donna di 35 anni diabetica da 11, presentava bilateralmente il piede di Charcot, con un carico concentrato sul tallone. I picchi di pressione vennero diminuiti da 215 KPa a 43 KPa, e la superficie di contatto incrementata da 304 a 595 elementi sensibili.

3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

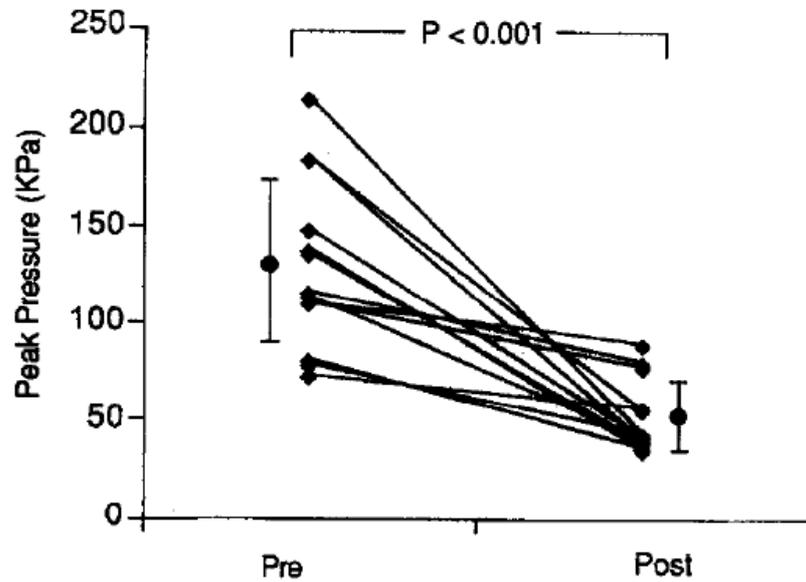
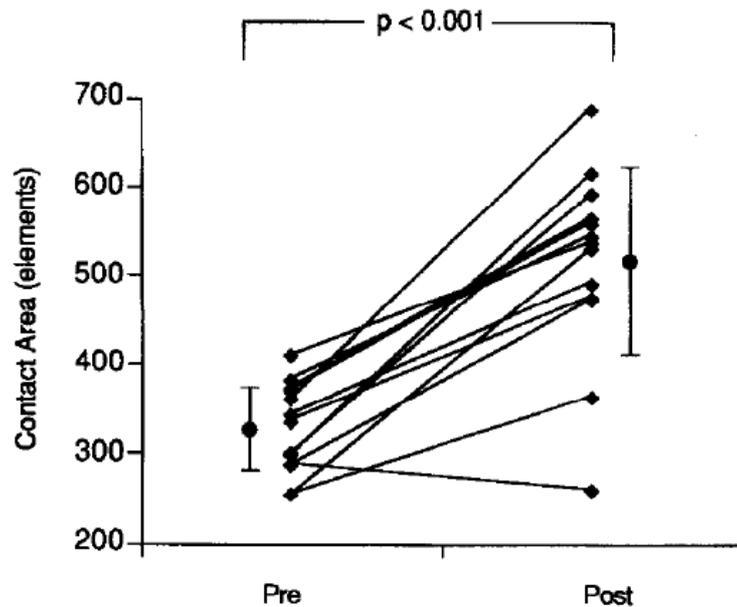


Figura 3.4 Grafico in cui si apprezzano gli effetti sulla distribuzione delle pressioni dovuti all'utilizzo del plantare: Nel complesso, la riduzione media della pressione è stata del 56.3%, variando tra un minimo del 18.9% ad un massimo del 80%



### *3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

**Figura 3.5 Grafico in cui si apprezza l'incremento della superficie di contatto dovuto all'utilizzo del plantare: L'incremento medio della superficie di contatto è stato del 62.3%, in un range tra il 10% e il 106.6%**

È da sottolineare che risultati così incoraggianti siano stati ottenuti in condizioni di carico statico in cui, aumentando la superficie di contatto, si ha un immediato appiattimento dei picchi pressori, in quanto per definizione,  $P=F/S$  (Pressione = Forza/Superficie). In condizioni dinamiche, l'insieme delle forze e accelerazioni in gioco è estremamente più complesso da modellizzare, e quindi molto più difficile da correggere.

## **3.1. Geometrie caratterizzanti i plantari**

L'ortesi plantare è un dispositivo medico realizzato interamente su misura che, in generale, deve rispondere a più necessità: da un lato correggere e/o compensare una problematica e dall'altro essere ben tollerata dal paziente risultando perciò leggera e soprattutto capace di migliorare la qualità della vita.

Pertanto un paio di plantari su misura non potrà essere uguale a quello di un altro soggetto, poiché questi saranno diversi per anatomia, problematica, peso, età, sudorazione e così via.

I plantari si dividono in correttivi, antalgici e biomeccanici.

I correttivi sono le ortesi realizzate con lo scopo di correggere una problematica nell'età evolutiva, ovvero fino a quando l'apparato muscolo-tendineo scheletrico è in grado di rispondere a delle sollecitazioni esterne. Tali dispositivi per mezzo di cunei, spessori o sostegni hanno lo scopo nei bimbi di migliorare una problematica in corso come ad esempio il piede piatto o il retro piede valgo. Il raggiungimento dell'obiettivo dipende dall'entità del problema, dalla recettività individuale, dal tono muscolare e dall'età. Tali plantari devono comunque mantenere una corretta postura del piede.

I plantari antalgici sono concepiti al solo scopo di ridurre, limitare o, nelle migliori ortesi, eliminare il dolore scatenato a seguito di una problematica in corso. Vengono realizzati con

### *3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

materiali solitamente morbidi al fine di ammortizzare o scaricare l'urto in un determinato punto dolente. Sono normalmente prescritti a soggetti con artrosi ad uno stadio avanzato, artrite deformante, gotta, diabete, gravi insufficienze circolatorie o comunque in tutte quelle circostanze in cui il piede lamenta una grave insofferenza in pazienti che hanno normalmente superato i 60 anni d'età.

I plantari biomeccanici sono le ortesi più difficili da realizzare sia per la complessità della costruzione sia per la competenza che un tecnico ortopedico deve mettere a disposizione per aiutare a ristabilire una corretta funzionalità del passo. La realizzazione si avvale quindi di uno studio approfondito valutando storia e sintomatologia della patologia in corso (anamnesi), eventuali instabilità articolari, osservazione della marcia e utilizzando una piattaforma di pressione/forza (baropodometro). Solo dopo aver ottenuto una visione completa della problematica si procederà alla presa del calco del piede, l'operazione più importante e delicata a causa della precisione con cui deve esser condotta. Lo scopo di riportare il passo a una situazione il quanto più possibile fisiologicamente corretta si ottiene stabilizzando l'area calcaneale nella posizione di "neutra sottoastralgica", compensando la meccanica dell'avampiede, sostenendo o stimolando l'arco longitudinale in modo elastico e normalizzando eventuali ipercarichi su qualsiasi zona del piede.

I materiali utilizzati sono i più diversi: si va dall'uso di sughero, cuoio e resine composte termoformabili per correggere, sostenere o stabilizzare, all'impiego di schiume poliolefiniche a celle chiuse modellabili per riequilibrare gli eccessivi picchi di forze (dovute ad esempio al cedimento delle teste metatarsali); i rivestimenti sono in polimeri uretanici a celle aperte, protettivi ed ammortizzanti, che proteggono il tessuto sottocutaneo.

I plantari indicati per il piede diabetico possono quindi essere di tipo antalgico, quando la patologia è ancora in fase iniziale e la neuropatia non ha compromesso la percezione del dolore, o di tipo biomeccanico, i quali devono svolgere la delicata funzione di ridistribuire le pressioni in piedi neuropatici e con deformità. Nonostante questo tipo di plantari sia largamente impiegato, non sono numerosi gli studi sperimentali che dimostrino chiaramente come, al variare della configurazione geometrica del dispositivo, migliori o peggiori la distribuzione delle pressioni. Inoltre sul mercato esistono tipologie molto varie

### *3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

di questi dispositivi: ne vediamo ora a scopo illustrativo alcuni modelli, fornendone le descrizioni fornite dalle aziende produttrici.

*Da [www.crom-ortopedia.it](http://www.crom-ortopedia.it)*

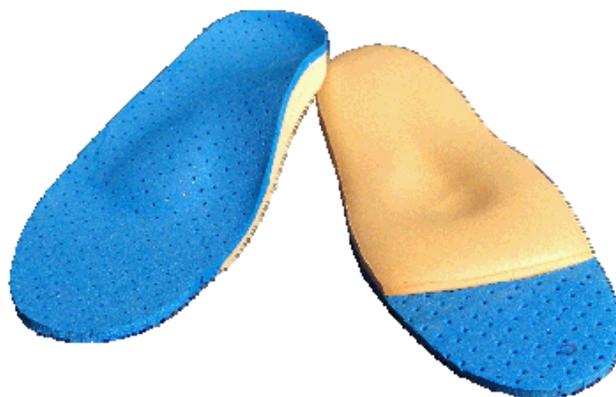
Per la costruzione del plantare, verrà utilizzato un materiale molto morbido o con inserti in PPT, ma che conservi sempre una funzione correttiva, elastica e pneumatica. E' un piede soggetto a forti sollecitazioni e dovrà essere supportato da un plantare in materiale extra-morbido, senza base cuoio, e ricoperto di pelle scamosciata per assorbire l'eccesso di sudorazione. Si ricorrerà quindi a plantari detti "ad esclusione d'appoggio", cioè con scarico della zona ulcerata al fine di ridurre al massimo il carico di appoggio in quel punto.



**Figura 3.6 Immagine dei plantari descritti riportata dalla pagina web**

*Da [Imagortesi.com](http://Imagortesi.com):*

La famiglia dei plantari termoformabili copre la realizzazione di una vasta gamma di prodotti che spaziano dal plantare meccanico ortopedico e biomeccanico, alla soletta posturale e propriocettiva.



### 3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

---

#### Figura 3.7 Immagine dei plantari descritti riportata dalla pagina web

Per la produzione di questa linea di plantari si utilizzano materiali sintetici termoformabili appartenenti a famiglie chimiche quali:

POROFORM (E.V.A. Etil Vinile Acetato)

MAXIFOAM (schiume di polietilene a cellule chiuse);

COMFORT FOAM (gomme a cellule aperte con memoria 100%);

Resine termoreattive in TNT (Tessuto Non Tessuto) e termoplastiche in tessuto.

Normalmente il plantare termoformato è costituito da tre elementi chiave:

Soletta: è il primo strato che va a contatto diretto del piede,

Rinforzo: è lo strato di materiale resinato ad alta tenuta che costituisce l'anima di rinforzo del plantare che viene inserito tra la soletta e la base,

Base: è lo strato di materiale, in genere ad alta densità e di spessore medio (7mm), che costituisce la parte da lavorare in funzione della prescrizione.

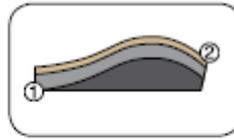
Altre lavorazioni accessorie possono essere costituite dallo strato di rivestimento della soletta realizzato normalmente in microfibra (LEDRA) o in pelle o ancora in COMFORT FOAM per piede diabetico o per piede geriatrico o per piede dello sportivo.

#### *Da Podartis.it*

*Plantare Reuma-Diab MAX Automodellante*: la composizione multistrato (1) mira ad ammortizzare e proteggere mentre il Plastazote medicale (2) a riequilibrare le pressioni plantari annullando l'effetto pistone delle dita, che causa schiacciamento e dolore ai metatarsi. La scocca elastica ha cunei per stabilizzare il piede. Indicato per piedi diabetici o reumatici.

3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

---



**Figura 3.8 Immagini dei plantari descritti riportate dalla pagina web**

*Plantare Semilavorato REUMA DIAB OPEN in materiale termoformabile*: indicato per piedi sensibili, quali i piedi diabetici, perché attraverso il rivestimento in PPT mira a stimolare la circolazione sanguigna e ricreare il tessuto sottocutaneo.



**Figura 3.9 Immagini dei plantari descritti riportate dalla pagina web**

*Plantare Semilavorato REUMA DIAB*: costruito in Evaform con rinforzo interno in Agotherm e barra retrocapitata. Base interna in Evaform e rivestimento in PPT.



**Figura 3. 10 Immagini dei plantari descritti riportate dalla pagina web**

*Da Diabeticlegwear.com (tradotto)*

Terapeutici Standard e anatomici con VyGel™

Le ortosi terapeutiche sono disegnate per persone che soffrono di diabete, artriti, o altre patologie che rendono il piede sensibile. Costruite con materiali a densità variabile, con una combinazione di PLASTAZOTE® e uretano cellulare, queste ortosi offrono un'ottima

### *3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

elasticità, ammortizzazione e assorbimento dei colpi. Grazie alla loro distintiva capacità di automodellamento e la loro formula ipoallergenica, il PLASTAZOTE® è riconosciuto dai professionisti della medicina come il material più adatto per trattare il piede diabetico e artritico. Le ortosi terapeutiche sono disegnate per adattarsi sia alle calzature tradizionali che a quelle ortopediche



**Figura 3.11 Immagine dei plantari descritti riportata dalla pagina web**

Consigliabilità – Per individui che soffrono di rotture alla pelle, deformazioni artritiche dei piedi, effetti dovuti al diabete, mal distribuzione delle pressioni sulla pianta del piede, per le persone che cercano il confort che garantisce una suoletta automodellante in PLASTAZOTE® e poliuretano. Il tallone in Vygel inoltre comporta un'ulteriore attenuazione dei traumi dovuti al primo contatto del tallone col suolo.

Ulteriori considerazioni – borsiti, piede di Charcot, callosità diffuse, ridotta o assente sensibilità, metatarsalgie, siti pre-ulcerati, fasciti plantari, deformità del piede, necessità di accomodamento del piede. Un supporto metatarsale disegnato anatomicamente rende possibile un ulteriore scarico della zona delle teste metatarsali. Lo scopo per cui è stata disegnata questa suoletta è proprio quello di ridurre medialmente i picchi di pressione nei siti caratteristici delle ulcerazioni neuropatiche

*Da Diape.co.uk (tradotto)*

### *3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

Le solette terapeutiche per piedi con scarsa sensibilità Duosoft Plus sono l'ultima novità tra le nostre solette terapeutiche e ortosi. Queste nuove, innovative solette, sono disegnate per persone che soffrono di diabete, artriti, o altre patologie che comportano livelli di alta sensibilità ai piedi. Il design a doppio strato consiste in una base di uretano elastica e ammortizzatrice, e a un rivestimento superiore di Poron 94. Questo material stabilisce un nuovo livello di tecnologia nel confort della pianta del piede.



**Figura 3.12 Immagine dei plantari descritti riportata dalla pagina web**

La qualità del materiale offre un lento rimbalzo che culla il piede e permette una redistribuzione del peso corporeo sulla superficie del piede. È morbido, confortevole, e permette al piede di rimanere fresco, asciutto e privo di odori.

Il tallone in Vygel accompagna la struttura a doppio strato nel fornire la massima attenuazione dei colpi al tallone.

È intuitivo capire quanto la forma geometrica dei dispositivi plantari giochi un ruolo fondamentale nella risoluzione di questo problema. Inoltre il plantare deve svolgere la sua funzione non solo in condizioni di carico statico, ma anche (e soprattutto) nella condizione dinamica del passo, in cui le deformazioni presenti nel piede compromettono il normale accoppiamento meccanico delle ossa (descritto precedentemente), intaccando la catena di

### *3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

scambi di forze fino all'ultimo anello, che è la compressione del tessuto plantare. La ripetitività di questo movimento inoltre suggerisce come una piccola inadeguatezza del dispositivo possa essere responsabile di lievi picchi pressori, che, a lungo andare, possono essere causa di ulteriori ulcerazioni, inficiando l'utilizzo del plantare stesso.

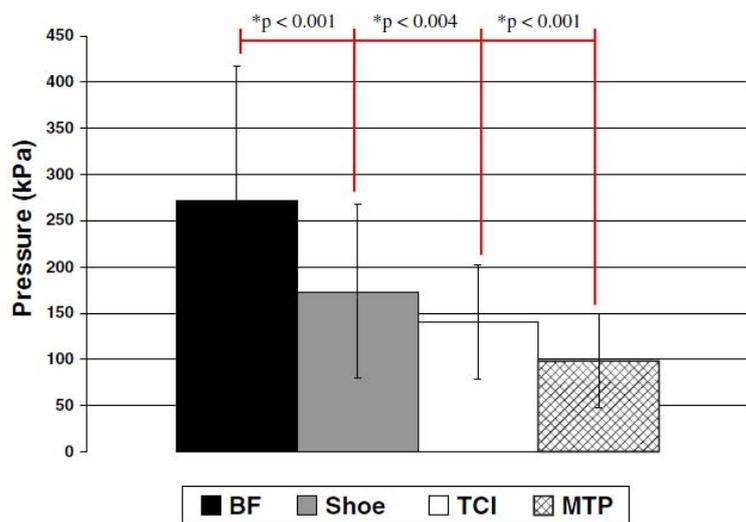
Uno studio del 2006 rese apprezzabile quanto la geometria del plantare influisca a livello del tessuto molle della pianta. Lott et al. si occuparono di valutare la correlazione che esiste tra tensione (in questo caso pressoria) e deformazione nei tessuti molli della pianta del piede nelle zone soggette a picchi pressori, dapprima lasciando il paziente scalzo, e poi facendogli indossare calzature sempre più specifiche. I risultati vennero interpretati direttamente in termini di diagrammi tensione/deformazione.

Essi pensarono di effettuare delle tomografie computerizzate a livello della testa del secondo metatarso in pazienti affetti da neuropatia diabetica, in modo da valutare lo spessore che raggiungeva il tessuto sottoponendolo a un certo valore di carico in diverse condizioni: a piede scalzo, con una calzatura ortopedica, con un plantare a contatto totale nella calzatura, e con l'aggiunta di un cuscinetto metatarsale al plantare. Ad ogni misurazione venne rilevato anche il valore di pressione registrato nella zona.

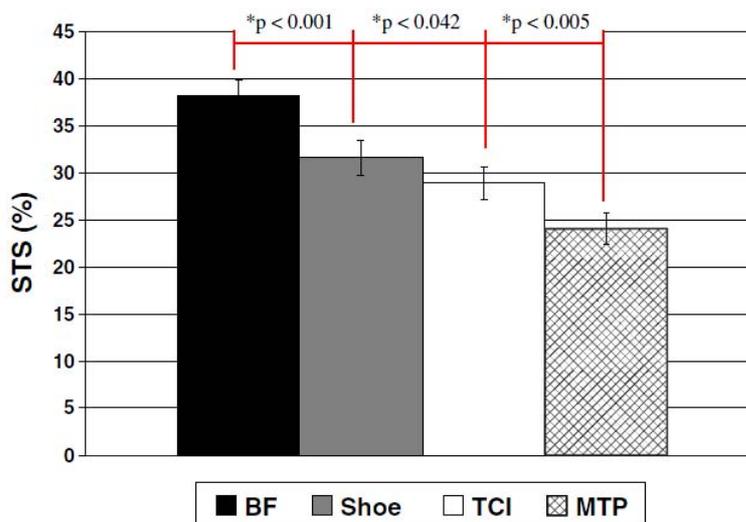
Dai diagrammi si nota come sia la pressione che la deformazione diminuiscano sensibilmente quando il paziente indossa calzature adatte. La calzatura infatti, da un lato impedisce al tessuto di deformarsi eccessivamente (svolgendo un effetto di tipo contenitivo), e dall'altro ridistribuisce le pressioni che a piede scalzo rimangono concentrate nei punti critici del piede. Questo effetto si apprezza osservando il diagramma tensione/deformazione, valutato per il punto sotto la seconda testa metatarsale (zona tipicamente sotto forte carico) e a metà dell'arco plantare (zona tipicamente scarica).

La figura 3.14 mostra invece i valori della pressione in funzione della deformazione. Si nota come a piede scalzo (1) sia la tensione che la deformazione siano altissime a livello della seconda t. m, e pressoché nulle nella zona dell'arcata plantare. L'utilizzo della sola scarpa terapeutica, senza alcun plantare, pur non modificando di molto la situazione dell'arcata, implica una diminuzione del 10% dello schiacciamento del tessuto molle sotto il secondo metatarso, e un conseguente calo della pressione di un centinaio di kPa.

3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)



A



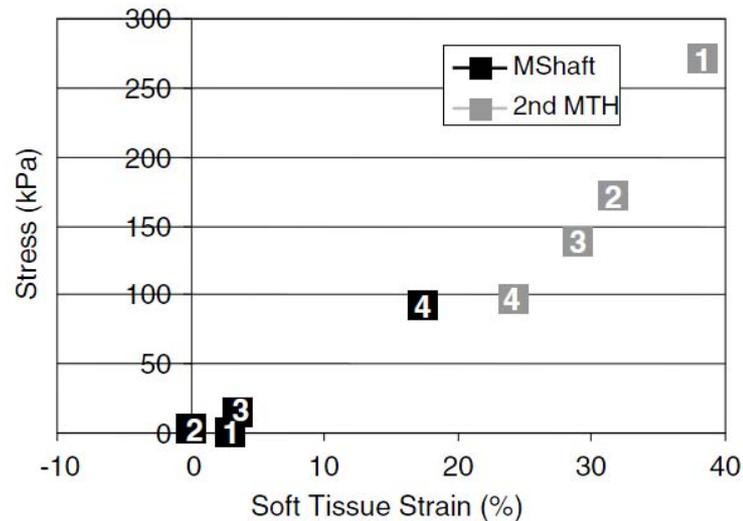
B

Figura 3.13 Istogrammi comparativi della pressione (A) e della deformazione (B) registrate sotto la testa del secondo metatarso: BF = a piede nudo, Shoe = con scarpa senza plantare; TCI = Shoe + Plantare a contatto totale; MTP = TCI +

L'inserimento di un plantare a contatto totale determina un'ulteriore diminuzione della pressione sotto il secondo metatarso, ed un piccolo innalzamento di quella sotto l'arcata, pur non modificando di molto i livelli di deformazioni. È interessante invece notare come l'inserimento di un cuscinetto metatarsale distribuisca equamente la pressione sotto la testa

### 3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

del secondo metatarso e a metà dell'arcata plantare, quasi pareggiando anche il livello di schiacciamento dei relativi tessuti.



**Figura 3.14** Grafico tensione/deformazione: i punti in nero indicano i valori relativi al mesopiede, quelli in grigio i valori relativi alla seconda testa metatarsale. I numeri indicano il tipo di calzatura adottata: 1= piede scalzo; 2= scarpa senza plantare; 3= Scarpa + Plantare a contatto totale, 4= scarpa+plantare+ cuscinetto

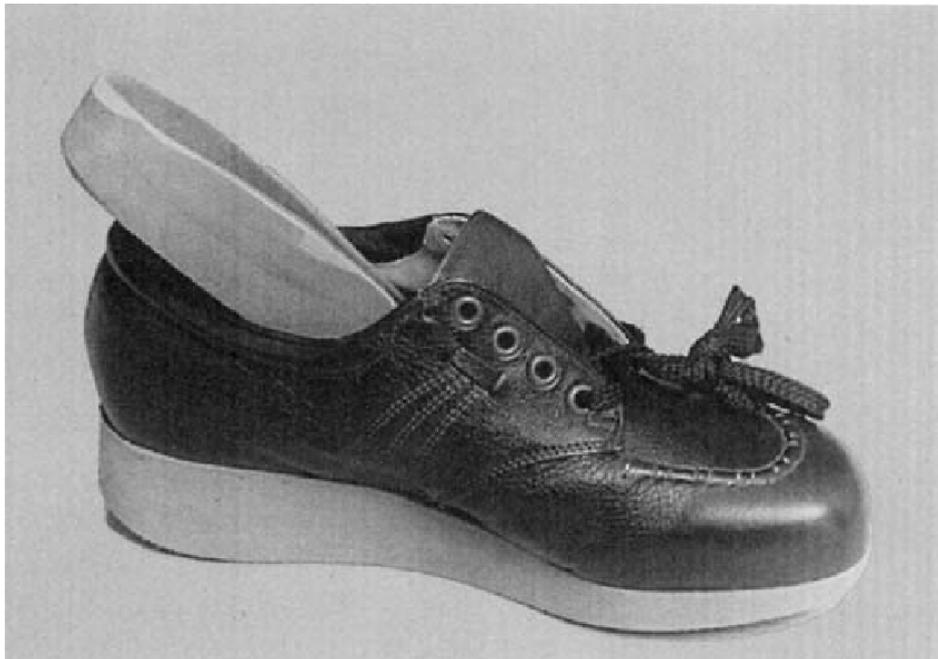
Sarebbe interessante interpretare la funzionalità dei plantari commercializzati analizzandone le geometrie, ma per ovvi motivi commerciali, è un'impresa piuttosto ardua reperirne descrizioni accurate direttamente dai siti delle case che li producono. Le descrizioni geometriche riportate in seguito sono state quindi reperite da pubblicazioni scientifiche di studi nell'ambito del problema della redistribuzione delle pressioni plantari nei soggetti diabetici. In questo capitolo verrà trattata la parte che riguarda la conformazione dei dispositivi: nei capitoli seguenti, degli stessi articoli saranno discusse le parti che si occupano della misurazione delle pressioni e dei miglioramenti riscontrati attraverso l'utilizzo di questi dispositivi.

In un'articolo del 1998, la "Medical Clinics of North America" pubblicò una lista di principi generali che guidano alla progettazione di plantari e calzature per diabetici. In questo articolo viene rimarcato come sia fondamentale che la forma della scarpa sia adatta

*3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

a quella del piede, e che in questa ci sia abbastanza spazio per l'inserimento del dispositivo plantare, facendo arrivare l'alluce a circa un centimetro dalla fine della calzatura (figura 3.15)



**Figura 3.15** Calzatura ortopedica che dispone dello spazio per l'inserimento del

Fu inoltre rimarcato il fatto che per i pazienti affetti da perdita di sensibilità siano indicati i plantari a multi densità e contatto completo col piede, che il plantare non dovrebbe mai essere rigido e dovrebbe essere fatto con un materiale modellato e comodo, con una componente più morbida a contatto con la pelle e una più rigida inferiormente che funga da supporto strutturale, come ad esempio il plastizote/PPT. Considerando i dispositivi che si commercializzano attualmente, questi principi sembrano tuttora applicati.

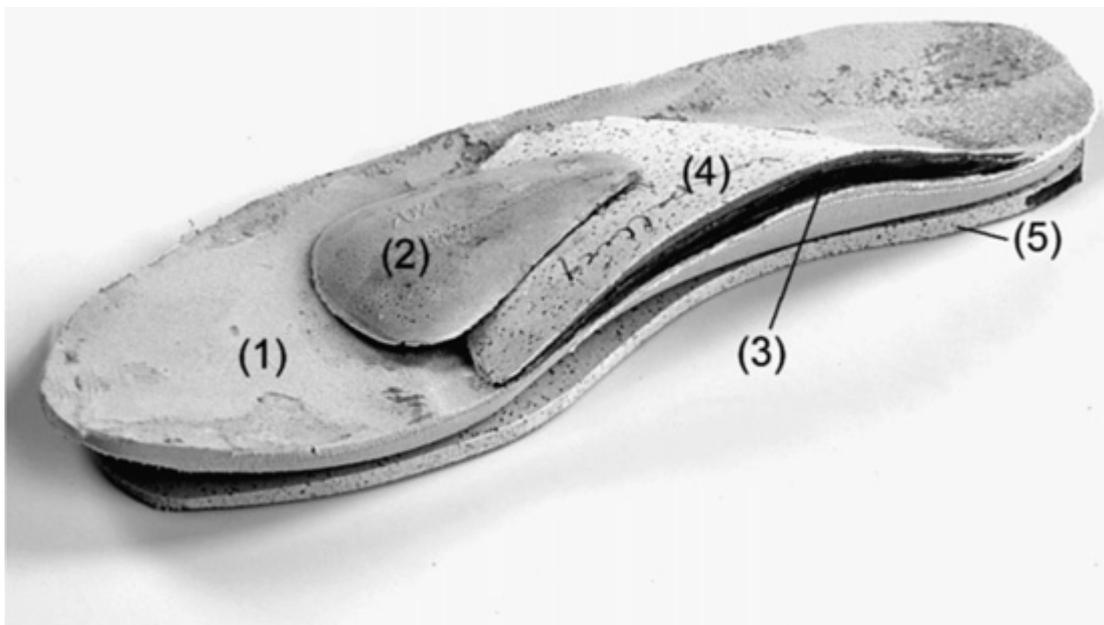
Gli studi che mirano a dimostrare rigorosamente come la configurazione geometrica del plantare influenzi la distribuzione finale delle pressioni sono davvero scarsi. Inoltre in letteratura si trovano con maggior frequenza studi che analizzano le configurazioni di plantari per piedi di Charcot (quindi con deformazioni già elevate ed ad alto rischio di ulcerazioni) o dispositivi di scarico per zone già ulcerate o che hanno subito amputazioni.

