

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA



FACOLTA' DI INGEGNERIA

Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione

**ANALISI NUMERICA DEI FENOMENI DI
INTERAZIONE BIOMECCANICA PIEDE-SOLETTA**

Relatore: Piero Pavan

Laureanda: Eleonora Beatrice Bonotto

Corso di laurea Specialistica in Bioingegneria

Anno Accademico 2009/2010

INDICE

Introduzione	4
1. Analisi anatomica, biomeccanica e morfometria del piede	
1.1. Introduzione.....	6
1.2. Componenti ossee.....	8
1.2.1. Tarso.....	8
1.2.2. Metatarso.....	11
1.2.3. Falangi delle dita.....	12
1.3. Componenti muscolari e tendinee.....	14
1.3.1. Muscoli estrinseci.....	16
1.3.2. Muscoli intrinseci.....	18
1.4. Componenti di tessuto connettivale.....	19
1.5. Componenti legamentose	19
1.6. Considerazioni biomeccaniche	21
2. Cos'è un plantare,utilizzi e materiali di produzione	
2.1. Introduzione	25
2.2. Cos'è un plantare.....	25
2.3. Patologie del piede	26
2.4. Confronto tra ortesi plantari	28
2.5. Analisi biomeccanica dei materiali maggiormente utilizzati nei plantari	30
2.5.1. Cuoio, Sughero e E.V.A.	31
2.5.2. Materiali Termoformabili.....	34
2.5.3. Poliesteri ed Elastomeri.....	35
2.5.4. Silicone, Latice e Acciaio.....	37
2.6. Proprietà di assorbimento degli urti dei materiali usati in podiatria	40
2.7. Interazioni tallone scarpa e durabilità di soles in schiuma E.V.A.	43

3. Modelli costitutivi per l'analisi biomeccanica

3.1. Introduzione	48
3.2. Procedure per la definizione del modello costitutivo.....	49
3.3. Caratteristiche di simmetria del materiale.....	51
3.4. Modelli costitutivi iperelastici.....	52
3.4.1. Modelli isotropi	55
3.4.2. Modelli trasversalmente isotropi	56
3.5. Valutazione di parametri costitutivi mediante comparazione tra risultati sperimentali e di modello	58
3.6. Modello costitutivo utilizzato nell'analisi numerica della soletta.....	61

4. Analisi numerica dell'interazione piede-soletta

4.1. Introduzione	63
4.2. Metodo agli elementi finiti (FEM)	63
4.3. Descrizione del modello solido analizzato	68
4.4. Valutazione delle sollecitazioni indotte sul piede a seguito dell'applicazione di carichi di tipo statico	71
4.5. Risultati dell'analisi numerica eseguita con Abaqus.....	74

Conclusione	78
--------------------	-----------

Bibliografia	81
---------------------	-----------

INTRODUZIONE

Oggetto di questa tesi è l'analisi numerica di un plantare prodotto da una azienda trevigiana, il quale fa parte dei plantari finiti, specificatamente studiati dall'azienda, per proteggere piedi e gambe da stress, distorsioni, talloniti, fasciti plantari, dolori calcaneari.

Il plantare è un sistema ergonomico, utilizzato con l'obiettivo di incrementare il benessere e la qualità della vita fungendo da ideale interfaccia uomo-ambiente.

I sistemi ergonomici plantari agiscono direttamente a livello degli esterocettori cutanei e propriocettivi (organi di senso), unico e fondamentale punto fisso di relazione dell'ambiente esterno col nostro sistema dell'equilibrio. Così essi consentono di modificare istantaneamente il reclutamento muscolare guidando il corpo in una postura più funzionale. I plantari ortopedici agiscono esclusivamente sulla postura del piede; quelli ergonomici invece lo fanno sulla postura dell'intero individuo: avendo come obiettivo il ripristino della corretta fisiologia del piede, portano il baricentro generale della persona, in statica e in deambulazione, quanto più vicino possibile alla sua posizione ideale. Risulta evidente come la progettazione di tali sistemi debba essere quanto mai accurata, così come la scelta dei materiali di fabbricazione. Inoltre essi andranno periodicamente controllati e modificati a seconda dei cambiamenti posturali in corso.

Prima di addentrarsi nel tema vero si analizza l'anatomia e la morfologia del piede. Si procede con la descrizione dell'utilità dei plantari; si elencano poi i materiali maggiormente utilizzati nella produzione e tra questi se ne selezionano alcuni per farne un'analisi biomeccanica dal punto di vista sia della compatibilità sia della funzionalità. Segue una presentazione del modello costitutivo utilizzato poi nelle analisi numeriche del plantare, vero oggetto di studio della tesi.

CAPITOLO 1

ANALISI ANATOMICA, BIOMECCANICA E MORFOMETRIA DEL PIEDE

1.1 Introduzione

Il piede è il segmento terminale dell'arto inferiore, ed il suo scheletro riproduce la disposizione di quella della mano. Come questo, si compone in tre gruppi di ossa: il tarso, il metatarso e le falangi, che vanno a costituire la porzione articolare con la gamba, il piano d'appoggio a terra e le dita.

Nel suo insieme ha l'aspetto di un corpo triangolare, con apice indietro, corrispondente all'estremità posteriore del calcagno e base rivolta in avanti e lateralmente, tangente alla punta delle dita. Presenta così una faccia superiore o dorsale, una faccia inferiore o plantare, e tre margini. Il piede posteriormente è formato da ossa massicce, relativamente alte; man mano che procede in avanti si appiattisce sempre più e si allarga, ricordando la forma di un ventaglio semiaperto.

L'organizzazione scheletrica del piede è simile a quella della mano con alcune differenze che lo rendono adatto a sopportare il peso del corpo. Un esempio di questo è la maggiore solidità e la minore mobilità dell'alluce nei confronti del pollice, inoltre le ossa del piede sono unite fra di loro in modo da formare archi deformabili e flessibili in direzione longitudinale e trasversale.

Tutto ciò è anche strutturalmente valido dato che gli archi sono notoriamente in grado di sostenere i carichi in modo ottimale; perciò una struttura a doppio

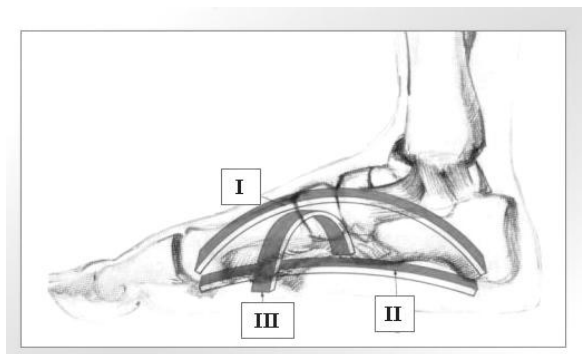


Figura 1.1 I) Arco longitudinale interno o mediale, II) Arco longitudinale esterno o laterale, III) Arco trasversale o anteriore

arco fornisce un appoggio di alta stabilità. Nel senso longitudinale vi sono due archi, uno interno o mediale e uno esterno o laterale, entrambi risultanti per la speciale disposizione delle ossa tarsali e metatarsali.

Più precisamente alcune ossa tarsali (calcagno, talo, navicolare e cuneiformi) e i primi tre metatarsali (partendo dall'alluce) formano l'arco longitudinale mediale, mentre il calcagno, il cuboide, il quarto e il quinto metatarsale costituiscono l'arco longitudinale laterale (Fig. 1.1).

L'arco trasversale risulta formato dalle porzioni relative delle ossa tarsali della linea distale e dai cinque metatarsali. Robusti legamenti e tendini dei muscoli della gamba tengono ben unite le ossa del piede nella loro disposizione arcuata; tuttavia non di rado questi legamenti cedono causando appiattimenti degli archi (piede piatto).

Normalmente le ossa tarsali e metatarsali giocano il ruolo più importante nella funzione di sostegno esplicata dal piede, mentre è molto relativa la funzione delle falangi. Al contrario di ciò che avviene nella mano, dove la principale delle funzioni è quella prensile, non quella di sostegno.

I piedi osservati insieme appaiono divergenti in avanti e convergenti indietro, e le linee che unisce i loro punti d'appoggio più lontani, iscrivono quell'area che forma la base d'appoggio del corpo umano.

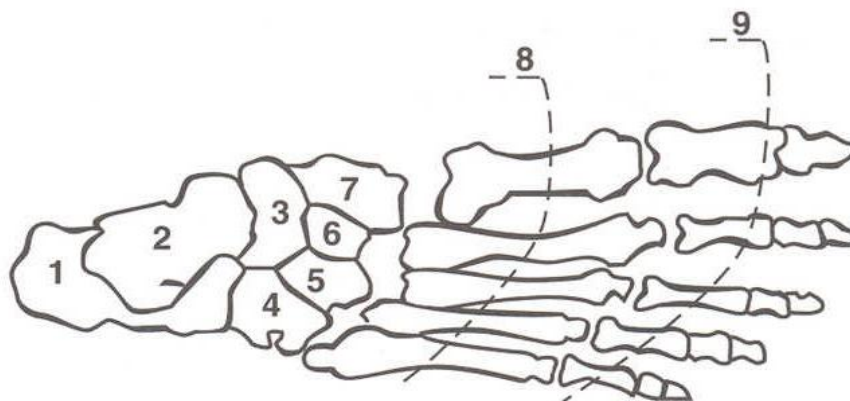


Figura 1.2 Principali ossa del piede: 1 calcagno, 2 astragalo, 3 scafoide, 4 cuboide, 5-6-7 ossa cuneiformi 8 metatarsi, 9 falangi.

Pertanto s'intende come si possa a volontà aumentare o diminuire la stabilità del corpo, con l'allontanare del piede dalla linea mediana e con l'avvicinarvisi, benché i punti d'appoggio rimangano sempre gli stessi.

Per studiare l'anatomia del piede dobbiamo considerare le sue parti costitutive: ossa, muscoli, tendini e legamenti. Tali elementi si organizzano in strutture più complesse, come articolazioni e archi. Vi sono poi ulteriori elementi con un ruolo minore da un punto di vista biomeccanico, ma fondamentali per la fisiologia del piede: nervi, vasi sanguigni e ghiandole. Si procede dunque all'analisi anatomica e morfologica del piede.

1.2 Componenti ossee

Il piede è suddiviso strutturalmente in tre parti: tarso, metatarso e falangi.

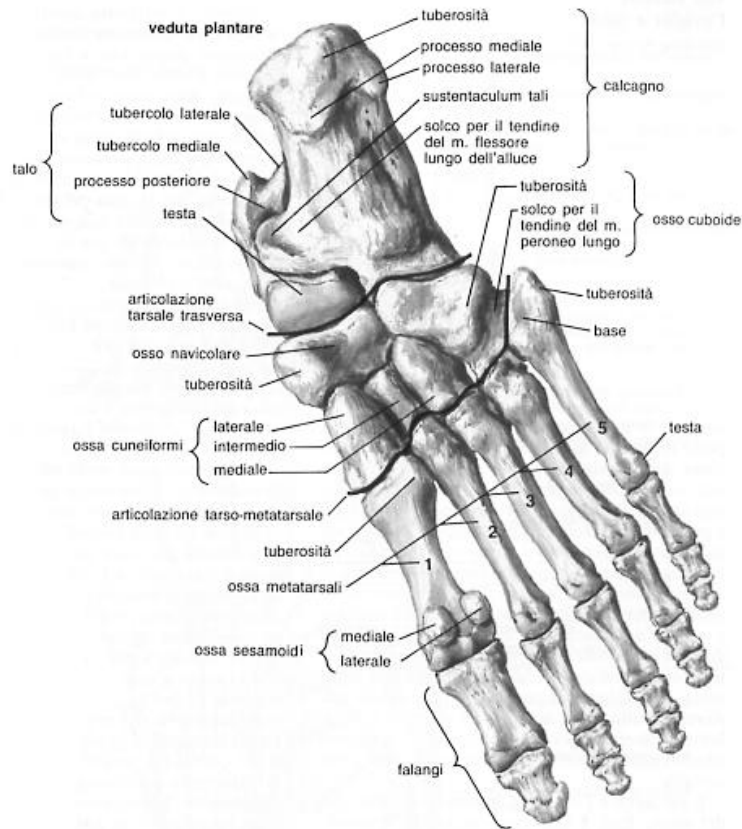


Figura 1.3 Scheletro del piede destro.

1.2.1 Tarso

Il tarso, formato da sette ossa brevi, a differenza del carpo della mano, è assai sviluppato e costituisce di per sé la metà circa della lunghezza del piede. Le ossa del tarso sono disposte in due gruppi, uno posteriore ed uno anteriore.

Il gruppo posteriore comprende le due ossa più voluminose, l'astragalo ed il calcagno, sovrapposti l'uno all'altro; il gruppo anteriore è formato da cinque ossa, disposte in serie trasversa, che procedendo dal margine mediale del piede vengono designate col nome di primo cuneiforme, secondo cuneiforme, terzo cuneiforme e cuboide, a cui va aggiunto l'osso navicolare, o scafoide, interposto fra l'astragalo ed i tre cuneiformi.

L'astragalo è di forma cubica e presenta una faccia articolare superiore foggiate a troclea, la quale sia articola con la tibia; una testa, diretta in avanti, che si articola con lo scafoide; un processo laterale, rivolto in basso a lateralmente, che si articola con il perone. L'astragalo si dispone sulla

faccia superiore del calcagno, adattandovisi con le due facce articolari, di cui una anteriore e convessa, ed una posteriore concava, le quali sono separate fra loro da una doccia.

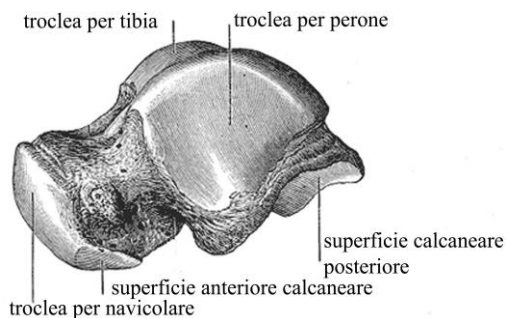


Figura 1.4 Visione mediale dell'astragalo destro.

Il calcagno è il più voluminoso e sporge notevolmente dietro l'astragalo, sotto il quale è situato; presenta posteriormente una grossa tuberosità di forma cubica, che corrisponde all'estremità posteriore del piede e rappresenta il punto d'appoggio al suolo, e che offre inserzione al tendine d'Achille. Anteriormente a questa si trovano nella faccia superiore due superfici articolari per l'astragalo, separate da un incavo trasverso. Questo, insieme alla doccia situata tra le facce articolari inferiori dell'astragalo, dà origine ad una cavità aperta lateralmente nel dorso del piede, il seno del tarso. L'anteriore delle superfici articolari superiori del calcagno sono le meno estese e sono situate su un piccolo processo, detta piccola apofisi del calcagno. Anteriormente il calcagno termina con un processo, detto grande apofisi del calcagno, che si articola con il cuboideo.

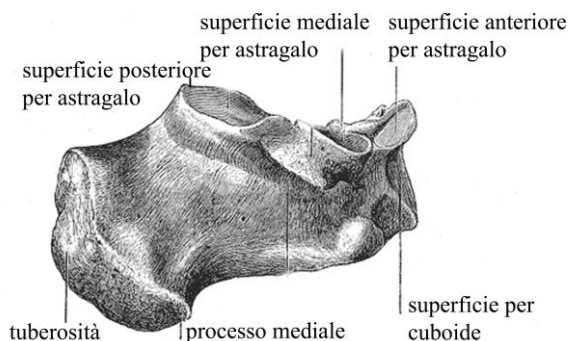


Figura 1.5 Visione laterale del calcagno destro.

L'osso navicolare o scafoide, è appiattito in senso antero-posteriore e si articola posteriormente con la testa dell'astragalo, e anteriormente con le ossa cuneiformi. La sua faccia articolare posteriore è concava come lo scafo di una nave; quella anteriore è convessa, e mostra le impronte dei tre

cuneiformi. Medialmente presenta un tubercolo rotondeggiante che offre inserzione al muscolo tibiale posteriore.

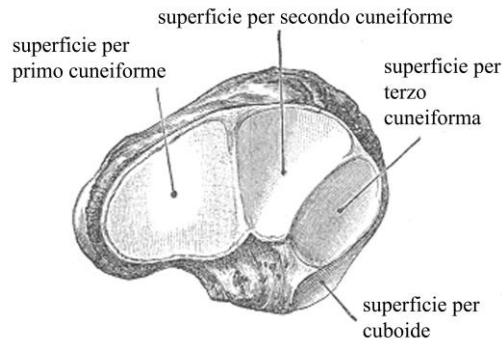


Figura 1.6 Visione dal davanti del navicolare destro.

I tre cuneiformi si susseguono l'uno dopo l'altro dall'interno all'esterno, davanti allo scafoide, e si designano col nome di primo il più voluminoso, di secondo il più piccolo, e di terzo il medio per grossezza. Hanno una forma che ricorda quella di un cuneo; ed in avanti corrispondono alle prime tre ossa metatarsali.

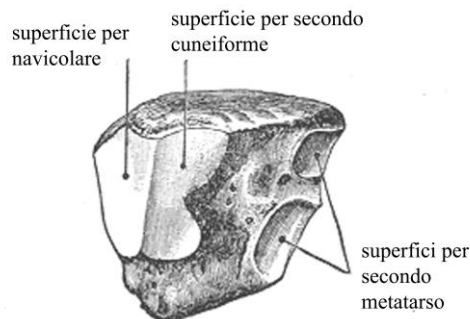


Figura 1.7 Visione del primo cuneiforme.

Il cuboide, di forma corrispondente al nome che porta, si articola posteriormente con la grande apofisi del calcagno, medialmente con il terzo cuneiforme ed anteriormente con le due ultime ossa metatarsali.

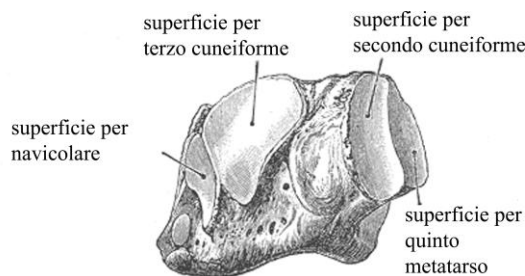


Figura 1.8 Visione mediale del cuboide destro.

1.2.2 Metatarso

Il metatarso è formato di cinque ossa lunghe, che prendono il nome di primo, secondo, terzo, quarto e quinto osso metatarsale, a partire dal lato dell'alluce. Queste cinque ossa sono disposte parallelamente, ed in modo da costituire una specie di volta, con la concavità verso la pianta del piede. Il primo osso metatarsale è il più breve ed il più grosso; il secondo è il più lungo, e s'insinua indietro in una specie di incastro, che nel loro insieme gli offrono i tre cuneiformi; le altre ossa metatarsali si succedono decrescenti in lunghezza.

Presentano queste ossa un corpo prismatico triangolare, un'estremità prossimale con una superficie articolare piana, ed un'estremità distale in forma di testa appiattita in senso trasversale. L'estremità prossimale del quinto osso metatarsale presenta lateralmente alla superficie articolare un'apofisi voluminosa, chiamata tubercolo del quinto osso metatarsale, che costituisce il punto più sporgente del margine mediale del piede.

Il metatarso comprende cinque ossa metatarsali, ossa lunghe che costituiscono la pianta del piede. Indicate con i numeri romani dal da I a V, procedendo in senso medio-laterale. Di fondamentale importanza è il primo osso metatarsale, il quale permette di sostenere la maggior parte del peso del corpo.

Sono cinque piccole ossa lunghe con curvatura rivolta dorsalmente, poste tra la serie distale delle ossa tarsali e la serie delle falangi prossimali. Sono costituite da una testa un corpo e una base. Il corpo di tali ossa è di forma prismatica triangolare, le estremità prossimali o basi sono dotate di faccette piane, quelle distali sono arrotondate e prendono anche il nome di teste.