### 3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

---

Al contrario, dispositivi atti a prevenire la prima comparsa delle ulcerazioni hanno ricevuto scarsa attenzione. A mio giudizio ciò è rimarchevole, perché l'ottenimento di un metodo scientificamente efficace per la costruzione di dispositivi che attenuino i picchi di pressione locali in soggetti che non sono ancora ad alto rischio (ma probabilmente lo saranno entro alcuni anni) potrebbe essere un modo pratico, poco costoso e poco invasivo per la prevenzione delle gravi complicazioni dovute alla neuropatia diabetica.

Uno studio interessante che affronta questa problematica risale al 2006. In "The effects of insole configurations on forefoot plantar pressure and walking convenience in diabetic patients with neuropathic feet", N.A. Guldemond et al. Nell'articolo vengono dettagliatamente descritte le configurazioni di plantari utilizzate per compiere le misurazioni: furono montate su una suoletta base adatta, diverse combinazioni di cupole metatarsali, cunei vari e valghi a tutta lunghezza e supporti per l'arcata plantare con differenti altezze (figura 3.16)



**Figura 3.16** Esempio di assemblaggio di componenti di un'ortesi plantare (1) Suoletta base, (2) cupoletta metatarsale, (3) supporto "normale" per l'arcata plantare, (4) supporto "extra" per l'arcata plantare, (5) cuneo mediale.

Il metodo di costruzione del plantare è descritto dettagliatamente, e verrà riportato in quanto un raro esempio reperibile in letteratura su come si potrebbe empiricamente

### *3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

modellare dispositivi veramente “su misura” delle necessità del paziente. I materiali con i quali sono stati realizzati i vari supporti e i risultati ottenuti verranno analizzati in dettaglio nei capitoli successivi.

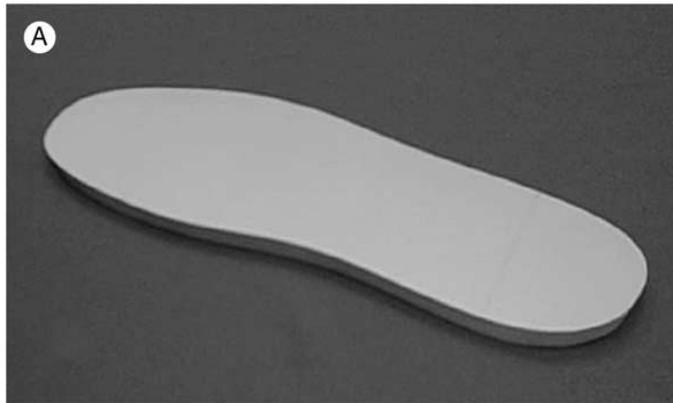
La suoletta base venne modellata sulla base di un'impronta del paziente, e composta da tre strati di materiali con diversa rigidità: superiormente venne utilizzato uno strato di 5-mm di Lunalastik, internamente un rinforzo di 1.1mm in Rhenoflex 3280, e per la parte inferiore 8mm di Lunasoft SL, materiali con modulo di rigidità relativamente elevato. A costruzione finita vennero rimossi 5mm dell'arco formatosi su misura del piede del paziente, ottenendo un supporto-base di altezza inferiore. La parte rimossa, e un'altra alta sempre 5mm, costituirono i diversi gradi di supporto ottenibili: nessuno, base e extra. La cupola metatarsale, venne modellata a mano in schiuma di gomma (Shore A28), a forma di piramide a base triangolare con un'altezza massima di 11 mm. Il suo scopo era quello di sostenere l'arco trasversale dei metatarsi, quindi venne posizionata 5mm indietro tra la seconda e la quarta testa metatarsale. La localizzazione delle teste fu determinata attraverso un'impronta dinamica su una superficie sensibile alla pressione. Furono modellati inoltre cinque inserti a cuneo di sughero di diversa altezza e a tutta lunghezza, vari e valghi, che facilitassero rispettivamente la supinazione e la pronazione del piede.

È interessante riportare il fatto che il giudizio migliore sulla comodità del dispositivo durante la camminata fu dato alla suoletta base. L'incremento dell'arco e l'applicazione della cupola metatarsale rendevano, a giudizio dei soggetti, meno confortevole il plantare. C'è da dire però che questo giudizio venne dato subito dopo la misurazione dei valori delle pressioni, e che quindi potrebbe essere stato diverso dopo un periodo di utilizzo del dispositivo, dando tempo al soggetto di abituarsi alla nuova modalità di appoggio. Inoltre l'ottimizzazione di forme, altezze, posizionamenti e materiali impiegati porterebbe di sicuro a risultati migliori. Ad esempio una cupola più ampia, simile a una barretta metatarsale, potrebbe ridurre ulteriormente le pressioni a livello laterale e mediale. Così come probabilmente l'utilizzo di materiali con diverse proprietà meccaniche nella delicata zona delle teste metatarsali porterebbe un ulteriore miglioramento.

### 3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

---

Uno studio in cui invece si descrivono le geometrie dei plantari adottati in piedi aventi già varie forme di deformità è “Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity”, del 2003, eseguito da Bus et al.. Due differenti tipologie di plantare (frequentemente prescritte in questo ambito) furono testate: la prima era una suoletta piatta, di spessore 0.95 cm, costruita in PPT, una schiuma di poliuretano morbida, durevole e non modellabile (fig. 3.17)



**Figura 3.17** Suoletta piatta in PPT

La seconda era un plantare costruito a mano su misura, in schiume di uretano open-cell di rigidità 60-80 (fig. 3.18), ognuno dei quali venne fabbricata con un processo CAD-CAM in cui i dati di pressione plantare a piedi nudi, le impronte e il calco dei piedi furono inviate via internet ad un centro di costruzione specializzato. Non venne comunicata nessuna area di interesse al costruttore, né venne utilizzato nessun particolare algoritmo.

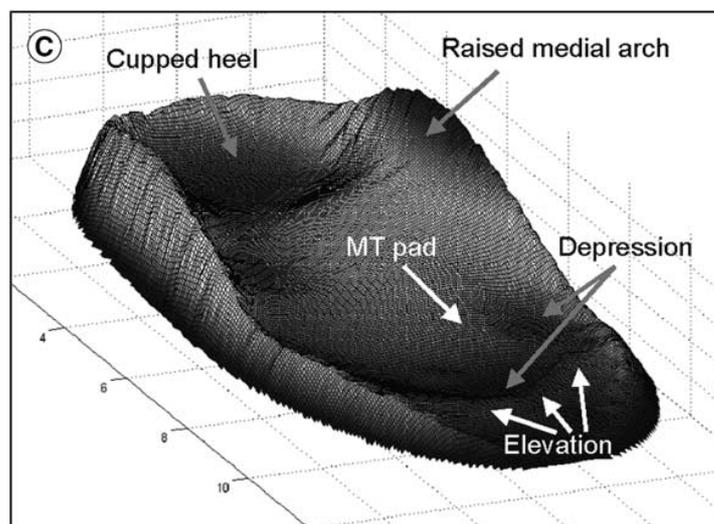


**Figura 3.18** Plantare “Total contact” modellato in base ai valori di pressione registrati nelle varie zone del piede

### 3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

---

Si cercò di produrre un plantare che potesse essere simile a quelli normalmente prescritti in ambito clinico. Spesso questi sono fabbricati basandosi su un modello negativo del piede del paziente, metodologia non adottata in questo lavoro. Il principio costruttivo di questi plantari è stato quello di rimuovere materiale dalle aree soggette a forte pressione, e di aggiungerne nelle altre aree, andando a formare dei cuscinetti metatarsali e dei supporti all'arco longitudinale mediale, come sarebbe stato fatto, del resto, basandosi su un'impronta del piede (fig. 3.19).



**Figura 3.19** Rappresentazione 3d di un dispositivo modellato in base ai valori di pressione registrati nelle varie zone del piede

Incavi nella zona del tallone e sotto la testa del primo metatarso furono, come prevedibile, ricorrenti caratteristiche dei plantari costruiti seguendo questo principio. In figura 3.19 è riportata una rappresentazione 3d di un tipico dispositivo di questo genere.

Una volta completato il progetto, il dispositivo fu realizzato da un macchinario controllato numericamente, da un pezzo omogeneo di schiuma di uretano, con la successiva aggiunta di una copertura di 0,7mm e di una base di 2mm.

### *3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

Un altro studio in cui vengono descritte alcune tipologie geometriche di plantari è “Effect of customized insoles on vertical plantar pressures in sites of previous neuropathic ulceration in the diabetic foot”, di Raspovic et al. , compiuto nell’anno 2000 in Australia.

In questo articolo vengono descritte due tipi di geometrie utilizzate in caso di soggetti che sono già incorsi in una o più ulcerazioni a causa della neuropatia diabetica. Alcuni degli otto soggetti coinvolti, presentavano anche amputazioni dell’alluce.

I plantari avevano infatti lo scopo di mettere in scarico le aree precedentemente ulcerate, ridistribuendo la pressione un altre zone. I dispositivi utilizzati erano di tipo “non-colato”, costituiti da pezzi modellati a mano nella gomma e fatti aderire ad una superficie piana. Nella maggior parte dei casi, i dispositivi presentavano un cuscinetto a forma di “D” situato sotto l’arco longitudinale mediale, e pezzi in gomma con un’apertura a forma di “U” posizionati in modo da isolare le aree precedentemente ulcerate (fig. 3.19).



**Figura 3.19 Rappresentazione digitale di un dispositivo con zona di scarico in corrispondenza della primatesta metatarsale**

Analizzando le immagini riportate dai siti web, e i modelli descritti dai suddetti studi, si possono fare queste osservazioni:

### *3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

In tutti i dispositivi è presente un rialzo a livello dell'arcata plantare che, mettendola a contatto con la base d'appoggio, la coinvolge nella distribuzione delle pressioni. Uno degli scopi di queste ortesi è infatti quello di aumentare il più possibile la superficie di contatto, in modo che la forza esercitata si distribuisca su una maggiore area.

In alcuni è presente una cupoletta a metà dell'avampiede, che aiuti a mantenere l'arcata trasversale dei metatarsi. Come visto nel primo capitolo, la presenza degli archi trasversale e longitudinale è di fondamentale importanza perchè le forze si distribuiscono correttamente sotto il piede.

In corrispondenza delle prime due teste metatarsali, e, ancora più nettamente, del tallone, sono quasi sempre presenti degli avvallamenti. Questi hanno lo scopo di scaricare parzialmente queste zone nei momenti del passo che tipicamente le mettono sotto forte pressione: il primo appoggio (per il tallone) e l'ultima spinta (per le teste metatarsali).

## **3.2. Definizione dei materiali maggiormente utilizzati allo scopo di minimizzare gli effetti del piede diabetico**

Nel catalogo della podartis, vengono indicati alcuni materiali come specifici per il piede diabetico. Si nota che per le basi viene indicata una schiuma di EVA, mentre i rivestimenti possibili sono molteplici. Tra gli altri un materiale utilizzato molto spesso, anche da altre aziende, è il PPT (polipropilentereftalato un polimero termoplastico) ed il Plastozote (un polimero reticolato definito come polietilene espanso a cellule chiuse).

Nella tabella di seguito vengono riportati i materiali proposti da Podartis, l'applicazione che ne viene fatta, come base, come rivestimento o come elemento ammortizzante, e le principali proprietà dei materiali. Tra le proprietà viene considerata importante l'anallergicità, soprattutto nel caso di materiali utilizzati come rivestimenti, la durezza Shore D e la temperatura cui deve essere trattato.

La durezza Shore viene quantificata con una prova per penetrazione dinamica: il penetratore di massa e dimensioni note urta la superficie in esame rimbalzando ad

*3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

un'altezza dalla cui entità si deduce il valore della durezza. più alto è il rimbalzo più duro è il materiale perché si deforma meno. Questa prova viene realizzata con una macchina detta scleroscopio costituita da un tubo di vetro graduato, all'interno del quale cade da un'altezza di 254 mm il percussore. La scala graduata è ottenuta ponendo a 140 mm l'altezza del rimbalzo del percussore sul vetro e dividendola in 140 unità di durezza Shore.

L'interesse in particolare per la temperatura di riscaldamento e di trattamento da parte dell'azienda è giustificata dalla necessità di lavorare il materiale nelle fasi di produzione della soletta. Il metodo utilizzato nella lavorazione è, infatti, la formatura a caldo.

3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

<b>Nome commerciale</b>	<b>Descrizione tecnica del prodotto</b>	<b>spessore normalmente usato (mm)</b>	<b>tempo di riscaldamento</b>	<b>temperatura consigliata</b>	<b>Proprietà</b>	<b>densità per kg/m<sup>3</sup></b>	<b>durezza in Shore</b>	<b>utilizzo</b>
<b>Evaform 167 XE</b>	Schiuma polifenilica a cellule chiuse, reticolato chimicamente con aggiunta di eva	3 - 5	2' 30" 3' 30"	70°	Comprimibile. Estensibile a caldo fino al 5/6%	155 - 167	30	Base Rivestimento
<b>Lunairmed Forato</b>	Eva con polimero anallergico pigmentato	6	Automodel a freddo.	Fino a 40°x2'	Automodellante a bassa memoria		18	Rivestimento Antiallergico
<b>PPT</b>	Polimero euretano, elastomero di poliuretano	1,6 - 3 6	Non termoformabile	Fino a 110°x5'	Ammortizzante stimolante con memoria 92%. Shock absorber		20	Rivestimento Antiallergico
<b>PPT - Forato</b>	Polimero euretano, elastomero di poliuretano	1,6 - 3	Non termoformabile	Fino a 110°x5'	Ammortizzante stimolante con memoria 92%. Shock absorber		20	Rivestimento Antiallergico
<b>PPT - Plus</b>	Polimero euretano, elastomero di poliuretano con supporto tessuto poliuretano stampato	2,4	Non termoformabile	Fino a 110°x5'	Ammortizzante stimolante con memoria 92%. Shock absorber		20	
<b>S.B. (Stress</b>	Polimero	2,4	Non	Fino a	Ammortizzante		18	Ammortizzante

3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

<b>Balance)</b>	euretano, elastomero di poliuretano		termoformabile	90°x4'	stimolante a memoria totale. Shock absorber			
<b>Plastazote Medical</b>	Polietilene espanso a cellule chiuse reticolato	2	Automodel. a freddo	Fino a 40°x2'	Automodellante a bassa memoria. Resistente all'acqua, unguenti e lozioni. Tossicamente innocuo, leggero			
<b>Poroplast</b>	Polimero euretano - elastomero di poliuretano + polietilene espanso a cellule chiuse reticolato	4,2	Automodel. a freddo	Fino a 40°x2'	Resistente all'acqua, unguenti e lozioni. Tossicamente innocuo, leggero e shock absorber		16	
<b>Diapod</b>	Polimero EVA mescola Diflex Vibram anallergico	2 - 4 6	3' - 5'	90°	Automodellante con 65% di memoria, compression set_ 35% - anallergico	0,13 gr/cm <sup>3</sup>	26	Rivestimento Antiallergico

**Tabella.1 Materiali utilizzati dall'azienda Podartis nella produzione di solette indicate per soggetti diabetici.**

Tra i materiali proposti da altre aziende troviamo oltre ad EVA, Plastozote (PLA) e PPT anche Bocklite (BOC), Pe-Lite (PEL), Poron (POR), Microcell Puff e Nylon-covered Poron (NPOR). Nei paragrafi successivi viene proposta un'indagine delle proprietà biomeccaniche di alcuni tra questi materiali. In particolare ci si è concentrati su EVA, PPT , Plastozote e Poron.

3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

---

### 3.2.1. E.V.A.

L' E.V.A. è un Plastomero (o polimero termoplastico): quando si trova sotto sforzo subisce deformazioni permanenti, è formato da catene libere (unite da legami secondari) ed è quindi possibile portarlo in forma viscosa e formarlo aumentando la temperatura. Presenta una certa resistenza ed elasticità. Chimicamente esso viene a formarsi dall'unione di Etilene e Acetato di Vinile, come mostrato in figura.

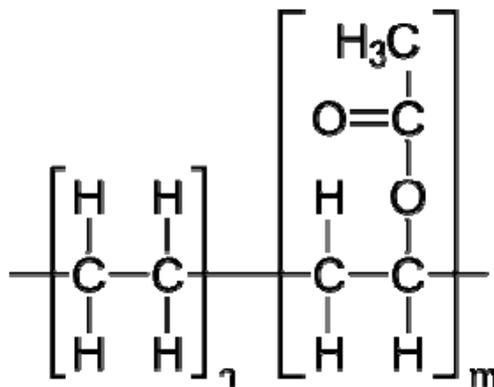


Figura Formula chimica dell' EtilVinilAcetato

In particolare gli etilvinilacetati nei plantari sono a celle chiuse, termoformabili a medie temperature (dai 60° ai 120°), utilizzati in lastre e con diverse densità e durezza a seconda dell'applicazione con lo scopo di offrire buone prestazioni meccaniche, come l'assorbimento degli urti (alta comprimibilità). Hanno una discreta memoria di ritorno (recuperano gran parte della forma originaria terminata la sollecitazione). Le lastre di sughero e E.V.A., utilizzate nelle basi dei plantari, hanno uno spessore che va dai 3 ai 15 mm, densità di 120-140 Kg/m<sup>3</sup> e una rigidità (sarebbe meglio parlare di durezza qui, la resistenza alla deformazione permanente) che va dai 35 ai 50 *shore*. Il metodo Shore valuta la durezza delle gomme: esso misura l'altezza di rimbalzo di un corpo cilindrico, munito alla sua estremità di una punta di diamante arrotondata, che viene fatto cadere sulla superficie in esame da una altezza di 10 pollici. L'altezza di rimbalzo viene letta su una scala suddivisa in 100 parti, le cui unità corrispondono ai valori della durezza Shore. Esiste un altro metodo, che effettua la misura tramite un "durometro".

### *3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

La biocompatibilità di un polimero va valutata tenendo in considerazione il fatto che durante il suo utilizzo da esso possono distaccarsi delle molecole dei costituenti, per abrasione ad esempio; questo il caso di una sollecitazione consistente e ciclica come quella che si esplica in un plantare. L'etilene da solo si presenta allo stato gassoso, non è tossico anche se ha una leggera azione atmosferica, è comunque impossibile ritorni al suo stato esclusivamente per abrasione dopo la reazione di polimerizzazione per addizione. Tale è anche la situazione dell'acetato di vinile, a temperatura ambiente liquido incolore, può provocare irritazioni e lesioni dei tessuti se viene a contatto con l'organismo o viene inalato una volta evaporato.

L'EVA è un esempio di materiale termoformabile. Con questa tipologia di materiali vengono realizzati plantari semilavorati, che possono così modificare la loro forma attraverso il calore. I materiali termoformabili sono principalmente materiali a celle chiuse di diversa comprimibilità e tipologia per rispondere a patologie di varia natura. Tali materiali hanno una vasta gamma e si possono abbinare fra loro in base alle esigenze del paziente e al suo peso, vengono utilizzati per garantire elasticità al piede. Non presentano controindicazioni allergiche e possiedono un buon grado di igiene potendosi lavare con le dovute istruzioni.

#### **3.2.2. Materiali usati come interfaccia tra plantare e tessuti biologici**

Anche gli elastomeri di poliuretano sono utilizzati nei plantari per le proprietà di ammortizzanti. I poliuretani sono polimeri caratterizzati dal gruppo uretanico, in cui sono presenti in contemporanea la funzione esterea ( $R_1-COO-R_2$ ) e quella ammidica ( $R-CONH_2$ ). Le proprietà dei diversi poliuretani dipendono dalle caratteristiche degli intermedi usati per la loro sintesi; si possono infatti ottenere materiali rigidi, elastici, adesivi, schiumosi, etc. Riguardo alle schiume poliuretatiche, c'è il sospetto che la loro degradazione idrolitica (ad esempio in seguito al contatto con fluidi biologici) possa produrre significative quantità di ammine aromatiche, potenzialmente cancerogene. I poliuretani sono spesso costituiti da copolimeri a segmenti o a blocchi, composti da due

### *3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

---

fasi, una più morbida ed una più rigida. Le caratteristiche meccaniche del polimero sono determinate dal rapporto in peso tra le due fasi. A cellule aperte offrono differenti utilizzi a seconda che vengano impiegati sotto forma di schiume o sotto forma di lastre. Non sono termoformabili. Il poliuretano più utilizzato nei plantari è il PPT (polipropilentereftalato).

Sul PPT, Plastozote e Poron sono stati effettuati alcuni studi al fine sia di caratterizzare il loro comportamento in modo tale da poter effettuare delle simulazioni su modelli numerici dell'interazione tra piede e solette di diversi materiali e valutare quale di questi consentisse un maggior riduzione dei picchi di pressione ed una miglior redistribuzione dei carichi.

In particolare Weng-Pin Chen et al. (2003) hanno condotto un'analisi agli elementi finiti per investigare gli effetti dell'utilizzo di plantari di lunghezza completa sulla redistribuzione pressoria nella pianta del piede. Sono stati creati i modelli FE di una comune suola piatta e di due dispositivi plantari specificamente progettati (TCI1 e TCI2) direttamente sotto il modello del piede. La suola piatta era costruita in Microcel Puff (una schiuma) con uno spessore di 6.5 mm. Il primo modello di plantare, TCI1, consisteva di tre strati: quello superiore è in PPT (3.2 mm di spessore), lo strato centrale è in Microcell Puff (6.5 mm di spessore) e lo strato di fondo è in Thermocork (11.6 mm di spessore). Le solette sono state costruite su misura in accordo con la geometria plantare del piede. Detto ciò, la griglia agli elementi finiti del TCI1 è stata sviluppata espandendosi dagli elementi superficiali plantari del piede. Il secondo modello, TCI2, consisteva di due strati: quello superiore è in Plastazote medio (6.4 mm di spessore) e lo strato di base è in PPT (12.7 mm di spessore). A questo punto la suola piatta, il dispositivo TCI1 e quello TCI2 sono stati fusi ognuno al modello del piede.

I materiali delle soles sono polimeri con comportamento tenso-deformativo non lineare elastico. Il termine elastomero si riferisce spesso a un materiale che possiede un comportamento simile alla gomma. Le proprietà per i materiali dei plantari usati in questo studio non sono state rese disponibili dai costruttori. Perciò sono stati condotti dei test di compressione secondo i metodi standard con una macchina di test per materiali Instron 8511. E' stata calcolata la curva tensione-deformazione media su 5 campioni testati ed è poi stata inserita nel programma software di "curve-fitting" Mentat per determinare i

3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

coefficienti materiali da inserire nel modello di schiuma non lineare. Il tipo di materiale “schiuma gommosa” definito dal software agli elementi finiti MARC K.7.3 è stato utilizzato per modellare i materiali dei plantari. La forma di energia di deformazione per il materiale schiumoso può essere espressa come:

$$U = \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{\alpha_n} \cdot (\bar{\lambda}_1^{\alpha_n} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_n} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_n} - 3) + \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{\alpha_n} \cdot (1 - J^{\beta_n})$$

**Equazione 3.1 Funzione che simula il comportamento delle schiume che compongono i plantari**

dove i  $\mu_n$  sono i moduli dei materiali, gli  $\alpha_n$  gli esponenti deviatorici e i  $\beta_n$  gli esponenti volumetrici; i  $\lambda_i$  corrispondono ai valori delle deformazioni principali, J è lo Jacobiano, e N è l'ordine della funzione. I coefficienti della schiuma in PPT, in Plastazote medio, in Microcel Puff e in Thermocork sono stati calcolati dai dati sperimentali e vengono presentati nella tabella di seguito riportata:

Material	Material coefficients			
	n	$\mu_n$	$\alpha_n$	$\beta_n$
PPT	n = 1	$\mu_1 = 0.062$	$\alpha_1 = 15.000$	$\beta_1 = -14.558$
	n = 2	$\mu_2 = -0.006$	$\alpha_2 = -5.000$	$\beta_2 = 4.8529$
Medium plastazote	n = 1	$\mu_1 = 0.070$	$\alpha_1 = 16.325$	$\beta_1 = -12.244$
	n = 2	$\mu_2 = -0.002$	$\alpha_2 = -2.002$	$\beta_2 = 1.501$
Microcel puff	n = 1	$\mu_1 = 0.167$	$\alpha_1 = 22.882$	$\beta_1 = -2.860$
Thermocork	n = 1	$\mu_1 = 0.369$	$\alpha_1 = 44.072$	$\beta_1 = -5.509$

**Tabella 3.2. Coefficienti del materiale schiuma calcolati dal programma di “curve-fitting” per ognuno dei materiali del plantare**

Similmente Erdemir et al nel 2004 hanno condotto uno studio per ottenere delle linee guida per il progetto di supporti da inserire in calzature terapeutiche con lo scopo di diminuire le pressioni plantari locali in soggetti affetti o a rischio di patologie podaliche.

È stata modellata una suola centrale di spessore 12.7 mm sotto il tessuto molle sia come condizione di riferimento sia come base per l'analisi di diverse tipologie di supporto. Nel

3. *Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)*

modello è stata omessa la suola interna in modo da esplorare direttamente gli effetti dei supporti. Sono stati utilizzati elementi quadrilateri per la griglia delle ossa, del tessuto molle e della suola centrale (fig. 5.8 B). Una griglia con una lunghezza d'elemento di circa 3 mm ha fornito una precisione sufficiente nei picchi di pressione. La variazione nel picco di pressione plantare non era superiore al 2% incrementando ulteriormente la densità della griglia. La suola centrale era completamente fissata sul fondo e una piastra rigida era attaccata all'osso in zona prossimale in modo da prevenire la sporgenza del tessuto molle prossimale (fig. 5.8 A). Il contatto di scorrimento finito è stato simulato con un coefficiente di frizione pari a 0.5 (Lemmon et al., 1997). I coefficienti dei materiali ( $\alpha$ ,  $\mu$ ) sono stati adattati dai test in vivo condotti da Erdemir et al. (2003) e sono mostrati nella Tabella 3.

I materiali di suola centrale e supporto sono stati rappresentati da modelli di iperschiume comprimibili:

$$U = \sum_{i=1}^2 \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\bar{\lambda}_1^{a_i} + \bar{\lambda}_2^{a_i} + \bar{\lambda}_3^{a_i} - 3) + \frac{1}{\beta_i} (J_{el}^{-\alpha_i\beta_i} - 1)$$

con

$$\beta_i = \frac{v_i}{1 - 2v_i}$$

**Equazione 3.2 Funzione che simula il comportamento della suola e del supporto**

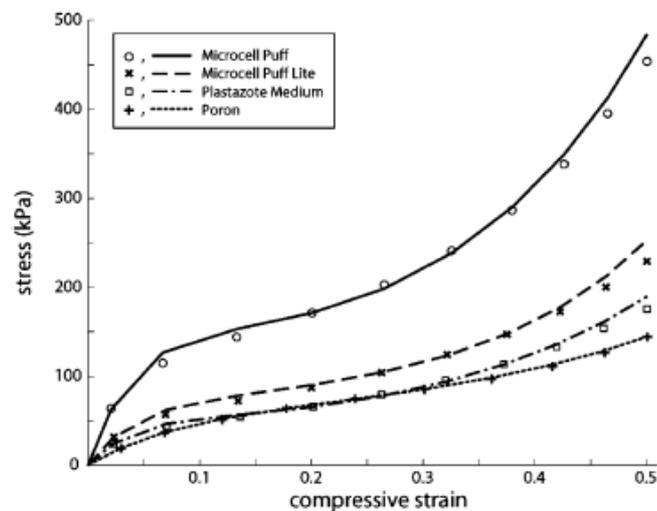
	$\mu_1$ (kPa)	$\alpha_1$	$\mu_2$ (kPa)	$\alpha_2$	$v_1$	$v_2$
Soft tissue	14.3	7.3	—	—	—	—
Microcell Puff	2112.0	25.0	-414.4	4.02	0.034	-3.44
Microcell Puff Lite	874.6	25.0	-127.2	0.75	0.051	1.39
Plastazote Medium	778.7	25.0	-166.9	6.02	0.032	-1.76
Poron	333.3	14.6	-6.7	2.156	0.043	0.54

**Tabella 3.3 Coefficienti materiali del tessuto molle, della suola e del**

### 3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

---

Ogni materiale è stato caratterizzato mediante l'uso di un dispositivo di test di materiali. I coefficienti del modello di iperschiuma, dove per iperschiuma si intende un materiale isotropico iperelastico, che compaiono nell'equazione ( $\alpha$ ,  $\mu$ ,  $\nu$ ) sono stati ottenuti attraverso la minimizzazione non lineare dei minimi quadrati fornita da ABAQUS e sono elencati nella tabella 3. Il comportamento dei modelli dei materiali viene confrontato con i dati sperimentali di tensione-deformazione, mostrando errori di scarto quadratico medio tra i due approcci era inferiore al 4% della massima tensione applicata su tutti i materiali.



**Figura 3.5** Comportamento di tensione-deformazione per i materiali di suola e supporto. I dati sperimentali sono mostrati dai simboli e i valori del modello materiale derivati dall'equazione 2 per compressione uni assiale sono mostrati come linee. Gli errori di scarto quadratico medio tra i due approcci era inferiore al 4% della massima tensione applicata su tutti i materiali.

3. Plantari commercializzati allo scopo di correggere le patologie del piede e minimizzare gli effetti indotti da tali patologie (caso diabetico)

---

<b>Materiale</b>	<b>Microcell Puff</b>	<b>Microcell Puff Lite</b>	<b>Plastozote medium</b>	<b>Poron</b>
<b>Modulo di Young (kPa)</b>	3	1.2	0.6	0.4

**Tabella 3.4** Moduli di Young valutati sulla base dei dati sperimentali proposti da Erdemir et al. 2004.

Si può osservare in figura 3.5 come il modello proposto con i parametri costitutivi indicati rappresentano in maniera molto buona il comportamento tenso-deformativo dei materiali studiati. Inoltre si osserva come i materiali presentino un modulo di rigidezza iniziale piuttosto basso, tranne Microcell Puff e Microcell Puff Lite che mostrano un modulo di Young iniziale molto superiore.

## 4. Analisi delle pressioni plantari

---

Nei capitoli precedenti si è discusso di come la comparsa di picchi di pressione plantari siano una delle principali cause delle ulcerazioni per i diabetici e di come queste si sviluppino principalmente nella testa del primo metatarso e nelle le dita in quanto siti di maggior carico (Stokes, 1975). Dagli anni '80 ad oggi in numerosi studi è stato considerato l'effetto di elevate pressioni plantari come causa di sviluppo delle ulcerazioni.

In altri studi è stato recentemente ipotizzato, che il concentrarsi della pressione plantare in alcune zone del piede, e quindi l'innalzarsi dei picchi di forze verticali, non sia il solo fattore che determina la rottura dei tessuti, ma che esistano altre forze che giocano in questo fenomeno come ad esempio gli sforzi tangenziali che verranno trattati nel prossimo capitolo.

In questa sede, verranno descritti i principali strumenti che misurano le pressioni plantari, illustrando le metodologie adottate per l'acquisizione e l'elaborazione dei dati e le variabili scelte per interpretarli dagli studi che verranno citati, prima nel caso delle pressioni verticali e poi per quello degli sforzi tangenziali. I valori reperiti in letteratura per i piedi sani saranno confrontati con quelli che sono disponibili per il caso del piede diabetico, con l'obiettivo di valutare l'effetto del diabete nella modifica della distribuzione delle pressioni plantari, attraverso la quantificazione delle differenze che emergono dai diversi studi.

### 4.1.Pressioni normali

Per quanto riguarda le forze verticali che si generano sotto la pianta del piede, sono numerosi gli autori che hanno analizzato le relazioni tra queste e la formazione di ulcerazioni nei soggetti affetti da neuropatia diabetica.

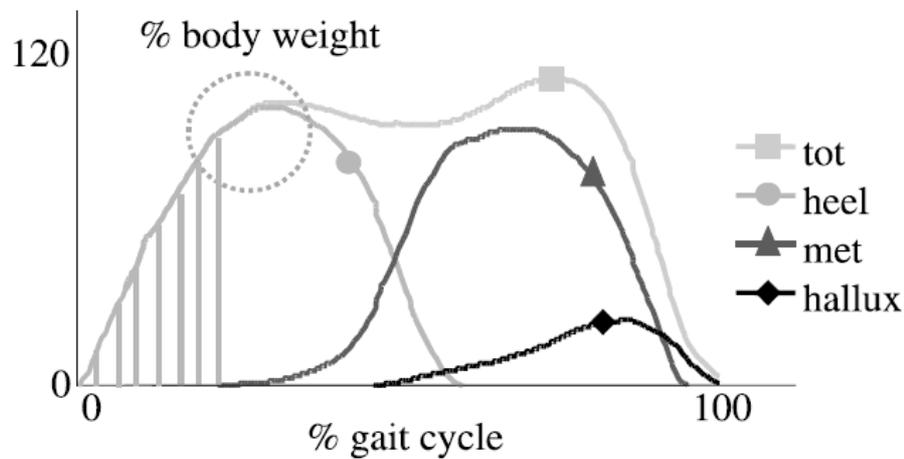


Figura 1 Esempio di evoluzione temporale delle componenti verticali del GRF (Ground reaction force), sotto il piede nel suo complesso, sotto il calcagno, sotto I metatarsi e sotto l'alluce per un soggetto sano

#### 4.1.1. Metodologie per la loro valutazione

##### 4.1.1.1 Strumentazione

Le pressioni verticali che si sviluppano nelle diverse zone del piede vengono generalmente quantificate attraverso due tipi di tecnologie: le pedane barometriche, che sono adatte a rilevare le pressioni che si sviluppano a piede scalzo, e i sistemi “in-shoe”, nei quali i sensori che acquisiscono il segnale sono inseriti in suolette posizionabili tra la calzatura e il piede, in modo da rilevare le pressioni che si generano in tale sede.

Vengono di seguito descritte quelle adottate nei diversi studi considerati ai fini del presente lavoro.

### **Pedane barometriche**

Le pedane barometriche sono il più comune strumento di misurazione delle pressioni esercitate dal piede. Un esempio di questo tipo di strumentazione è la pedana di forza EMED-X (Novel, GmbH, Munich, Germany) (fig. 4.1).



**Figura 4.1 Pedana barometrica EMED**

Si tratta di un sistema basato su una matrice di trasduttori di tipo capacitivo (fig. 4.1 bis). La pedana comprende 6080 sensori, con una densità di 4 sensori per cm<sup>2</sup>. Le dimensioni di questo strumento sono di 47,5cm X 32cm, e la frequenza con cui vengono campionati i dati può essere di 100 o 400 Hz. I sensori hanno una soglia di attivazione di 10 kPa, e possono arrivare a misurare correttamente fino a 1270 kPa ciascuno.

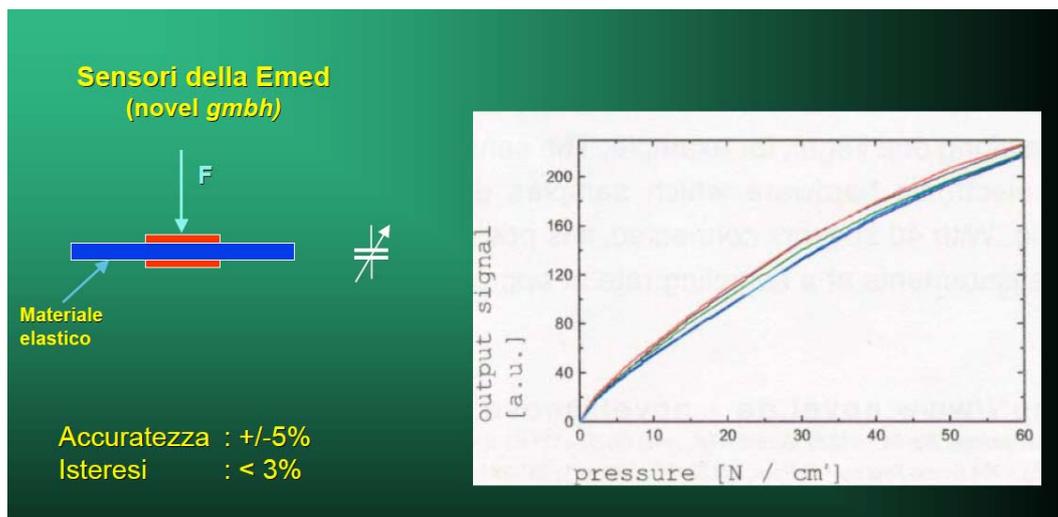


Figura 4.1 Pedana barometrica EMED

Oltre a misurare e salvare le pressioni rilevate sotto il piede da ogni sensore in condizioni statiche o dinamiche, questo tipo di strumentazione è fornito di pacchetti software che possono compiere automaticamente diverse elaborazioni, come misurare lunghezza e larghezza del piede, visualizzare le fasi del passo fotogramma dopo fotogramma, generare le immagini di massima pressione, visualizzare le curve forza/tempo, pressione/tempo e area di contatto/tempo, le linee isobare e gli integrali di forze e pressioni nel tempo. Inoltre, il software è in grado di acquisire le immagini di 3 videocamere e di salvare e visualizzare i fotogrammi con le corrispondenti immagini barometriche. Esse però, pensate per quantificare le pressioni a piedi scalzi, costituiscono una metodologia poco adatta per valutare l'efficacia di un dispositivo che si deve interporre tra il piede e la suola della scarpa. In alcuni studi presi in esame, infatti, verranno utilizzate proprio per comparare l'immagine barografica che si ha a piedi scalzi, con quella registrata da sistemi di misurazione "in-shoe" utilizzando specifiche calzature e ortesi plantari.

#### Sistemi "in-shoe"

A questo scopo, dal 1993 si sono resi disponibili "sensori-suoletta", da inserire tra piede e plantare, che grazie alla loro sottigliezza, flessibilità e uniformità non compromettono la grandezza da misurare.

Negli articoli presi in considerazione vengono utilizzati principalmente due tipologie di questi sensori: l'F-scan della Tekscan e il Pedar della Novelp per ciascuno dei quali vengono descritte le principali caratteristiche: .

### F-Scan

Il sensore, ideato da Tekscan nel 1993, è un sistema di analisi strumentale del cammino e delle forze esercitate dal piede nella scarpa (fig. 4.3). . Questo sistema registra le forze che si sviluppano sotto il piede, in condizioni statiche o dinamiche, usando un dispositivo sottile come un foglio di carta (0.15mm), che può essere facilmente ritagliato in modo da combaciare con la forma della scarpa in cui deve essere posizionato. Il sensore è flessibile ed adattabile: è formato da 960 sensels resistivi, posizionati con una densità spaziale di 4 sensels/cm<sup>2</sup>, che fungono da punti di percezione distribuiti sull'intera superficie plantare (fig. 4.2).

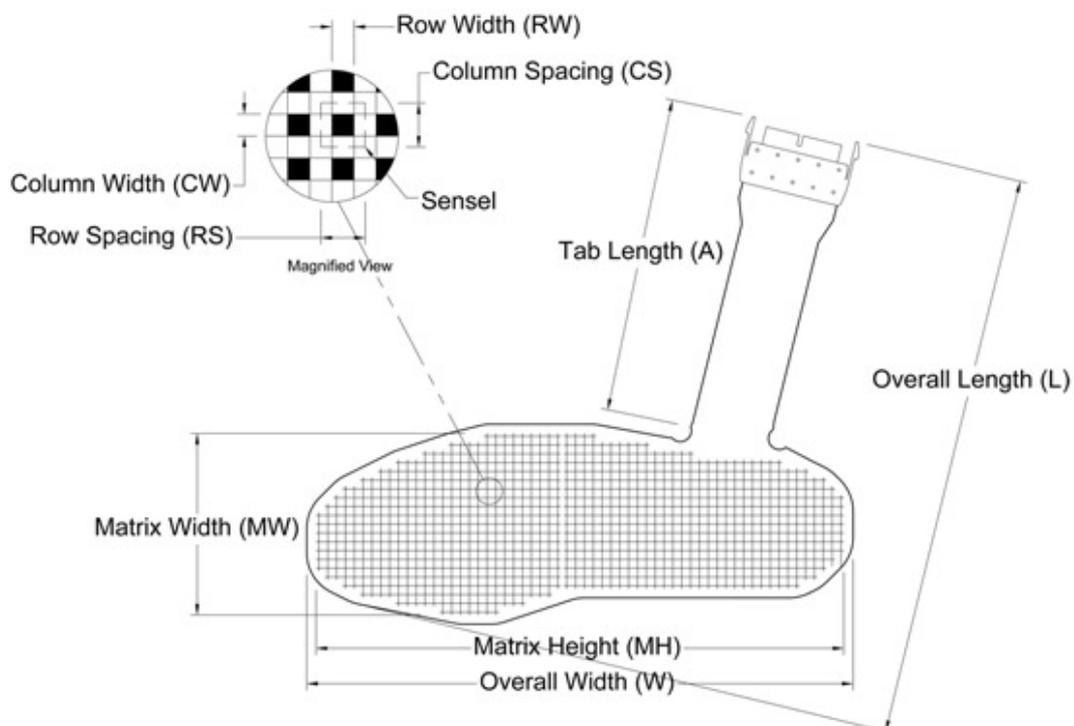


Figura 4.2 Schematizzazione di una suoletta F-Scan



**Figura 4.3** Suoletta F-Scan

La sua sottigliezza fa sì che il paziente non lo percepisca nella scarpa e che non interferisca con la distribuzione delle grandezze che si vogliono misurare. Un trasduttore è fissato con un nastro in velcro alla gamba del paziente, ed è dotato di due fili lunghi circa 10 metri che lo collegano al computer. I dati sono campionati in modo campionamento continuo a 100 Hz: le registrazioni ottenute con F-Scan, possono essere visualizzate tramite un'interfaccia software in modo continuo o frame by frame, studiate e successivamente stampate con grafici della forza in funzione del tempo e dell'andamento del baricentro delle pressioni. Inoltre questo dispositivo fornisce anche informazioni su quali sono le aree del sensore caricate, cioè dove i sensels registrano un valore di pressione maggiore di zero, con una velocità di attivazione di circa 40ms (Paola Catalfamo 2008).

#### **Pedar**

Questo dispositivo è formato da un sistema a matrice, nella quale le colonne e le righe sono strisce metalliche, fissate da entrambe le parti ad un materiale dielettrico (Fig. 4.4).

Ad ogni nodo della griglia così formata è posizionato un sensore capacitivo, con una densità spaziale di 2 sensori/cm<sup>2</sup>. Due strati di polietilene proteggono ogni sensore dall'umidità, ed entrambi i lati del dispositivo sono ricoperti da uno strato di pelle

artificiale. In ogni suoletta sono posizionati 99 sensori, che sono distribuiti omogeneamente su tutta la superficie disponibile. Lo spessore totale del dispositivo è di 1.9 mm, e sono disponibili in diverse grandezze, in modo da adattarsi al piede del paziente. I dati sono trasferiti per mezzo di un cablaggio che collega la suoletta al computer, anche se è stato prodotto il Pedar-X, che prevede un sistema di invio dei dati Bluetooth o con memory card. I dati sono inviati a frequenze di 50 o 100 Hz, e il range di pressioni rilevato è di 15–1200 kPa.



**Figura 4.4** Suoletta Pedar e immagini dell'interfaccia operativa

Il software fornito permette un'operazione di “automask”, tramite la quale il piede è diviso in 10 aree di interesse: M1—tallone, M2—mesopiede, M3–M7—rispettivamente dalla prima alla quinta testa metatarsale, M8—alluce, M9—secondo dito, M10—dal terzo al quinto dito.

I parametri di studio rilevabili con questo strumento sono: contact area (CA) (cm<sup>2</sup>), contact time in percentage roll over process (CT%ROP), maximum force (MF) (N), pressure-time

integral (PTI) (kPa s), force–time integral (FTI) (N s), peak pressure (PP) (kPa), mean force (MeF) (N), mean area (MeA) (cm<sup>2</sup>).

##### 4.1.1.2. Grandezze di analisi

Generalmente, i ricercatori utilizzano i picchi di pressione plantare come principale variabile di studio, ma nonostante ciò non sembra essere stata definita una soglia che predica quando le ulcerazioni potrebbero verificarsi (Armstrong et al., 1998).

Altri ricercatori hanno esaminato come sia il valore che la durata della pressione applicata abbiano impatto sul piede, usando come variabile l'integrale della pressione nel tempo. Come intuibile, questa variabile indica l'area sottesa dalla curva della pressione nel dominio del tempo. Maluf and Mueller nel 2003, utilizzarono l'integrale della pressione nel tempo per stimare lo stress giornaliero accumulato, tramite il prodotto tra l'integrale e il numero di passi compiuti in un giorno.

Gli stessi autori nel 2005 hanno inserito un'altra variabile che sembra fornire ulteriori informazioni riguardo i potenziali traumi dei tessuti molli: il gradiente dei picchi di pressione. Esso è definito come la variazione spaziale nella pressione plantare attorno al punto in cui si riscontra il picco. Questo gradiente, strettamente connesso al valore dei picchi pressori che si riscontrano a livello avampodalico, sembra fornire ulteriori informazioni come indicatore per le ferite plantari. Se infatti due aree adiacenti del piede esprimono pressioni molto differenti tra loro, il gradiente assumerà un valore molto elevato, comportando una forte concentrazione di sforzi interni. Questo fatto incrementa il rischio di danneggiamento per i tessuti molli, che sarebbe inferiore se le pressioni fossero – seppure alte- distribuite più omogeneamente sulla pianta del piede. Dal software del dispositivo F-Scan ad esempio, i files coi dati ASCII, acquisiti durante le fasi del passo scelte, sono processati per determinare i picchi di pressione e il gradiente in questo modo: una funzione polinomiale bicubica esegue lo smoothing dei dati prima che vengano calcolati i gradienti nelle zone in cui sono stati localizzati dei picchi di pressione nell'avampiede. Il gradiente viene calcolato in un'area definita di 3X3 sensori (231.3 mm<sup>2</sup>), attorno al pixel in cui è stato localizzato il picco. Il gradiente viene calcolato

determinando la più alta differenza che si riscontra tra il pixel centrale e gli otto che lo circondano

##### 4.1.1. Risultati presenti in letteratura

In questo capitolo saranno riportati i risultati numerici di alcuni studi da letteratura. Come grandezza di riferimento, è stata scelta la variabile di più frequente indagine, cioè le medie dei picchi di pressione calcolate da ogni articolo a partire dai valori dei picchi registrati in ogni soggetto (espressi in  $N/cm^2$ ) in sede retro podalica, mesopodalica e avampodalica.

Per poter poi confrontare criticamente i valori relativi ai soggetti sani rispetto a quelli diabetici, nella tabella è indicata anche la strumentazione utilizzata per effettuare le misure e le modalità di esecuzione. Alcuni autori effettuarono infatti un'analisi statica del problema, registrando le pressioni verticali che si verificano sotto il piede mentre il soggetto mantiene la stazione eretta, altri preferirono un'analisi di tipo dinamico, monitorando l'evoluzione delle pressioni durante le fasi del passo. Inoltre alcuni studi registrarono le pressioni con i pazienti scalzi, altri invece focalizzarono l'indagine sulle influenze che la morfologia della calzatura esercita nella distribuzione delle pressioni plantari.

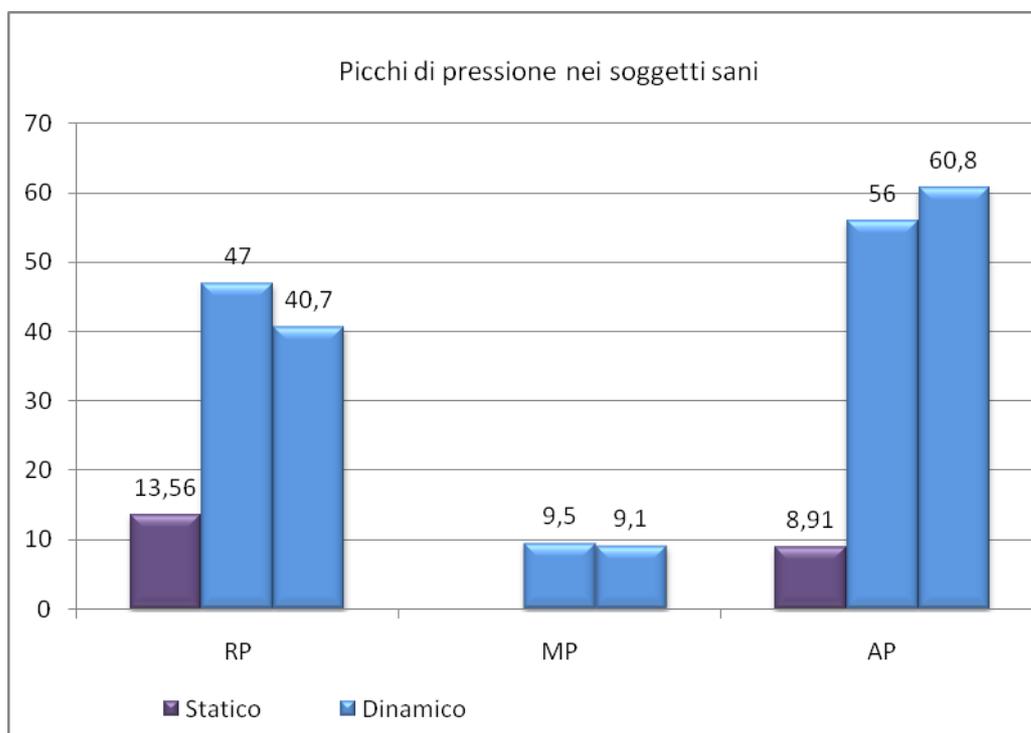
In questo capitolo, nel quale verranno comparati i valori proposti per i piedi diabetici rispetto a quelli sani, vengono ritenute di maggior interesse le misurazioni ottenute a piedi scalzi, nelle quali si possono apprezzare le differenze dovute alla patologia senza l'interferenza di fattori difficilmente isolabili come l'utilizzo di diversi tipi di calzature. Saranno illustrati brevemente anche i dati ottenuti con l'utilizzo di calzature prive di ortesi plantari, così da poter dimensionare le differenze che intercorrono tra i livelli di pressione che si verificano a piedi scalzi rispetto a quelli che risentono dell'utilizzo di calzature non specializzate. Nel capitolo successivo si tratteranno invece specificatamente gli effetti indotti dalle diverse configurazioni dei plantari.

#### 4.1.2.1 Soggetti sani

I dati presentati per il piede privo di patologie, sono stati riportati da studi sul piede diabetico che hanno inserito un gruppo di controllo tra i soggetti analizzati. I criteri di scelta di questi soggetti (età, sesso, peso corporeo) sono coerenti con lo scopo di ogni studio e risultano nel complesso abbastanza eterogenei.

Anno della fonte	Autore	Caratteristiche della misurazione			Numero soggetti	Picchi (N/cm <sup>2</sup> )		
		Strumento	Approccio	Modalità		RP	MP	AP
2006	Rahman	F-scan superficie piana	su Statico	Scalzo	30	13,56		8,91
1998	Morag	EMED 6°passo	al Dinamico	Scalzo	55	47	9,5	56
2004	Burns	EMED 5°passo	al Dinamico	Scalzo	30	40,7	9,1	60,8
2008	Lott	F-scan in-shoe	Dinamico	Scarpe ortopediche	16			32

**Tabella 1. Autori presi in considerazione per un confronto critico dei metodi e dei risultati sui picchi di pressione plantare da loro proposti.**



Dal grafico si nota come nel caso statico (in viola), le pressioni siano decisamente inferiori. Ciò avviene perché quando il paziente mantiene la stazione eretta, il peso si distribuisce contemporaneamente su entrambi i piedi e su tutta la superficie della pianta del piede che prende contatto con il suolo. A causa della postura che si mantiene, con la verticale abbassata del baricentro che cade più vicino al tallone che all'avampiede, le pressioni risultano più alte nella parte posteriore del piede.

Dinamicamente invece (in azzurro), i picchi pressori si registrano al momento del primo contatto tra il tallone e il suolo e al momento della spinta dell'avampiede. In questi istanti, tutto il peso del corpo è concentrato su un solo piede, e soltanto su una zona piuttosto ridotta di questo (il tallone o l'avampiede). Inoltre sono da considerare anche le accelerazioni dovute ai movimenti che si compiono durante il passo, che vanno a sommarsi a quella gravitaria.

Si nota anche il fatto che dinamicamente nel mesopiede si sviluppano pressioni molto modeste. Esso infatti non è mai interessato da solo nel meccanismo di contatto con il suolo durante lo svolgimento del passo: le pressioni si verificano nel suo aspetto laterale, quando il peso passa dal tallone all'avampiede.