Il primo osso metatarsale è il più corto ed il più grosso. Il suo corpo ha una faccia dorsale che guarda medialmente, una faccia laterale ed una faccia plantare. La faccia articolare per il primo cuneiforme è concava ed assai estesa. L'angolo infero-laterale della base si prolunga in un tubercolo ottuso sulla quale si inserisce il tendine del muscolo lungo peroniero. La testa è appiattita dall'alto in basso e si distingue dalle altre per le sue grandi dimensioni. Dal lato plantare è

suddivisa da una cresta sporgente in due superficie a doccia, a ciascuna delle quali corrisponde un osso sesamoide.

Il secondo osso metatarsale è il più lungo ed il più sottile di tutti; si prolunga in dietro oltre il livello dei metatarsali vicini, per incastrarsi tra il primo e terzo cuneiforme raggiungendo il secondo cuneiforme.

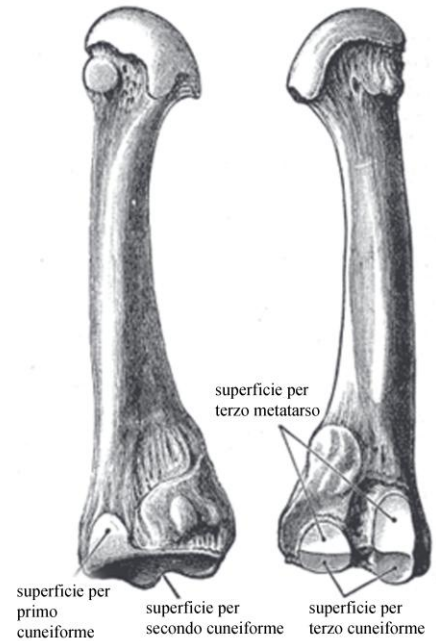
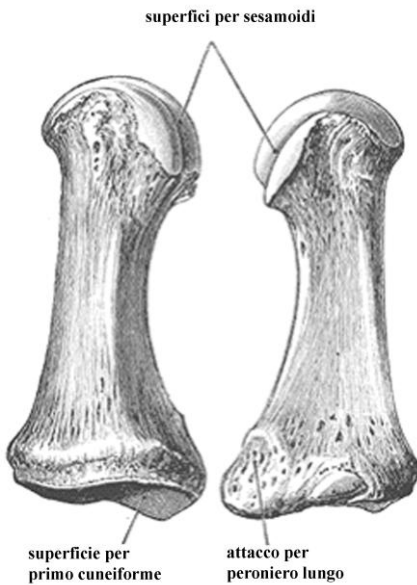


Figura 1.9 Visione del primo e secondo osso metatarsali.

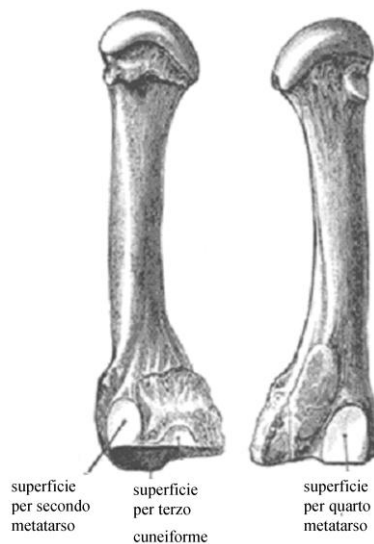


Figura 1.10 Visione del terzo osso metatarsale.

Il terzo metatarso ha nella base mediale due faccette articolari, superiore ed inferiore, per l'articolazione col secondo metatarso, e lateralmente una faccetta per l'articolazione col quarto metatarsale.

Il quarto osso metatarsale ha nella base una faccetta articolare per l'unione coi metatarsali vicini. La faccetta laterale è limitata in avanti da un solco profondo che la separa da un grosso tubercolo.

Nel quinto metatarso la base medialmente ha una faccetta per l'articolazione col quarto metatarso e si prolunga lateralmente in un robusto processo, tuberosità.

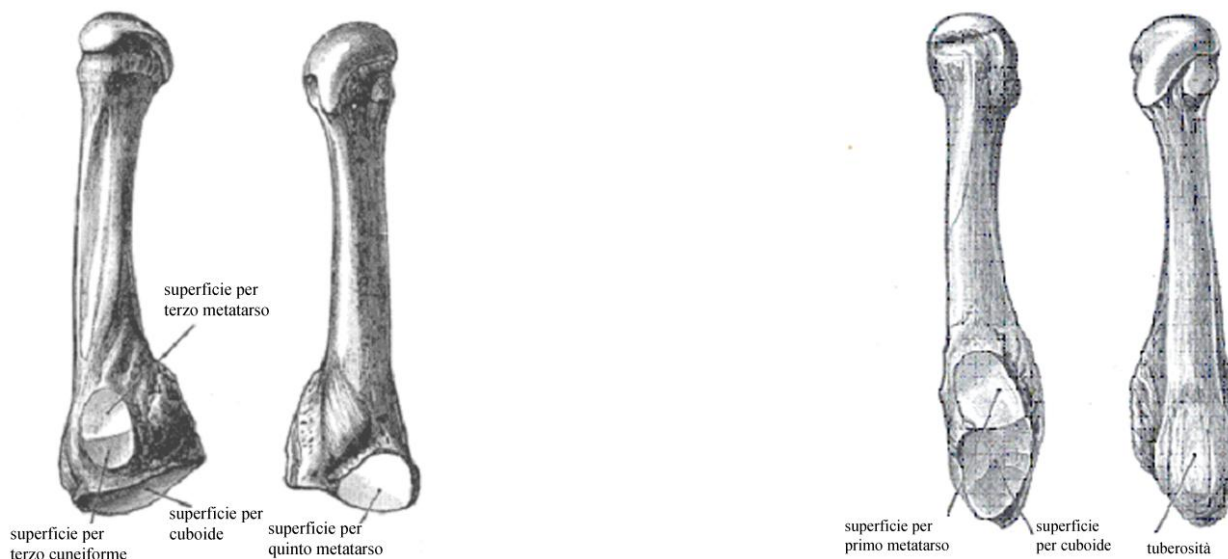


Figura 1.11 Visione del quarto e quinto osso metatarsali.

1.2.3 Falangi delle dita

Le ossa delle dita sono costituite dalle falangi. Sono in tutto quattordici, e all'interno di ognuna si possono distinguere una base un corpo e una testa. Sono piccole ossa lunghe che vanno decrescendo di volume dal primo al quinto dito e di lunghezza dal secondo al quarto. Ciascun dito eccetto il primo (alluce) che è dotato di due sole falangi, possiede tre falangi, designate come prossimale, media e distale. Il corpo delle prime falangi, che risultano essere meglio sviluppate delle altre, è sottile e cilindrico. Nelle seconde falangi il corpo è molto breve, tanto da confondersi con le estremità. Le terze falangi sono invece molto piccole. Nell'alluce le falangi presentano dimensioni relativamente considerevoli, con una forma appiattita dall'alto verso il basso. Nel quarto e quinto dito la riduzione della seconda e terza falange raggiunge il massimo grado.

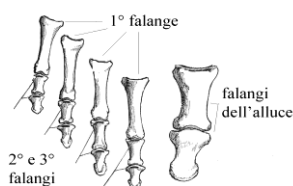


Figura 1.12 Visione delle falangi

1.3 Componenti muscolari e tendinee

La prima distinzione fondamentale da fare all'interno dell'insieme dei muscoli dell'arto inferiore è tra muscoli intrinseci, ovvero localizzati nel piede e che esercitano la loro azione su strutture del

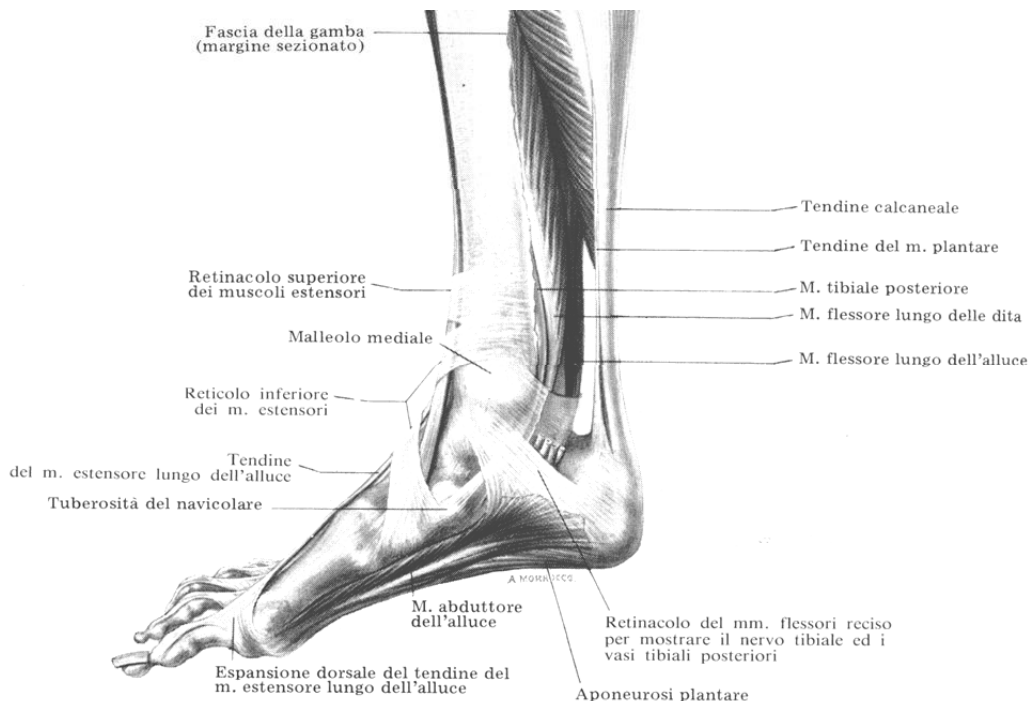


Figura 1.13 Visione dei muscoli del piede

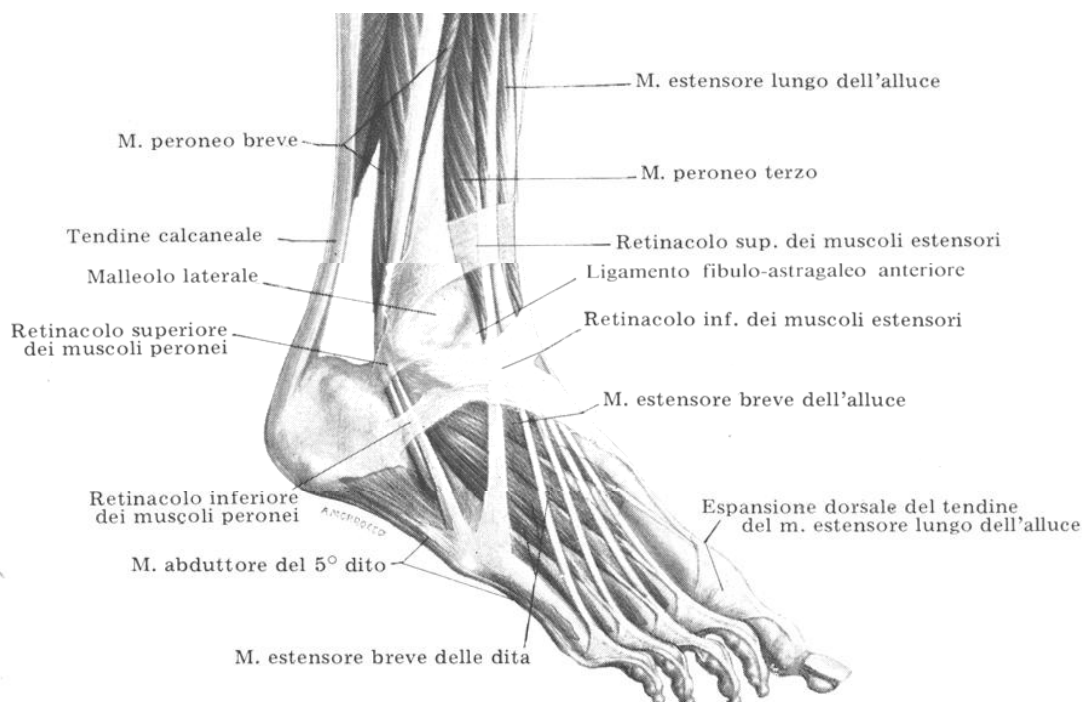


Figura 1.14 Visione dei muscoli del piede

piede stesso, e muscoli estrinseci localizzati a livello di tibia perone o fibula e in grado di esercitare azioni direttamente a livello del piede per inserzione diretta o riflessione. Gli stessi muscoli estrinseci esercitano la propria azione in parte sull'articolazione della caviglia ed in parte sulle strutture scheletriche interne. Questi muscoli, in particolare quegli intrinseci, sono a prevalenza di fibre rosse, ovvero ad azione lenta ma energeticamente economica; mantenendo un certo tono muscolare pressoché ininterrotto in fase di stazione eretta, sono caratterizzati dall'attitudine all'irrigidimento ovvero alla coesione intersegmentale, capacità che parallelamente all'azione delle strutture legamentose, permette di conferire grande stabilità alla connessione podalica. Per questo motivo, l'intervento muscolare globale nella realizzazione della coesione interossea è decisamente meno rilevante rispetto alla funzione di controllo e regolazione antigravitaria. Un'altra caratteristica fondamentale della podo-meccanica muscolare è caratterizzata da un gran numero di muscoli che coinvolgono due o più articolazioni, in grado di offrire particolari vantaggi ai fini dell'economia energetica, in quanto in grado di sviluppare grandi tensioni con modici accorciamenti. Questi muscoli poliarticolari agiscono infatti stabilizzando l'articolazione prossimale e favorendo in questo modo il movimento dei segmenti ossei distali. Indagini elettromiografiche hanno evidenziato l'effettiva efficienza energetica di questi muscoli in fase antigravitaria, sviluppando potenziali decisamente inferiori rispetto a quelli propri della contrazione tetanica.

In stazione eretta il corpo umano è un sistema in equilibrio dinamico stabile, a causa dell'altezza del centro di gravità, del poligono d'appoggio di dimensioni ristrette e dalla struttura costituita dalla successione di elementi articolati distinti. Tale equilibrio si realizza attraverso un sistema informativo preciso e tempestivo garantito dalla capacità propriocettiva dei muscoli podali stessi che permettono un movimento su base stazionaria neutralizzando i momenti rotatori indotti dalla migrazione ventrale della linea gravitaria del corpo e movimenti oscillatori sul piano frontale. Un ruolo fondamentale per garantire la massima funzionalità dei muscoli è svolto da delle particolari strutture connesse ai tendini, ovvero le guaine mucose, le quali permettono al tendine stesso di scorrere riducendo notevolmente gli attriti con altre componenti muscolari o ossee.

Queste strutture connettivali sono presenti soprattutto a livello della caviglia, dove è necessario ruotare le linee di azione dei carichi applicati dalle strutture muscolari attorno a "pulegge ossee" o attraverso i retinacoli dei muscoli stessi.

1.3.1 Muscoli estrinseci

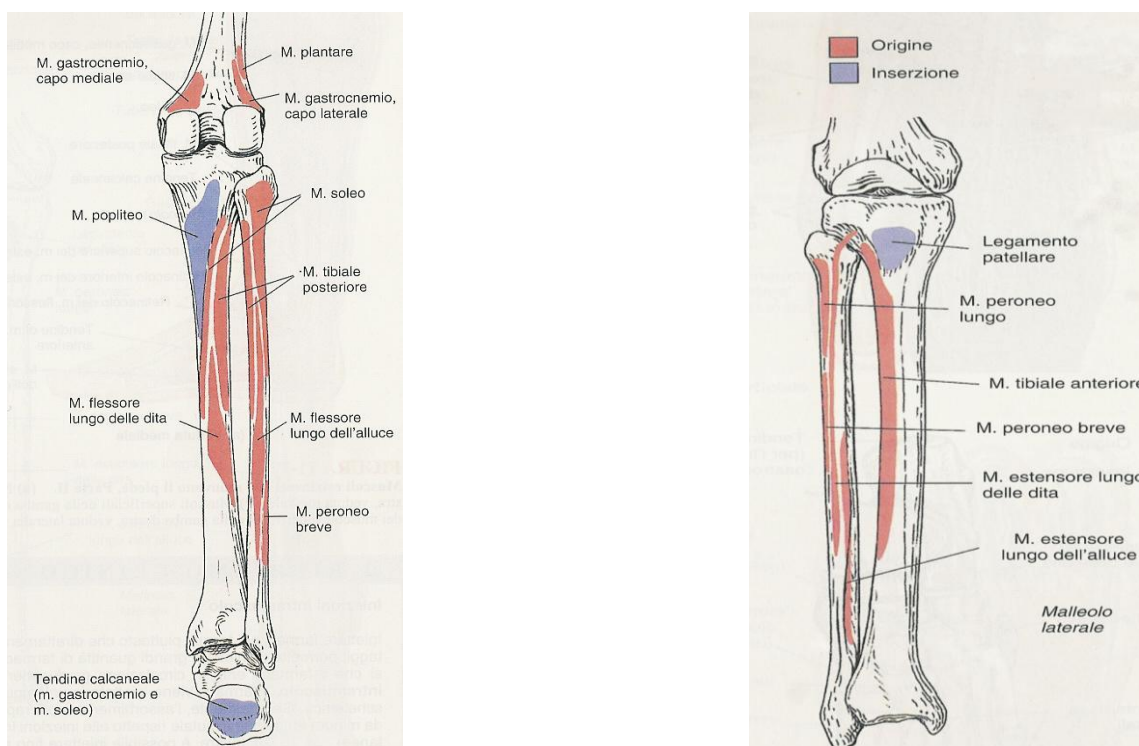


Figura 1.15 Inserzione e origine dei principali muscoli estrinseci della gamba. A sinistra veduta anteriore, a destra veduta posteriore.

Il gastrocnemio è ampio muscolo del polpaccio importante per la flessione plantare e l'inversione del piede, origina con due capi dagli epicondili mediale e laterale del femore, contiene in genere nel suo spessore un osso sesamoide chiamato fabella. Insieme al soleo termina nel tendine calcaneale o d'Achille, e quindi ha punto di inserzione sul calcagno.

Il soleo, insieme al gastrocnemio, è il muscolo più forte della gamba. Origina dalla testa e dalla porzione prossimale della fibula, e in parte dalla sezione laterale della tibia, e si inserisce nel calcagno tramite tendine calcaneale. Determina un movimento di flessione della caviglia.

Il peroneo breve origina a partire dal margine mediolaterale della fibula per inserirsi alla base del V metatarsale, determinando un movimento di eversione del piede e di flessione plantare della caviglia.

Il peroneo lungo origina dalla porzione condilo laterale della tibia e dalla testa e dalla porzione prossimale della fibula, per inserirsi sul I osso metatarsale e sull'osso cuneiforme, determinando un movimento di eversione del piede e di flessione plantare della caviglia, ma soprattutto permette di supportare la volta mediale passando dietro al malleolo laterale.

Il plantare ha punto fisso sul margine sopracondiloideo laterale e si inserisce nella parte posteriore del calcagno, determinando un'azione di flessione plantare della caviglia e anche di flessione del ginocchio.

Il tibiale posteriore trae origine dalla membrana interossea e da porzioni adiacenti di tibia e fibula, e viene a inserirsi nelle ossa del tarso e del metatarso. Permette movimenti di adduzione ed inversione del piede e di flessione plantare della caviglia.

Il tibiale anteriore è antagonista all'azione di gastrocnemi e soleo, origina in regione condilo laterale e dalla porzione prossimale del corpo della tibia, si inserisce alla base del primo osso metatarsale e dell'osso cuneiforme, permettendo il movimento di flessione dorsale della caviglia e di inversione del piede.

Il flessore lungo delle dita origina dalla superficie posteromediale della tibia e ha come punto di inserzione la superficie inferiore delle falangi distali delle dita 2-5, permettendo la flessione delle dita stesse.

Il flessore lungo dell'alluce origina dalla superficie posteriore della fibula e si inserisce nella superficie inferiore della falange distale dell'alluce, permettendo la flessione dello stesso.

L'estensore lungo delle dita origina dalla porzione condilo-laterale della tibia e dalla superficie anteriore della fibula, inserendosi sulla superficie superiore delle falangi distali e intermedie delle dita 2-5, permettendo l'estensione delle dita corrispondenti.

L'estensore lungo dell'alluce origina dalla superficie anteriore della fibula e si inserisce sulla superficie superiore della falange distale dell'alluce, permettendo l'estensione dell'alluce.

1.3.2 Muscoli intrinseci

L'estensore breve delle dita origina dalla superficie laterale e superiore del calcagno e si inserisce nelle superfici dorsali delle dita 1-4, permettendo l'estensione delle falangi prossimali delle dita associate.

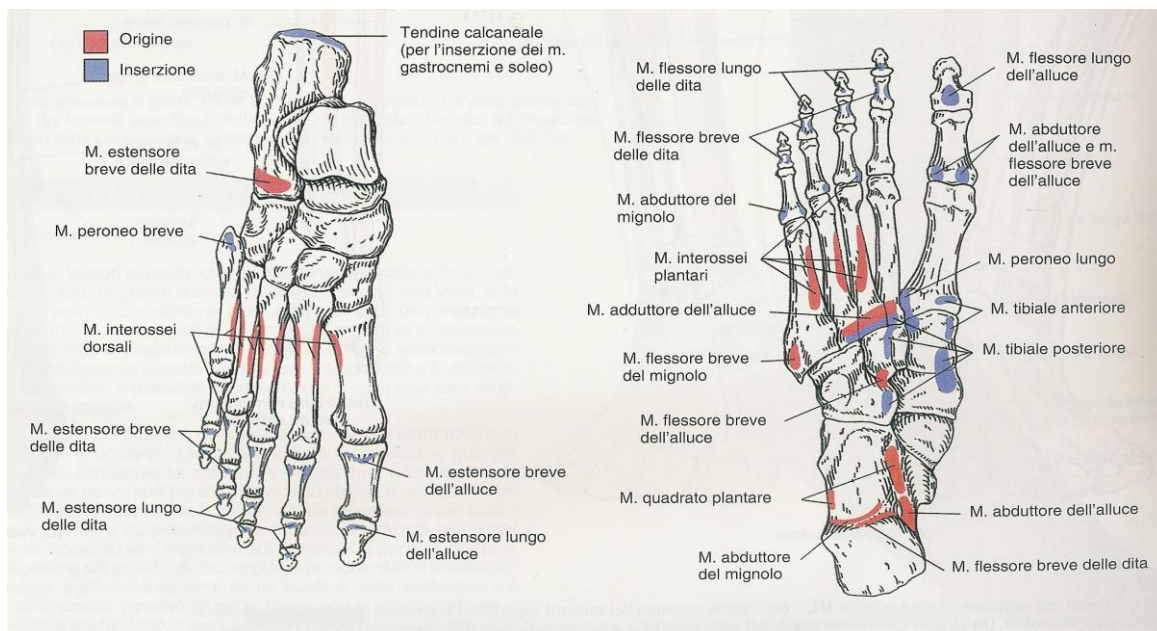


Figura 1.16 Inserzione ed origine dei muscoli intrinseci del piede. A sinistra veduta dorsale, a destra veduta plantare.

L'abducente dell'alluce origina dalla tuberosità della superficie inferiore del calcagno e si inserisce sulla porzione mediale della falange prossimale dell'alluce permettendo l'abduzione dell'alluce.

Il flessore breve delle dita origina dalla tuberosità della superficie inferiore del calcagno si inserisce sulla falange intermedia delle dita 2-5, permettendo la flessione delle falangi prossimale e intermedia delle dita 2-5.

L'abducente del mignolo origina dalla tuberosità della superficie inferiore del calcagno si inserisce sulla falange prossimale del mignolo, permettendo l'abduzione del mignolo stesso.

Il plantare quadrato origina dal calcagno e si inserisce sul tendine del flessore lungo delle dita, determinando una flessione delle articolazioni delle dita 2-5

I lombricali originano a partire dal tendine del flessore lungo delle dita e hanno punto di inserzione sulla superficie superiore delle falangi delle dita 2-5. Permettono un movimento di flessione dell'articolazione metatarso-falangea e l'estensione delle articolazioni interfalangee delle dita 2-5.

Il flessore breve dell'alluce trae origine dall'osso cuboide e dal cuneiforme inserendosi nella falange prossimale dell'alluce, determina la flessione dell'articolazione metatarso-falangea dell'alluce.

L'adduttore dell'alluce origina dalle basi delle ossa metatarsali 2-4 e dal legamento plantare inserendosi nella falange prossimale dell'alluce permettendo l'adduzione dell'alluce.

Il flessore breve del mignolo origina dalla base del V osso metatarsale e si inserisce nella falange prossimale del mignolo, permettendo la flessione dell'articolazione metatarso falangea del mignolo.

Gli interossei dorsali collegano tra loro le parti laterali rispetto alla linea mediana delle ossa metatarsali e le parti laterali delle dita 2-4 permettendo l'abduzione delle dita.

Gli interossei plantari permettono il collegamento e lo scambio di carichi tra le basi delle ossa metatarsali e le parti laterali delle dita 3-5 permettendo l'adduzione delle dita stesse.

1.4 Componenti di tessuto connettivale

Nella regione dorsale del piede il tessuto sottocutaneo è rappresentato da uno strato di tessuto connettivo lasso a struttura lamellare, debolmente unito alla cute. Nelle donne e nei bambini può contenere più o meno adipe, mentre nell'uomo è veramente scarso. Inoltre il tessuto sottocutaneo prende i caratteri di quello plantare quando si avvicina ai margini del piede. Medialmente vi è un passaggio graduale, contrariamente nella parte laterale il passaggio risulta repentino.

La regione plantare o pianta del piede comprende l'insieme delle parti molli che si dispongono nella faccia inferiore del piede. La regione plantare ha la forma di un quadrilatero allungato nel senso distale prossimale, allargandosi man mano che si avvicina alle dita. Questa superficie non è tutta piana, ma sul suo margine mediale presenta una depressione, in corrispondenza alla quale il piede non riposa sul suolo. Questa depressione, chiamata volta plantare, è dovuta alla disposizione architettonica del piede.

In questo tessuto connettivo si trovano tre borse sinoviali costanti che hanno sede in corrispondenza ai punti di appoggio. Sono la borsa sotto la tuberosità distale del calcagno, la borsa sotto il primo metatarso e quella sotto il quinto metatarso.

Questo tessuto svolge l'importante funzione di proteggere le strutture interne del piede e di attenuare l'ampiezza dell'onda d'urto che si genera nel ciclo del passo.

La cute è liscia e fine nei punti che corrispondono alla volta plantare e che non sono compressi durante la deambulazione e la stazione verticale. Nei punti che servono di appoggio è dura e cornea e, talvolta, si formano delle vere e proprie callosità.

1.5 Componenti legamentose

Le strutture legamentose all'interno del piede svolgono essenzialmente funzione di stabilizzazione delle articolazioni e permettono il mantenimento strutturale della forma della volta plantare. Le

articolazioni del piede sono complesse e numerose. Tra queste si distinguono principalmente un'articolazione superiore, l'articolazione talocrurale o tibio-tarsica, ed un'articolazione inferiore rappresentata dalle articolazioni subtalare e talocalcaneonavicolare. Di grande importanza sono anche l'articolazione cuneonavicolare, calcaneocuboidea, cuneocuboidea e le articolazioni intercuneiformi. L'articolazione superiore permette movimenti di dorsiflessione e di flessione plantare, ed è soggetta a grandissime sollecitazioni. Per questo motivo la capsula articolare è rinforzata lateralmente da robusti e resistenti legamenti che insieme ai malleoli sono in grado di stabilizzare la caviglia sotto l'azione di carichi che impongono rotazioni laterali. Il principale legamento che svolge questa funzione è il legamento collaterale mediale detto anche legamento deltoide mediale, che è costituito da una parte tibiocalcaneare e da una parte tibiotalare. Altri legamenti di fondamentale importanza sono: il legamento talofibulare anteriore, il talofibulare posteriore ed il legamento calcaneofibulare, i quali vengono a formare congiuntamente il legamento collaterale laterale. L'articolazione inferiore invece, essendo un'articolazione trocoidea, permette un movimento di rotazione realizzato attraverso pronazione e supinazione. I legamenti più importanti che la costituiscono sono: il legamento biforcuto, che mantiene coesi calcagno, cuboide e l'osso navicolare, ed il legamento talocalcaneare interosseo che separa la porzione posteriore di questa articolazione da quella anteriore.

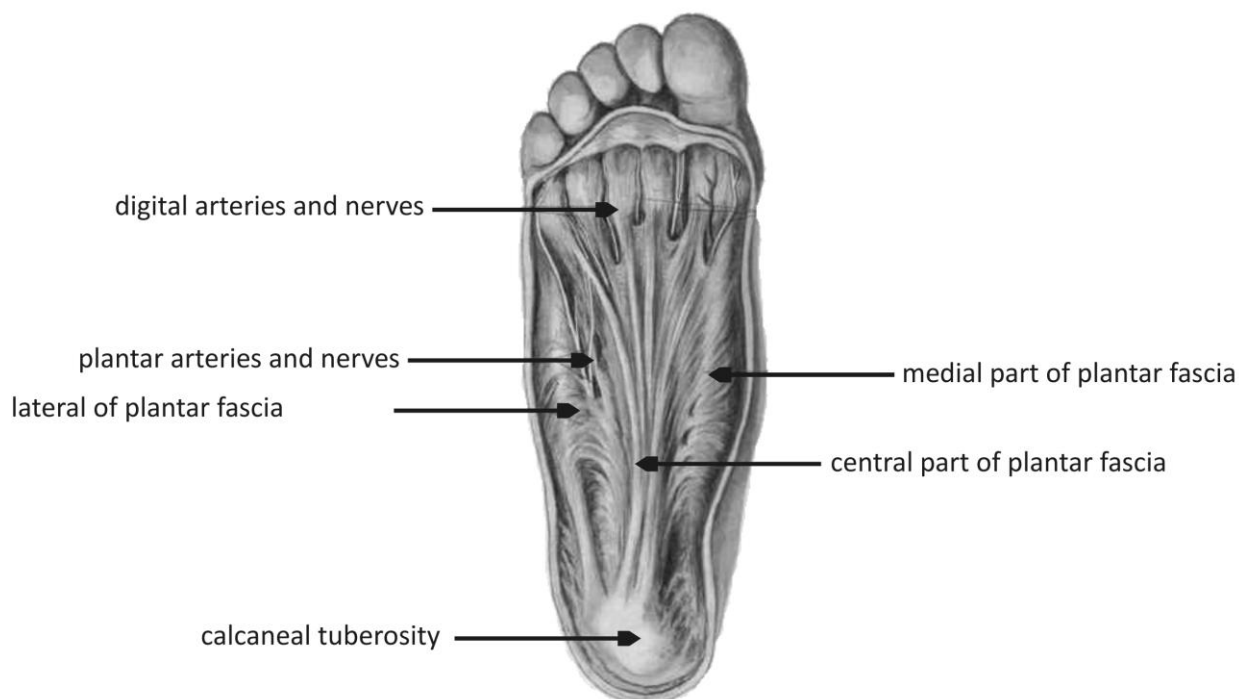


Figura 1.17 Aponeurosi plantare.

Un ruolo fondamentale è svolto dall'aponeurosi plantare, originariamente tendine del muscolo plantare che, a seguito dell'evoluzione e con la trasformazione del piede da organo prensile a

organo di sostegno, si è atrofizzato e ora posteriormente si inserisce nel tubercolo mediale del calcagno ed anteriormente si divide in cinque linguette fra loro connesse da fascetti trasversali; ciascuna linguetta finisce per confondersi con i legamenti trasversi profondi delle ossa metatarsali ed invia una linguetta alla cute in corrispondenza del solco alla base del dito corrispondente.

Recenti studi hanno rilevato che a livello del calcagno l'aponeurosi presenta una continuità con il Tendine d'Achille, fatto di fondamentale importanza in quanto permette un movimento congiunto di flessione plantare della caviglia e delle stesse dita del piede. Il principale ruolo che svolge è quello di mantenere la curvatura tipica della volta plantare sia longitudinale che trasversale, ma è fondamentale anche come sistema di protezione dei vasi e dei fasci nervosi.

Un altro legamento importante è il plantare lungo situato sopra l'aponeurosi plantare e ha il compito di tenere unita la fila laterale delle ossa tarsali; è uno strato fibroso lungo che parte dal calcagno in direzione distale e termina nel cuboide prima e nelle ossa metatarsali dopo.

Di fondamentale importanza per la funzionalità complessiva del piede sono delle particolari strutture non direttamente riconducibili a componenti di natura legamentosa: i retinacoli. Si tratta essenzialmente di rinforzi e fascicoli di origine connettivale che permettono di ruotare la direzione di applicazione delle azioni muscolari. I più importanti sono i retinacoli dei muscoli estensori e dei muscoli flessori, si tratta di membrane molto sottili disposte a livello sottocutaneo e ancorate a strutture ossee, che si comportano essenzialmente come “pulegge”.

1.6 Considerazioni biomeccaniche¹

La volta del piede o arcata plantare può essere paragonata a una semicupola nella quale il peso del corpo si distribuisce dal pilastro posteriore all' anteriore lungo il lato esterno del piede. Questo è confermato dall'orientamento delle lamelle ossee secondo le linee di forza che vanno infatti dall' astragalo al calcagno e al pilastro anteriore lungo il lato esterno del piede; trova inoltre conforto nell' aspetto delle impronte podaliche (Fig. 1.18).

Importanti nell'impedire l'appiattimento della volta plantare sono la forma particolare delle ossa delle arcate, i legamenti interossei, i legamenti tarsali e tarso-metatarsali plantari e dorsali; tra questi spiccano il legamento calcaneo-scafoideo, il legamento plantare lungo e soprattutto l'aponeurosi plantare. I muscoli flessori brevi con la collaborazione dei muscoli flessori lunghi si comportano nei riguardi dell' arcata plantare come la corda tesa di un arco.

¹ Da *The foot*, 1999, 6, 73-78: Function of the plantar fascia di A. Aquino e C. Payne e da *Anatomia del corpo umano* di G. Azzali, R.D. Lockhart, G.F. Hamilton e F.W. Fyfe, 3° edizione, capitolo Il Piede



Figura 1.18 Impronte del piede umano in età diverse. L'ultima appartiene a un soggetto di 25 anni.

L'effetto utile offerto dall'arcata plantare consiste nella distribuzione del peso del corpo su tutto il piede, nel provvedere sufficiente rigidità per l'uso del piede come leva e nel proteggere il passaggio di importanti formazioni vascolari, nervose e tendinee nella pianta del piede stesso. Esso deve essere robusto per funzionare come supporto del corpo e come leva per il movimento dello stesso, ma nel contempo deve essere anche elastico per assorbire, insieme ai muscoli, gli urti. Nella stazione eretta più della metà del peso corporeo grava sull'astragalo, la parte restante sulle teste delle cinque ossa metatarsali ed in particolare sulla testa del primo metatarso che ne riceve circa un terzo.

Da queste considerazioni numerosi studi (Hicks, 1955, Arangio et al., 1997, Bartold, 1993, Schepsis et al., 1996) hanno analizzato il piede in condizioni statiche modellizzandolo come una struttura ad arco triangolare, dove gli archi ossei sono rappresentati da due travi e l'aponeurosi plantare da un tirante. Così si è stati in grado di illustrare oggettivamente lo stato meccanico che si esplica nell'aponeurosi quando il piede è sotto carico; questo è volto a mantenere l'integrità dell'arco plantare, agendo appunto come "tirante".

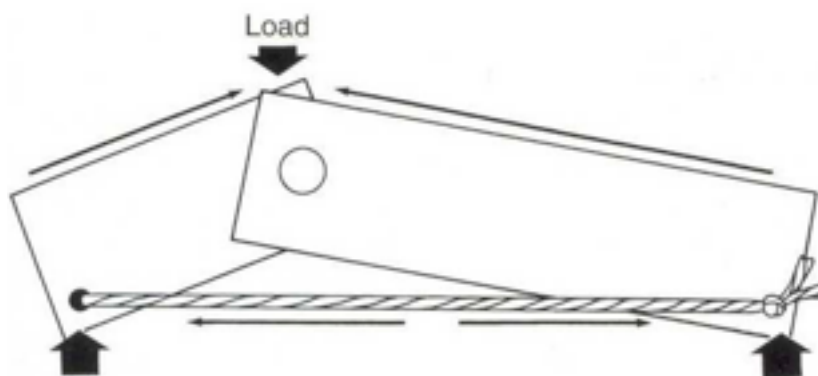


Figura 1.19 Schematizzazione del piede mediante arco e tirante: si notino la posizione del carico e delle forze di reazione del pavimento e gli sforzi di tensione della fascia plantare.

Si è inoltre trovato che il sezionare la fascia plantare, oltre a ridurre l'altezza dell'arco e a aumentarne la lunghezza, porta il piede all'instabilità molto più di quanto succeda sezionando gli

altri legamenti plantari, lunghi e corti, e quello astragalo-calcaneale. Bisogna comunque notare come la funzione di tirante dell'aponeurosi plantare studiata in campioni di cadavere possa essere altamente alterata in vivo.

Proponendo d'altra parte un modello a elica (Sarrafian, 1987) si è in grado di spiegare la capacità del piede di rimodellare sè stesso durante il ciclo di carico grazie all'aggiunta di un elemento di torsione, non tenuto in conto con i modelli a travatura e tirante prima citati.

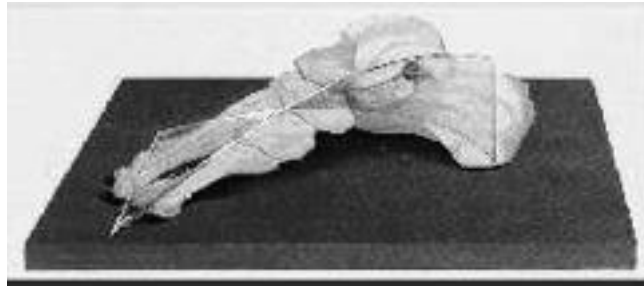


Figura 1.20 Modello ad elica sovrapposto allo scheletro del piede

Il primo obiettivo dei dispositivi ortopedici è quello di diminuire significativamente gli sforzi aponeuretici dovuti a carico verticale sopprimendo il meccanismo della travatura e cambiando gli schemi di trasmissione del carico nel piede. L'alterazione in tale trasmissione, dai tessuti molli alle strutture ossee, si raggiunge grazie all'utilizzo di differenti meccanismi di supporto attribuiti al piano inclinato introdotto da un sostegno laterale.

Altri studi (Kogler et al.1996, Bartold 1998, Thordarson et al.1995) confermano che la fascia plantare è importante per l'integrità dell'arco e il supporto dinamico. Queste affermazioni hanno grande rilevanza clinica nella valutazione della funzione dell'aponeurosi plantare e di patologie nelle quali l'intervento chirurgico può portare a future disfunzioni statiche e dinamiche. Come esempio, consideriamo l'eccessiva eversione della parte dietro del piede: il termine eversione denota il movimento della suola del piede lontano dal piano mediano, essa viene collegata a patologie nell'estremità più bassa, in particolare situazioni di usura come fasciti plantari, la cui causa può essere un eccessivo sforzo nell'aponeurosi plantare, il quale provoca sintomi di dolore nel tubercolo calcaneale medio e lungo l'arco longitudinale.

CAPITOLO 2

COS' E' UN PLANTARE, UTILIZZI E MATERIALI DI PRODUZIONE

2.1 Introduzione

Dopo aver analizzato nel capitolo precedente il piede umano, in questo capitolo si fornisce una panoramica generale del settore dei plantari, in modo tale da poter in seguito valutare l'interazione tra piede e plantare.

In primo luogo si descrive l'utilità dei plantari, cercando di comprendere in quali malformazioni strutturali e patologie tessutali del piede questo possa venir utilizzato; in secondo luogo si descrivono i materiali maggiormente utilizzati per la fabbricazione dei plantari.

2.2 Cos'è un plantare¹

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

I plantari si dividono in antalgici, correttivi e biomeccanici.

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 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 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.

¹ Da "Ortesi di arto inferiore esperienza e prospettiva di innovazione"

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.