4.1.2.2 Soggetti patologici

Anno della fonte	Autore	Caratteristiche della misurazione			Tipo di patologia	Numero di soggetti	Picchi ( $N/cm^2$ )		
		Strumento	Approccio	Modalità			RP	MP	AP
2006	Rahman	F-scan piano	su	Scalzo	DMN	15	11,83	10,39	
			Statico		DM	30	10,39	8,86	
2004	Burns	EMED 5° passo	al	Dinamico	Scalzo	PCN	10	37,4 16,5 64,5	
2004	Bus	EMED		Dinamico	Scalzo	DMNP+/- sU	20	41,4 17,4 91,1	
2007	Guldemon	EMED		Dinamico	Scalzo	DMNP	17	84	
1997	Resch	F-scan in-shoe	Dinamico	Proprie scarpe	DMN+U	30		44,2	
				senza plant	DMNP	19		54,3	
2000	Raspovic	F-scan in-shoe	Dinamico	Proprie scarpe senza plant	DMN+sU	12		60,3	
2002	Payne	Pedar	Dinamico	Scarpe di tela standard	DM	50	21,6	27,7	
2004	Maluf	IMD	Dinamico	Scarpe ortopediche	DMP+/- sU	16	43,0	38	
2008	Lott	F-scan in-shoe	Dinamico	Scarpe ortopediche	DMN	16		35	
					DMN+sU	22		40	

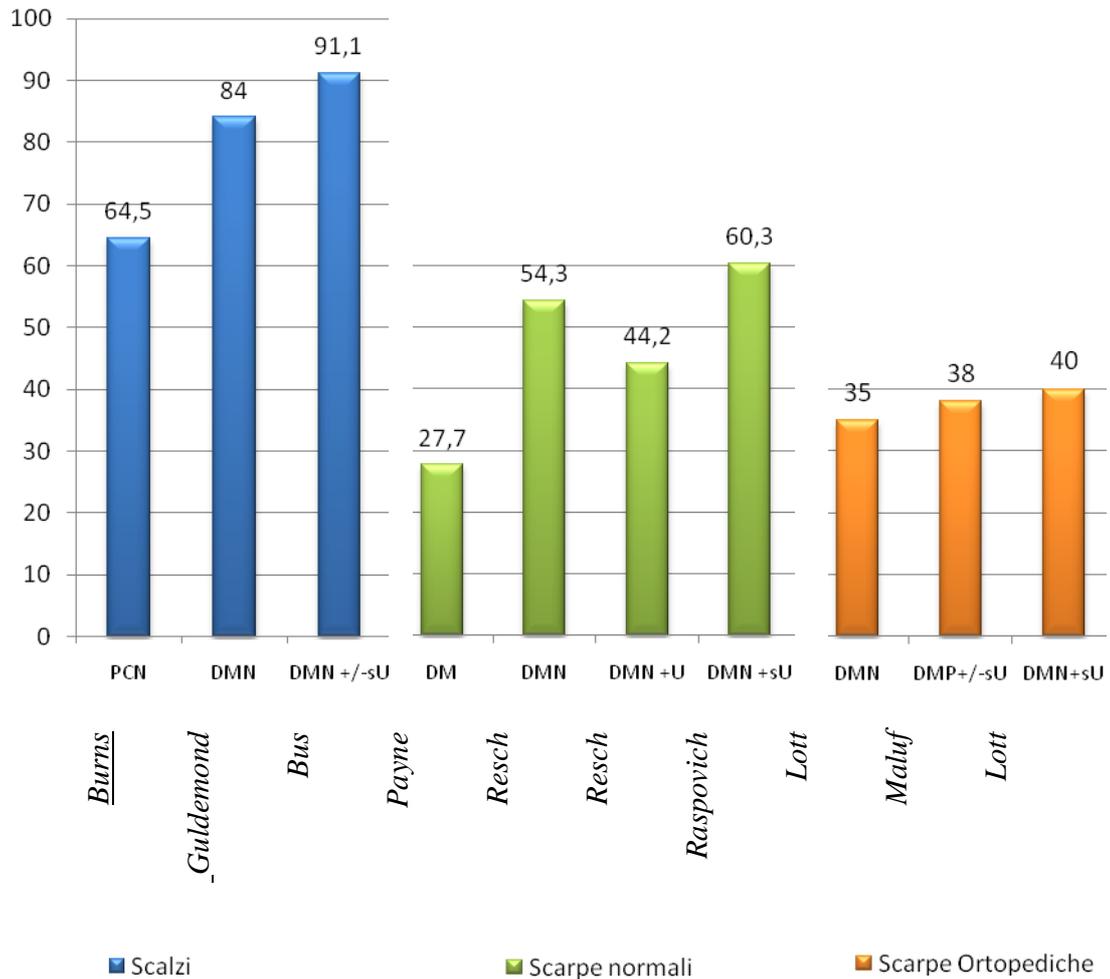
**DMN**= Diabete Mellito con Neuropatia

**DMN+U**= DMN con presenza di ulcerazioni

**DMN+sU**= DMN con storia di ulcerazioni

**PCN**= Piede Cavo Neuropatico

Picchi di pressione plantare a livello avampodalico: Caso dinamico



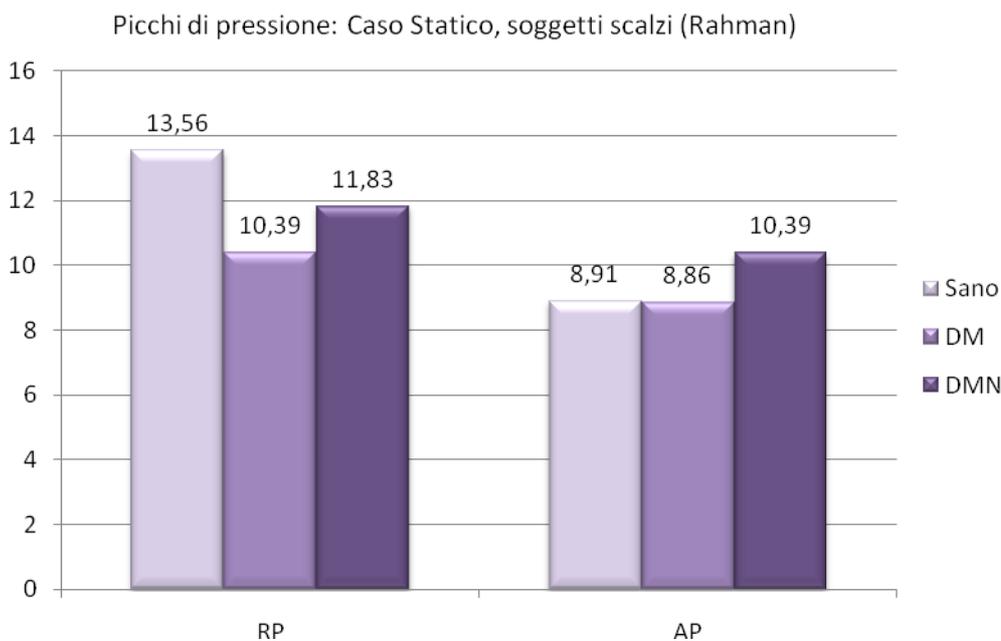
Dal grafico si nota chiaramente di come il tipo di calzatura eventualmente indossata, influisca nell'attutimento dei picchi pressori. A piedi scalzi infatti (blu nel grafico), i picchi di pressione registrate nei vari studi sono tutte più elevati di qualsiasi altro valore ottenuto con l'utilizzo di una calzatura. Questo salto, più che per la conformazione della suola, trova spiegazione nell'effetto contenitivo dei tessuti molli plantari che qualsiasi tipo di calzatura comporta. Limitando la possibilità di deformarsi sul piano trasversale, infatti, si limita l'effettivo schiacciamento verticale dei cuscinetti adiposi. Essendo essi trattabili come materiale incompressibile, come visto nel primo capitolo, limitandone le possibilità di deformazioni se ne migliorano le proprietà meccaniche, prime tra tutte la capacità di assorbire gli urti e di distribuire i picchi di tensioni locali.

È apprezzabile anche come l'utilizzo di calzature ortopediche comporti un'altra importante diminuzione nei picchi pressori: in questo caso è proprio la conformazione della suola ad apportare questo effetto, andando ad appianare le differenze tra soggetti ulcerati e non.

Dal grafico infatti emerge anche come i valori dei picchi pressori siano tendenzialmente più elevati nei pazienti che hanno avuto ulcere ai piedi rispetto ai pazienti che, sebbene neuropatici, non hanno mai sofferto di questo problema. Lo studio che ha studiato pazienti ulcerati a piedi scalzi, ha registrato una media dei picchi di pressione di oltre 90 N/cm<sup>2</sup>.

Tra gli studi effettuati con l'utilizzo di calzature, il valore più basso è stato registrato da Payne in pazienti diabetici non neuropatici, e quello più alto da Raspovich in pazienti diabetici neuropatici con ulcerazioni. È interessante notare che questo valore massimo tra i casi studiati con calzature è molto vicino al valore minimo dei soggetti patologici studiati da scalzi (60,3 e 64,5 N/cm<sup>2</sup>).

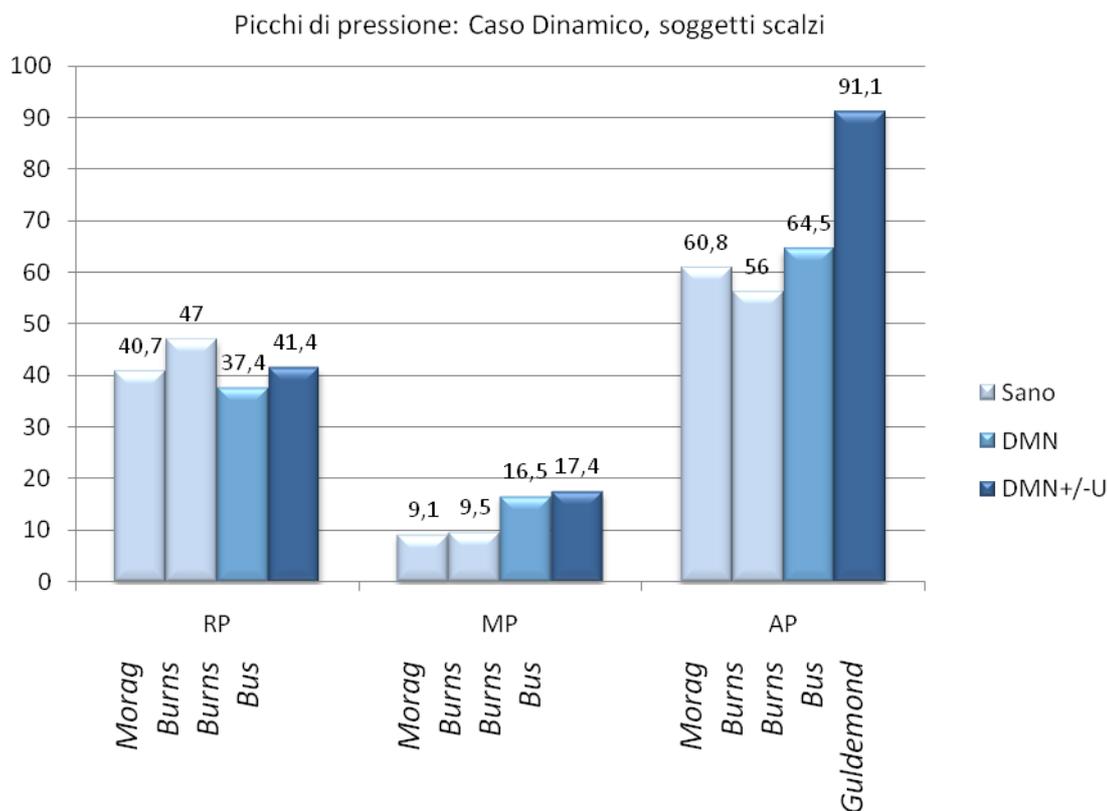
#### 4.1.3. Confronto tra i valori proposti per piede sano e per piede diabetico



#### 4. Analisi delle pressioni plantari

Dalle due tabelle costruite per il piede sano e per quello diabetico, possono essere fatti numerosi confronti. Anche se i dati relativi al piede sano sono piuttosto scarsi, sono tuttavia sufficienti per poterli confrontare con le diverse metodologie di acquisizione utilizzate per il piede diabetico.

Il caso statico, comparato con i dati ottenuti da indagini dinamiche, sembra essere meno significativo. Le differenze riscontrate tra i soggetti patologici e quelli sani infatti, sono minime sia nel retro piede che nell'avampiede. Sia nei pazienti semplicemente diabetici che in quelli neuropatici, si verifica la tendenza a distribuire quantità leggermente superiori di pressione sul tallone rispetto all'avampiede. È da notare che i pazienti neuropatici sembrano però minimizzare questa differenza, che risulta essere infatti di poco più di 1 N/cm<sup>2</sup>.



Il caso dinamico si presta a numerose considerazioni:

Innanzitutto si nota che i valori misurati per il piede sano da studi diversi risultano molto simili in tutte le zone del piede: ciò consente una certa sicurezza nel ipotizzare che i valori di riferimento siano quindi esatti.

La neuropatia sembra non influire significativamente sui picchi di pressione che si misurano nel retropiede: questa zona infatti è raramente interessata a fenomeni ulcerativi nei pazienti diabetici.

Il mesopiede dei pazienti neuropatici invece risulta interessato a carichi di pressione tendenzialmente più elevati rispetto a quelli dei soggetti sani. Se in questi ultimi l'interessamento di questa zona nelle fasi del passo a piedi scalzi è circoscritto a un passaggio da fase di appoggio a fase di spinta, in pazienti neuropatici potrebbe essere che le deformazioni dell'arcata plantare inducano dei piccoli picchi pressori anche a livello mesopodalico.

L'aspetto più significativo resta comunque quello inerente l'avampiede: in questa zona infatti i pazienti neuropatici che presentano ulcere attive o che ne hanno avute in passato (colonna più scura) fanno registrare dei picchi di pressione molto più elevati rispetto a quelli dei pazienti sani o neuropatici ma mai ulcerati. Ciò mette in stretta relazione la comparsa delle ulcerazioni con l'aumento dei picchi verticali di pressione: la neuropatia in se non sembra comportare infatti grosse modificazioni delle distribuzioni pressorie.

Alla luce di ciò si può ipotizzare che se ai pazienti neuropatici venissero prescritti plantari adeguati quando la malattia è in una fase ancora iniziale, si potrebbe ridurre il rischio dell'instaurarsi di picchi pressori dovuti alle deformazioni da schiacciamento che il piede sviluppa a causa della continua ed errata posizione che una scarpa non indicata gli consente di assumere durante il carico.

## 4.2. Sforzi tangenziali

Nel caso dei pazienti diabetici, la comparsa di ulcerazioni, causata come già visto dai forti picchi pressori verticali, sembra essere in larga parte favorita anche dalle forze di taglio.

Durante la locomozione, infatti, esse causano occlusioni intermittenti del flusso di sangue locale: questo effetto, in abbinamento ai forti picchi di pressione che si verificano in questo tipo di soggetti e alla delicatezza dei loro tessuti, può portare a rotture tissutali interne, che causeranno, con un effetto a catena, la rottura dei tessuti sempre più esterni, fino ad arrivare alla cute.

La conoscenza di ogni componente della forza di reazione del suolo che agisce su particolari subaree del piede è quindi fondamentale per un'analisi completa del problema.

### 4.2.1. Metodologie per la loro valutazione

#### 4.2.1.1 Sensori piezoelettrici usati nelle pedane di forza

La forza, come qualsiasi altro fenomeno fisico, non può essere misurata senza disturbare il fenomeno stesso. La maggior parte dei trasduttori di forza hanno un elemento sensitivo elastico, la cui deformazione è la misura della forza agente.

In molti sistemi di misura della forza (come ad esempio celle di carico, sistemi induttivi e capacitivi), da deformazione stessa può essere misurata: l'elemento sensibile deve deformarsi sufficientemente, e queste ampie deformazioni sono elementi di disturbo perché limitano la frequenza di risposta del sistema di misurazione ed introducono inoltre un cambiamento geometrico che altera le condizioni di misura.

Nei trasduttori di forza piezoelettrici, l'elemento sensibile è lo stesso del trasduttore che produce il segnale elettrico di output. Non è quindi necessario misurare la deformazione (che sarà molto più piccola che negli altri sistemi di misurazione). L'alta rigidità risultante dei trasduttori piezoelettrici riduce quindi il rumore dovuto alle deformazioni geometriche dei sensori, e assicura buoni velocità di risposta e tempo di salita, permettendo una precisa misurazione di eventi molto rapidi.

Mentre questi sensori sono quindi adatti per la misura di eventi dinamici, essi non possono eseguire reali misure statiche. Anche se la carica elettrica associata ad un carico statico può essere registrata, essa non può essere mantenuta per un indefinito periodo di tempo. Per le

misure statiche, materiali altamente isolati devono essere usati per i cavi del trasduttore e dei connettori, per assicurare un tempo di scarico il più possibile costante e operazioni di amplificazione precise.

Kistler utilizza il quarzo per la realizzazione. Poiché esso ha un altissima resistenza isolante ( $>10^{13}$  ohms), permette misure statiche più di ogni altro materiale. Sensori di questo tipo sono infatti in grado di misurare forze notevoli per periodi di tempo dell'ordine di alcuni minuti. Le forze più deboli possono essere misurate staticamente dividendo il periodo di tempo necessario in più intervalli, in quello che si chiama approccio “quasi-statico”



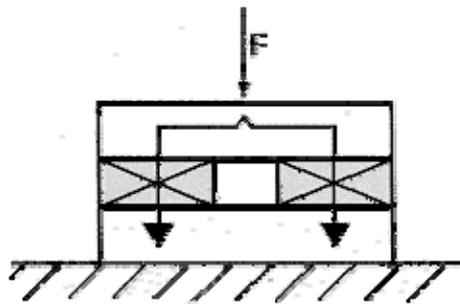
**Figura 4.5** – sensori piezoelettrici 3d

I trasduttori di forza PIEZOTRON® (fig. 4.5) utilizzando questo tipo di trasduttore, ed hanno anche un convertitore carica-voltaggio integrato per gli output a bassa impedenza. Ciò permette l'utilizzo di cavi standard per impieghi in cui, utilizzando trasduttori ad alta impedenza, sarebbero stati necessari cavi altamente isolati. I trasduttori PIEZOTRON hanno costanti di tempo sufficientemente lunghe da permetterne la calibrazione, ma

solitamente non lunghi abbastanza per permettere misure di grandezze statiche. Sono perciò utilizzati solo in applicazioni dinamiche.

Quando è possibile, il trasduttore è montato in corrispondenza della linea di azione della forza, e l'intera forza viene misurata (fig. 4.6). Sono ottenibili misurazione altamente accurate e virtualmente indipendenti dal punto di applicazione della forza. La dimensione dei trasduttori e il range di misurazione, dipendono dall'ordine di grandezza della forza che deve essere misurata. Un esempio di trasduttori diretti sono le celle di carico o le sonde che misurano la forza applicata.

Questi trasduttori sono realizzati da dischetti di quarzo compresi tra due piatti paralleli. Una versione speciale dei trasduttori diretti di forza è il trasduttore di forze a più componenti.



**Figura 4.6** – Misura diretta di forza

Questo principio non è legato alla verticalità della forza di gravità, ma soltanto alla direzione in cui si verifica l'effetto piezoelettrico determinato dalla compressione del disco.

Un trasduttore di forza a più componenti consiste in una pila di dischetti o piatti di quarzo ed elettrodi installati in un alloggiamento in acciaio. Ciascun dischetto di quarzo è stato tagliato secondo un definito asse cristallino, e l'orientamento degli assi del sensore corrisponde a quello degli assi i quali si effettuano le misurazioni (fig 4.7).

Le forze di taglio, o tangenziali, devono essere trasferite alla superficie del trasduttore tramite la frizione.

Shear (or transverse) forces must be transferred to the transducer surface via friction. Precaricando i cilindri di carico di stabilisce questo contatto frizionale, e si permette al sensore di misurare specificate forze tangenziali.

La figura 2a mostra il principio operativo di un trasduttore di forza a tre componenti. La forza  $F$  agisce sopra il trasduttore ed è trasmessa ad ognuno dei dischi di quarzo con lo stesso modulo e la stessa direzione. Ogni disco produce una carica proporzionale alla componente della forza che agisce sul suo specifico asse cristallino. Al contrario di altri sistemi di misura, non è necessario costruire congegni meccanici che separino le componenti.

In alcune applicazioni, a seconda del range di misurazione e dalla forza trasmessa dal piede, è possibile utilizzare anche un solo elemento di questo genere per risolvere un particolare problema. Quando sono necessarie grandi dimensioni o ampi range di misura, un dinamometro o una pedana di forza possono essere costruiti con più di uno di questi elementi.

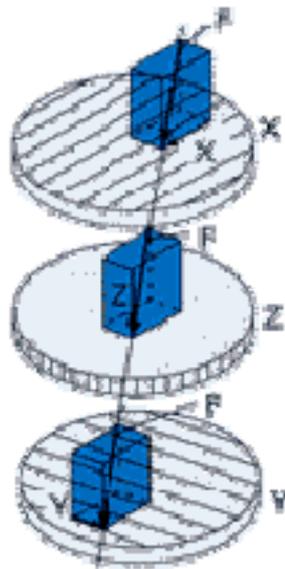


Figura 4.7 A

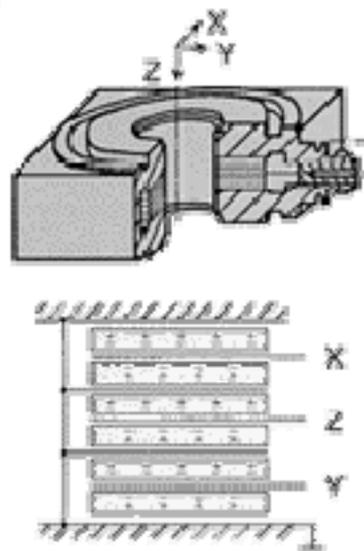
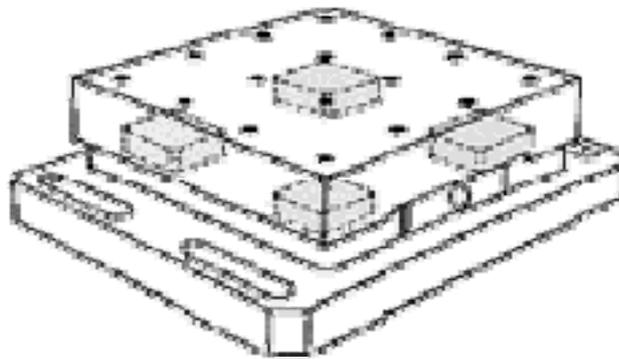


Figure 4.7 B

Trasduttore di forza a tre componenti

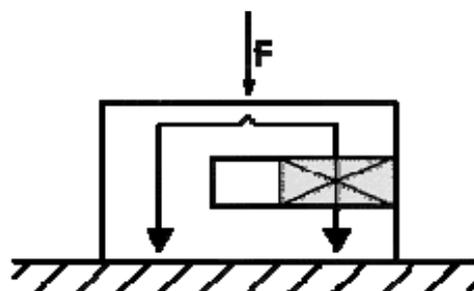
Un'altra opzione è quella di assemblare questi elementi in una struttura personalizzata. Nel caso più semplice, un dinamometro o una piattaforma a più componenti consistono in quattro trasduttori di questo tipo piazzati ai quattro angoli di un rettangolo tra un piatto base e uno di copertura, e reimpostati ad uno specifico range (fig 4.8).

Poiché gli output sono segnali di carica elettrica, essi possono essere uniti prima di essere trasferiti al connettore. Nel caso di misure sugli assi  $x$ ,  $y$  e  $z$ , gli output di ogni trasduttore sono uniti in un sistema a 3 canali. Altre possibilità comprendono fino a otto output per calcolare i momenti e il punto di applicazione della forza.



**Figura 4.8 – Dinamometro a multicomponenti**

Quando un trasduttore non può essere installato direttamente sulla linea di azione della forza, si può utilizzare un trasduttore di forza indiretto. Esso misurerà solo una porzione della forza complessiva (fig 4.9).



**Figura 4.9 – Misurazione indiretta di forza**

Le pedane di forza basate su questa tecnologia sono quindi in grado di fornire le tre componenti della forza di reazione risultante e il momento libero. Forniscono inoltre la

posizione del centro di pressione istantaneo (ovvero le coordinate del punto di applicazione della forza risultante), ma non sono in grado di fornire alcuna informazione riguardo alla posizione del piede sulla pedana, o le distribuzioni locali dei carichi sotto diverse zone del piede.

Per quanto concerne la posizione del piede, molte soluzioni empiriche a questo problema sono state proposte in letteratura: ad esempio, essa è frequentemente determinata da un ausilio di tipo optoelettronico, che riconosce un numero variabile di markers piazzati in corrispondenza dei punti anatomici di interesse. Soluzioni più semplici sono spesso adottate in casi di analisi posturale, in cui si fanno corrispondere i marker piazzati sul piede del paziente a delle linee di riferimento tracciate sullo strumento. Altre volte la posizione del piede è ottenuta semplicemente osservando l'impronta lasciata dal piede sulla pedana, dalla quale possono essere localizzate specifiche aree della pianta del piede.

La valutazione dei contributi locali alla forza risultante è invece più complessa e, se necessaria, alcune volte è stata ottenuta utilizzando un insieme di piattaforme più piccole.

D'altro canto, le pedane barometriche forniscono con precisione la distribuzione delle pressioni nelle singole zone, la localizzazione del piede, la reazione verticale e la posizione del centro di pressione, ma non sono in grado di fornire alcuna informazione sulle forze tangenziali. Le analisi posturali e di carico spesso trascurano questo aspetto proprio per la vasta quantità di informazioni fornite dalle forze verticali, ma l'importanza delle componenti tangenziali delle forze non possono essere negate.

Giacomozzi ed altri, nel 1997 provarono ad integrare una piattaforma di forza e una di pressione in un unico strumento, chiamandolo pedana piezo-barometrica. La pedana barometrica venne semplicemente sovrapposta quella di forza, ed i dati vennero raccolti indipendentemente considerando anomalie dovute alla sovrapposizione degli strumenti, come ad esempio il rialzamento del punto di applicazione della forza dovuto allo spessore della pedana barometrica.



**Figura 4.9 – pedana piezobarometrica**

Entrambi gli strumenti sono in grado di fornire la componente verticale della forza, quindi questa grandezza venne usata per calibrarli uno con l'altro.

La parte interessante di questo studio sta nel modello utilizzato per recuperare le informazioni che la pedana di forza normalmente fornisce in modo complessivo, relativamente a zone circoscritte del piede.

La forza verticale risultante è semplicemente ottenibile come somma delle singole forze misurate da ogni sensore della pedana barometrica appartenente all'area di interesse.

La valutazione delle forze tangenziali proposta è più complessa e meno rigorosa. Gli autori assunsero che esse fossero distribuite proporzionalmente alla reazione verticale. Questo assunto nasce dall'osservazione empirica che in un piede caricato con metà del peso corporeo si registrano sforzi tangenziali pari a metà di quelli che si verificano caricandolo con tutto il peso, fatto forse non sufficiente per introdurre una semplificazione del genere.

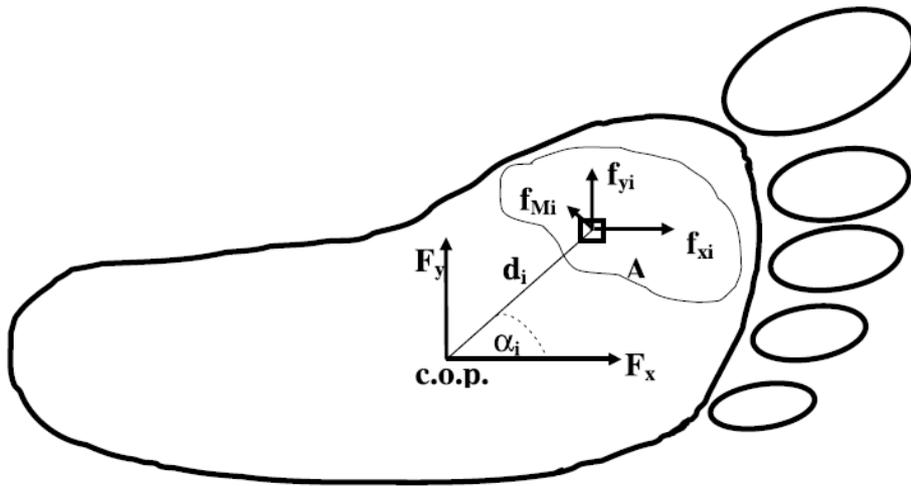


Figura 4.10 – sistema di riferimento e area elementare

Dando per vero questo assunto, è possibile calcolare le forze tangenziali agenti su un'area di contatto elementare, che sarà fatta corrispondere alla superficie di un sensore della pedana barometrica situato a una distanza  $d_i$  dal centro di pressione. Tre differenti forze di taglio agiscono su quest'area:  $f_{xi}$  e  $f_{zi}$  che contribuiscono alle forze risultanti  $F_x$  e  $F_z$ , e  $f_{Mi}$ , generata dal momento libero applicato al centro di pressione. Dall'assunzione di proporzionalità si evince che l'incognita forza tangenziale  $f_{xi}$  si può ottenere tramite il semplice rapporto

$$f_{xi} / f_{yi} = F_x / F_y,$$

da cui

$$f_{xi} = F_x / F_y * f_{yi},$$

dove  $F_x$  e  $F_y$  sono le componenti della forza risultante misurate dalla pedana di forza, e  $f_{yi}$  è la componente verticale della forza che si distribuisce sull'area elementare del

senso di pressione, e che viene misurata dalla pedana barometrica. Analogamente si calcola anche la  $f_{zi}$ .

Per ipotesi, la forza dovuta all'applicazione del momento libero  $M$  al centro di pressione con braccio  $d_i$  che risulta applicata all'area elementare, sarà sempre proporzionale alla forza verticale, quindi

$$f_{Mi} = k * f_{yi}$$

con coefficiente di proporzionalità ricavabile dal fatto che la somma dei singoli momenti applicati deve dare il momento libero  $M$ .

Le forze totali di taglio agenti su un'area qualsiasi  $A$  si otterranno in questo modo:

$$F_{xA} = \sum f_{xi} - \sum f_{Mi} * \sin \alpha_{ix}$$

$$F_{zA} = \sum f_{zi} + \sum f_{Mi} * \cos \alpha_{iz}$$

Dove  $\alpha_{ix}$  e  $\alpha_{iz}$  sono gli angoli formati da  $d_i$  e  $x$  e  $d_i$  e  $y$  rispettivamente, per ogni area elementare (sensore barometrico), e il segno meno è dovuto al fatto che il momento libero scelto, applicato ad un'area elementare che si trova nel primo quadrante degli assi che si originano dal centro di pressione, genera una componente in  $x$  discorde con l'orientazione di questo asse.