2.3 Patologie del piede²

Le deformazioni del normale assetto del piede in statica e in deambulazione portano, come già sottolineato, a numerosi scompensi posturali, e necessitano dunque di una correzione. La curvatura dei vari archi del piede e l'orientamento delle loro componenti dipendono da un delicato equilibrio tra i muscoli e i legamenti coinvolti.

Un'insufficienza o una contrattura anche di un singolo muscolo può sbilanciare l'equilibrio del piede e portare a qualche deformità. Il processo può essere graduale, con un numero sempre maggiore di muscoli che vengono interessati fino a che il piede assume una posizione e una forma anormali. La semplice impronta può essere uno strumento molto utile nella diagnosi. Per esempio, confrontandola con un'impronta normale si possono identificare i vari stadi dello sviluppo del piede torto (o piede cavo, Fig 2.1(a)). Nel primo stadio, l'impronta mostra una proiezione sul bordo laterale, con un approfondimento della cavità mediale. Lo stadio successivo mostra un'impronta divisa e, infine, l'impronta delle dita scompare a causa della deformazione.

² Da "Anatomia del movimento umano (struttura e funzione)", 5ª edizione, di Niegel P. Palastanga, Derek Field, Roger Soames

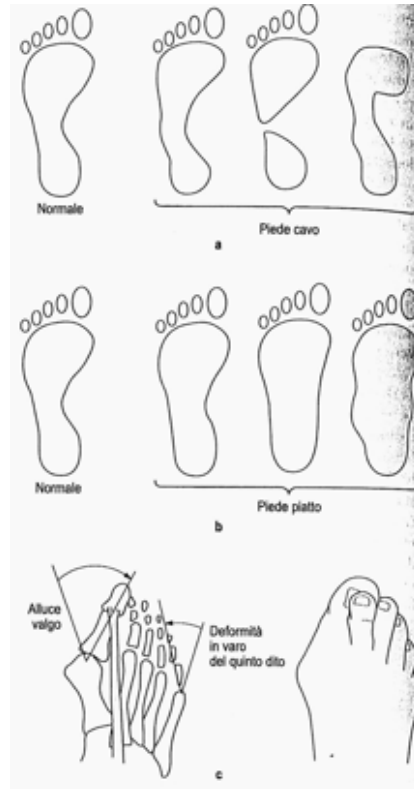


Figura 2.1 Progressive modificazioni dell'impronta del piede nel piede cavo (a) e nel piede piatto (b); rapporti dei segmenti scheletrici delle dita e aspetto clinico del piede con alluce valgo(c).

Allo stesso modo si può seguire la progressione di un piede piatto confrontandolo con un'impronta normale (Fig. 2.1(b)). In questo caso, il bordo mediale del piede viene riempito e può diventare convesso dopo una stazione eretta prolungata. Lo squilibrio muscolare associato al piede cavo può anche portare a uno squilibrio secondario che coinvolge l'arco anteriore. Lo squilibrio può essere un sovraccarico dei pilastri dell'arco anteriore, il mediale o il laterale o tutti e due, con formazione di callosità sotto le rispettive teste metatarsali. A volte l'arco anteriore può appiattirsi o allargarsi, con formazione di callosità sotto tutte le teste metatarsali. Se un piede molto allargato viene confinato all'interno di una scarpa a punta, l'alluce viene spostato lateralmente (Fig. 2.1(c)). Con il tempo lo squilibrio diviene presto permanente, per l'accorciamento dei legamenti capsulari delle articolazioni; si ha quindi la dislocazione laterale delle ossa sesamoidi (ossa a livello dell'articolazione metatarso-falangea dell'alluce) e del tendine e la formazione di un'esostosi (crescita anormale) sul lato mediale della testa del primo metatarso. Il risultato è l'alluce valgo. I metatarsi intermedi sono spostati dall'alluce, aumentando così la deformità. Il quinto dito può essere sottoposto a una deformità inversa, che accentua ulteriormente la deformità delle dita intermedie (Fig. 2.1(c)). Se la deformità è accentuata, l'arco anteriore può diventare convesso.

La funzionalità del piede normale e quella del piede patologico possono essere valutate clinicamente osservando il passo del paziente e la forma della suola delle scarpe. Come si è detto, le callosità sulla pianta del piede possono indicare zone di eccessivo carico.

2.4 Confronto tra ortesi plantari³

Si descrive qui il confronto fatto nel 2005 in Olanda da Nick A. Guldmond et al. fra diversi campioni di plantari costruiti da podiatri, pedortisti e ortotisti aventi l'obiettivo di diminuire la pressione sulla pianta del piede.

È necessario mettere in evidenza quali sono gli effetti clinici della terapia mediante ortesi del piede. Lo studio effettuato ha valutato gli esiti dell'utilizzo dei plantari costruiti da dieci podiatri, dieci "pedortisti" (calzolai ortopedici) e undici ortotisti (tecnici ortopedici) sulla pressione plantare, che quando è elevata è associata a menomazioni del piede, e la comodità del camminare per tre pazienti affetti da metatarsalgia. Lo scopo era valutare differenze e variabilità tra e all'interno delle discipline. È stata inoltre considerata l'importanza della riduzione della pressione e l'effetto sul suo picco. I pazienti stessi camminando hanno dato un punteggio al plantare utilizzato; i suoi effetti sulla riduzione dei picchi di pressione sono stati calcolati mediante un sistema di misura interno alla suola sia per l'intera pianta anteriore del piede sia per sei differenti regioni: l'alluce e i cinque metatarsi.

Si è potuto così rilevare come all'interno di ogni disciplina ci siano grandi variazioni nella costruzione delle ortesi e nella riduzione della pressione raggiunta. In media i risultati migliori sono stati raggiunti da pedortisti e ortotisti; questo si è rivelato vero anche nella comodità dell'andatura.

La conclusione che si ottiene è la seguente: la grande variazione fra i diversi aspetti delle terapie mediante plantari solleva delle questioni sulle geometrie impiegate e soprattutto sulla consistenza dell'uso dei concetti di base per la gestione delle pressioni da parte delle varie discipline.

I punti di partenza sono questi: una varietà di patologie come artriti reumatiche e diabetiche sono associate a elevati picchi di pressione nella parte anteriore del piede. La riduzione della pressione plantare in questa zona attraverso ortesi è un trattamento comune per queste condizioni e per generiche metatarsalgie. Per di più il dolore alla parte anteriore del piede è uno dei più comuni motivi per i quali i plantari vengono prescritti.

Le discipline di podiatra, ortotista e pedortista differiscono in procedure diagnostiche, costruzione delle ortesi e approccio terapeutico. In generale, gli ortotisti si occupano di menomazioni del piede peggiori di quelle trattate dai podiatri. I plantari costruiti dai podiatri differiscono chiaramente da

³ Da BMC Musculoskeletal Disorders (2005), 6:61 : Comparison of foot orthoses made by podiatrists, pedorthists and orthotists regarding plantar pressure reduction in The Netherlands di Nick A. Guldmond et al.

quelli di pedortisti e ortotisti. Tutti i podiatri hanno costruito soles sottili con l'esterno in gomma, sughero e cuoio, ma variato nell'applicazione di elementi correttivi e/o di supporto, mentre in linea generale, i plantari di pedortisti e ortotisti erano simili, con l'elemento principale costituito dal supporto dell'arco longitudinale del piede. Va notato che all'interno dei gruppi professionali, c'era una considerevole variazione nei materiali applicati e nell'uso di adattamenti correttivi e di supporto.

Tutte le ortesi dei podiatri sono state completamente fatte su misura mentre questo era vero solo per il 56% delle ortesi dei pedortisti e per il 45% di quelle degli ortotisti. Il rimanente è stato parzialmente o completamente costruito mediante elementi prefabbricati. I podiatri hanno costruito plantari di lunghezza completa per tutti i pazienti. I pedortisti hanno provveduto per il 34% con plantari di lunghezza completa, per il 20% a tre quarti e per il 46% di media lunghezza. Gli ortotisti per il 58% in lunghezza completa, per il 24% a tre quarti e per il 18% a lunghezza media.

In uno dei pazienti, nella zona del piede dove la pressione risultava più alta senza l'uso di plantare, l'ortesi podiatrica ha dato perfino luogo ad un innalzamento della pressione di picco. Un tale aumento potrebbe essere pericoloso, specialmente in piedi neuropatici.

La mancanza di relazione tra l'importanza della riduzione della pressione supposta e i risultati ottenuti indica che c'è una discrepanza tra gli obiettivi del trattamento e il trattamento effettivo rispetto alla riduzione pressoria sulla pianta del piede. Ciò è preoccupante poiché ottimizzare la distribuzione pressoria è un obiettivo importante della terapia mediante ortesi.

I concetti teoretici e pratici di tale terapia dovrebbero essere comuni ai terapeuti di ogni disciplina interessata. Tuttavia c'è una larga variabilità nella costruzione di plantari e negli effetti del trattamento all'interno di ogni disciplina, mentre non sono risultate differenze nella variazione dell'effetto sul picco di pressione tra le tre discipline. La variabilità nel trattamento della pressione plantare potrebbe essere frutto dell'applicazione non consistente di procedure diagnostiche, degli obiettivi del trattamento e del modo di costruire i plantari. Una comprensione migliore e la conoscenza dei meccanismi che sono alla base dell'efficacia della terapia mediante plantare sono necessari per migliorare la terapia stessa. A tal proposito un ruolo non marginale assume lo studio biomeccanico del piede mediante analisi baropodometrica e successivo sviluppo di un modello numerico agli elementi finiti che consenta poi, al variare delle geometrie dei plantari simulate, di definire il plantare ottimale. A grandi linee, il modo di procedere nel tentativo di diminuire i picchi pressori a scopo preventivo/terapeutico potrebbe essere questo: per prima cosa si analizzano le pressioni che si esplicano nel paziente mediante baropodometria e/o sensori all'interno di soles di scarpe particolari, per evidenziare le zone eccessivamente sollecitate. Quindi si creano un modello numerico del piede e dei modelli di plantare: si simula l'interazione tra il piede e le diverse solette,

valutando le distribuzioni pressorie e le diminuzioni dei picchi di pressione raggiunte. Mediante tale analisi si può rilevare l'efficacia delle solette sotto test e cercare una soluzione ottimale. Si può così procedere allo sviluppo del plantare. L'intervento segue in tal modo una procedura analitica e non "empirica", fondata cioè solo sull'esperienza del particolare terapeuta.

2.5 Analisi biomeccanica dei materiali maggiormente utilizzati nei plantari

Sono indicati come biomateriali quei particolari materiali che, per una serie di importanti proprietà, vengono comunemente utilizzati per la costruzione di dispositivi medici (ad esempio protesi, impianti endossei, tessuti ed organi artificiali).

La medicina e la chirurgia fanno ricorso in maniera crescente a materiali estranei all'organismo al fine di porre rimedio, in via provvisoria o definitiva, al deficit di una funzione fisiologica.

Secondo la "Consensus Conference on the Clinical Application of Biomaterials" (National Health Institutes, Bethesda, USA, 1984) Biomateriale è ogni sostanza o combinazione di sostanze di origine sintetica o naturale, diversa da un farmaco, che può essere impiegata per qualsiasi periodo di tempo da sola o come parte di un sistema che tratta, aumenta o sostituisce un tessuto, organo o funzione del corpo.

Un'altra definizione più funzionale è questa: i Biomateriali sono particolari materiali che operano in intimo contatto con i tessuti, minimizzando le eventuali reazioni avverse o di rigetto da parte dell'organismo. Quest'ultima definizione introduce il concetto di biocompatibilità, cui i biomateriali devono soddisfare, sia in termini chimici che meccanici la capacità di un materiale di determinare, da parte di un sistema vivente, una reazione il più possibile favorevole alla sua presenza, nella specifica locazione e nella specifica applicazione. In particolare la biocompatibilità chimica è la capacità del materiale di non determinare effetti indesiderati (immunologici o patologici) sia locali che sistemici in conseguenza dei prodotti di degradazione rilasciati a causa di fenomeni di corrosione, dissoluzione o abrasione. Quella meccanica è possedere caratteristiche di resistenza adeguate al compito strutturale cui il materiale è preposto.

Alla luce di quanto detto i materiali che costituiscono i plantari, almeno per quanto riguarda la parte a diretto contatto col piede, possono essere considerati dei biomateriali ed essere valutati sotto tale luce. Nei paragrafi seguenti vengono presi in considerazione i principali materiali con cui vengono costruiti i plantari.

2.5.1 Cuoio, Sughero e E.V.A.

Per materiali naturali si intendono le sostanze di origine animale o vegetale (pelli, cuoio, sughero); per materiali sintetici si intendono le sostanze di origine chimica (polimeri).

Il Cuoio è pelle di animale trasformata mediante la concia in una sostanza imputrescibile che mantiene inalterata l'originaria struttura fibrosa. Prima di spiegare come e perché si riesce ad ottenere un cuoio finito, si devono dare chiarimenti sulle materie prime che vengono trattate: la pelle grezza (appena scuoiata) è un materiale organico costituito per la maggior parte da proteine, grassi, sali minerali e acqua. La pelle dunque durante la lavorazione può essere soggetta a diverse problematiche che possono essere più o meno gravi, e che si possono presentare poi sulla stessa come difetti. La principale operazione che si applica alle pelli è un trattamento chimico che dà appunto il nome al tipo di concia: al cromo (oggi il più utilizzato), al ferro, all'olio, al tannino (concia vegetale), all'allume etc. In pratica si procede ad immersioni in apposite soluzioni di queste sostanze. I plantari in cuoio e sughero sono i più tradizionali. Il primo materiale viene indicato come "al naturale", privo cioè dell'aggiunta di ulteriori sostanze sintetiche e prodotto specificamente per uso ortopedico/sanitario. Esso si presta molto bene alla lavorazione e viene utilizzato in lastre di spessore dagli 1.2 ai 3 mm. Le prove fisiche e chimiche più importanti per definire le sue caratteristiche sono: esame dei caratteri esterni, esame della sezione per evidenziarne compattezza e spugnosità, esame microscopico, peso specifico, prova di resistenza alla trazione (per evidenziare il comportamento tenso-deformativo, vedi Fig. 2.2), prova di flessibilità, di permeabilità, saggio di imbibizione per evidenziare la quantità d'acqua che può esser assorbita dal cuoio, solidità alla luce e resistenza all'acqua calda; determinazione dell'umidità (valuta se è stata corretta l'esecuzione dell'essiccazione), della quantità di sostanze grasse e ceneri, della quantità di sostanze solubili in acqua, della quantità di sostanza dermica e di quella del cromo che normalmente oscilla tra il 2% e il 5%. Presenta un modulo elastico di 150 N/mm^2 , meno di un millesimo di quello dell'acciaio e circa un centesimo di quello del legno, confrontabile con quello mediamente associato alla pelle e ai tessuti molli suggerendo così una buona compatibilità meccanica; data la sua provenienza naturale viene indicato come difficilmente allergenico.



Figura 2.2 Esempio di grafico tensione-deformazione: F = forza di sollecitazione, A = area ortogonale alla forza, L = lunghezza iniziale del campione sotto test, ΔL = variazione di lunghezza causata dalla sollecitazione

Bisogna comunque fare delle considerazioni sul cromo, il quale si presenta in una certa percentuale all'interno del cuoio. I rischi alla salute associati alla sua esposizione dipendono dal suo stato di ossidazione: bivalente e trivalente, da solo o in composti, in molti studi in vitro e in vivo ha presentato bassa tossicità e allergenicità. La forma esavalente invece è tossica e i suoi effetti negativi sulla pelle possono includere ulcere, dermatiti e reazioni cutanee allergiche. Inoltre, esso nei suoi composti ha dimostrato potenziale carcinogenità (può provocare forme tumorali). Bisogna dunque evitare di esporre al contatto con esso eventuali ferite, come ad esempio ulcere venute a formarsi nei piedi di pazienti affetti da diabete.

Passando al Sughero, esso si divide in naturale e sintetico: il naturale è leggero ma fragile; il sintetico è leggermente più pesante ma molto più resistente e versatile.

Il sughero in origine è un materiale elastico, leggero e spugnoso ricavato dalla quercia da sughero, appunto. Esso è un tessuto a struttura secondaria: le varie molecole, strutture primarie, si assemblano. Risulta composto di cellule morte, di forma appiattita e con parete cellulare fortemente impermeabile.

Nei plantari si utilizza principalmente in scaglie unite in lega con E.V.A. , ciò al fine di rendere la struttura più robusta e duratura nel tempo. La sigla E.V.A. sta per EtilVinilAcetati, i quali sono prima di tutto dei polimeri, in particolare plastomeri.

I polimeri sono materiali costituiti da molecole ad elevato peso molecolare, generalmente organiche (composti del carbonio), dette macromolecole. Le macromolecole si originano dal concatenamento di un gran numero di piccole unità, dette monomeri, fino a formare lunghissime catene che possono essere lineari, ramificate o reticolate (processo di polimerizzazione). I polimeri sintetici sono

plastiche, gomme e resine e possono dar luogo a fibre, tessuti, film, barre e liquidi viscosi. Le proprietà fisiche dei polimeri dipendono dal grado di polimerizzazione (numero di unità monomeriche per catena lineare di polimero), dal peso molecolare, dalla temperatura, dall'arrangiamento delle catene e dalla composizione chimica.

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 Fig 2.3.

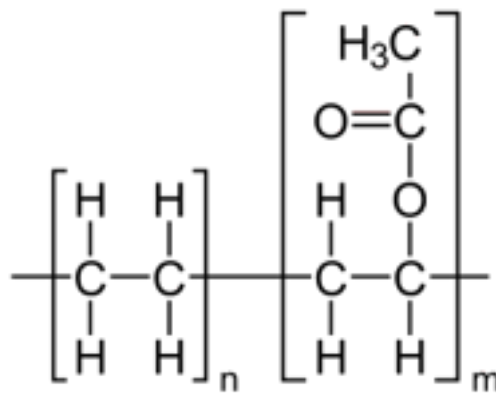


Figura 2.3 Formula chimica dell' EtilVinilAcetato.

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 grazie all'alta comprimibilità. Hanno una discreta memoria di ritorno, cioè 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/m³ e una durezza 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.

La lega E.V.A.-sughero viene indicata come non tossica; in effetti l'etilvinilacetato nel suo complesso è risultato tale in diversi studi in vitro e in vivo. La biocompatibilità di un polimero va comunque 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, che può provocare irritazioni e lesioni dei tessuti se viene a contatto con l'organismo o viene inalato una volta evaporato.

2.5.2 Materiali Termoformabili

L'E.V.A. 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. Non presentano controindicazioni allergeniche e possiedono un buon grado di igiene potendosi lavare con le dovute istruzioni.

Le Poliolefine sono polimeri lineari termoplastici. Esse si dividono in Polietilene e Polipropilene. Esistono tre tipi di polietilene commerciale: Low density, High density e Ultrahigh molecular weight (UHMWPE) a seconda del peso molecolare. Il low density si ottiene per addizione radicalica (una forma di polimerizzazione) dall'etilene gassoso ad alta pressione (100 – 300 MPa), usando un perossido come iniziatore della reazione. Il polimero che si ottiene contiene ramificazioni.

L'high density si ottiene invece a bassa pressione (10 MPa) polimerizzando l'etilene con un catalizzatore. Il polimero risultante non presenta ramificazioni e possiede cristallinità e densità più elevate a causa del miglior impaccamento delle catene. Le catene lineari del UHMWPE sono particolarmente lunghe e presentano il fenomeno del "folding" (piegamento) grazie all'utilizzo nella polimerizzazione di un catalizzatore specifico esso è il più usato come biomateriale.

Il polipropilene si ottiene per polimerizzazione del propilene in presenza di catalizzatori specifici. Esso esiste in tre forme: atattico, sindiotattico e isotattico. L'atattico è amorfo a causa della distribuzione casuale dei gruppi metilici (CH₃). Il sindiotattico e l'atattico risultano generalmente cristallini. Le proprietà del propilene dipendono dal grado di cristallinità e dal peso molecolare: aumentando il primo aumentano anche densità, temperatura di rammollimento e resistenza chimica. A causa del metile comunque l'indice di cristallinità non supera mai il 50-70%.