#### 4.2.2. Risultati presenti in letteratura

I grafici seguenti visualizzano i valori calcolati da questo modello per ogni direzione tangenziale, separandoli per zone del piede. I picchi sono calcolati complessivamente per tutto il periodo del passo: i grafici con le curve di carico riportati chiariscono in che momento dell'appoggio si verificano i picchi di pressioni tangenziali nelle zone indicate, tracciandone l'evoluzione durante il passo nei vari gruppi di soggetti.

Dall'insieme dei dati ricavati per le forze dirette medialmente, non sembrano emergere significative differenze tra i gruppi di pazienti. Questo probabilmente perché le componenti mediali degli sforzi tangenziali non svolgono un ruolo particolarmente rilevante durante il passo. Il baricentro del corpo cade internamente rispetto al piede, per cui ci si aspetta che la spinta effettuata generi picchi diretti esternamente rispetto al piede.

Questa ipotesi è rafforzata dal fatto che sotto i metatarsi i picchi diretti internamente siano pressoché irrilevanti, e di ordine di grandezza un decimo inferiore a quelli diretti lateralmente. La simmetria degli sforzi orizzontali calcolati a livello del tallone (laterali e mediali hanno circa lo stesso valore), si spiega col fatto che in questa zona i picchi si verificano quando il tallone viene appoggiato, ed il baricentro del corpo viene portato in corrispondenza del centro del calcagno, generando sforzi tangenziali simmetrici secondo l'asse del piede.

La tabella seguente riassume i risultati proposti da uno studio del 2001 di Uccioli, che utilizza il metodo di misura e stima delle pressioni tangenziali proposto da Giacomozzi.

4. Analisi delle pressioni plantari

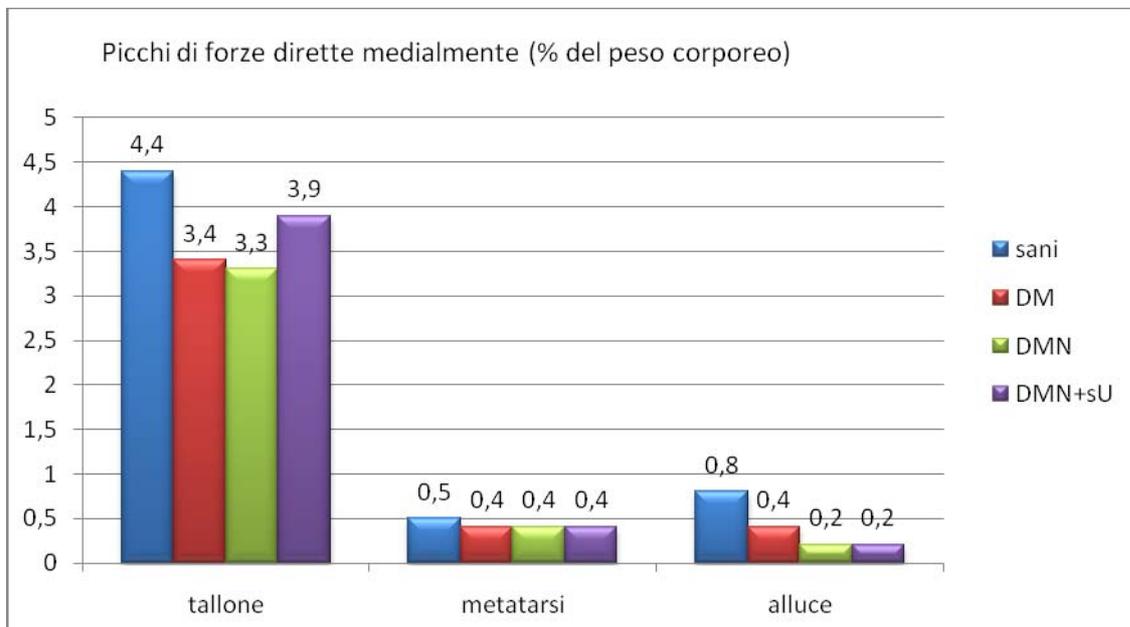
Anno della fonte	Autore	Tecnica di misurazione	Tipo di patologia	Numero di soggetti	Picchi di sforzi tangenziali antero-posteriori (%sul peso del corpo)					
					tallone		metatarsi		alluce	
					in avanti	indietro	in avanti	indietro	in avanti	indietro
2001	Uccioli	pedana piezo-barometrica	sani	21	15,3	0,5	3,3	13,4	0,4	5,3
			DM	27	14,8	0,4	2,6	13,2	0,5	3,8
			DMN	19	12,5	0,9	2,7	12,6	0,4	3,1
			DMN+sU	15	11,8	1	3	13,5	0,7	2,4

Anno della fonte	Autore	Tecnica di misurazione	Tipo di patologia	Numero di soggetti	Picchi di sforzi tangenziali medio-laterali (%sul peso del corpo)					
					tallone		metatarsi		alluce	
					mediale	laterale	mediale	laterale	mediale	laterale
2001	Uccioli	pedana piezo-barometrica	sani	21	4,4	3,4	0,5	3,9	0,8	0,9
			DM	27	3,4	3,5	0,4	4,3	0,4	0,7
			DMN	19	3,3	3,6	0,4	4,4	0,2	0,7
			DMN+sU	15	3,9	3,5	0,4	5,8	0,2	0,5

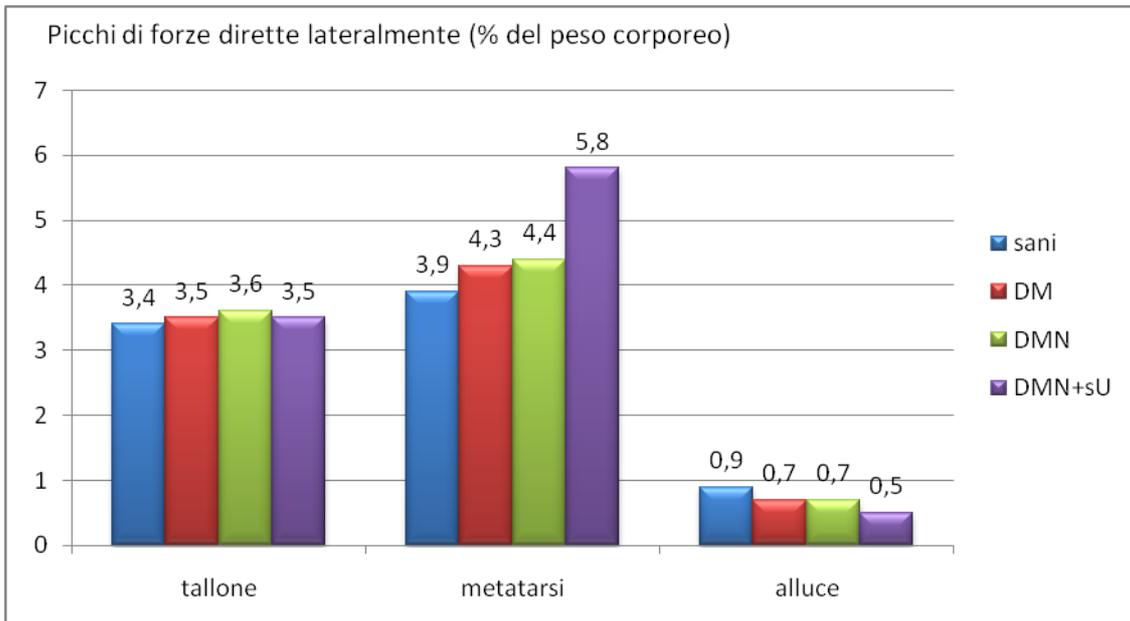
Tabella 2. Risultati proposti da uno studio del 2001 di Uccioli ottenuti col metodo di misura e stima delle pressioni tangenziali

Un'altra osservazione che si può fare è relativa al fatto che nella zona dell'alluce, il modello predice sforzi medio-laterali maggiori per i pazienti sani. Per come sono calcolati questi valori, e per la simmetria di questa tendenza sia per le componenti dirette internamente che posteriormente, è ipotizzabile che ciò sia dovuto a un minore contributo di forze verticali che nei diabetici si centra sotto l'alluce a discapito delle teste metatarsali.

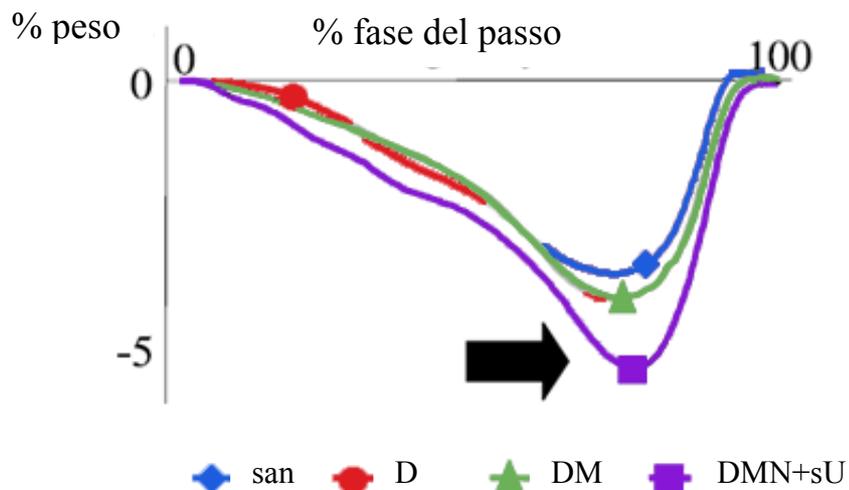
Un grafico molto più interessante è quello dei picchi di forza diretti lateralmente: questa direzione, come anticipato prima, è quella secondo la quale si esplicano le maggiori tensioni orizzontali durante le fasi di spinta e di appoggio del piede, essendo il baricentro del corpo situato più internamente rispetto all'appoggio di ciascun piede. Dal tracciato dell'andamento degli sforzi laterali sotto i metatarsi, si nota come i picchi di tensioni si verifichino a 2/3 del passo, cioè quando l'avampiede sopporta tutto il peso corporeo prima che l'altro tallone venga posato al suolo. In entrambi i grafici si nota come nei soggetti neuropatici con storie di ulcerazioni queste tensioni siano nettamente superiori rispetto a tutti gli altri soggetti, e di come esse crescano con l'aggravarsi della patologia. È quindi lecito ipotizzare che queste forze orizzontali possano contribuire allo sviluppo delle ferite della pianta del piede per i diabetici.



#### 4. Analisi delle pressioni plantari



#### Componente diretta lateralmente: metatarsi

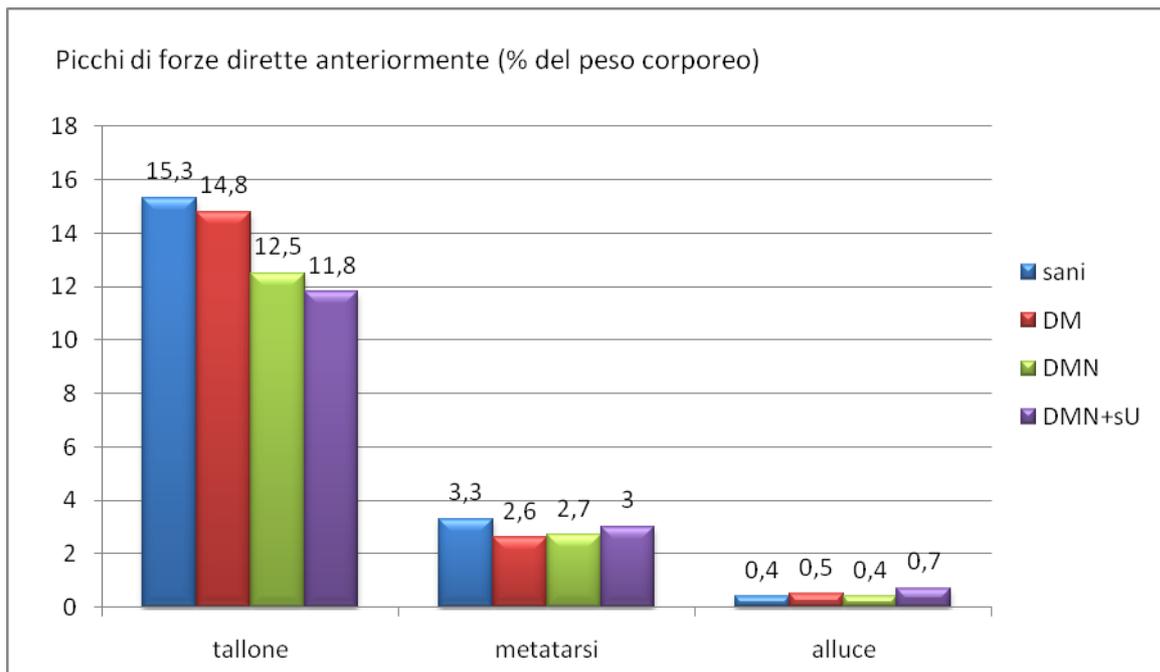


Passando alle forze dirette antero-posteriormente, si intuisce come queste siano particolarmente interessanti nel tallone al momento dell'appoggio, e nei metatarsi al momento della spinta.

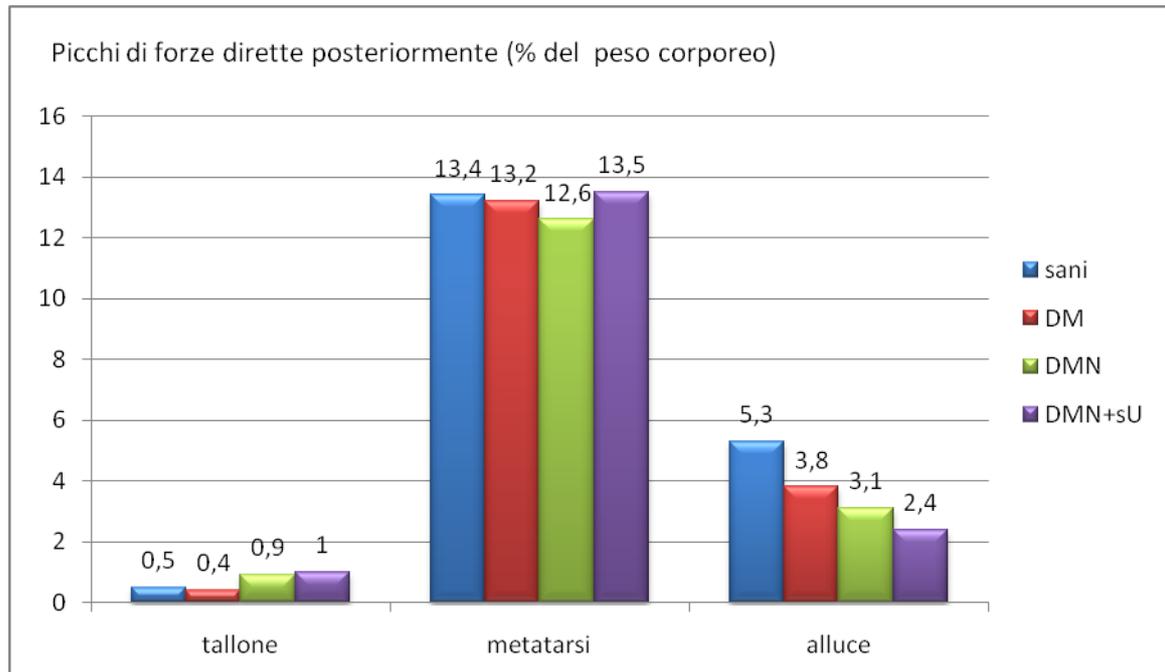
Dagli istogrammi risulta evidente il verso che assumono i picchi in questi due diversi momenti del carico: quelli sotto il tallone saranno diretti in avanti, e dovuti allo schiacciamento dei tessuti che si verifica durante il rotolamento della parte inferiore del calcagno sul suolo. Quelli sotto le teste metatarsali invece sono diretti posteriormente, e si verificano, come è ovvio pensare, al momento della spinta.

Si nota come queste due grandezze siano molto simili, aggirandosi attorno al 13% del peso corporeo. In questi due momenti del passo infatti il peso è concentrato solo su un piede e solo sulla zona in questione: è accettabile quindi l'ipotesi che gli sforzi tangenziali (che si ricorda in questo modello sono calcolati in base alla proporzionalità a quelli verticali), assumano valori simili.

La differenza principale sta nel fatto che sotto i metatarsi compaiono componenti dirette in avanti della forza, mentre quelle dirette indietro sotto il tallone sono davvero irrisorie. Ciò è giustificabile pensando al fatto che il tallone partecipa alla distribuzione del peso disegnando metà di un arco di circonferenza (appoggio del tallone- rotolamento verso il centro del piede) mentre i metatarsi sono coinvolti in un arco completo (avvicinamento dal centro del piede –spinta sui metatarsi- rotolamento verso la parte anteriore del piede). Gli sforzi in avanti che si predicono sotto i metatarsi potrebbero essere quindi interpretabili come verificabili durante le prime fasi di interessamento dell'avampiede.



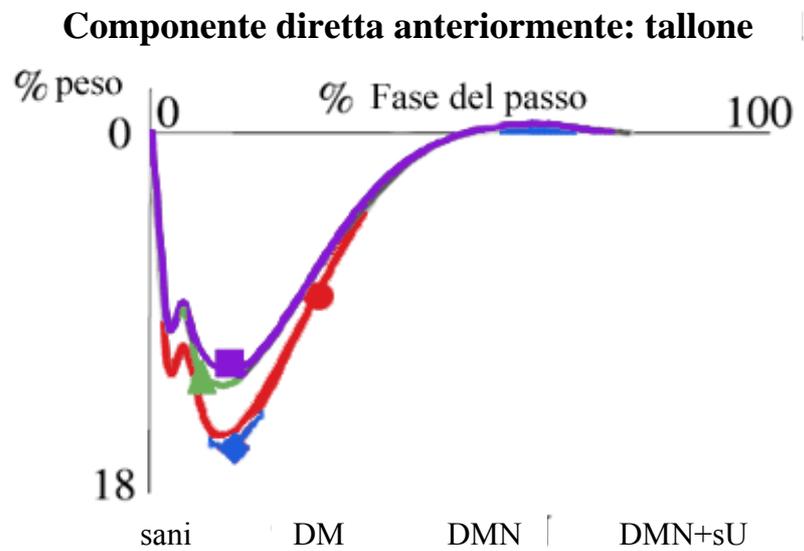
#### 4. Analisi delle pressioni plantari



Sotto l'alluce compaiono forze dirette indietro, che sono sicuramente attribuibili all'ultima fase del passo, quando il piede tocca terra solo con questa parte, e l'altro tallone è già appoggiato.

È interessante analizzare come evolvano le forze antero-posteriori sotto il tallone

In tutti i gruppi di soggetti, la curva presenta una strana successione di flessi nella fase iniziale del carico. Appena appoggiato, il tallone subisce un rapido carico da parte di tutto il peso del corpo, corrispondente al sollevamento da terra dell'altro piede. Il baricentro del corpo va a spostarsi da una posizione arretrata rispetto al tallone ad una più avanzata: ci sarà un momento quindi in cui il centro di pressione cade esattamente a livello del tallone, e quindi il braccio di applicazione del momento libero avrà lunghezza nulla. La mancanza di questo contributo al calcolo delle forze eseguito da questo modello potrebbe spiegare la ricorrenza di questa irregolarità nella curva.



#### 4.2.4. Un approccio innovativo

Un metodo di misurazione che non preveda assunzioni che portino il problema ad un modello matematico potrebbe essere quello di utilizzare una matrice di sensori (come nelle misure di pressione), capaci però di valutare taglio e forze normali.

Purtroppo strumentazioni di questo tipo non sono ancora state utilizzate per studiare il caso del piede diabetico.



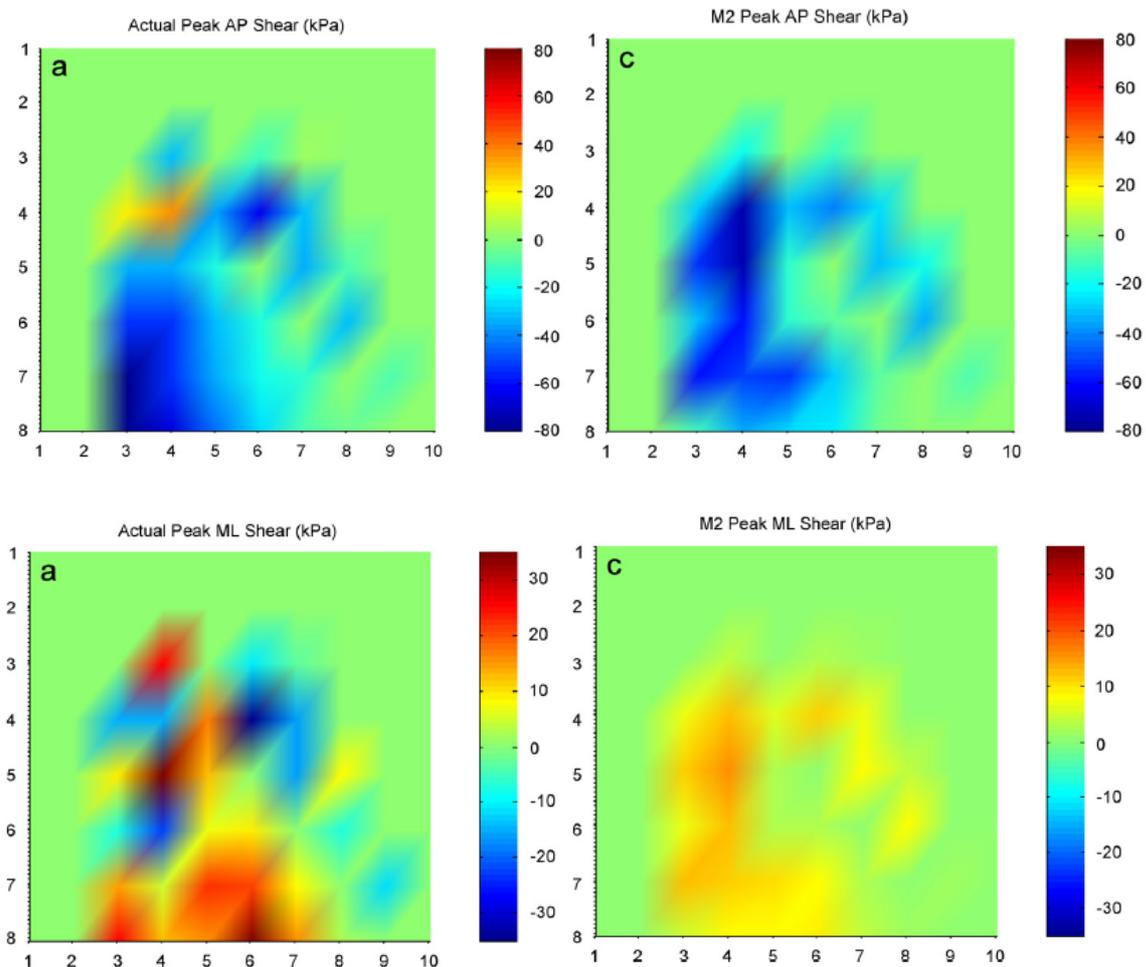
**Figura 4.11 – pedana che quantifica gli sforzi tangenziali con una matrice di sensori piezoelettrici**

Yavuz nel 2007 creò uno strumento di questo tipo per valutare gli sforzi tangenziali che comporta l'alluce valgo. Con la stessa strumentazione poi verificò le veridicità del modello matematico di Giacomozzi. Vennero utilizzati 80 sensori, posizionati in una matrice di 8X10, ognuno avente superficie di 1,27X1,27 cm. L'area totale risultò così di 11,4 X 14,2 cm, con 1,5 mm di spazio tra un sensore e l'altro. Le dimensioni di quest'area sensibile permisero la misurazione degli sforzi tangenziali relativi all'avampiede. La soglia di attivazione di un sensore venne posta a 5N, e i dati vennero collezionati con una frequenza di 50 Hz, per periodi di tempo al massimo di 3 secondi. Un handicap insormontabile di questo approccio sta però nel fatto che la risoluzione spaziale delle misure è limitata alla grandezza di un singolo sensore, che è decisamente più grande di una cella di carico barometrica (più di un centimetro quadro). I risultati mostrarono differenze a seconda del tipo di parametro considerato. Il modello sembrò infatti essere in grado di predire con abbastanza precisione la posizione dei picchi di sforzi tangenziali medio-laterali, localizzandoli con una precisione di 2,2 cm. L'errore nel caso degli sforzi antero-posteriori risultò essere invece 3,1 cm.

Anche il momento del passo nel quale i picchi si sarebbero verificati viene indicato in modo abbastanza corretto, con un errore medio del 17%.

Nella figura successiva si vede come il picco antero-posteriore sia stato misurato sotto la prima testa metatarsale, mentre il modello li avrebbe localizzati in una sede più interna e avanzata del piede. Per quanto riguarda la localizzazione del picco degli sforzi medio-laterali, invece, il modello sembrò stimarla correttamente nella zona dell'alluce.

Non si può dire lo stesso delle stime dei valori dei picchi. Quelli antero-posteriori (osservando l'immagine) risultano abbastanza coerenti, quantomeno nel verso di azione e nell'ordine di grandezza.



**Figura 4.12 – grafici che comparano gli sforzi tangenziali predetti dal modello con quelli misurati dello strumento**

Totalmente scorretta sembra invece essere la valutazione degli sforzi medio-laterali. Il modello infatti, oltre a predire un range troppo modesto di tensioni, fornisce informazioni scorrette anche sul verso delle forze, che nel caso medio-laterale sembrano invece essere molto più eterogenee.

Gli autori dell'articolo interpretano questi risultati ipotizzando che il modello assume che esista sempre una relazione lineare tra pressioni verticali e sforzi tangenziali, mentre le differenze locali possono essere dovute anche a diverse proprietà di frizione e all'attività di muscoli intrinseci.

Personalmente, si ritiene che sia da sottolineare anche il fatto che questo modello trascura la geometria della pianta del piede. Non essendo essa piatta e rigida, è molto riduttivo pensare che il verso degli sforzi tangenziali sia definibile utilizzando soltanto l'informazione sul centro di pressione e sul verso del momento libero indicati da una pedana di forza. È intuibile infatti immaginare come i tessuti si deformino in modo radiale attorno ai punti isolati in cui si esercitano forti pressioni verticali (e quindi forti gradienti di pressione). Se questi punti sono molteplici nello stesso istante (come ad esempio le teste metatarsali durante la spinta), non possono corrispondere con il centro di pressione valutato dalla pedana in quel momento, che ne localizza un punto medio. Il modello matematico proposto infatti, ipotizza che tutta la superficie del piede si deformi come se scivolasse dalla parte opposta alla spinta (quindi indietro e esternamente), ignorando la presenza di punti in cui si verificano centri di deformazione attorno ai quali le forze tangenziali si dirigono radialmente (nelle figure uno di questi punti è la base dell'alluce).