Le poliolefine vengono usate in modo estensivo per le superfici sottoposte a forti carichi. Hanno una buona biocompatibilità e vengono usate o in forma compatta o, quando sia necessaria la

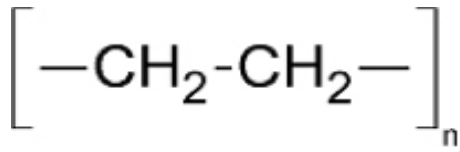


Figura 2.4 Formula chimica del polietilene.

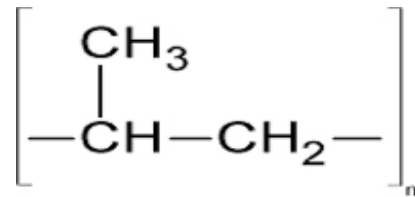


Figura 2.5 Formula chimica del polipropilene.

permeabilità ai gas e ai liquidi, porosa. Il polipropilene, in particolare, presenta una straordinaria resistenza alle pressioni ripetute e agli agenti ambientali.

2.5.3 Poliesteri ed Elastomeri

I Poliesteri sono tra i principali polimeri fibrosi. Le fibre sono dei materiali lunghi, sottili e filiformi. Esempi tipici sono rappresentati dalle fibre naturali come cotone, lana, seta etc. Caratteristica peculiare delle fibre è la notevole resistenza all'estensione e allo stiramento nella direzione delle fibre stesse. A livello molecolare, le fibre sono costituite da catene polimeriche lunghe e lineari, che giacciono allineate in direzione della fibra stessa. Pertanto la resistenza di una fibra allo stiramento è data dalla forza dei legami covalenti della catena del polimero. La stabilità della struttura dipende dalle forze di attrazione intermolecolari (legami ad idrogeno, forze dipolo-dipolo, forze di Van der Waals) che impediscono alle catene estese di ripiegarsi. I poliesteri vengono inseriti tra i plastomeri poiché quando si trovano sotto sforzo subiscono deformazioni permanenti, anche se in misura lieve. Le fibre di poliestere assorbono poco l'umidità. Dal punto di vista della compatibilità i poliesteri sono indicati come biostabili: una volta a contatto con i tessuti organici non subiscono sostanziali trasformazioni chimiche e/o fisiche nel tempo.

Con il termine generico elastomero si indicano le sostanze naturali o sintetiche che hanno le proprietà tipiche del caucciù (o gomma naturale), la più evidente delle quali è la capacità di subire grandi deformazioni elastiche. La definizione formale di elastomero è questa: "un materiale che a temperatura ambiente può essere allungato ripetutamente per almeno due volte la sua lunghezza originale e che, dopo la cessazione della sollecitazione, ritorna immediatamente con forza alla sua approssimativa lunghezza originale". I polimeri elastomerici si dividono in termoplastici e termoindurenti. Le loro proprietà dipendono dalle caratteristiche delle catene individuali e dalla presenza di legami intercatena, il cui numero influenza la flessibilità del materiale.

Il poli (stirene-butadiene-stirene), o SBS, è una gomma resistente usata comunemente nelle soles delle scarpe grazie alla sua caratteristica fondamentale, la durabilità. È un tipo di copolimero detto “a blocchi”, dove per copolimero si intende un polimero formato da due o più unità monomeriche diverse. Il suo scheletro è fatto di tre segmenti, il primo è una lunga catena di polistirene, il pezzo centrale è polibutadiene e l'ultimo è un altro lungo pezzo di polistirene. Il polistirene è una plastica tenace e resistente, e conferisce all'SBS la sua durabilità. Il polibutadiene è un materiale gommoso, e questo conferisce all'SBS le proprietà di gomma. Tale materiale una volta terminata la sollecitazione ritorna alla forma originaria. L'SBS è un materiale inusuale in quanto è un elastomero termoplastico, si comporta cioè come una gomma elastomerica che però una volta scaldata può essere lavorata come i termoplastici. L'SBS risulta così facilmente lavorabile.

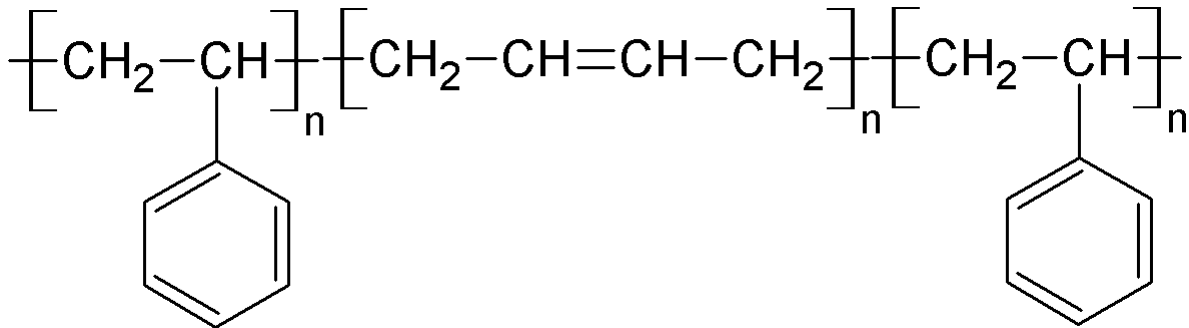


Figura 2.6 Formula chimica dell'SBS

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 (R1-COO-R2) e quella ammidica (R-CONH₂). 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 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), sia per le basi che per i rivestimenti dei plantari.

2.5.4 Silicone, Latice e Acciaio

A parte il cuoio, i materiali fino ad ora analizzati costituiscono singole porzioni del plantare, come la base, i rinforzi e i rivestimenti, ed esso è il risultato del loro assemblamento. Modelli di plantari particolari invece sono quelli interamente costruiti in silicone, latice o addirittura in acciaio.

I plantari in silicone consentono di avere un particolare scarico nella distribuzione del peso corporeo e vengono indicati per postumi di fratture e stiramenti ai legamenti; essi presentano una elevata morbidezza e capacità di adattamento al piede dell'utilizzatore.

Cuscini in silicone vengono inseriti nei siti dove poggiano zone del piede affette da patologie come metatarsalgia e spina calcaneale (si notino nella Figura 3.6 le zone di inserimento dei cuscini, sotto il tallone e le teste metatarsali).

I Siliconi o poli-silossani sono polimeri inorganici basati su una catena silicio-ossigeno e gruppi funzionali organici (R) legati agli atomi di silicio. A seconda della lunghezza della catena silossanica, della sua ramificazione e dei gruppi funzionali, si possono ottenere numerosi materiali dalle caratteristiche più varie. Si trovano siliconi della più varia consistenza divisi in classi di applicazione: liquidi, emulsioni, composti, lubrificanti, resine e elastomeri. A riguardo dei plantari sono di interesse le gomme e i gel siliconici. Le gomme sono masse polimeriche che con l'aggiunta di opportuno catalizzatore o agente di vulcanizzazione possono essere vulcanizzate sia ad alta temperatura che a temperatura ambiente per ottenere oggetti di forma definita, con tutte le caratteristiche di una gomma. La vulcanizzazione è un processo attraverso il quale si modifica la conformazione molecolare di un polimero aumentandone l'elasticità e la resistenza a trazione, sopprimendone le qualità negative quali l'abrasività e l'appiccicosità e conferendone maggior resistenza agli effetti dell'ossigeno atmosferico e a molte sostanze chimiche.

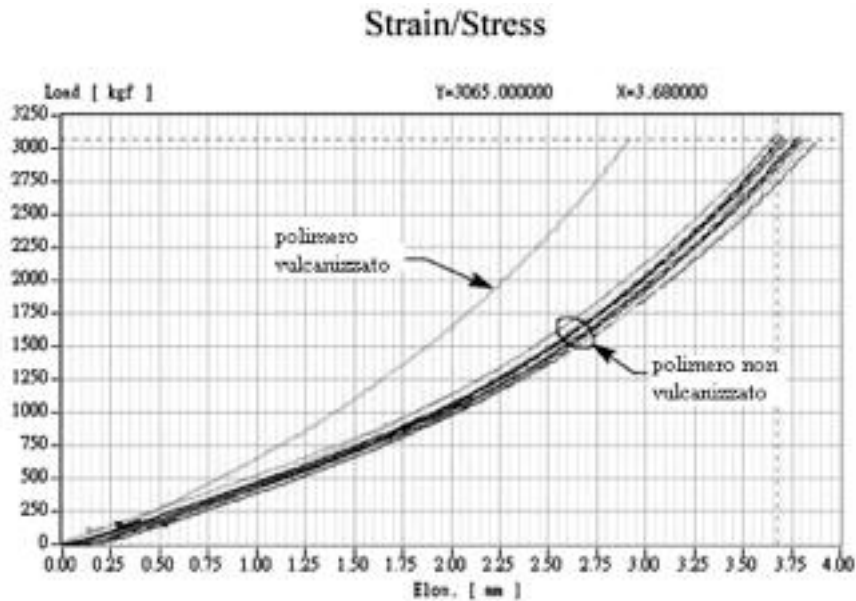


Figura 2.7 A parità di carico imposto, il polimero vulcanizzato si deforma meno di quello non vulcanizzato: la sua elasticità è aumentata.

Le caratteristiche principali delle gomme silconiche sono quelle di conservare buoni valori di elasticità anche a temperature estreme, in un intervallo compreso tra -60°C e 120°C , di resistere agli attacchi chimici e all'ossidazione, di essere ottimi antiaderenti e di resistere all'invecchiamento. Per contro presentano scarsa resistenza alle sollecitazioni meccaniche e si dimostrano facili a deformazione plastica in presenza di elevate pressioni. Le caratteristiche di purezza e atossicità le rendono particolarmente adatte per le applicazioni nel settore biomedicale.

Per quanto riguarda i gel, essi sono materiali solidi elastici colloidali (colloide stato intermedio tra la soluzione omogenea e la dispersione eterogenea): sono costituiti da un liquido disperso e inglobato nella fase solida, che viene poi eliminato mediante essiccazione. I plantari in gel silconico sono caratterizzati da un'elevata proprietà di attenuazione degli urti.

Venendo al lattice, esso viene utilizzato nella forma di schiuma per produrre plantari ed elementi di supporto (barre retrocapitate, olive metatarsali, volte longitudinali, etc.).

Il lattice è un materiale a cellule aperte e non è quindi termoformabile. D'altra parte ha un buon comportamento elastico.

Si ritiene che lo schiacciamento del plantare e il conseguente ritorno allo spessore originale danno luogo ad una "ginnastica" a livello della pianta del piede che ha lo scopo di beneficiare la circolazione facilitando il ritorno venoso. Il lattice è un'emulsione (dispersione di un fluido sotto forma di minutissime goccioline o bollicine in un altro fluido) di aspetto lattiginoso e consistenza collosa, generalmente di colore bianco, raramente giallo, arancio o rossastro, che si trova in determinate cellule (i laticiferi) di numerose piante superiori e nei funghi del genere *Lactarius* da

cui prende il nome. La dizione “schiuma di Latice” invece è utilizzata soprattutto con finalità tecniche ed indica miscele di lattice e aria sottoposte alla vulcanizzazione. Dal punto di vista della composizione chimica, il lattice è un'emulsione complessa in cui si possono trovare alcaloidi, proteine, cellule, enzimi, idrocarburi e altre sostanze. La composizione può variare a seconda della specie o dell'individuo vegetale che lo secerne. Il lattice possiede straordinarie e naturali caratteristiche anallergiche e antibatteriche; si deve far attenzione che non vengano perse qualora successivamente lavorato. È in assoluto il materiale naturale più elastico che si conosca. Fondamentale caratteristica è la naturale e istantanea capacità di riassumere la forma originale quantunque sottoposto a compressione o allungamento. Per tale ragione è il miglior prodotto per realizzare elementi ergo-anatomici. Questa straordinaria capacità si riscontra solo nella pelle umana. Il fatto più interessante può essere quello dell'utilizzo dell'acciaio, notando che le sue caratteristiche meccaniche sono completamente diverse da quelle di ogni tessuto dell'organismo. Si prenda il modulo elastico longitudinale: esso va dai 195 ai 220 GPa nell'acciaio, mentre quello dell'osso corticale, il tessuto più rigido nell'organismo, non supera i 20 GPa. Questi plantari potrebbero essere utilizzati per correggere in maniera “drastica” malformazioni posturali o compensare cedimenti strutturali del piede molto accentuati.

L'acciaio è il nome dato ad una lega cristallina composta principalmente da ferro e carbonio, quest'ultimo in percentuale non superiore al 2,11%: oltre tale limite, le proprietà del materiale cambiano e la lega assume la denominazione di ghisa. Oltre al carbonio possono essere presenti degli ulteriori elementi. In base alla composizione chimica gli acciai si possono distinguere in tre gruppi: acciai non legati, acciai leggermente legati e acciai legati. Il carbonio si presenta esclusivamente sotto forma di cementite o carburo di ferro. Le particelle di cementite presenti nella microstruttura dell'acciaio, in determinate condizioni, bloccano gli scorrimenti delle dislocazioni che provocano deformazioni plastiche, conferendogli caratteristiche meccaniche migliori del ferro puro. Gli acciai vengono prodotti mediante forgiatura, deformazione plastica ad alte temperature.

L'acciaio è malleabile e tenace; in particolare l'acciaio inox (inossidabile) mostra una elevata resistenza agli agenti chimici e atmosferici e all'ossidazione. Il cromo infatti, presente nell'acciaio inox sempre in percentuali $> 10\%$, permette che il materiale vada velocemente incontro a passivazione, la creazione di un sottile strato superficiale di ossido che ostacola ulteriore ossidazione.

2.6 Proprietà di assorbimento degli urti dei materiali usati in podiatria

Il ruolo dei plantari nella redistribuzione delle pressioni mostra tutta la sua rilevanza nel momento in cui ci sia la necessità di assorbire urti.

In un articolo del 1992 J. Edwards e K. Rome hanno sviluppato uno studio per misurare le proprietà di attenuazione degli urti di diversi materiali usando un accelerometro portatile. Lo studio ha dimostrato che materiali differenti offrono varie capacità nell'attutire gli urti e queste proprietà potrebbero venir alterate dopo un breve periodo di tempo. Si è trovato che il materiale che ha presentato le migliori proprietà di attenuazione è il Sorbothane.

Questo è un polimero uretanico sintetico viscoelastico. Esso ha ampie applicazioni industriali, dall'insonorizzazione all'imbottitura nelle soles delle scarpe. Tale materiale combina alcune delle proprietà delle gomme, dei siliconi e di altri polimeri elastici. È considerato un buon ammortizzatore delle vibrazioni, un isolante acustico e con elevata durabilità. Una quantità fuori dal comune dell'energia posseduta da un oggetto gettato sul Sorbothane viene assorbita. Questo materiale è unico nelle sue caratteristiche e non è commercializzato con alcun altro nome.

La necessità di trovare un materiale adatto ad attutire gli urti è fortemente sentita perché ogni volta che il tallone viene a contatto col pavimento nel ciclo di carico, si genera una forza di impatto che cresce rapidamente appena il corpo comincia ad essere supportato dal piede. Quest'urto, associato al colpo del tallone, è dovuto alle forze di reazione del terreno trasmesse al calcagno e si propaga all'intero sistema muscoloscheletrico. L'assorbimento dello shock riduce le forze in gioco diminuendo l'iniziale accelerazione o decelerazione: ad esempio se la collisione del piede sul pavimento può essere rallentata, la grandezza dell'accelerazione verrà ridotta, riducendo così le forze.

Le forze di reazione del pavimento sono essenziali per il movimento del corpo. Queste non sono dovute alle accelerazioni dell'intera massa del corpo, ma solo della parte distale dell'arto inferiore. Tali accelerazioni sono molto ampie e in grado di generare picchi significativi nelle forze di reazione del pavimento. La flessione del ginocchio, l'abbassamento della caviglia e la pronazione del piede sono meccanismi dell'organismo attivi di attenuazione degli urti; l'assorbimento avviene anche in modo passivo grazie alla viscoelasticità di tessuti quali le ossa, la cartilagine e soprattutto i tessuti molli. Un possibile modo per ridurre gli effetti del carico dinamico (e statico) sul sistema muscoloscheletrico è fornirli di ammortizzatori esterni: in pratica attraverso l'uso di plantari nelle scarpe che proteggano il sistema da eccessivi carichi dinamici provvedendo ulteriore capacità di assorbimento degli urti. La riduzione artificiale delle onde d'urto in gioco può contribuire in modo considerevole a "ritardare" o prevenire osteoartriti. Sono stati utilizzati vari metodi nel testare le

proprietà di ammortizzatori dei materiali in situazione dinamica; tra questi una piattaforma di carico posizionata lungo un percorso per la misura delle forze d'impatto verticali e accelerometri portatili. L'ipotesi da testare è che diversi materiali usati nei plantari offrano diverse proprietà di attenuazione degli urti: ciò è stato compiuto con l'aiuto di un "misuratore d'urti", valutando le differenze tra le proprietà dopo 24 e 40 ore.

Per la ricerca sono stati scelti sette materiali utilizzati comunemente nei plantari con lo scopo di ammortizzatori: Plastazote, Poron, Gomma a cellule compatte di media e bassa densità, Cleron, E.V.A. e Sorbothane.

Il Plastazote è una schiuma di polietilene a cellule compatte e con legami incrociati. Comprende due materiali inerti, polietilene e gas di azoto che sono resi schiuma dissolvendo l'azoto nel polietilene sotto pressione. Quando la pressione viene tolta il gas esce dalla soluzione, e il materiale spumato si può solidificare abbassando la temperatura. I legami incrociati del materiale gli conferiscono forza e resistenza permettendogli di resistere all'usura. Nei test è stato usato il Plastozote di media densità, usato comunemente nella pratica podiatrica.

Il Poron è una schiuma poliuretana a cellule aperte. È un materiale uretanico reso schiuma fondendo continuamente una mistura uretanica reattiva di un desiderato spessore attraverso spumatura chimica. È un materiale che assorbe la pressione morbido, elastico e protettivo, che non si scolorisce o macchia; è inoltre inodore e non produce allergie alla pelle.

La gomma a cellule compatte consiste in una massa di gomma naturale o sintetica, che contiene molte tasche piccole e isolate di azoto soffiato nel materiale. Il gas contenuto nelle cellule è inerte per impedire l'ossidazione dalla gomma ed è non infiammabile. La gomma a cellule compatte ha una buona resistenza alla compressione, agli sforzi di tensione e di taglio ed è impermeabile a liquidi e gas. Sono state usate due densità della gomma per valutare la differenza nelle proprietà di assorbimento degli urti: media e bassa densità.

Il Cleron è una schiuma poliuretana microporosa a cellule aperte. Viene venduto come materiale ammortizzante e che non si deteriora nell'uso. Assorbe umidità e vapore acqueo, è elastico ed ha buone proprietà protettive.

L'E.V.A. è un materiale versatile di cui si è già parlato; è disponibile in un'ampia gamma di densità. È leggero e duraturo con buone proprietà di assorbimento degli urti, relativamente resistente alla compressione. È inoltre resistente al piegamento e alla flessione e non si strappa o spezza sotto condizioni normali di impiego.

Il Sorbothane è un elastomero poliuretano non cellulare. Il liquido viscoso contiene molecole in lunghe catene con forze attrattive tra di loro. Le molecole di poliuretano deformandosi esercitano una grande azione di assorbimento, ma sono tenute insieme in una larga rete che è sufficientemente

forte da far tornare quasi completamente il materiale alla forma originale. Esso offre attenuazione rallentando il tallone durante l'impatto e assorbendo gli sforzi di tensione e torsione. Il Sorbothane ha forza adeguata, alto assorbimento di energia, bassa morbidezza e bassa densità.

I materiali utilizzati sono stati scelti tutti dello stesso spessore (6 ± 0.3 mm) per permettere un confronto diretto dei risultati.