## 5. Analisi della variazione delle pressioni plantari in seguito all'uso di specifiche geometrie e materiali

---

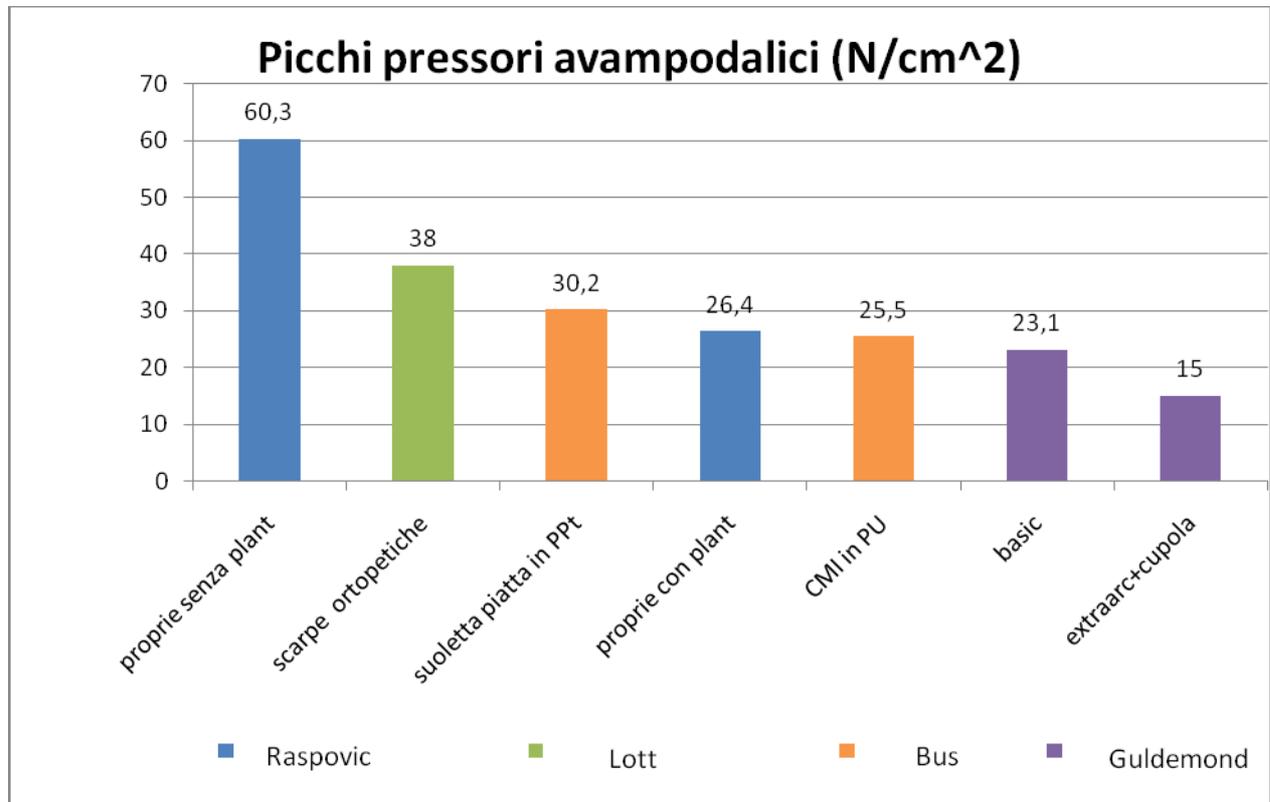
### 5.1. Evidenze sperimentali da letteratura

Nel capitolo precedenti si sono analizzate le differenze tra le pressioni che si sviluppano a piedi scalzi nei soggetti sani rispetto a quelle che si presentano i pazienti neuropatici. In precedenza si erano inoltre illustrati alcuni esempi di geometrie di plantari specifiche per questi casi. Lo scopo di questo capitolo è quello di confrontare le evidenze sperimentali, valutando l'efficacia delle geometrie nell'attutimento dei picchi di pressione verticale.

Tutte le misurazioni sono state ottenute tramite l'utilizzo di strumentazioni in-shoe e con un approccio di tipo dinamico. Se infatti l'approccio statico può essere utile per una valutazione iniziale della funzionalità di un dispositivo plantare, risulta indispensabile studiarne il comportamento anche nelle più complesse condizioni dinamiche. Lo scopo di queste ortesi è infatti quello di proteggere i tessuti del piede del soggetto dall'iper carico ai quali sono quotidianamente sottoposti, ed è quindi impensabile che la loro progettazione prescindano da un'attenta analisi dell'evoluzione dinamica delle pressioni che si verificano durante le fasi del passo. Per la fondamentale importanza che una corretta esecuzione di questo gesto ha nel mantenimento di un buon stile di vita per il paziente, e per la sua fortissima ripetitività, risulta cruciale che il plantare svolga la sua azione di redistribuzione delle pressioni anche (e soprattutto) quando all'accelerazione di gravità si aggiungono quelle dovute ai movimenti, che amplificano le forze risultanti e che (durante il passo) si distribuiscono su zone ristrette come il tallone o le prime teste metatarsali. Tra tutti quelli citati, sono stati scelti i quattro articoli più significativi. Due di questi (Raspovic e Lott) forniscono misure dei valori dei picchi pressori in soggetti neuropatici, misurati all'interno di calzature sprovviste di ortesi plantari (le proprie scarpe nel primo caso e un paio di calzature ortopediche standard nel secondo). Gli altri due articoli mettono invece a confronto l'utilizzo di una soletta base con diverse geometrie proposte: lo studio più interessante in questo caso è quello di Guldmond, che a partire da una soletta base, propone 12 diverse combinazioni di elementi geometrici, e fornisce per ognuno il valore dei picchi pressori registrati.

5. Analisi della variazione delle pressioni plantari in seguito all'uso di specifiche geometrie e materiali

Anno	Autore	Strumento	Modalità	Tipo di patologia	Numero soggetti	Picchi AP N/cm <sup>2</sup>
2000	Raspovic	F-scan in-shoe	proprie scarpe senza plant	DMNP+U	12	60,3
			proprie scarpe con plant	DMNP+U	12	26,4
2004	Bus	Pedar	suoletta piatta in PPt	DMNP+/-U	20	30,2
			CMI in PU			25,5
2007	Guldemon	Pedar	Basic	DMNP	17	23,1
			basic+varus			22,5
			basic+valgus			22,6
			basic+cupola			18,7
			stand arc			21,6
			arc+ varus			21,1
			arc+valgus			21,7
			arc+cupola			17,7
			Extraarc			19,2
			extraarc+varo			17,8
extraarc+valgo	19,1					
extraarc+cupola	15					
2008	Lott	F-scan in-shoe	Calzature ortopediche	DMN	38	38



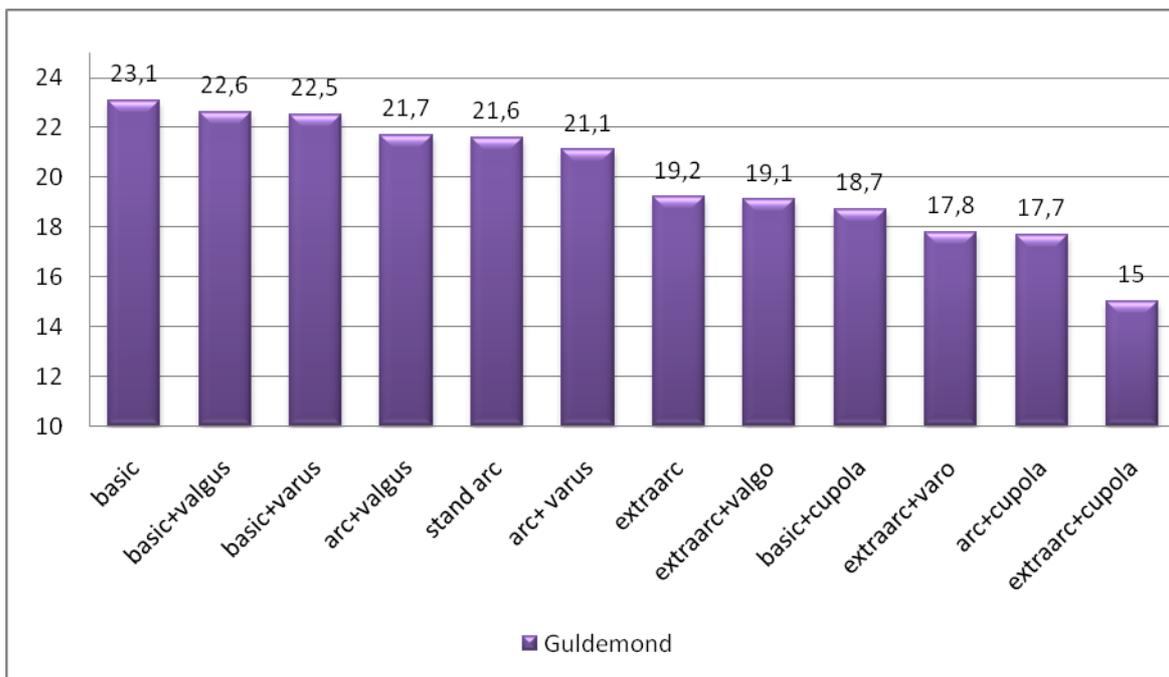
Le prime osservazioni che si possono compiere riguardano l'articolo di Raspovic (colonne azzurre nel grafico). Le medie dei picchi di pressione registrate per gli stessi 12 soggetti infatti subiscono un calo molto forte in seguito all'inserzione di ortesi plantari ideate su misura del paziente, risultando più che dimezzate. L'altezza della prima colonna è dovuta forse al fatto che le misurazioni vennero effettuate in scarpe normali senza alcun tipo di dispositivo ortopedico, e che inoltre questo autore è stato l'unico a impiegare soggetti con ulcerazioni attive per le misurazioni di pressioni.

Nello studio di Lott, si nota come l'ausilio di una scarpa ortopedica standard possa già aiutare a ridistribuire i picchi pressori: tuttavia i soggetti studiati in questo caso non erano mai andati incontro a fenomeni ulcerativi, e quindi non è certo se il livello più basso della colonna verde sia dovuto a effettività della scarpa ortopedica oppure a situazioni patologiche meno gravi rispetto allo studio di Raspovic.

## 5. Analisi della variazione delle pressioni plantari in seguito all'uso di specifiche geometrie e materiali

L'articolo di Bus (colonnine arancioni) affronta invece l'argomento da un altro punto di vista: sperimenta l'ideazione di dispositivi plantari in base alla distribuzione delle pressioni verticali, invece che alla conformazione del piede. Il concetto base per la costruzione di queste ortesi sperimentali fu infatti quello di togliere appoggio dai punti di maggior pressione ed incrementarlo nei punti scarichi. Le suollette furono modellate attraverso sistemi numerici da un unico blocco di ppt, e sembrano essere utili nel ridistribuire i picchi che ne hanno determinato la forma. In confronto all'utilizzo di una semplice base piatta in PPT infatti, portarono un abbassamento medio dei picchi pressori di  $5\text{N/cm}^2$ .

Lo studio decisamente più interessante in questo caso, risulta quello effettuato da Guldemon.



La suoletta base fu modellata sulla base di un'impronta del paziente, e composta da tre strati di materiali con diversa rigidità: superiormente venne utilizzato uno strato di 5-mm di Lunalastik, internamente un rinforzo di 1.1mm in Rhenoflex 3280, e per la parte inferiore 8mm di Lunasoft SL. Vennero usati materiali con modulo di rigidità relativamente elevato, in modo da minimizzare l'influenza ammortizzante che il materiale potrebbe avere sul carico di pressione plantare. A costruzione finita vennero rimossi 5mm dell'arco formatosi su misura del piede del paziente, ottenendo un supporto-base di altezza

inferiore. La parte rimossa, e un'altra alta sempre 5mm, costituirono i diversi gradi di supporto ottenibili: nessuno, base e extra. La cupola metatarsale, venne modellata a mano in schiuma di gomma (Shore A28), con un'altezza massima di 11 mm. E posizionata 5mm indietro tra la seconda e la quarta testa metatarsale. La localizzazione delle teste fu determinate attraverso un'impronta dinamica su una superficie sensibile alla pressione. Furono modellati inoltre cinque inserti a cuneo di sughero di diversa altezza e a tutta lunghezza, vari e valghi, che facilitassero rispettivamente la supinazione e la pronazione del piede.

Furono scelte 11 combinazioni di queste componenti, tenute insieme con un leggero adesivo, e confrontate con l'utilizzo della sola suoletta base. Per ognuna di esse furono valutati i valori dei picchi pressori, e la comodità durante la camminata, facendo esprimere un giudizio direttamente al soggetto.

È interessante notare che le riduzioni pressorie implicate dall'utilizzo di diverse componenti sembrarono risultare come addizione di quelle ottenute singolarmente, secondo un principio di sovrapposizione degli effetti.

I risultati migliori furono rilevati con l'utilizzo della cupola metatarsale in unione al supporto extra per l'arcata, riportando una riduzione del 39% sui picchi di pressione nelle regioni centrale e mediale dell'avampiede, rispetto alla suoletta base. Il fatto che nelle ultime 4 colonne, 3 siano quelle relative alle pressioni registrate usando la cupola metatarsale sulle tre differenti basi (suola base, supporto dell'arcata e supporto extra dell'arcata), è indicativa di quanto questo elemento sia utile nella redistribuzione delle pressioni. Purtroppo la maggior parte dei soggetti definì scomodi i plantari che lo comprendevano. Tuttavia un periodo di utilizzo di questo tipo di dispositivi potrebbe risolvere questo problema, dovuto al fatto che ai soggetti non era stato dato modo di abituarsi alle diverse geometrie prima di giudicarne la comodità.

Gli inserti a cuneo non sembrarono essere influenti nella redistribuzione delle pressioni, sebbene qualche soggetto ne definì positivamente l'apporto alla comodità della calzatura. Alla luce dell'analisi della meccanica articolare eseguita nel capitolo iniziale, però l'utilizzo di cunei lungo tutta la lunghezza del piede potrebbe non essere stata la stata la

scelta migliore. I problemi che la neuropatia comporta nel meccanismo di pronosupinazione durante le fasi del passo (svolgimento e avvolgimento dell'elica podalica) infatti, sono più di rotazione relativa tra retro e avampiede, che di rotazione di tutto il piede rispetto alla caviglia. Un utilizzo di cunei vari o valghi a metà lunghezza, avrebbe probabilmente apportato migliori risultati.

Decisamente utili, e valutati positivamente nella scala del confort, risultano invece i supporti standard ed extra all'arcata plantare. Questi dispositivi infatti coinvolgono questa zona nella distribuzione a terra del peso, distribuendovi parte delle pressioni che sarebbero altrimenti destinate ad agire sui punti critici della pianta, come le teste metatarsali. Inoltre il piede, poggiato su una base dalla forma anatomica, risulta stabilizzato e contenuto in una posizione che limita fisicamente l'appiattimento della volta di cui soffrono i diabetici.

Alla luce di queste considerazioni emergono alcune osservazioni:

- 1) La scelta corretta di un dispositivo plantare può effettivamente ridimensionare il problema degli ipercarichi del piede
- 2) I dispositivi devono essere però prescritti da personale qualificato, ed in seguito ad attente analisi del singolo caso. Un plantare che risolve il problema di un soggetto può essere ininfluenza o addirittura dannoso per un altro.

## 5.2. Modelli solidi agli elementi finiti

La modellazione solida virtuale agli elementi finiti è un mezzo ormai fondamentale nella valutazione dell'interazione tra il piede e uno specifico plantare; grazie ai vantaggi che essa fornisce è un importante strumento nella progettazione di calzature sportive e ortopediche.

In generale il metodo agli elementi finiti (FEM) è un mezzo computazionale volto a calcolare le risposte meccaniche di un modello che viene simulato, ad esempio il piede. Tale metodo è superiore alle tecniche cliniche invasive da molti punti di vista: usando le simulazioni numeriche, si possono quantificare le risposte meccaniche; inoltre, gli operatori possono manipolare alcuni parametri del modello e mantenerne costanti altri per verificare la diretta influenza di una certa variabile. Ultimo aspetto, ma non meno importante, esso può monitorare gli effetti sull'intera struttura, e non solo risposte locali.

Il Metodo F.E.M. si applica a corpi fisici che in qualche modo rappresentano un *continuum* suscettibile di essere suddiviso in un certo numero, anche molto grande, di elementi di forma definita e dimensioni contenute. Nel continuum, ogni singolo elemento finito viene considerato un campo di integrazione numerica di caratteristiche omogenee. La caratteristica principale del metodo degli elementi finiti è la discretizzazione attraverso la creazione di una griglia (*mesh*) composta da primitive (*elementi finiti*) di forma codificata (triangoli e quadrilateri per domini 2D, esaedri e tetraedri per domini 3D). Su ciascun elemento caratterizzato da questa forma elementare, la soluzione del problema è assunta essere espressa dalla combinazione lineare di funzioni dette *funzioni di base* o *funzioni di forma* (*shape functions*). Da notare che talora la funzione viene approssimata, e non necessariamente saranno i valori esatti della funzione quelli calcolati nei punti, ma i valori che forniranno il minor errore su tutta la soluzione. L'esempio tipico è quello che fa riferimento a funzioni polinomiali, sicché la soluzione complessiva del problema viene approssimata con una funzione polinomiale a pezzi. Il numero di coefficienti che identifica la soluzione su ogni elemento è dunque legato al grado del polinomio scelto. Questo, a sua volta, governa l'accuratezza della soluzione numerica trovata.

Nella sua forma originaria e tutt'ora più diffusa, il metodo agli elementi finiti viene utilizzato per risolvere problemi poggianti su leggi costitutive di tipo lineare. Tipici i problemi di sforzi - deformazioni in campo elastico, la diffusione del calore all'interno di un corpo materiale. Alcune soluzioni più raffinate consentono di esplorare il comportamento dei materiali anche in campo fortemente non lineare, ipotizzando comportamenti di tipo plastico o visco-plastico

Per arrivare al modello agli elementi finali si seguono delle fasi fondamentali, ognuna delle quali comporta l'inserimento di errori nella soluzione finale:

1. **Modellazione:** questa fase è presente in tutti gli studi di ingegneria: si passa dal sistema fisico ad un modello matematico, che astrae alcuni aspetti di interesse del sistema fisico, focalizzando l'attenzione su poche variabili aggregate di interesse e "filtrando" le rimanenti. Ad esempio nel calcolo del momento flettente di una trave non si prendono in considerazione le interazioni a livello molecolare. Il sistema fisico se complesso viene suddiviso in sottosistemi. Nel caso in esame non è necessario, oppure possiamo pensare che si tratti di una parte appartenente ad un sistema più complesso, ad esempio di una nave o di un aeroplano. Il sottosistema verrà poi suddiviso in elementi finiti ai quali verrà applicato un modello matematico. A differenza delle trattazioni analitiche è sufficiente che il modello matematico scelto sia adeguato alle geometrie semplici degli elementi finiti. La scelta di un tipo di elemento in un programma software equivale ad una scelta implicita del modello matematico che vi è alla base. L'errore che può portare l'utilizzo di un modello deve essere valutato con prove sperimentali, operazione in genere dispendiosa per tempo e risorse.
2. **Discretizzazione:** in una simulazione per via numerica è necessario passare da un numero infinito di gradi di libertà (condizione propria del "continuum") ad un numero finito (situazione propria della mesh). La discretizzazione, nello spazio o nel tempo, ha lo scopo di ottenere un modello discreto caratterizzato da un numero finito di gradi di libertà. Viene inserito un errore dato dalla discordanza con la soluzione esatta del modello matematico. Questo errore può essere valutato opportunamente se esiste un modello matematico adeguato all'intera struttura (quindi preferibile da utilizzare rispetto all'analisi FEM) ed in assenza di errori numerici di calcolo, ciò può essere considerato vero utilizzando calcolatori elettronici.

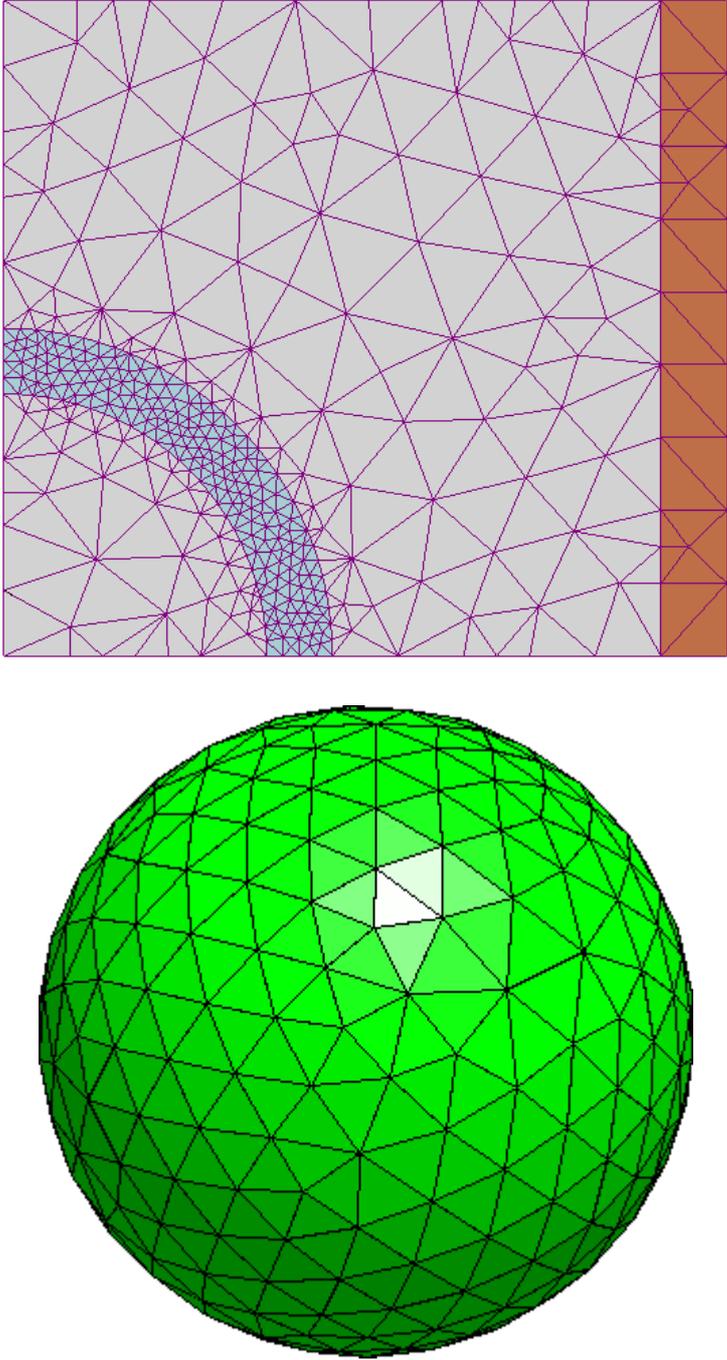
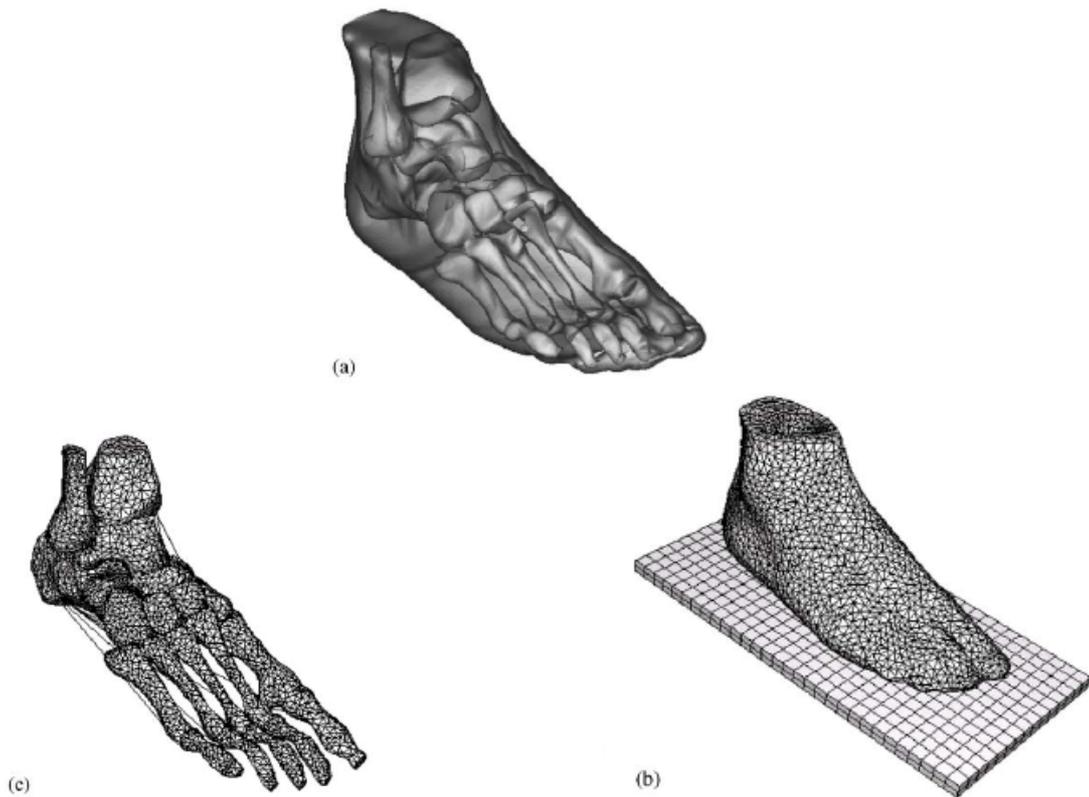


Figura 5.12 Esempio di modellazione agli elementi finiti: 2D e 3D

## 6. Conclusioni

### 5.2.1. Modello del piede 3D agli elementi finiti sviluppato da J.T. Cheung (2003)

Il metodo FE è stato utilizzato per condurre un'analisi del piede umano durante la posizione statica eretta, in condizioni normali e patologiche (piede diabetico).



**Figura 5.13** Superfici dello scheletro e della pelle del modello del piede (a), risultato dall'assemblamento del modello dei tessuti molli (b) e di scheletro e legamenti (c). In (b) si noti il modello del supporto.

La geometria del modello è stata ottenuta dalla ricostruzione tridimensionale di immagini del piede destro di un individuo maschio sano di 26 anni, altezza 174 cm e peso 70Kg, ricavate da risonanza magnetica (MR). Le immagini MR sono state prese con intervalli di

2mm nella posizione neutra non sottoposta a carichi: quindi sono state segmentate per ottenere i contorni dello scheletro e della superficie della pelle. Le superfici di confine dei componenti scheletrici e della pelle sono state processate usando SolidWorks 2001 (SolidWorks Corporation, Massachusetts) per dar forma a modelli solidi di ciascun osso e dell'intera superficie del piede. Il modello solido consiste di 28 segmenti ossei, comprendenti i segmenti distali della tibia e del perone e 26 ossa del piede: astragalo, calcagno, cuboide, navicolare, 3 cuneiformi, 5 metatarsi e 14 componenti delle falangi. Le falangi sono state fuse assieme con elementi solidi spessi 2 mm, che simulano la connessione cartilaginea e altri tessuti connettivi. Le interazioni tra metatarsi, cuneiformi, cuboide, navicolare, astragalo, calcagno, tibia e perone sono state definite come superfici di contatto che permettono il relativo movimento articolare. Per simulare il contatto privo di frizione tra le superfici delle giunzioni, è stata utilizzata l'opzione automatica "contatto superficie-superficie" di ABAQUS. La rigidità alla compressione che riproduce il comportamento cartilagineo è stata assegnata ad ogni paio di superfici di giunto per simulare gli strati di copertura della cartilagine articolare. Tranne i legamenti collaterali delle falangi e altro tessuto connettivo, sono stati inclusi un numero totale di 72 legamenti e la fascia plantare. Sono stati definiti i legamenti connettendo i rispettivi punti di inserimento sulle ossa. Tutte le ossa e le strutture legamentose sono state inserite in un volume di tessuto molle. Le strutture ossee e quelle del tessuto molle sono state "mesciate" con un totale di 54'188 elementi tetraedrici a 4 nodi e i legamenti sono stati definiti da 98 elementi ad asta di sola tensione.

Eccetto che per il tessuto molle incapsulato, tutti gli altri tessuti sono stati idealizzati come omogenei, isotropici ed elastici lineari. Il modulo di Young e il coefficiente di Poisson per le strutture ossee sono stati scelti pari a 7300 Mpa e 0.3 in accordo col modello sviluppato da Gefen nel 2000. Questi valori sono stati selezionati pesando l'elasticità del tessuto osseo corticale e trabecolare. Le proprietà meccaniche della cartilagine, dei legamenti e della fascia plantare sono ricavate dalla letteratura e sono elencate nella tabella 5.1. Il tessuto molle incapsulato è stato definito come un materiale iperelastico. I dati di tensione-deformazione sono stati dedotti da misure ultrasoniche in vivo sul cuscino calcaneale per rappresentare in questo modello FE la rigidità del normale tessuto molle.