Per quel che concerne questi ultimi, è importante evidenziare come dopo 40 ore di utilizzo Poron, Plastazote e E.V.A. hanno mostrato una capacità di assorbire gli urti minore di quella di soli scarpa e calzetto usati come riferimento. Tutti i materiali eccetto il Sorbothane hanno mostrato una riduzione nelle proprietà di assorbimento dopo un periodo di utilizzo: ciò si spiega considerando la compressione dei materiali, una riduzione dello spessore dopo un periodo di utilizzo. Questa avviene a causa di un danneggiamento della matrice cellulare dopo carichi ripetuti, ed effettivamente limita il tempo di vita del materiale e la sua capacità di attenuazione. Il Poron dal terzo al quinto giorno di utilizzo mostra un aumento delle proprietà: essendo un materiale relativamente duro, comincia a deformarsi solo dopo un periodo di utilizzo e così è in grado di provvedere meglio all'attenuazione degli urti. Al quinto giorno il Sorbothane offre il miglior assorbimento degli urti e inoltre non presenta alcuna compressione rilevante: questo è dovuto alla sua elasticità ed alla sua abilità nel fornire una buona risposta energetica. Un materiale per assorbire lo shock nel tallone deve deformarsi sotto il carico applicato. Quando il materiale è compresso dall'impatto una parte dell'energia cinetica coinvolta nel carico è immagazzinata nel materiale come energia di deformazione. Questa energia è rilasciata quando il carico viene rimosso, ritornando idealmente il materiale alla sua forma originale. Parte dell'energia ritorna all'utilizzatore e un'altra viene dissipata in calore. La resilienza è una misura dell'energia recuperata dopo l'impatto ed è collegata all'elasticità di un materiale. Il Sorbothane ha buone proprietà di resilienza dal momento che non mostra compressione significativa; le possiedono anche Poron, E.V.A. e Cleron indicando che materiali con un'alta densità hanno una capacità più grande di immagazzinare energia e usarla per tornare alla loro forma originale. D'altra parte, un aumento della durezza diminuisce le proprietà di resilienza del materiale. Le proprietà di resilienza e assorbimento degli urti non sono direttamente collegate, ma sono entrambe utili alla meccanica del piede. Il prolungare l'analisi nel tempo è fondamentale per definire correttamente le caratteristiche dei materiali.

Concludendo, il Sorbothane ha mostrato buona viscoelasticità e compressione non significativa, accoppiandosi con le proprietà meccaniche dei tessuti biologici meglio degli altri materiali testati, e questo gli permette di garantire la miglior attenuazione dell'urto dopo un lungo periodo di utilizzo.

2.7 Interazioni tallone scarpa e durabilità di soles in schiuma E.V.A.

R. Verdejo e N.J.Mills nel 2003 hanno condotto un'analisi agli elementi finiti della distribuzione delle tensioni nel cuscino tallonare e in una suola centrale di una scarpa da corsa, utilizzando proprietà del cuscino calcaneale dedotte da dati pubblicati di forza-deflessione e la misura delle caratteristiche della schiuma E.V.A. In E.V.A. sono costruite numerose componenti di diversi tipi di plantari, pertanto le considerazioni sul materiale in questo studio risultano estremamente significative per un ampio spettro di utilizzo. Il cuscino calcaneale ha un modulo di taglio elastico tangenziale iniziale più basso della schiuma (100 vs 1050 KPa), ma un modulo di comprimibilità (2 GPa, pari a quello dell'acqua) più alto. Il cuscino mostra un comportamento più marcatamente non lineare. L'analisi agli elementi finiti è stata confermata da misure di pressione plantare in scarpe da corsa.

La corsa implica una serie di impatti del tallone sul terreno. Le schiume delle soles centrali di scarpe da corsa, assorbendo energia, limitano la forza di impatto nel contatto del tallone: questi sistemi di protezione aumentano la durata degli impatti di contatto del piede e distribuiscono il carico su un'area della superficie plantare più grande. La maggior parte delle soles centrali sono fatte in E.V.A. di densità nell'intervallo 150-250 Kg/m³. Gli impatti del piede, ripetuti approssimativamente a 1.5Hz, possono causare danno per fatica (crisi per sollecitazione ciclica) alla schiuma, e da qui al suo schiacciamento, portando ad infortuni: dopo approssimativamente 800 Km di corsa, le scarpe possono arrivare a perdere il 45% del loro iniziale assorbimento di energia; le celle dell'E.V.A. utilizzata dopo 3200 Km di corsa risultano evidentemente schiacciate nelle parti esterne: il contenuto d'aria delle celle della schiuma è diminuito, riducendo la capacità di ammortizzare gli urti. La pressione plantare di picco è cresciuta in media del 100% dopo 500 Km di corsa e con microscopio a scansione elettronica si vede il danno strutturale subito dalla schiuma (Fig. 2.8).

Gli scopi dello studio di Verdejo e Mills del 2003 erano due: studiare l'interazione del cuscino calcaneale con le soles centrali di scarpe da corsa; chiarificare il meccanismo di degradazione delle soles interne investigando i cambiamenti nelle pressioni plantari di picco in seguito alla variazione dell'ammortizzamento degli urti.

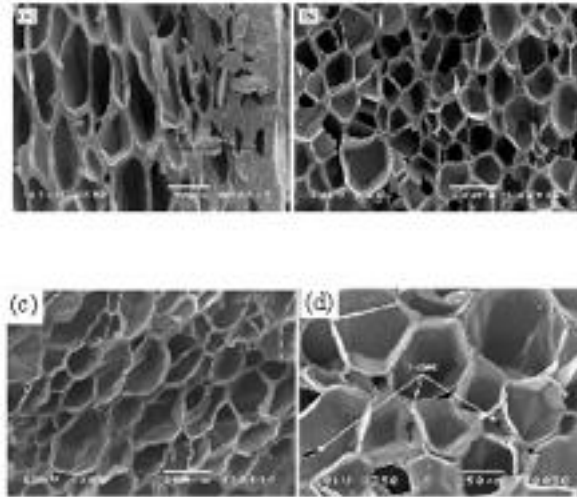


Figura 2.8 Micrografie della schiuma EVA, con lo spessore della suola diretto orizzontalmente, e la lunghezza della scarpa verticalmente: (a) zona vicino alla superficie inferiore, con pareti spesse delle celle sulla destra (sull'esterno della suola), e (b) centro della suola; la regione del tallone della scarpa da corsa dopo 500 Km (c) e dopo 750 (d) mostra diverse facce delle celle raggrinzite. In (d) ci sono buchi in alcune facce interne.

Nell'analisi agli elementi finiti la schiuma E.V.A. è stata simulata da un modello di iperschiuma (materiale isotropico iperelastico). La risposta della schiuma di E.V.A. nelle scarpe da corsa utilizzate è stata misurata sperimentalmente in compressione e in tensione mono-assiali. L'equazione del modello si accorda bene con le risposte di tensione e compressione, come illustrato in Fig. 2.9; si sottolinea comunque come la reale risposta si alteri con il numero di cicli di sollecitazione.

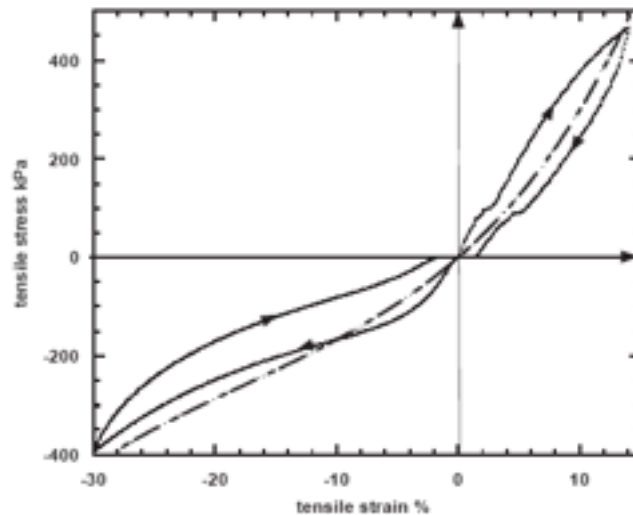


Figura 2.9 Risposta tenso-deformativa durante il carico e lo scarico della schiuma E.V.A. di densità 170 Kg/m^3 , confrontata con la previsione del modello iperelastico (linea tratteggiata)

Il modulo elastico delle schiume E.V.A. cresce con la loro densità, questa però dipende più dal processo di fabbricazione che dalle dimensioni della scarpa in cui le schiume sono utilizzate. Alla fine dell'esperimento molte facce delle celle nelle schiume utilizzate si mostravano increspate, ed erano presenti danneggiamenti rilevanti: diverse pareti delle celle risultavano completamente fratturate, presentando dei buchi.

Durante l'impatto del tallone, la massima tensione sulla schiuma si trova al centro dell'area di contatto suola-tallone nella zona superficiale. L'energia d'impatto del piede è stata calcolata come l'integrale del grafico forza-deflessione: un impatto di una certa energia cinetica produrrà un picco di forza più basso per un piede con scarpa rispetto ad un tallone nudo.

Questo studio ha consentito di giungere ai seguenti risultati: sia il cuscino calcaneale sia la schiuma E.V.A. nella suola agiscono come ammortizzatori con comportamento non lineare, riducendo le forze di picco nell'impatto del tallone. C'è una sinergia nelle loro risposte: la schiuma, facendo rientrare la sua superficie, aumenta la distribuzione del carico nella zona plantare, riducendo la forza sull'area del tallone. L'E.V.A. è più conformabile del cuscino calcaneale, dal momento che possiede un modulo di comprimibilità più basso. In un ideale esperimento di validazione delle predizioni agli elementi finiti la pressione di interfaccia e le deformazioni di cuscino calcaneale e schiuma dovrebbero essere misurate simultaneamente, ma ciò è attualmente impossibile. Gli impatti causano danno per fatica nella schiuma E.V.A.: la perdita d'aria diminuisce il meccanismo d'assorbimento dello shock. L'indebolimento della struttura dell'E.V.A. causa un ammorbidimento della schiuma, e ciò potrebbe portare ad un maggiore ammortizzamento; in parallelo però si verifica

uno schiacciamento permanente delle superfici strutturali, e ciò porta a una diminuzione delle funzionalità della suola.

L'increspamento di alcune facce delle celle dell'E.V.A. è l'evidenza della fatica cui la schiuma è stata sottoposta: la conseguenza è un aumento nelle pressioni plantari di picco.

L'età della scarpa contribuisce agli infortuni della corsa: il deterioramento delle proprietà di ammortizzatore della suola può essere un importante fattore esplicativo di tale effetto.

I risultati raggiunti in tale studio hanno un importante significato nell'ambito della ricerca sui plantari, poiché l'E.V.A. risulta essere a tutt'oggi uno dei materiali maggiormente utilizzati nella produzione di ortesi plantari o di loro componenti.

CAPITOLO 3

MODELLI COSTITUTIVI PER L'ANALISI BIOMECCANICA

3.1 Introduzione

I modelli costitutivi descrivono il comportamento meccanico dei materiali attraverso formulazioni matematiche, rappresentando la relazione tra tensione e deformazione. Essi rivestono un ruolo determinante nello sviluppo dei modelli numerici.

Per descrivere il comportamento di un corpo, le equazioni di bilancio della meccanica classica del continuo, come il bilancio di massa, la quantità di moto e il momento della quantità di moto, non sono sufficienti. Queste equazioni, infatti, sono comuni a tutti i corpi, ma non distinguono tra i differenti tipi di materiale che si vogliono studiare. Diventa quindi necessario introdurre ulteriori ipotesi, denominate assunzioni costitutive, che caratterizzano il comportamento meccanico di uno specifico materiale. Generalmente si utilizzano tre tipi di assunzioni costitutive: vincoli sui possibili movimenti a cui il corpo è sottoposto (come vincoli di rigidità o incomprimibilità), assunzioni sulla forma del tensore di tensione e modelli costitutivi sulla relazione tensione e storia della deformazione. Queste assunzioni vengono sviluppate per giustificare i requisiti matematici e fisici, la conformazione strutturale del materiale e i dati ottenuti dai test meccanici.

Nell'analisi dei requisiti matematici e fisici, il moderno approccio tramite equazioni costitutive permette di alcuni principi di base. Nello specifico, i principi di determinismo, di azione locale e di equipresenza, affermano che lo stato meccanico di un punto materiale è determinato dalla sua storia di deformazione. Il principio di dissipazione universale spiega che le relazioni costitutive debbano essere tali per cui ogni processo, a cui il materiale è sottoposto, soddisfa il secondo principio della termodinamica. Il principio di indifferenza del sistema evidenzia che il comportamento materiale non dipende dal sistema di riferimento. Ne consegue che i movimenti di un corpo rigido non devono modificare lo stato meccanico di un punto materiale. Inoltre i modelli costitutivi devono essere sviluppati tenendo in considerazione le proprietà di simmetria del materiale. Queste proprietà vengono determinate studiando i dati riguardanti la conformazione strutturale del materiale e le risposte a prove di tipo meccanico. In conclusione conoscendo le caratteristiche di simmetria del materiale e le risposte risultanti dall'applicazione di carichi esterni si definisce il tipo di modello costitutivo da adottare.

Dopo aver sviluppato il modello costitutivo è necessario valutare i parametri costitutivi. A tal fine si effettua il confronto dei risultati del modello e dei dati sperimentali attraverso specifiche misure di adattamento. La differenza tra i dati sperimentali e le predizioni del modello è definita da una funzione costo; il raggiungimento della minimizzazione di tale funzione fornisce l'insieme ottimale dei parametri costitutivi. Quando il comportamento meccanico di un materiale è fortemente non lineare, la funzione costo è caratterizzata da un comportamento multimodale che comporta l'utilizzo di algoritmi di ottimizzazione stocastici per la sua minimizzazione.

I modelli costitutivi devono essere in grado di descrivere stati tensione-deformazione generici (mono-assiali, bi-assiali, etc.); non è possibile sviluppare prove sperimentali che comprendano tutti gli stati tensione-deformazione che può subire un tessuto biologico, ciò che si cerca di fare è di provare il materiale per un numero ragionevole di condizioni significative ma, nel contempo, riproducibili in via sperimentale in modo abbastanza facile.

Le prove meccaniche più facili sono quelle di trazione mono-assiali; prove di compressione mono-assiale o prove bi-assiali sono assai complicate.

In definitiva per la selezione dei dati sperimentali necessari nella valutazione dei parametri costitutivi è necessario avere a disposizione dati provenienti da diversi tipi di deformazione (uniassiale, equibiassiale e di taglio).

3.2 Procedure generali per la definizione del modello costitutivo

Nel campo della meccanica del continuo, il secondo principio della termodinamica afferma che, durante un generico processo meccanico, il lavoro delle forze interne deve essere maggiore o uguale all'energia reversibile immagazzinata nel materiale. Ovvero, il lavoro meccanico sviluppato sul materiale deve essere maggiore o uguale all'energia meccanica che il materiale può ritornare. Di conseguenza si distingue un materiale conservativo o iperelastico quando il lavoro e l'energia meccanica sono uguali, ed un materiale con comportamento dissipativo nel caso di lavoro maggiore. In quest'ultimo caso una parte del lavoro meccanico viene utilizzata o per cambiare la conformazione strutturale del materiale stesso in modo irreversibile o viene trasformata in calore. Tra questi materiali si distinguono fenomeni di tipo viscoso, plastico o di danno.

La formulazione matematica del secondo principio della termodinamica è rappresentata dalla disuguaglianza dissipativa di Clausius-Duhem:

$$D_{\text{int}} = \frac{1}{2} \mathbf{S} : \dot{\mathbf{C}} - \dot{\psi} \geq 0 \quad (3.1)$$

dove \mathbf{S} è il secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff, \mathbf{C} è il tensore destro di deformazione di Cauchy-Green, ψ è la funzione energia libera di Helmholtz e D_{int} è il rateo di dissipazione interna. L'energia libera di Helmholtz definisce la porzione di lavoro delle tensioni interne, immagazzinata reversibilmente nel punto materiale durante il generico percorso tensione-deformazione, e specifica lo stato meccanico attuale del punto materiale stesso.

L'energia libera di Helmholtz dipende dallo stato di deformazione attuale e dai fenomeni di dissipazione che eventualmente si sviluppano durante la storia di deformazione:

$$\psi = \psi(\mathbf{C}, \boldsymbol{\omega}^i) \quad (3.2)$$

dove $\boldsymbol{\omega}^i$ sono le variabili interne associate allo sviluppo di fenomeni dissipativi. Dalle equazioni (3.1), (3.2) e dal teorema della derivazione della funzione composta, è possibile ottenere una nuova formulazione per D_{int} :

$$D_{\text{int}} = \left(\frac{1}{2} \mathbf{S} - \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{C}} \right) : \dot{\mathbf{C}} - \frac{\partial \psi}{\partial \boldsymbol{\omega}^i} : \dot{\boldsymbol{\omega}}^i \geq 0 \quad (3.3)$$

Secondo il principio di dissipazione universale, la disuguaglianza precedente deve essere soddisfatta per ogni processo a cui il materiale può essere sottoposto, cioè per valori arbitrari di $\mathbf{C}, \dot{\mathbf{C}}, \boldsymbol{\omega}^i, \dot{\boldsymbol{\omega}}^i$, imponendo le seguenti espressioni per la tensione e la velocità di dissipazione interna:

$$\mathbf{S}(\mathbf{C}, \boldsymbol{\omega}^i) = 2 \frac{\partial \psi(\mathbf{C}, \boldsymbol{\omega}^i)}{\partial \mathbf{C}} \quad (3.4)$$

$$D_{\text{int}} = - \frac{\partial \psi}{\partial \boldsymbol{\omega}^i} : \dot{\boldsymbol{\omega}}^i \geq 0 \quad (3.5)$$

La definizione del modello costitutivo, di conseguenza, richiede di specificare la dipendenza dell'energia libera di Helmholtz dallo stato attuale di deformazione e dalle variabili interne. Le leggi relative all'evoluzione delle variabili interne, durante la generica storia tensione-deformazione, devono essere definite in accordo con l'equazione (3.5). Il principio di indifferenza del riferimento viene soddisfatto automaticamente se il modello costitutivo è

sviluppato descrivendo lo stato di deformazione attraverso il tensore destro di deformazione di Cauchy-Green, poiché \mathbf{C} non dipende dai moti del corpo rigido.

3.3 Caratteristiche di simmetria del materiale

La simmetria relativa alle proprietà meccaniche del punto materiale riflette alcune simmetrie caratterizzanti la conformazione strutturale dello stesso. La simmetria materiale è caratterizzata, dal punto di vista matematico, dal gruppo di simmetria $\mathcal{G}_{\mathbf{Q}}$ che impone restrizioni sulla forma della funzione di energia libera di Helmholtz:

$$\mathcal{G}_{\mathbf{Q}} = \left\{ \mathbf{Q} \in Orth^+ \mid \psi \left[\mathbf{Q}^T \mathbf{C} \mathbf{Q}, L_{\mathbf{Q}}(\boldsymbol{\omega}^i) \right] = \psi(\mathbf{C}, \boldsymbol{\omega}^i) \quad \forall \mathbf{C} \in Psym \quad \forall \boldsymbol{\omega}^i \in S_{\boldsymbol{\omega}} \right\} \quad (3.6)$$

dove $L_{\mathbf{Q}}(\boldsymbol{\omega}^i)$ rappresenta la trasformazione lineare della variabile interna $\boldsymbol{\omega}^i$ in accordo con la trasformazione ortogonale \mathbf{Q} , mentre $S_{\boldsymbol{\omega}}$ è l'insieme delle variabili interne ammissibili. Segue che il gruppo di simmetria deve essere incluso nel gruppo di simmetria di ogni funzione in ogni legge costitutiva. In altre parole, ogni membro della trasformazione ortogonale del gruppo di simmetria deve lasciare inalterata la funzione energia libera di Helmholtz quando tale trasformazione è applicata al punto materiale prima di ogni processo di deformazione.

Se la substruttura dell'intorno del punto è distribuita ugualmente lungo tutte le direzioni, si dice che il materiale ha un comportamento isotropo. In questo caso, le proprietà meccaniche non dipendono dalla specifica direzione di analisi. Il gruppo di simmetria è composto quindi da tutte le trasformazioni ortogonali:

$$\mathcal{G}_{\mathbf{Q}} = Orth^+ \quad (3.7)$$

La funzione energia libera di Helmholtz si dice a comportamento isotropo e la sua dipendenza dallo stato di deformazione può essere specificata dai tre invarianti principali del tensore destro di deformazione di Cauchy-Green:

$$I_1 = tr(\mathbf{C}), \quad I_2 = 1/2 \left[I_1^2 - tr(\mathbf{C}^2) \right], \quad I_3 = J^2 = det(\mathbf{C}) \quad (3.8)$$

dove $J = det(\mathbf{F})$ è lo Jacobiano di deformazione e \mathbf{F} è il gradiente di deformazione.

Se i sotto-componenti del punto materiale sono distribuiti secondo direzioni preferenziali, il materiale è caratterizzato da un comportamento anisotropo, ovvero le proprietà meccaniche variano con la direzione considerata.

Nel caso si analizzino tessuti molli si osserva la presenza di elementi fibrosi immersi in una matrice di fondo isotropa.

La distribuzione delle fibre lungo le direzioni preferenziali è responsabile del tipico comportamento anisotropo. Considerando elementi biologici quali i tendini, i legamenti e i muscoli, spesso si può assumere che gli elementi fibrosi sono localmente allineati lungo una sola direzione. La distribuzione delle fibre nella configurazione indeformata, è solitamente descritta da un campo versoriale \mathbf{a}_0 , tangente localmente alle componenti fibrose. Il vettore locale \mathbf{a}_0 definisce la direzione preferenziale del punto materiale, mentre nel piano normale ad \mathbf{a}_0 (il piano isotropo) le proprietà meccaniche sono le stesse lungo tutte le direzioni.

Il gruppo di simmetria è composto dalle trasformazioni ortogonali attorno all'asse \mathbf{a}_0 e il materiale ha localmente un comportamento trasversalmente isotropo:

$$\mathcal{G}_Q = \{ \mathbf{Q} \in Orth^+ \mid \mathbf{Q}\mathbf{a}_0 = \mathbf{a}_0 \} \quad (3.9)$$

La dipendenza della funzione energia libera di Helmholtz dallo stato di deformazione corrente, può essere specificato dai tre invarianti principali del tensore destro di deformazione di Cauchy-Green, più due ulteriori invarianti di struttura:

$$I_4 = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C}\mathbf{a}_0 = \lambda^2, \quad I_5 = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C}^2\mathbf{a}_0 \quad (3.10)$$

Il quarto invariante ha un evidente significato geometrico, essendo uguale al quadrato della dilatazione lungo la direzione preferenziale λ . Il quinto invariante, di più difficile interpretazione geometrica, specifica l'influenza delle condizioni di taglio sul comportamento delle fibre.

3.4 Modelli costitutivi iperelastici

Un materiale si dice iperelastico se esiste una funzione di densità di energia interna, dipendente dal solo stato deformativo, dalla quale si deduce lo stato tensionale del materiale.

$$W = W(F) \quad \text{densità di energia interna} \quad (3.11)$$

$$\mathbf{P} = \frac{\partial W(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \quad \text{primo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff} \quad (3.12)$$

La funzione di densità di energia interna deve dipendere dai soli stati puramente deformativi, non deve quindi variare il proprio valore se il corpo subisce rotazioni rigide; per preservare tali proprietà la funzione dovrà essere funzione del tensore destro di Cauchy-Green:

$$W = W(\mathbf{C}) \quad (3.13)$$

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} = \frac{\partial W(\mathbf{E})}{\partial \mathbf{E}} \quad \text{secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff} \quad (3.14)$$

La funzione di densità di energia interna deve inoltre essere positiva per stati deformativi non nulli e deve annullarsi se il materiale si trova nello stato indeformato :

$$W(\mathbf{I}) = 0 \quad (3.15)$$

$$W(\mathbf{C}) > 0 \text{ per } \mathbf{C} \neq \mathbf{I} \quad (3.16)$$

Per un materiale iperelastico isotropo la funzione di densità di energia interna dipende dallo stato deformativo attraverso gli invarianti principali del tensore di Cauchy-Green

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \quad (3.17)$$

In forma alternativa si può esprimere tale funzione in dipendenza dalla dilatazioni principali

$$W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (3.18)$$

Poiché queste ultime sono legate agli invarianti principali attraverso il polinomio caratteristico

$$\lambda^6 + I_1 \lambda^4 - I_2 \lambda^2 + I_3 = 0 \quad (3.19)$$

Sono definiti incomprimibili i materiali che non variano il proprio volume, qualunque sia lo stato tensionale al quale sono sottoposti; deve quindi essere preservato il vincolo cinematico:

$$\det \mathbf{F} = J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1 \quad (3.20)$$

a rigore non esistono materiali perfettamente incomprimibili, ma molti materiali, tra i quali i tessuti connettivi con elevato contenuto d'acqua, possono essere descritti con buona approssimazione da modelli costitutivi incomprimibili.

Per un materiale incomprimibile la funzione di densità di energia elastica dipende dai soli primi due invarianti:

$$W = W(I_1, I_2) \quad (3.21)$$

Lo stato di tensione deducibile dalla relazione costitutiva (cioè dalla funzione di energia interna) è definito a meno della pressione idrostatica p che deve essere valutata sulla base delle condizioni al contorno (tipi di vincolo e carico) del corpo

$$S = 2 \frac{\partial W(I_1, I_2)}{\partial \mathbf{C}} + p \mathbf{C}^{-1} \quad \text{secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff} \quad (3.22)$$

$$\sigma = 2 \mathbf{F} \frac{\partial W(I_1, I_2)}{\partial \mathbf{C}} \mathbf{F}^T + p \mathbf{I} \quad \text{tensore di tensione di Cauchy} \quad (3.23)$$

In un materiale che ha comportamento iperelastico, la dissipazione interna è uguale a zero per ogni percorso tensione-deformazione, di conseguenza il rateo di dissipazione interna è uguale a zero per ogni processo a cui il materiale è sottoposto:

$$D_{\text{int}} = - \frac{\partial \psi}{\partial \boldsymbol{\omega}_i} : \dot{\boldsymbol{\omega}}_i = 0 \quad \forall \mathbf{C}, \dot{\mathbf{C}}, \boldsymbol{\omega}_i, \dot{\boldsymbol{\omega}}_i \quad (3.24)$$

La formulazione di un modello iperelastico necessita solamente di specificare la dipendenza della funzione densità d'energia di deformazione dallo stato di deformazione, con riguardo ad ulteriori restrizioni imposte dalle condizioni di stabilità del materiale. La funzione densità

d'energia di deformazione è solitamente formulata tramite l'analisi della conformazione interna del materiale e dei dati sperimentali che caratterizzano il suo comportamento meccanico.

3.4.1 Modelli isotropi

La funzione densità d'energia di deformazione di un materiale isotropo è una funzione isotropa dello stato di deformazione corrente. Può essere espressa mediante i tre invarianti principali del tensore destro di deformazione di Cauchy-Green:

$$W(\mathbf{C}) = W(I_1, I_2, I_3) \quad (3.25)$$

In accordo con le equazioni, la relazione tensione-deformazione può essere riformulata applicando il teorema della derivazione della funzione composta:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} = 2 \sum_{i=1}^3 \frac{\partial W}{\partial I_i} \frac{\partial I_i}{\partial \mathbf{C}} \quad (3.26)$$

Mentre le derivate degli invarianti principali possono essere calcolate partendo dall'equazione (3.8):

$$\frac{\partial I_1}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{1}, \quad \frac{\partial I_2}{\partial \mathbf{C}} = I_1 \mathbf{1} - \mathbf{C}, \quad \frac{\partial I_3}{\partial \mathbf{C}} = I_3 \mathbf{C}^{-1} \quad (3.27)$$

dove $\mathbf{1}$ è il tensore unità di rango due.

I tessuti biologici molli contengono un'alta componente liquida, composta prevalentemente da acqua. Una parte di questa acqua è chimicamente legata alla matrice extracellulare che ne impedisce il movimento attraverso il tessuto. La parte di acqua libera di muoversi può essere considerata vincolata dallo scheletro solido nel momento in cui il tessuto è deformato con alte velocità di carico. Ne consegue che bassi valori di permeabilità sono un ostacolo al movimento del fluido. In tali condizioni il tessuto può comportarsi come un materiale quasi incompressibile. Diventa quindi utile, nell'analisi del comportamento meccanico dei tessuti molli, suddividere la funzione densità d'energia di deformazione e la risposta di tensione in una componente volumetrica ed in una componente iso-volumetrica. La funzione densità d'energia di deformazione risulta definita nella seguente forma:

$$W(I_1, I_2, I_3) = U(I_3) + \tilde{W}(\tilde{I}_1, \tilde{I}_2) \quad (3.28)$$

dove \tilde{I}_1, \tilde{I}_2 sono i due invarianti principali della componente iso-volumetrica del tensore destro di Cauchy-Green $\tilde{\mathbf{C}} = I_3^{-1/3} \mathbf{C}$: U è legato alla componente volumetrica della deformazione e \tilde{W} a quella iso-volumetrica. Il secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff è quindi definito dall'equazione:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial U}{\partial I_3} I_3 \mathbf{C}^{-1} + 2 I_3^{-1/3} DEV \left[\frac{\partial \tilde{W}}{\partial \tilde{I}_1} \mathbf{1} + \frac{\partial \tilde{W}}{\partial \tilde{I}_2} (\tilde{I}_1 \mathbf{1} - \tilde{\mathbf{C}}) \right] \quad (3.29)$$

dove $DEV[\cdot] = \mathbf{I} - 1/3 \mathbf{C} \otimes \mathbf{C}^{-1}$ è l'operatore deviatorico standard, essendo \mathbf{I} il tensore unità di rango quattro. Per un materiale perfettamente incomprimibile, la precedente relazione è semplificata come segue:

$$W(I_1, I_2, I_3) = -p(I_3 - 1) + \tilde{W}(I_1, I_2) \quad (3.30)$$

poiché il vincolo cinematico $I_3 \equiv 1$ fa sì che $\tilde{I}_1 = I_1$ e $\tilde{I}_2 = I_2$. Lo scalare p è utilizzato come moltiplicatore di Lagrange indeterminato e può essere identificato come una pressione idrostatica. Lo scalare p può essere determinato unicamente dalle equazioni di equilibrio e dalle condizioni al contorno. Esso rappresenta una reazione al vincolo cinematico sul campo di deformazione. La tensione è data da:

$$\mathbf{S} = -p \mathbf{C}^{-1} + 2 \left[\frac{\partial \tilde{W}}{\partial I_1} \mathbf{1} + \frac{\partial \tilde{W}}{\partial I_2} (I_1 \mathbf{1} - \mathbf{C}) \right] \quad (3.31)$$

3.4.2 Modelli trasversalmente isotropi

Nel caso di materiali trasversalmente isotropi, si può dimostrare che la funzione densità d'energia di deformazione dipende da cinque invarianti, ovvero i tre invarianti principali del tensore destro di Cauchy-Green, più i due ulteriori invarianti di struttura:

$$W(\mathbf{C}) = W(I_1, I_2, I_3, I_4, I_5) \quad (3.32)$$

Gli invarianti I_4 e I_5 derivano direttamente dall'anisotropia introdotta dalle fibre; essi specificano i contributi alla funzione densità d'energia di deformazione, derivanti dalle proprietà delle fibre e dalle loro interazioni con gli altri costituenti del materiale. La risposta di tensione è pertanto data da:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} = 2 \sum_{i=1}^5 \frac{\partial W}{\partial I_i} \frac{\partial I_i}{\partial \mathbf{C}} \quad (3.33)$$

dove le derivate del quarto e del quinto invariante sono definite come segue:

$$\frac{\partial I_4}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0, \quad \frac{\partial I_5}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{C} \mathbf{a}_0 + \mathbf{C} \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0 \quad (3.34)$$

Il comportamento iperelastico, dei tessuti biologici molli, deriva dalla resistenza caratteristica della sostanza di fondo, dalle fibre e dalle loro interazioni matrice-fibre. Di conseguenza, la funzione d'energia di deformazione, può essere ulteriormente decomposta come segue:

$$W(I_1, I_2, I_3, I_4, I_5) = W_m(I_1, I_2, I_3) + W_f(I_4, I_5) + W_{mf}(I_1, I_2, I_3, I_4, I_5) \quad (3.35)$$

dove W_m rappresenta il contributo della sostanza di fondo isotropa, W_f rappresenta il contributo relativo alle fibre e W_{mf} è il contributo relativo alle interazioni tra fibre e matrice. Nella struttura generale dei materiali compositi fibro-rinforzati, la funzione W_{mf} specifica gli effetti determinati dalla differente rigidità caratterizzante le fibre e la matrice. Questi effetti sono particolarmente rilevanti quando sono presenti forti legami tra le due fasi. In riferimento ai tessuti biologici molli, i legami tra le fibre e la sostanza di fondo sono di solito considerati molto deboli. Da ciò segue che il termine W_{mf} può essere trascurato. Il comportamento quasi incomprimibile della sostanza di fondo implica la divisione del suo contributo nelle componenti volumetrica e iso-volumetrica; ciò comporta la seguente formulazione per la funzione densità d'energia di deformazione:

$$W(I_1, I_2, I_3, I_4, I_5) = U_m(I_3) + \tilde{W}_m(\tilde{I}_1, \tilde{I}_2) + W_f(I_4, I_5) \quad (3.36)$$

La relazione generale tensione-deformazione è data quindi da:

$$\mathbf{S} = \bar{\mathbf{S}}_m + \tilde{\mathbf{S}}_m + \mathbf{S}_f \quad (3.37)$$

$$\bar{\mathbf{S}}_m = 2 \frac{\partial U_m}{\partial I_3} I_3 \mathbf{C}^{-1} \quad (3.38)$$

$$\tilde{\mathbf{S}}_m = 2 I_3^{-1/3} DEV \left[\frac{\partial \tilde{W}_m}{\partial \tilde{I}_1} \mathbf{1} + \frac{\partial \tilde{W}_m}{\partial \tilde{I}_2} (\tilde{I}_1 \mathbf{1} - \tilde{\mathbf{C}}) \right] \quad (3.39)$$

$$\mathbf{S}_f = 2 \frac{\partial W_f}{\partial I_4} \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0 + 2 \frac{\partial W_f}{\partial I_5} (\mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{C} \mathbf{a}_0 + \mathbf{C} \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0) \quad (3.40)$$

dove $\bar{\mathbf{S}}_m$ e $\tilde{\mathbf{S}}_m$ sono i contributi di tensione volumetrica e iso-volumetrica relativi alla matrice di fondo isotropa, mentre \mathbf{S}_f è il contributo di tensione anisotropo relativo alle fibre.

3.5 Valutazione di parametri costitutivi mediante comparazione tra risultati sperimentali e di modello

La valutazione dei parametri costitutivi per il modello scelto è basata sul confronto diretto tra risultati sperimentali e le predizioni del modello. I modelli, in questa sede di tipo analitico, sono definiti considerando opportune formulazioni costitutive e le condizioni al contorno delle prove sperimentali. Si definisce quindi la funzione costo come la distanza tra i dati sperimentali e i risultati del modello. Tale funzione dipende dai soli parametri costitutivi e la sua minimizzazione fornisce la stima ottima di quest'ultimi. Si possono inoltre utilizzare termini di tipo "penalty" per definire specifiche limitazioni sui parametri costitutivi. la funzione costo considerata presenta un comportamento multimodale e la sua minimizzazione necessita l'utilizzo di algoritmi di tipo stocastico.

Il criterio utilizzato nella determinazione dei parametri costitutivi che governano le equazioni costitutive dei materiali biologici consiste nell'analisi inversa dei modelli costitutivi. Questo approccio assume che la storia tensione-deformazione sia fornita dalle prove sperimentali e cerca di stimare i valori dei parametri costitutivi che forniscono il miglior adattamento del modello alla

storia tensione-deformazione. Pertanto i parametri costitutivi sono valutati utilizzando i dati sperimentali, i risultati dei modelli matematici corrispondenti e le procedure di ottimizzazione. Le prove meccaniche devono essere condotte su campioni geometricamente semplici, che permettono formulazioni di tipo analitico, e devono essere adottate opportune condizioni al contorno al fine di generare un campo tensione-deformazione il più omogeneo possibile. Se i campioni sono geometricamente complessi si deve ricorrere a formulazioni di tipo numerico le cui ottimizzazioni risultano computazionalmente più costose e con un maggior tempo di calcolo. Le procedure di ottimizzazione consentono di minimizzare la differenza tra i risultati sperimentali e quelli del modello. Tale differenza è definita mediante una funzione costo. Viene riportato un esempio tipico di funzione costo:

$$\Omega(\mathbf{a}) = \sqrt{\frac{1}{ned} \sum_{i=1}^{ned} \left[1 - V_i^{exp}(\mathbf{a}, e_i^{exp}) / V_i^{mod} \right]^2} \quad (3.41)$$

dove \mathbf{a} è l'array dei parametri costitutivi, ned è il numero di dati sperimentali, e_i^{exp} è l' i -esimo dato sperimentale in ingresso, V_i^{exp} è l' i -esimo valore sperimentale in uscita e V_i^{mod} è l' i -esimo risultato in uscita dal modello, corrispondente ai parametri costitutivi \mathbf{a} e all'ingresso sperimentale e_i^{exp} . La funzione Ω è una misura delle differenze complessive tra i risultati sperimentali e quelli del modello quando sono adottati i parametri costitutivi \mathbf{a} . La procedura di ottimizzazione prevede la valutazione dell'insieme dei parametri costitutivi \mathbf{a}_{opt} che minimizzano Ω . La procedura di ottimizzazione tiene inoltre in considerazione specifiche limitazioni sul dominio di esistenza dei parametri, al fine di soddisfare le richieste di stabilità materiale:

$$\mathbf{a}_{opt} = \min_{\mathbf{a}} \Omega(\mathbf{a}) \quad \text{conformemente ad} \quad \xi \leq \mathbf{c}(\mathbf{a}) \leq \zeta \quad (3.42)$$

Sono necessarie anche limitazioni sui parametri costitutivi che, essendo difficilmente esprimibili mediante restrizioni del dominio dei parametri, sono implementate con l'introduzione di termini tipo penalty. Un esempio è l'imposizione alla funzione densità di energia di deformazione di aumentare strettamente con il livello deformativo, nel caso di formulazioni iperelastiche.

$$\Omega(\mathbf{a}) = \sqrt{\frac{1}{ned} \sum_{i=1}^{ned} \left[1 - V_i^{exp}(\mathbf{a}, e_i^{exp}) / V_i^{mod} \right]^2} + \frac{1}{ned} \sum_{i=1}^{ned} \Theta_i(\mathbf{a}, e_i^{exp}, V_i^{exp}, V_i^{mod}) \quad (3.43)$$

dove il termine di tipo “penalty”, Θ_i , assume un valore ragionevolmente elevato quando il risultato del modello V_i^{mod} non soddisfa il criterio specificato.

Se il modello costitutivo adottato è fortemente non lineare, la funzione costo ha comportamento multimodale (cioè la funzione è caratterizzata da un minimo globale e da ulteriori minimi locali). La risoluzione del problema di ottimizzazione tramite metodi deterministici potrebbe portare all'individuazione di un unico minimo, locale, non generando così la soluzione ottima. Diventa pertanto necessario ricorrere a metodi di tipo stocastico. A tal scopo, si può adottare una specifica procedura di simulated annealing. L'algoritmo del simulated annealing è stato proposto per la prima volta nell'ambito dell'ottimizzazione relativa all'analisi combinatoria, ovvero quando la funzione costo è definita in un dominio discreto. Successivamente, l'algoritmo ha subito diverse modifiche al fine di eseguire l'ottimizzazione di funzioni definite in un dominio continuo. Tale metodo consente di ottenere buoni risultati in presenza di un elevato numero di variabili. Esso si basa su valutazioni casuali della funzione costo, in modo tale che siano possibili transizioni al di fuori di un minimo locale. In primo luogo esso conduce in un'area del dominio dei parametri all'interno della quale dovrebbe essere presente il minimo assoluto, scartando i minimi locali per poi portarsi nelle strette vicinanze del minimo assoluto.

3.6 Modello costitutivo utilizzato nell'analisi numerica della soletta

Come è stato spiegato nel paragrafo 3.4, i materiali iperelastici possono essere descritti in termini di energia potenziale di deformazione, che definisce l'energia di deformazione immagazzinata nel materiale per unità di volume di riferimento come funzione della deformazione del materiale in quel punto.