5. *Analisi della variazione delle pressioni plantari in seguito all'uso di specifiche geometrie e materiali*

Component	Element type	Young's modulus $E$ (MPa)	Poisson's ratio $\nu$	Cross-sectional area (mm <sup>2</sup> )
Bony structures	3D-tetrahedra	7300	0.3	—
Soft tissue	3D-tetrahedra	Hyperelastic	—	—
Cartilage	3D-tetrahedra	1	0.4	—
Ligaments	Tension-only truss	260	—	18.4
Fascia	Tension-only truss	350	—	290.7
Ground support	3D-brick	17,000 upper layer 1,000,000 lower layer	0.1	—

**Tabella 5.1 Proprietà materiali e tipi di elementi del modello agli elementi finiti**

Il modello di materiale iperelastico (ABAQUS, 2003) è stato utilizzato per rappresentare la natura non lineare e quasi incomprimibile del tessuto molle incapsulato. La funzione adottata è un polinomio di secondo grado della densità di energia potenziale di deformazione ( $U$ ): questa è l'integrale della curva tensione-deformazione, in altre parole l'energia per unità di volume necessaria a deformare il materiale.

$$U = \sum_{i+j=1}^2 C_{ij} \cdot (\bar{I}_1 - 3)^i \cdot (\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^2 \frac{1}{D_i} \cdot (J_{el} - 1)^{2i}$$

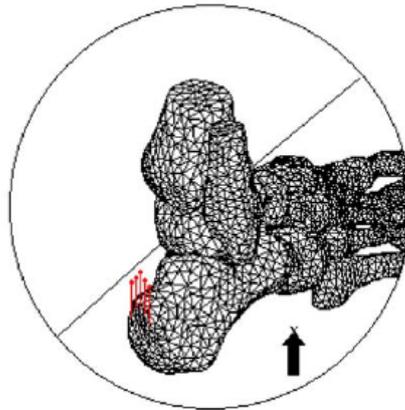
**Equazione 5.1 Funzione utilizzata per simulare il comportamento del tessuto molle incapsulato**

I  $C_{ij}$  e  $D_i$  sono parametri del materiale;  $I_1$  e  $I_2$  sono gli invarianti deviatorici primo e secondo definiti come:  $I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$  e  $I_2 = \lambda_1^{-2} + \lambda_2^{-2} + \lambda_3^{-2}$ .

I  $\lambda_i$  sono le deformazioni principali. Per simulare il supporto del pavimento è stata utilizzata una piastra con uno strato superiore di cemento e un fondo molto rigido, come mostrato nella figura 5.13 (b); le sue proprietà sono elencate in tabella 5.1.

Sono stati applicati i vettori della forza corrispondente a metà del peso corporeo e la reazione del tendine di Achille. Il centro di pressione era a 90 mm dall'estremo posteriore del piede e a 30 mm dall'estremo mediale del tallone; qui veniva applicato il carico,

esclusivamente verticale. L'area superiore alta del tessuto molle, la tibia distale e il perone sono stati fissati durante l'analisi.



**Figura 5.14** Forze di reazione del pavimento e del tendine di Achille applicate sul modello

Per semplificare l'analisi (tenendo conto dei limiti di approssimazione consequenziali alla semplificazione), sono state assegnate proprietà materiali di elasticità lineare alle strutture ossee, cartilaginee e legamentose, i legamenti nelle dita ed altro tessuto connettivo quale quello delle capsule articolari non sono stati considerati. E' stato esaminato il carico del solo tendine di Achille, mentre altre forze muscolari intrinseche ed estrinseche non sono state simulate. La caratteristica di supporto del carico delle strutture della caviglia e del piede in differenti situazioni richiede che venga considerato in modo dettagliato il carico muscolare: questo viene indicato dagli autori come il futuro sviluppo del modello. Per una simulazione più realistica del piede diabetico poi si dovrebbero aggiungere altri dettagli, oltre all'irrigidimento generalizzato della fascia plantare applicato, quali ad esempio una miglior caratterizzazione delle deformazioni strutturali causate dalla patologia.

Un ulteriore affinamento di tale modello si può ottenere incorporando proprietà materiali non lineari e viscoelastiche per le strutture legamentose e del tessuto molle. L'uso della

simulazione del contatto superficiale permette un confronto diretto della pressione plantare e dell'area di adesione con le misurazioni sperimentali. La distribuzione della pressione plantare prevista dal modello era in generale confrontabile con la misura in vivo effettuata con un F-Scan: la pressione predetta era comunque più alta dei valori misurati, nel tallone ad esempio del 26% circa. La differenza può essere causata dalla risoluzione dei sensori dell' F-Scan, che hanno rilevato una pressione media per un'area di circa 25 mm<sup>2</sup>. Dal momento che l'analisi agli elementi finiti ha fornito soluzioni riguardo alla pressione di contatto dei nodi invece di calcolare una media della pressione attraverso la forza che si esprime per area di superficie d'elemento, il picco di pressione plantare misurato dall'F-Scan era prevedibile risultasse più basso del valore predetto. L'area di contatto misurata pianta del piede-superficie, invece, si è discostata di solo il 4% dal valore predetto.

### **5.2.2. Il modello di Weng-Pin Chen et al. (2003)**

Weng-Pin Chen et al. hanno condotto un'analisi agli elementi finiti per investigare gli effetti dell'utilizzo di plantari di lunghezza completa sulla ridistribuzione pressoria nella pianta del piede.

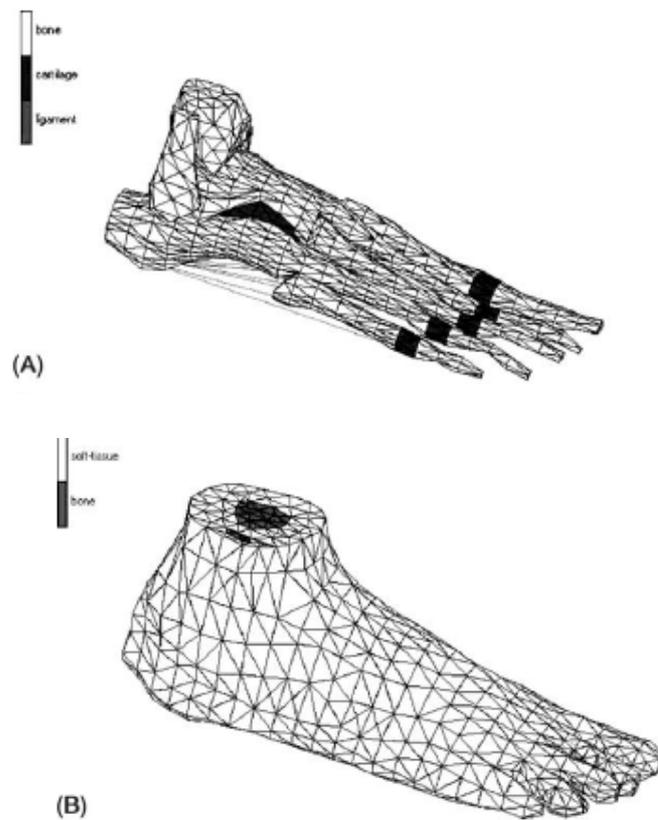
È stato sviluppato un modello FE tridimensionale del piede destro di un soggetto di 24 anni maschio assieme al plantare. In tale modello sono state considerate proprietà di schiume iperelastiche per differenti materiali delle soles ed è stato analizzato il comportamento di contatto all'interfaccia piede-plantare mediante il metodo FE. Per generare il modello del piede è stato utilizzato il programma di pre- e post-processing agli elementi finiti Mentat 2 V.3.2.

Il modello dello scheletro del piede con gli elementi cartilaginei e i legamenti plantari maggiori è mostrato nella figura 5.5.

Sono stati creati cinque elementi (cavi a due nodi) per connettere il lato plantare di ognuna delle 5 teste metatarsali al calcagno, simulando così l'aponeurosi plantare. Tre elementi

(cavi a due nodi) sono stati creati per connettere il lato plantare del cuboide al calcagno per simulare i legamenti plantari corti.

Il modello completo degli elementi del tessuto osseo e molle del piede è mostrato in figura 5.5 (B).



**Figura 5.15** Modello agli elementi finiti di scheletro e legamenti del piede (A) e modello completo (B).

Le tipologie di elementi finiti e il loro numero utilizzati per ogni parte del modello del piede sono elencati nella tabella seguente.

5. *Analisi della variazione delle pressioni plantari in seguito all'uso di specifiche geometrie e materiali*

Material	Element type	No. of elements	Cross-sectional area (cm <sup>2</sup> )	Modulus of elasticity	Poisson's ratio ( $\nu$ )
Bone	4-node tetrahedron	4574	–	10 GPa	0.34
Soft tissue	4-node tetrahedron	9630	–	1.15 MPa	0.49
Cartilage	4-node tetrahedron	468	–	10 MPa	0.4
Ligament	2-node cable	8	3.16	11.5 MPa	–
Flat insole	6-node wedge	378	–	–	–
TCI-1	6-node wedge	1260	–	–	–
TCI-2	6-node wedge	840	–	–	–

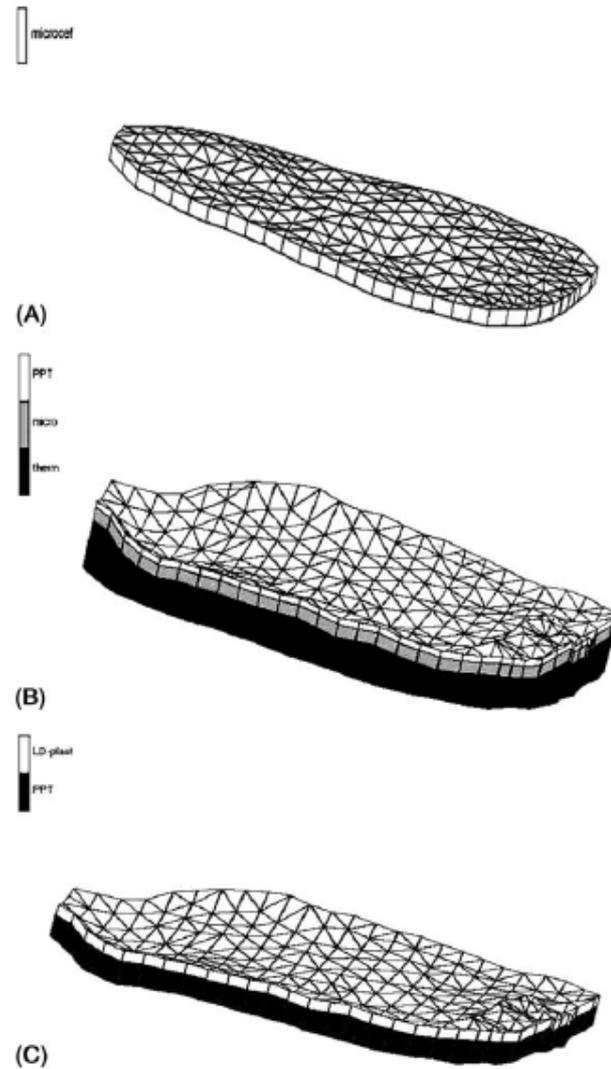
**Tabella 5.1 Tipo d'elemento, numero di elementi, area della sezione trasversale, modulo d'elasticità e coefficiente di Poisson utilizzati per ognuno dei materiali nel modello agli elementi finiti.**

Sono stati creati i modelli FE di una comune suola piatta e di due dispositivi plantari specificamente progettati (TCI1 e TCI2) direttamente sotto il modello del piede. La suola piatta era costruita in Microcel Puff (una schiuma) con uno spessore di 6.5 mm. Il primo modello di plantare, TCI1, consisteva di tre strati: quello superiore è in PPT (3.2 mm di spessore), lo strato centrale è in Microcell Puff (6.5 mm di spessore) e lo strato di fondo è in Thermocork (11.6 mm di spessore). Le solette sono state costruite su misura in accordo con la geometria plantare del piede. Detto ciò, la griglia agli elementi finiti del TCI1 è stata sviluppata espandendosi dagli elementi superficiali plantari del piede.

Il secondo modello, TCI2, consisteva di due strati: quello superiore è in Plastazote medio (6.4 mm di spessore) e lo strato di base è in PPT (12.7 mm di spessore). A questo punto la suola piatta, il dispositivo TCI1 e quello TCI2 sono stati fusi ognuno al modello del piede.

L'interfaccia tra la regione plantare del piede e la suola è stata considerata discontinua e piede e plantare sono stati assunti corpi di contatto.

Gli elementi del tessuto osseo e molle del piede sono stati considerati solidi lineari elastici. Le proprietà materiali (modulo di elasticità e coefficiente di Poisson) delle ossa, del tessuto molle, della cartilagine e degli elementi dei legamenti sono elencate nella tabella 5.3. I materiali delle suole sono polimeri con comportamento tenso-deformativo non lineare elastico. Il termine elastomero si riferisce spesso a un materiale che possiede un comportamento simile alla gomma.



**Figura 5.16** Modelli agli elementi finiti di (A) la suola piatta (in Microcell Puff), (B) il plantare TCI-1 (in PPT, Microcel Puff e Thermocork) e (C) TCI-2 (in Plastazote medium e PPT).

Le proprietà per i materiali dei plantari usati in questo studio non sono state rese disponibili dai costruttori. Perciò sono stati condotti dei test di compressione secondo i metodi standard con una macchina di test per materiali Instron 8511. E' stata calcolata la

curva tensione-deformazione media su 5 campioni testati ed è poi stata inserita nel programma software di “curve-fitting” Mentat per determinare i coefficienti materiali da inserire nel modello di schiuma non lineare. Il tipo di materiale “schiuma gommosa” definito dal software agli elementi finiti MARC K.7.3 è stato utilizzato per modellare i materiali dei plantari. La forma di energia di deformazione per il materiale schiumoso può essere espressa come:

$$U = \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{\alpha_n} \cdot (\bar{\lambda}_1^{a_n} + \bar{\lambda}_2^{a_n} + \bar{\lambda}_3^{a_n} - 3) + \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{\alpha_n} \cdot (1 - J^{\beta_n})$$

**Equazione 5.2 Funzione che simula il comportamento delle schiume che compongono i**

dove i  $\mu_n$  sono i moduli dei materiali, gli  $\alpha_n$  gli esponenti deviatorici e i  $\beta_n$  gli esponenti volumetrici; i  $\lambda_i$  corrispondono ai valori delle deformazioni principali, J è lo Jacobiano, e N è l'ordine della funzione. I coefficienti della schiuma in PPT, in Plastazote medio, in Microcel Puff e in Thermocork sono stati calcolati dai dati sperimentali e vengono

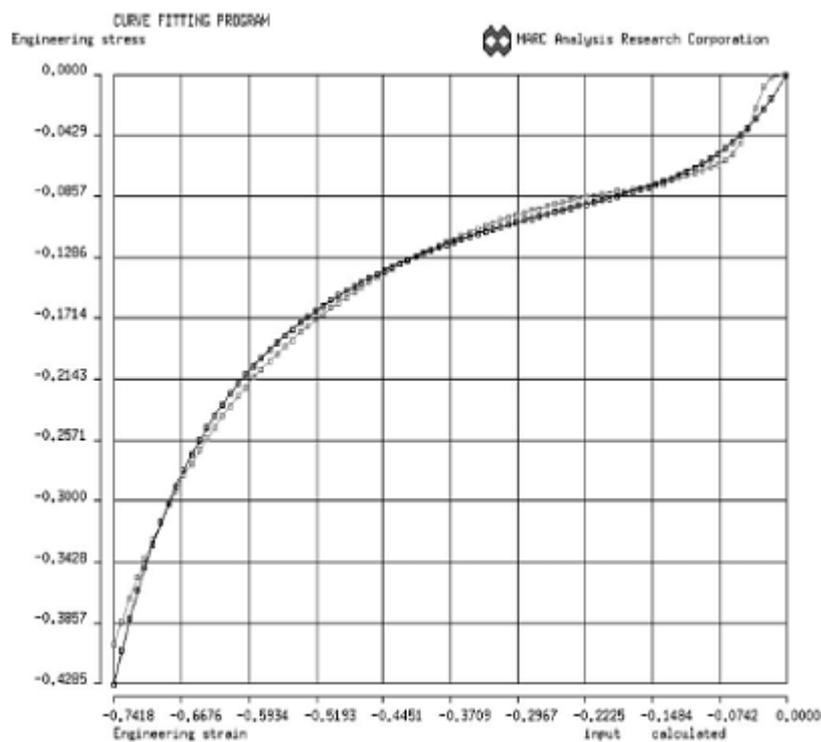
Material	Material coefficients			
	n	$\mu_n$	$\alpha_n$	$\beta_n$
PPT	n = 1	$\mu_1 = 0.062$	$\alpha_1 = 15.000$	$\beta_1 = -14.558$
	n = 2	$\mu_2 = -0.006$	$\alpha_2 = -5.000$	$\beta_2 = 4.8529$
Medium plastazote	n = 1	$\mu_1 = 0.070$	$\alpha_1 = 16.325$	$\beta_1 = -12.244$
	n = 2	$\mu_2 = -0.002$	$\alpha_2 = -2.002$	$\beta_2 = 1.501$
Microcel puff	n = 1	$\mu_1 = 0.167$	$\alpha_1 = 22.882$	$\beta_1 = -2.860$
Thermocork	n = 1	$\mu_1 = 0.369$	$\alpha_1 = 44.072$	$\beta_1 = -5.509$

**Tabella 5.2 Coefficienti del materiale schiuma calcolati dal programma di “curve-fitting” per ognuno dei materiali del plantare**

Il valore del grado N usato per ogni materiale è stato determinato dal programma di “curve-fitting”. Sebbene il piede possa essere soggetto a diverse condizioni di carico in diverse attività di locomozione, nello studio condotto è stato considerato il carico nella sola fase centrale del passo normale. Le forze e i momenti che si esplicano sulla pianta del

## 5. Analisi della variazione delle pressioni plantari in seguito all'uso di specifiche geometrie e materiali

piede durante il carico possono essere misurati attraverso una piattaforma di forza. Così, se tali forze e momenti venissero applicati direttamente alla superficie della pianta del piede, le tensioni si concentrerebbero nei punti di applicazione del carico sulla superficie plantare. Al posto della diretta applicazione dei carichi sul piede, è stato utilizzato un approccio alternativo per la condizione di carico: il piede è assunto fermo e il pavimento è un piano rigido che si muove verso di esso ad una velocità costante. Tale piano è stato creato 10 mm sotto il piede e parallelo al modello piede-plantare; la sua velocità di salita era di 20 mm/s. Il piede e i plantari sono stati considerati corpi deformabili di contatto mentre il pavimento era un piano di contatto rigido. È stato usato un coefficiente di frizione pari a 0.3 per entrambi le superfici, piede-suola e suola-pavimento. Nell'analisi agli elementi finiti è stato sviluppato un controllo quasi statico dello spostamento del piano rigido. I nodi della superficie della tibia prossimale e i nodi dei bordi anteriore e posteriore dei plantari sono stati bloccati in tutte le direzioni quali condizioni di vincolo.



**Figura 5.17** La curva tensione-deformazione originale e quella calcolata per il materiale del plantare Plastazote medio mostrate nel programma di “curve-fitting”

I risultati dell'analisi FE presentata hanno mostrato andamenti simili agli studi condotti in precedenza sul tema della distribuzione pressoria plantare e i valori della pressione erano dentro l'intervallo delle misure sperimentali di tali studi.

Anche in questa analisi agli elementi finiti sono state fatte diverse ipotesi semplificative: le proprietà materiali delle ossa del piede, del tessuto molle, della cartilagine e dei legamenti sono state assunte omogenee e lineari-elastiche: in futuro, possono essere considerate proprietà di non linearità, viscoelasticità e anisotropia per i tessuti del piede non appena tali caratteristiche materiali saranno disponibili. Le geometrie del modello del piede sono state create in accordo con immagini tomografiche di una persona sana. D'altra parte in letteratura si è sottolineato come la struttura ossea e le proprietà dei tessuti del piede per pazienti diabetici siano molto diverse da quelle di un individuo sano: perciò si può ampliare lo studio inserendo deformazioni del piede e variazioni nello spessore e nelle proprietà dei tessuti per pazienti affetti da patologie. Inoltre le pressioni plantari possono crescere significativamente in varie attività ambulatorie durante la vita quotidiana, diverse dalla fase centrale del passo, così altre condizioni di carico oltre a quella qui considerata dovranno essere analizzate.

### **5.2.3. Il modello di Jason Tak-Man Cheung e Ming Zhang (2005)**

J. T. Cheung e Ming Zhang nel 2005 hanno sviluppato un modello agli elementi finiti del complesso piede-caviglia e di un plantare su misura con lo scopo di fornire elementi importanti alla progettazione di ortesi plantari. La geometria del modello FE è stata ottenuta dalla ricostruzione tridimensionale di immagini ricavate da risonanza magnetica e dalla digitalizzazione delle superfici.

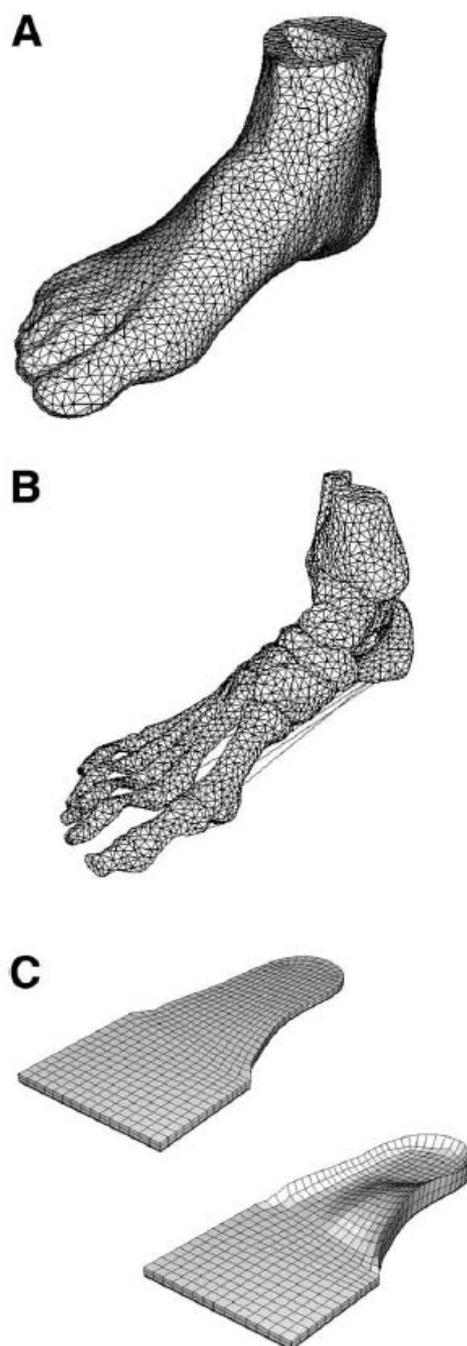


Figura 5.18 La griglia agli elementi finiti di (A) tessuto molle, (B) strutture ossee e legamentose, e (C) plantari piatto e su misura.

La tibia distale e il perone, assieme a 26 ossa del piede, 72 legamenti maggiori e la fascia plantare, sono stati inseriti in un volume di tessuto molle. Il modello del complesso piede-caviglia è lo stesso di quello descritto nel paragrafo 5.2, assemblato ora dagli autori a un modello di plantare. Perciò qui si presentano solo le immagini che lo illustrano (fig. 5.18 A e B), mentre si considera in dettaglio il modello delle suole (fig. 5.18 C).

Sono stati simulati due supporti plantari: uno piatto e uno su misura. Il plantare su misura è stato costruito da una forma del piede di un soggetto scalzo e non caricato. Tale forma è stata ottenuta da un'impronta nel gesso col soggetto seduto nella posizione neutra. Il calco positivo è stato digitalizzato ed importato in SolidWorks per dar forma ai modelli solidi del plantare. Una suola spessa 5 mm è stata trasposta in griglia in elementi solidi 3D con un coefficiente di Poisson pari a 0.4 e un modulo di Young differenziato pari a 0.3 MPa (morbido), 1 MPa (più rigido) e 1000 MPa (rigido) per simulare schiume poliuretatiche a celle aperte, come il materiale PPT della Professional Protective Technology, EVA ad alta densità e materiali in polipropilene, rispettivamente. È stato usato uno strato di fondo molto rigido, spesso 1 mm, per simulare il supporto del pavimento e per facilitare l'applicazione di forze di reazione concentrate. L'interfaccia piede-plantare è stata modellata usando una superficie di contatto con un coefficiente di frizione pari a 0.6. Il plantare era allineato correttamente in modo da permettere un iniziale contatto piede-superficie, con tensioni e pressioni di contatto indotte minime, prima dell'applicazione del carico. Le pressioni di interfaccia tra il piede e il supporto piatto durante la posizione eretta di equilibrio statico sono state misurate in vivo da un sistema F-Scan. Le misure sono state condotte sullo stesso soggetto che si è prestato volontariamente allo scanning della risonanza magnetica. Durante la validazione del modello FE, gli autori hanno usato le pressioni plantari misurate nel soggetto in posizione eretta a piedi scalzi per calcolare il centro di pressione nel piede (COP) e per confrontarle con la distribuzione della pressione plantare predetta dalla tecnica agli elementi finiti. Sono state applicate sul piede le forze vettoriali corrispondenti a metà del peso del corpo e la reazione del tendine di Achille. La forza verticale verso l'alto del tendine di Achille, con una grandezza pari a metà del peso del corpo, è stata rappresentata da 5 vettori di forza equivalenti applicati all'estremo posteriore del calcagno. Una forza verticale netta pari al 50% del peso corporeo è stata

applicata al COP nella superficie inferiore del supporto del piede. Per i soggetti testati, il COP era circa a 90 mm dall'estremo posteriore del piede e a 30 mm dall'estremo mediale del tallone. La superficie superiore del tessuto molle, la tibia distale e il perone sono stati fissati durante l'analisi, mentre il punto di applicazione del carico sul COP poteva muoversi solo verticalmente. Le condizioni di carico e di vincolo descritte permettono l'equilibrio stabile delle strutture della caviglia e del piede con libero movimento della giunzione della caviglia e il supporto del plantare durante il sostenimento del carico.

In generale, la distribuzione della pressione plantare era confrontabile con le misure dell'F-Scan. I valori predetti dei picchi di pressione erano comunque più alti delle misurazioni in vivo. La differenza può esser stata causata dalla diversa risoluzione tra le misure dell'F-Scan e l'analisi agli elementi finiti. Avendo una risoluzione spaziale di circa 4 sensori per  $\text{cm}^2$ , i sensori dell'F-Scan rilevavano una pressione media per un'area di  $25 \text{ mm}^2$ ; d'altra parte l'analisi agli elementi finiti forniva soluzioni alla pressione nodale di contatto piuttosto che una pressione media calcolata dalla forza nodale per elemento di area di superficie. Ci si aspettava dunque che i picchi di pressione plantare misurati fossero inferiori di quelli predetti dal modello, e ciò si è verificato. I risultati dell'analisi FE dell'interazione piede-plantare sviluppata sono comunque consistenti anche con le conclusioni raggiunte da diversi studi sperimentali sul tema: i plantari su misura sono più efficaci delle soles piatte morbide nel redistribuire la pressione plantare nella regione centrale del piede. Un plantare su misura appropriato può ridurre la tensione della fascia plantare e i picchi di pressione e alleviare così i dolori al piede, soprattutto in soggetti con tessuto plantare particolarmente rigido o ridotto. Per ottenere un equilibrio tra "sollevio" della pressione e controllo della postura del piede, si dovrebbe fornire un plantare su misura funzionale adeguatamente rigido che possa raggiungere un'efficacia ottimale. Gli autori sottolineano le limitazioni dell'analisi sviluppata: sono state assegnate proprietà omogenee e lineari elastiche alla maggior parte dei materiali del modello. I legamenti all'interno delle dita ed altro tessuto connettivo, quale le capsule articolari, non sono stati considerati. L'uso di materiale omogeneo e totalmente elastico per il tessuto molle incapsulato è una semplificazione della situazione reale. È stata considerata la sola sollecitazione del tendine di Achille, mentre altre forze intrinseche ed estrinseche

muscolari non sono state simulate. La posizione del COP è stata sempre la stessa anche se i supporti plantari simulati erano diversi. Si può dunque rendere il modello FE più realistico incorporando proprietà di non linearità per i legamenti e per le strutture di tessuto molle e considerando la struttura dell'intera scarpa. La caratteristica di sostegno del peso da parte del complesso piede-caviglia nelle varie posizioni richiede che venga incorporata in modo dettagliato la sollecitazione dei muscoli. Sebbene nel presente modello non sia stata considerata la risposta dinamica durante la locomozione, il dolore provato durante la posizione statica eretta è strettamente collegato a quello sperimentato durante l'andatura: la risposta pressoria statica della pianta del piede, rilevabile facilmente da molte apparecchiature cliniche, può essere così un indicatore del dolore plantare che i pazienti provano durante il carico dinamico. Con ulteriori miglioramenti e simulazioni appropriate, gli autori affermano che il modello agli elementi finiti può assistere nello sviluppare e prescrivere plantari di sollievo della pressione adatti ai bisogni del particolare paziente.

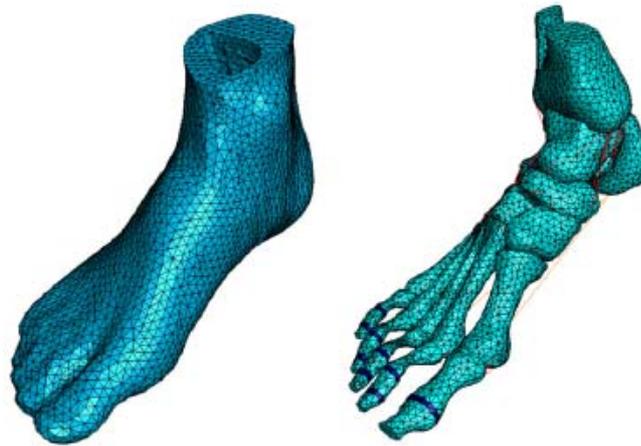
#### **5.2.4. Applicazioni cliniche della simulazione numerica di piede e caviglia (2007)**

In questo articolo del 2007 J. T. Cheung e B. M. Nigg ripercorrono tutte le tappe della simulazione numerica utili alla predisposizione di trattamenti terapeutici del piede.

Una chiara immagine del meccanismo di trasferimento delle forze nelle strutture di piede e caviglia può aiutare nel prevedere la situazione di carico e nel comprendere la razionale biomeccanica dietro differenti tipologie di trattamento e progetti di calzature funzionali. Mentre è difficile, costoso ed invasivo ottenere misure biomeccaniche del corpo umano, l'approccio computazionale agli elementi finiti fornisce un'efficiente e oggettiva alternativa nel predire deformazioni del tessuto, pressione all'interfaccia, movimento delle ossa e delle articolazioni, distribuzione interna del carico, etc.

Nell'articolo di Cheung e Nigg si discutono le applicazioni cliniche di un modello tridimensionale FE di piede e caviglia umani, sviluppato da un gruppo di ricercatori, che prende in considerazione proprietà materiali e di contatto realistiche, permettendo così una

simulazione attendibile del movimento di piede e caviglia. Tale modello è lo stesso analizzato per altri aspetti nei paragrafi precedenti.

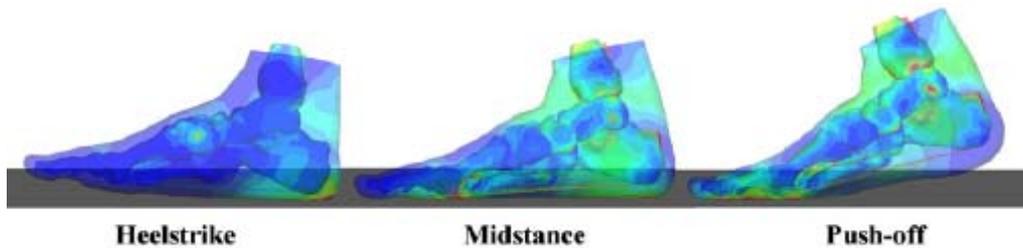


**Figura 5.19 Il modello agli elementi finiti di piede e caviglia**

Sono state condotte analisi di sensibilità per investigare gli effetti biomeccanici della durezza del tessuto, della reazione muscolare, di interventi chirurgici ed ortotici. Il modello FE sviluppato permette un'efficiente valutazione di differenti parametri strutturali e materiali delle strutture podaliche, così come parametri di progetto di calzature.

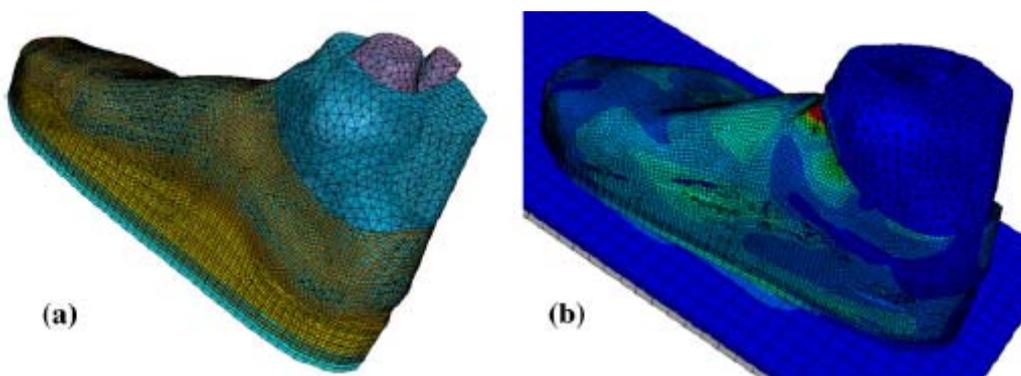
Il modello del complesso piede-caviglia ha tenuto in considerazione le proprietà non lineari dei materiali (non linearità per materiale), grandi deformazioni (non linearità per geometria) e condizioni di slittamento/frizione all'interfaccia. Le caratteristiche materiali sono state ottenute da studi sperimentali descritti in letteratura. Sono state applicate nove forze muscolari estrinseche ai loro corrispondenti attacchi tendinei, in accordo con le linee d'azione dei tendini muscolari. Le forze muscolari sono state prima approssimate da dati miografici normalizzati assumendo un guadagno muscolare costante e un rapporto d'area della sezione trasversale fisiologico e in seguito sono state corrette per simulare le cinematiche del piede e la configurazione della pressione plantare durante il sostegno del peso. La reazione del pavimento è stata applicata sulla pianta del piede attraverso un supporto orizzontale. L'inclinazione del supporto in relazione al giunto della caviglia serviva come condizione di vincolo cinematico per le simulazioni FE. Il gruppo di ricerca

impegnato in questo studio è stato il primo a pubblicare simulazioni agli elementi finiti della locomozione a piedi scalzi durante l'intero ciclo di carico, dall'impatto del tallone allo stacco delle dita.



**Figura 5.20** Simulazione agli elementi finiti del piede durante le fasi di carico nel passo che mostra la distribuzione delle tensioni sul tessuto molle, sulle ossa e sulle strutture

È stato incorporato poi un modello 3D preliminare di scarpa per permettere la simulazione dell'interfaccia piede scarpa e del camminare con calzatura. Il modello FE della scarpa consisteva di una parte superiore omogenea, di una suola interna, una centrale ed una esterna omogenee ed iperelastiche e di una copertura superiore lineare elastica.



**Figura 5.21** (a) modello agli elementi finiti del complesso piede-scarpa e (b) simulazione agli elementi finiti della locomozione con calzatura, che mostra le tensioni indotte nella struttura della scarpa.

Sono state condotte diverse analisi parametriche sul modello FE del piede sviluppato per analizzare gli effetti della rigidità del tessuto della pianta, delle reazioni muscolari e dell'entità del carico del tendine di Achille, di interventi chirurgici (quali il rilascio della fascia plantare e la fusione della zona mediale del piede per il trattamento di fratture e dislocazioni) e di ortesi plantari sul complesso piede-caviglia.

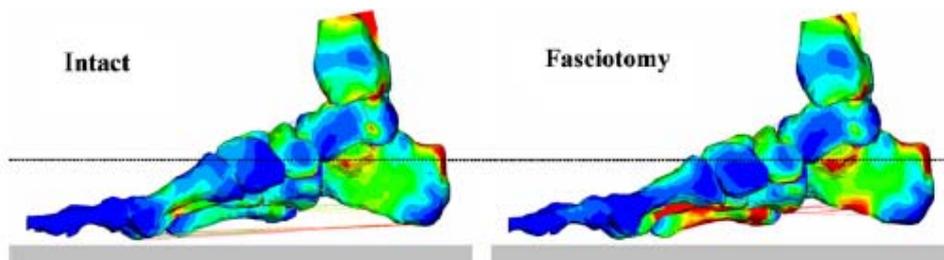


Figura 5.22 Simulazione agli elementi finiti di fasciotomia, che mostra una riduzione nell'altezza dell'arco e un aumento nelle tensioni sulle ossa metatarsali, sui legamenti plantari e sulle aree di inserimento associate. La figura sulla destra illustra l'arco ridotto e le aree d'incremento della tensione.

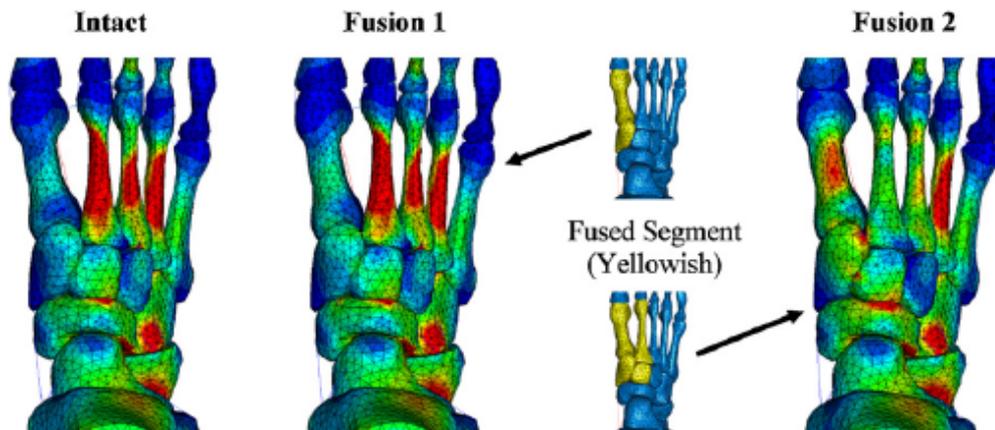
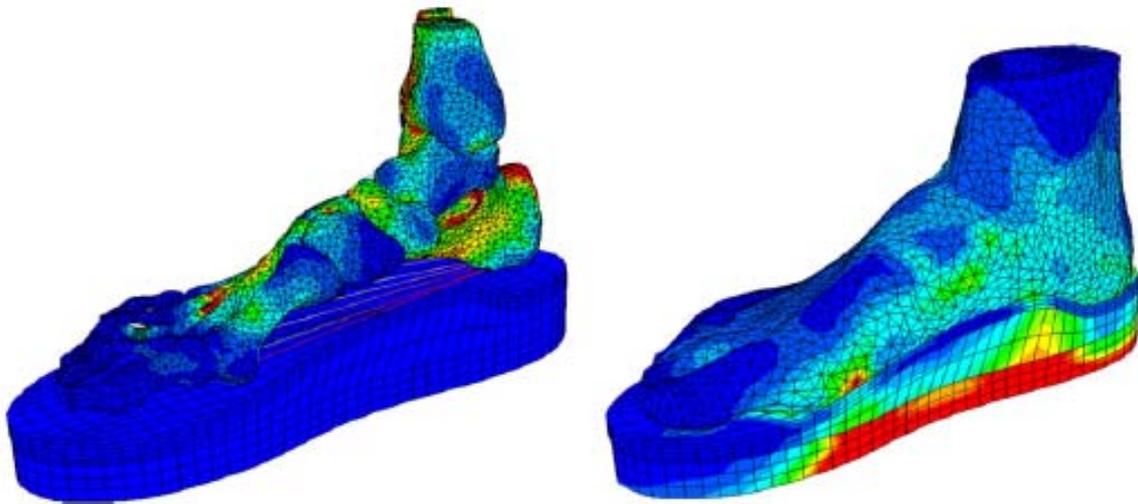


Figura 5.23 Simulazione agli elementi finiti di due tipi di fusione di giunto, che mostra i cambiamenti minimali nella distribuzione delle tensioni per il tipo 1 di fusione e una pronunciata redistribuzione delle tensioni per la fusione tipo 2 durante la fase di sninta.

In questa parte del paragrafo ci si concentra maggiormente sui risultati ottenuti dall'analisi FE a riguardo degli effetti dell'utilizzo di plantari. Nel modello del piede sono state incorporate una suola piatta e una su misura di vario modulo elastico (morbido: 0.3 Mpa, più rigido: 1MPa, rigido: 1000 MPa) per studiare le interazioni tra il piede e il plantare.

Si è trovato che modellare il plantare su misura è un fattore progettuale più importante della rigidità del materiale con cui è costruito qualora l'obiettivo sia ridurre la pressione plantare di picco e aumentare la superficie di contatto tra piede e supporto.



**Figura 5.24** Simulazione agli elementi finiti dell'interfaccia piede-supporto, che mostra la distribuzione tensionale sulle ossa, sul tessuto molle e sulle strutture del plantare.

I risultati implicavano che una distribuzione uniforme della pressione plantare poteva essere un buon indicatore di confort, di conseguenza si è osservato che il confort fornito da un plantare su misura era decisamente più alto di quello fornito da un plantare piatto durante la corsa. Un ulteriore studio, effettuato considerando le proprietà iperelastiche del materiale del tessuto molle incapsulato e della suola, ha identificato l'effetto di 5 fattori di progetto, simulando varie proprietà strutturali e materiali dei plantari, come si è visto nel paragrafo 4.10: anche qui la modellazione su misura del plantare risultava il fattore progettuale più importante nel ridurre i picchi di pressione, seguito dalla rigidità del

plantare. Le previsioni dei modelli FE concordavano con le conclusioni delle corrispondenti misurazioni della pressione plantare: l'uso di un materiale più morbido in un plantare che offre supporto all'arco longitudinale è efficace nella riduzione dei picchi di pressione. Le previsioni dell'analisi agli elementi finiti indicano che un plantare su misura a contatto con tutta la pianta del piede, diminuendo le pressioni, è importante nella prevenzione di sovrastimolazioni scatenanti ulcere podaliche in pazienti affetti da diabete. L'effetto positivo di soles protettive e su misura nel ridurre l'ulcerazione del piede si ritrova infatti in numerosi studi clinici.

## 6. Conclusioni

---

La realizzazione di questo lavoro è partita con un'analisi dell'anatomia del piede, interpretata da un punto di vista biomeccanico. Nel primo capitolo si è analizzata la struttura rigida del piede, scomponendola nei suoi meccanismi articolari. Sono stati presi in considerazione i tessuti della pianta del piede, valutandone le proprietà ammortizzanti.

Sono poi state affrontate le principali patologie che colpiscono il piede, descrivendo le modifiche alla biomeccanica dei tessuti e della struttura ossea che ognuna di esse comporta.

Durante la stesura di questa parte del lavoro, è emerso che il diabete è la patologia che apporta i problemi più gravi a livello podalico, e che l'eziologia di questi è tuttora tema di controversi dibattiti in ambito medico.

La neuropatia dovuta al diabete infatti riduce drammaticamente la capacità adattativa del piede, intaccando sia il fisiologico meccanismo di risposta alle stimolazioni esterne che la morfologia della struttura podalica. A causa della neuropatia motoria infatti i muscoli si atrofizzano, trascinando a monte le articolazioni e sbilanciando quindi il sistema osseo. La neuropatia sensitiva invece impedisce al soggetto di percepire gli impulsi dolorosi che normalmente indicano che un posizionamento scorretto del piede nella fase di carico o uno sfregamento con la calzatura stanno creando dei danni. La pelle, come ultimo tentativo di difesa, si inspessisce, abbassando però la capacità ammortizzante dei tessuti molli della pianta del piede.

La concatenazione di questi tre fattori porta a un pesante cambiamento nella distribuzione delle azioni di interazione del piede, che si manifesta con forti picchi pressori sotto-plantari a livello dell'avampiede nei soggetti patologici, ai quali si attribuisce la formazione di ulcerazioni nei tessuti.

I problemi circolatori legati al diabete, e il perdurare delle pressioni stesse, rallenta o addirittura impedisce il processo di cicatrizzazione, portando infezioni e necrosi dei tessuti che conducono all'amputazione di parti dell'organo podalico. Difficilmente questa drastica

misura si rivela risolutiva: il diabete è infatti la principale causa di amputazioni maggiori (cioè sopra la caviglia) nei paesi occidentali.

In questo contesto si inserisce la progettazione di ortesi plantari che agiscano ridistribuendo le pressioni per evitare il verificarsi di fenomeni ulcerativi, oppure scarichino le zone già ulcerate per permetterne la guarigione.

Si è deciso di centrare questo lavoro sui plantari biomeccanici che agiscono in modo preventivo, in quanto, se progettati e utilizzati correttamente, si ipotizza possano bloccare il processo di degradazione dei tessuti molli e la necessità di amputazioni, migliorando quindi significativamente lo stile e le prospettive di vita delle persone affette da questa malattia.

Sono stati analizzati e comparati i risultati di un decennio di studi a riguardo, giungendo alle seguenti conclusioni:

- 1) Le geometrie più efficaci si basano sul principio di ampliamento della superficie di contatto, che permette la diminuzione dei valori tensionali più elevati (localizzati generalmente sotto le prime teste metatarsali), coinvolgendo il mesopiede nell'azione portante. Ciò si realizza in pratica inserendo sul dispositivo un rialzo a livello dell'arcata plantare che si adatti all'anatomia della zona ma sia leggermente più elevato dell'altezza fisiologica, e un ulteriore cuscinetto a goccia che, seguendo lo stesso principio, supporti la volta trasversale dei metatarsi.
- 2) I materiali impiegati nella realizzazione di questi dispositivi devono possedere i seguenti requisiti:
  - a) se destinati alla base di sostegno devono fornire un supporto elastico ma consistente, in modo da assorbire gli urti resistendo ai numerosi cicli di carico-scarico conseguenti alla deambulazione
  - b) se destinati al rivestimento, devono possedere caratteristiche adatte a ridurre gli effetti dello sfregamento. Devono inoltre essere altamente biocompatibili, in modo da minimizzare il rischio di causare reazioni avverse nei tessuti plantari coi quali sono ad intimo contatto.

- 3) Non è ancora chiaro il ruolo che gli sforzi tangenziali abbiano nella genesi delle ulcerazioni, forse a causa delle difficoltà che si riscontrano nella loro quantificazione. Metodi sperimentali confermano la teoria che esse siano più elevate nelle zone in cui si concentrano i picchi pressori, e che essi aggravino ulteriormente la situazione locale instaurando fenomeni di sfregamento tra i tessuti e la superficie del plantare.
- 4) In questo contesto di difficoltà e soggettività della misura diretta delle azioni plantari, si inserisce la modellazione agli elementi finiti (FEM), che fornisce un metodo avanzato per predire deformazioni del tessuto, pressione all'interfaccia, movimento delle ossa e delle articolazioni e distribuzione interna del carico. La correttezza di queste informazioni dipende strettamente dalla precisione con la quale vengono modellizzate le geometrie del piede e le caratteristiche meccaniche dei tessuti, sia nel loro stato normale, ma soprattutto in quello conseguente a condizioni patologiche.

Queste considerazioni portano a definire alcuni possibili sviluppi futuri:

- 1) Vista la variabilità delle metodologie di analisi della patologia che portano alla scelta del dispositivo più adatto, sarebbe opportuno definire un processo standardizzato, basato sull'analisi delle pressioni e degli sforzi tangenziali, o con metodi numerici, che sia di supporto alla composizione della morfologia più adatta e che tenga conto di necessità e stile di vita del paziente.
- 2) Sarebbe utile a questo scopo affinare le tecniche di quantificazione degli sforzi tangenziali che si verificano all'interno della calzatura, così da poterne chiarire il ruolo nella formazione delle ulcere da sfregamento, e da poter intervenire in modo mirato con scelte di materiali dalle proprietà superficiali adeguate.
- 3) Un ulteriore progresso deriverebbe dal miglioramento delle tecniche indagine mediante lo sviluppo di modelli solidi che descrivano le variazioni delle strutture dovute alle diverse patologie. Ciò comprende sia la modellazione geometrica delle modifiche che avvengono nella struttura ossea, sia la modellazione costitutiva dei

tessuti, che, come si è visto, risentono particolarmente del sovraccarico e si differenziano significativamente da quelli sani.

## Bibliografia

### Articoli:

Effect of customized insoles on vertical plantar pressures in sites of previous neuropathic ulceration in the diabetic foot

*The Foot, Volume 10, Issue 3, September 2000, Pages 133-138*

A. Raspovic, L. Newcombe, J. Lloyd, E. Dalton

Effectiveness of diabetic insoles to reduce foot pressures

*The Journal of Foot and Ankle Surgery, Volume 36, Issue 4, July-August 1997, Pages 268-271*

Hisham R. Ashry, Lawrence A. Lavery, Douglas P. Murdoch, Monica Frolich, David C. Lavery

Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity

*Clinical Biomechanics, Volume 19, Issue 6, July 2004, Pages 629-638*

Sicco A. Bus, Jan S. Ulbrecht, Peter R. Cavanagh

The effects of insole configurations on forefoot plantar pressure and walking convenience in diabetic patients with neuropathic feet

*Clinical Biomechanics, Volume 22, Issue 1, January 2007, Pages 81-87*

N.A. Guldmond, P. Leffers, N.C. Schaper, A.P. Sanders, F. Nieman, P. Willems, G.H.I.M. Walenkamp

Effectiveness of insoles used for the prevention of ulceration in the neuropathic diabetic foot: a systematic review

*Journal of Diabetes and its Complications, In Press, Corrected Proof, Available online 23 October 2009*

Joanne Paton, Graham Bruce, Ray Jones, Elizabeth Stenhouse

FOOT PROBLEMS IN DIABETES

*Medical Clinics of North America, Volume 82, Issue 4, 1 July 1998, Pages 949-971*

Mark P. Slovenkai

Heel–shoe interactions and the durability of EVA foam running-shoe midsoles

*Journal of Biomechanics, Volume 37, Issue 9, September 2004, Pages 1379-1386*

R Verdejo, N.J Mills

The reduction and redistribution of plantar pressures using foot orthoses in diabetic patients

*Diabetes Research and Clinical Practice, Volume 31, Issues 1-3, March 1996, Pages 115-118*

H. Kato, T. Takada, T. Kawamura, N. Hotta, S. Torii

Validity of the Pedar Mobile system for vertical force measurement during a seven-hour period

*Journal of Biomechanics, Volume 39, Issue 1, 2006, Pages 110-118*

H.L.P. Hurkmans, J.B.J. Bussmann, R.W. Selles, H.L.D. Horemans, E. Benda, H.J. Stam, J.A.N. Verhaar

Repeatability of the Pedar-X1 in-shoe pressure measuring system

A.K. Ramanathan MCh(Orth), P. Kiran MCh(Orth), G.P. Arnold MSc, W. Wang PhD, R.J. Abboud PhD\*

Analysis of plantar pressure in diabetic type 2 subjects with and without neuropathy

*ITBM-RBM, Volume 27, Issue 2, May 2006, Pages 46-55*

Muhammad Afiq Rahman, Zulkarnain Aziz, U. Rajendra Acharya, Tan Peck Ha, N. Kannathal, E.Y.K Ng, Chelsea Law, Tavintharan Subramaniam, Wong Yue Shuen, Sum Chee Fang

Determinants of plantar pressures in the diabetic foot

*Journal of Diabetes and its Complications, Volume 16, Issue 4, July-August 2002, Pages 277-283*

Craig Payne, Deborah Turner, Kathryn Miller

Foot pressures during level walking are strongly associated with pressures during other ambulatory activities in subjects with diabetic neuropathy

*Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Volume 85, Issue 2, February 2004, Pages 253-260

Katrina S. Maluf, Robert E. Morley Jr, Edward J. Richter, Joseph W. Klaesner, Michael J. Mueller

Effect of peak pressure and pressure gradient on subsurface shear stresses in the neuropathic foot

*Journal of Biomechanics*, Volume 40, Issue 4, 2007, Pages 883-890

Dequan Zou, Michael J. Mueller, Donovan J. Lott

Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking

*Journal of Biomechanics*, Volume 32, Issue 4, April 1999, Pages 359-370

E. Morag, P. R. Cavanagh

Forefoot structural predictors of plantar pressures during walking in people with diabetes and peripheral neuropathy

*Journal of Biomechanics*, Volume 36, Issue 7, July 2003, Pages 1009-1017

Michael J. Mueller, Mary Hastings, Paul K. Commean, Kirk E. Smith, Thomas K. Pilgram, Douglas Robertson, Jeffrey Johnson

Plantar pressure measurement

*Clinical Gait Analysis*, 2006, Pages 97-115

Chris Kirtley MD PhD

The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure

*Clinical Biomechanics*, Volume 20, Issue 9, November 2005, Pages 877-882

Joshua Burns, Jack Crosbie, Adrienne Hunt, Robert Ouvrier

Standing foot pressure image analysis for variations in foot sole soft tissue properties and levels of diabetic neuropathy

*ITBM-RBM*, Volume 25, Issue 1, April 2004, Pages 23-33

G. Charanya, K. Mothiram Patil, V. Jacob Thomas, V. B. Narayanamurthy, R. Parivalavan, K. Visvanath

Pattern of abnormal tangential forces in the diabetic neuropathic foot

*Clinical Biomechanics*, Volume 16, Issue 5, June 2001, Pages 446-454

Luigi Uccioli, Antonella Caselli, Claudia Giacomozzi, Velio Macellari, Laura Giurato, Lina Lardieri, Guido Menzinger

A PIEZO-DYNAMOMETRIC PLATFORM TO CHARACTERISE SHEAR FORCES IN THE  
DIABETIC NEUROPATHIC FOOT

C. Giacomozzi<sup>1</sup>, V. Macellari<sup>1</sup>, R. Bernarducci<sup>1</sup>, L. Uccioli<sup>2</sup>, A. Caselli<sup>2</sup>, L. Giurato<sup>2</sup>, L. Lardieri<sup>2</sup>

Forefoot plantar shear stress distribution in hallux valgus patients

*Gait & Posture*, Volume 30, Issue 2, August 2009, Pages 257-259

Metin Yavuz, Vincent J. Hetherington, Georgeanne Botek, Gordon B. Hirschman, Lynn Bardsley, Brian L. Davis

Plantar shear stress distributions: Comparing actual and predicted frictional forces at the foot-ground interface

*Journal of Biomechanics*, Volume 40, Issue 13, 2007, Pages 3045-3049

Metin Yavuz, Georgeanne Botek, Brian L. Davis

Plantar soft tissue loading under the medial metatarsals in the standing diabetic foot

*Medical Engineering & Physics*, Volume 25, Issue 6, July 2003, Pages 491-499

Amit Gefen

Biomechanical assessment of plantar foot tissue in diabetic patients using an ultrasound indentation system

*Ultrasound in Medicine & Biology*, Volume 26, Issue 3, March 2000, Pages 451-456  
Y. P. Zheng, Y. K. C. Choi, K. Wong, S. Chan, A. F. T. Mak

A study of the skin of the sole of the foot using high-frequency ultrasonography and histology  
*The Foot*, Volume 10, Issue 1, March 2000, Pages 14-17  
M. Thoolen, T. J. Ryan, I. Bristow

A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design  
*Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Volume 86, Issue 2, February 2005, Pages 353-358  
Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang

Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis  
*Clinical Biomechanics*, Volume 18, Issue 6, July 2003, Pages S17-S24  
Weng-Pin Chen, Chia-Wei Ju, Fuk-Tan Tang

Clinical Applications of Computational Simulation of Foot and Ankle  
*Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie - Sports Orthopaedics and Traumatology*, Volume 23, Issue 4, 24 January 2008, Pages 264-271  
Jason Tak-Man Cheung, Benno M. Nigg

## Libri:

P.L. Williams and R. Warwick, "Gray's Anatomy" (37th edition), *Longman Group Londra* (1989)

Green, J.H., "Introduzione all'anatomia umana", *Zanichelli, Bologna* (1983)

Paparella Treccia R., "Il piede dell'uomo", *Verduci Editore* (1978)