Ci sono diverse forme di energia di deformazione utilizzabili in Abaqus per modellare approssimativamente elastomeri isotropi incompressibili: Arruda-Boyce, Mooney-Rivlin, Neo-Hookean, Ogden, polinomiale, polinomiale ridotta, Yeoh, Van der Waals.

Per descrivere il comportamento iperelastico, nel presente lavoro di tesi è stata scelta la forma di energia di deformazione di Ogden:

$$U = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J^{el} - 1)^{2i} \quad (3.44)$$

λ_i sono le deformazioni principali,

$\bar{\lambda}_i$ sono le componenti deviatoriche di deformazione principali $\bar{\lambda}_i = J^{-1/3} \lambda_i$,

N è un parametro del materiale,

μ_i , α_i e β_i sono parametri del materiale temperatura-dipendenti; il modulo iniziale di taglio e il modulo di comprimibilità sono dati da :

$$\mu_0 = \sum_{i=1}^N \mu_i \qquad K_0 = \frac{2}{D_i}$$

CAPITOLO 4

ANALISI NUMERICA DELL'INTERAZIONE PIEDE-SOLETTA

4.1 Introduzione

L'analisi 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 sistema con funzioni strutturali, ad esempio, il piede. Tale metodo è complementare alle tecniche cliniche 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.

Si inizia descrivendo in modo dettagliato cos'è la modellazione agli elementi finiti, quindi si procede con la presentazione del lavoro svolto con i programmi MSC Patran e Abaqus; si conclude il capitolo con una valutazione delle simulazioni numeriche eseguite.

4.2 Il Metodo agli Elementi Finiti (FEM)¹

Il metodo agli elementi finiti (FEM) è una tecnica numerica volta a cercare soluzioni approssimate di problemi descritti da equazioni differenziali alle derivate parziali riducendo queste ultime ad un sistema di equazioni algebriche in un numero finito di incognite. Il metodo FEM ha degli aspetti comuni ad altre tecniche di simulazione numerica, mantiene comunque una posizione dominante nel panorama delle tecniche numeriche di approssimazione e rappresenta il nucleo di molti codici di analisi automatica disponibili in commercio. In generale, il metodo agli elementi finiti si presta molto bene a risolvere equazioni alle derivate parziali quando il dominio ha forma complessa (come il telaio di un'automobile o il motore di un aereo), quando il dominio è variabile (per esempio una reazione a stato solido con condizioni al contorno variabili), quando l'accuratezza richiesta alla soluzione non è omogenea sul dominio (in un plantare sotto carico, l'accuratezza richiesta è

¹ Wikipedia, Il Metodo agli Elementi Finiti

maggiore nelle zone con maggior gradiente di deformazione) e quando la soluzione cercata manca di regolarità.

Storicamente il metodo agli elementi finiti trova origine nella necessità di risoluzione di problemi complessi di analisi elastica e strutturale nel campo dell'ingegneria civile ed aeronautica. Alcuni dei maggiori codici di analisi FEM oggi disponibili sono NASTRAN, ADINA, ANSYS e ABAQUS.

L'analisi FEM si applica a corpi fisici che vengono approssimati da un "continuum" suddiviso in un certo numero, anche molto grande, di elementi di forma definita e dimensioni contenute. In tale continuum ogni singolo elemento finito viene considerato un campo di integrazione numerica di caratteristiche omogenee.

La caratteristica principale del metodo agli 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 a due dimensioni, esaedri e tetraedri per domini 3D). Su ciascun elemento di forma elementare, la soluzione del problema è data dalla combinazione lineare di funzioni dette *funzioni di base* o *funzioni di forma* (*shape functions*).

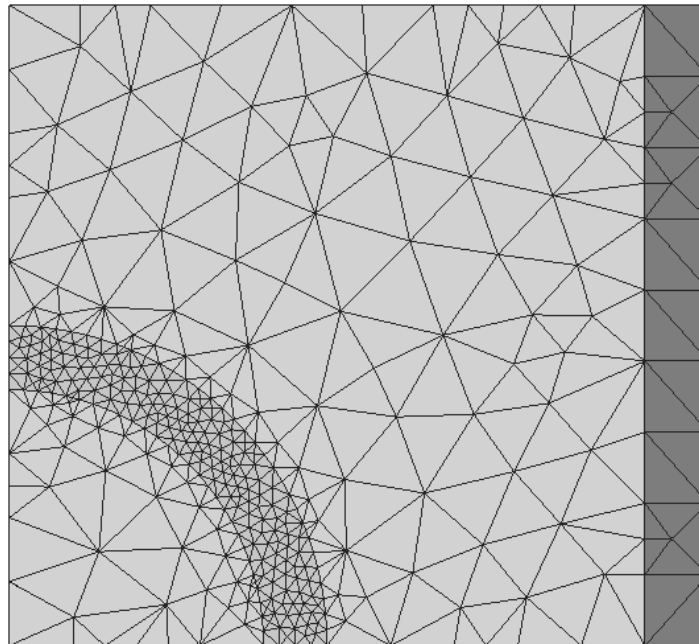


Figura 4.1 Esempio di mesh o griglia di calcolo; da notare la possibilità di affinamenti locali

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 tratti. 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 che si basano su leggi costitutive di tipo lineare: esempio tipico sono i problemi di tensione - deformazione in campo elastico. Alcune soluzioni più raffinate consentono di esplorare il comportamento dei materiali anche in campo fortemente non lineare, ipotizzando comportamenti di tipo plastico (deformazioni residue) o visco-plastico (dipendenti dal tempo).

Inoltre, si considerano talora problematiche accoppiate, all'interno delle quali si possono risolvere simultaneamente diversi aspetti complementari riconducibili ciascuno in modo autonomo ad un'analisi FEM separata: un esempio è l'accoppiamento di fenomeni termici e meccanici.

Il metodo agli elementi finiti in pratica approssima la soluzione del problema complessivo mediante combinazione lineare di funzioni elementari (le shape functions). I coefficienti di tale combinazione (detti anche gradi di libertà) diventano le incognite del problema algebrico ottenuto dalla discretizzazione. Gli elementi finiti si distinguono per la scelta di funzioni di base polinomiali a tratti.

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

- 1) Modellazione: si passa dal sistema fisico ad un modello matematico, che astrae alcuni aspetti di interesse del sistema, detti aspetti costitutivi, focalizzando l'attenzione su un gruppo di poche variabili e tralasciando le rimanenti. Il sistema fisico se complesso viene diviso in sottoinsiemi: ogni sottosistema viene poi suddiviso in elementi finiti ai quali viene 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 particolare modello deve essere valutato con prove sperimentali.
- 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): tale passaggio è lo scopo della discretizzazione, nello spazio o nel tempo. Si inserisce un errore dato dalla discordanza con la soluzione esatta del modello matematico.
- 3) Soluzione di un sistema di equazioni, anche non lineari, risolte per via numerica dall'elaboratore. Viene introdotto un errore numerico (trascurabile nel caso di sistemi lineari).

Ogni elemento è caratterizzato da:

1. Dimensione: mono-, bi- o tridimensionale.
2. Nodi: sono i punti precisi dell'elemento che ne individuano la geometria. Su ogni nodo dell'elemento viene associato il valore di un campo o gradiente che interessa l'intera struttura, quale il campo di deformazione o di tensione.
3. Gradi di libertà: i possibili valori che possono assumere i campi o gradienti dei nodi; due nodi adiacenti hanno gli stessi valori.
4. Forze sui nodi: forze esterne applicate sui nodi o le reazioni vincolari. Tra le forze e le deformazioni esiste una relazione, espressa dalla matrice di rigidità (tensore di elasticità, o, invertendo la relazione, di deformabilità).
5. Proprietà costitutive: le proprietà dell'elemento e del suo comportamento. Ad esempio un materiale lineare elastico isotropo si definisce attraverso un modulo di Young e un coefficiente di Poisson.

Tutti i programmi che impiegano il metodo agli elementi finiti per l'analisi strutturale sono dotati di una libreria di elementi finiti monodimensionali, bidimensionali e tridimensionali per facilitare la modellazione di una struttura reale. Tra i più comuni descriviamo quelli utilizzati nella modellazione del piede e dei plantari.

Monodimensionali:

- Asta o truss: elemento rettilineo a 2 nodi che ha rigidità solo per le traslazioni lungo il proprio asse e pertanto è atto a trasmettere solo forze assiali; viene utilizzato di norma per la modellazione di strutture reticolari.

Bidimensionali:

- Lastre e Piastre, elementi piani a 3 o 4 nodi.
- Deformazione piana: elemento piano a 3 o 4 nodi per stati di deformazione piana che possiede solo 2 gradi di libertà per nodo corrispondenti alle traslazioni nel suo piano. Non trasferisce alcuna rigidità per gli altri gradi di libertà. È utilizzato per la modellazione di strutture nelle quali lo spessore è trascurabile rispetto alle altre dimensioni e dove si può considerare impedita la deformazione nello spessore, e pertanto lo stato di deformazione si considera piano.

Tridimensionali:

- Brick o elemento solido: elemento da 4 a 27 nodi che possiede solo tre gradi di libertà per nodo corrispondenti alle tre traslazioni. Non trasferisce alcuna rigidità per gli altri gradi di libertà. È un elemento finito in grado di modellare elementi strutturali solidi, nei quali cioè non vi sia una dimensione trascurabile rispetto alle altre: può interpretare uno stato tensionale tridimensionale.

La definizione della geometria del modello che idealizza la struttura reale viene effettuata piazzando dei nodi, o punti nodali, sulla struttura in corrispondenza di punti caratteristici.

Nel posizionare i nodi sulla struttura bisogna tenere presente alcune considerazioni:

- 1) il numero dei nodi deve essere sufficiente a descrivere la geometria della struttura.
- 2) i nodi devono essere posizionati anche nei punti e sulle linee di discontinuità. Ad esempio dove cambiano le caratteristiche dei materiali, le caratteristiche delle sezioni, etc.;
- 3) si possono posizionare dei nodi in punti non necessari per la definizione geometrica della struttura ma di cui si vogliono conoscere gli spostamenti e le sollecitazioni interne;
- 4) se il software non lo prevede si devono posizionare dei nodi in corrispondenza di punti in cui sono applicati carichi concentrati o masse nodali;
- 5) si devono mettere nodi in tutti i punti che si intendono vincolare;
- 6) nel caso di strutture bidimensionali (piastre, lastre, ecc.) la suddivisione in elementi finiti bidimensionali deve essere sufficientemente fitta per cogliere le variazioni di sforzo o di spostamento nelle regioni importanti ai fini dell'analisi.

4.3 Descrizione del modello solido analizzato

L'analisi agli elementi finiti può predire la distribuzione di carico tra il piede e la soletta, e fornire così informazioni sulla tensione e lo stato deformativo del complesso anca-piede.

L'analisi agli elementi finiti consente efficaci valutazioni parametriche sui risultati di forma e di materiale della soletta, limitando la necessità di fabbricare e testare ortesi in una serie di prove sul paziente.

Molti dei modelli FEM del piede che sono stati sviluppati sono basati su alcune assunzioni; queste assunzioni includono semplificazioni geometriche, limitazioni sui movimenti delle giunzioni, l'esclusione di alcune strutture legamentose e semplificazioni sulle proprietà dei materiali.

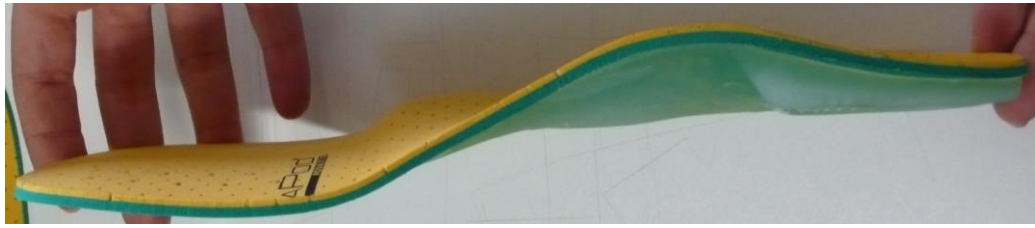
Le prime analisi erano basate su forme del piede semplificate ed erano condotte sotto assunzioni di proprietà lineari di materiale, deformazioni infinitesimali e condizioni al contorno lineari, senza considerare l'attrito e lo scorrimento.

Modelli più recenti sono migliorati inserendo la non linearità di geometria, di materiale e delle condizioni al contorno (es. modello di grandi deformazioni, non linearità delle proprietà del materiale, condizioni di contatto attrito/scivolamento).

L'utilità di questo tipo di analisi sta nella possibilità di analizzare la distribuzione di pressione nel piede su un modello, dove risulta possibile simulare la deformazione del piede, cambi di proprietà del materiale, differenti condizioni di carico.

La soletta studiata in questa tesi (figura 4.2) è una tipologia di soletta indirizzata per soggetti diabetici, in particolare dovrebbe favorire lo scarico della pressione proprio nell'avampiede, zona in cui più frequentemente si hanno ulcerazioni nei piedi diabetici (in particolare nel secondo metatarso), mentre il rinforzo nella zona del tallone dovrebbe favorire in parte una corretta postura ed in parte la circolazione che nei diabetici è più difficoltosa a causa di carenze soprattutto a livello di microcircolazione. Anche la presenza di un sostegno dell'arco serve per una corretta postura; la correzione ed il mantenimento di una buona postura nei diabetici non è marginale in quanto a causa della neuropatia che insorge in stretto legame col diabete si ha perdita della funzionalità meccanica dei tessuti muscolari con conseguenze quali: dita a griffe e caduta dell'arco plantare.

La parte gialla e verde risulta spessa 0.4mm ed è composta principalmente dal materiale E.V.A. di cui si è lungamente parlato nel secondo capitolo, il rinforzo presente nel tallone, che termina nell'arcata del piede, è invece composto di un polimero (modulo elastico longitudinale $E=50$ MPa e modulo di poisson $\nu=0,4$) che è stato incollato alla parte in E.V.A. con una lavorazione a caldo.



a)



b)



c)

Figura 4.2 a) visione laterale della soletta b) vista dal basso della soletta c) particolare del rinforzo

Di questo esemplare di soletta è stata eseguita una scansione laser; l'acquisizione così ottenuta però presentava delle aree definite con scarsa precisione, sia per problemi dovuti al macchinario utilizzato, sia perché l'acquisizione di un oggetto non rigido, crea delle complicazioni dovute alla difficoltà di mantenerlo fisso in una posizione da cui poi può essere scansionato.

L'immagine è stata importata nel programma Unigraphics®, software apposito per la ridefinizione delle geometrie; si è lavorato sull'immagine con l'obiettivo di riuscire a dividere la parte della soletta in E.V.A., dalla parte del rinforzo in plastica.

Questa operazione era necessaria poter poi caratterizzare le due parti che compongono la soletta con materiali e quindi con modelli costitutivi differenti.

Ottenuto il modello 3-D della soletta, lo si è importato nel software MSC-Patran® e alla soletta (figura 4.3) è stato poi adattato un modello 3-D del piede (figura 4.4).

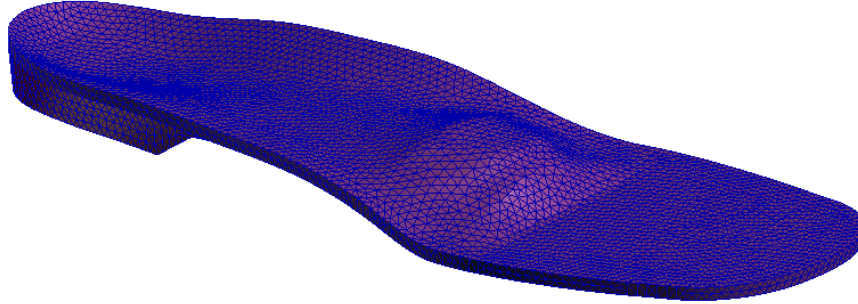


Figura 4.3 Modello 3-D soletta

Il modello 3-D è ancora in fase di sviluppo. Al momento dell'analisi eseguita in questa tesi, il modello era caratterizzato dalla presenza di 27 segmenti ossei e una regione, complementare sul volume totale, di tessuto molle.

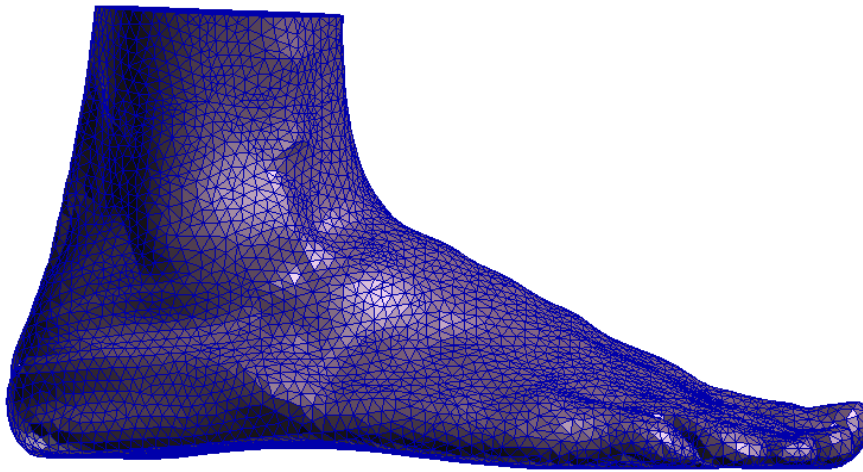


Figura 4.4 Modello 3-D piede

In futuro sarà necessario, per ottenere dei risultati più accurati cercare di valutare sia un progressivo affinamento del modello numerico del piede, sia l'affinamento dei modelli delle solette.

Il complesso piede-soletta è stato posizionato sopra ad un piano di appoggio che vuole simulare il contatto con il terreno.

Tutte le parti di questo complesso piede soletta e piano di appoggio è stata eseguita una mesh solida; dalla tabella 4.1 si può osservare la tipologia di mesh scelta per le singole componenti.

Modello	Elementi finiti	Formulazione costitutiva
Componenti ossee	3-D tetraedri a quattro nodi	Elastico Lineare E=14000 MPa $\nu=0,2$
Legamenti	2D elementi Beam	Elastico Lineare E=0,26 GPa $\nu=0,4$
Tessuti molli	3-D tetraedri a quattro nodi	Iperelastico isotropo
Soletta	3-D tetraedri a quattro nodi	Iperelastico isotropo
Rinforzo soletta	3-D tetraedri a quattro nodi	Elastico Lineare E=50 MPa $\nu=0,4$
Piano d'appoggio	3-D Wedge a sei nodi	Elastico Lineare E=10 GPa $\nu=0,4$

Tabella 4.1 Modelli numerici

4.4 Valutazione delle sollecitazioni indotte sul piede a seguito dell'applicazione di carichi di tipo statico

La valutazione delle sollecitazioni indotte sulla soletta è stata eseguita tramite un'analisi numerica del modello costruito. Tale analisi ha comportato la caratterizzazione di ogni modello solido virtuale tramite formulazioni costitutive atte a descrivere il comportamento meccanico proprio della componente studiata.

Per il modello solido virtuale delle componenti ossee si è assunto un comportamento elastico lineare, scegliendo un modulo elastico medio di 14 GPa e coefficiente di Poisson pari a 0.2.

Il modello solido virtuale del piano di appoggio è stato caratterizzato da un comportamento elastico lineare con modulo elastico di 10 GPa e coefficiente di Poisson di 0.4.

Il modello solido virtuale del tessuto biologico molle è stato caratterizzato con una formulazione iperelastica incomprimibile, descritta da modello costitutivo di Ogden di ordine 2.

Per il modello solido virtuale della soletta sono state utilizzate due formulazioni diverse: per la parte in E.V.A. è stata scelta una formulazione iperelastica con modello Ogden di ordine 1 e coefficiente

di Poisson iniziale pari a 0,1. Per il rinforzo presente nella parte posteriore invece, è stato assunto un comportamento elastico lineare con un modulo elastico di 50 MPa e un coefficiente di Poisson di 0.4.

I parametri dei modelli iperelastici sono stati definiti del programma di calcolo Abaqus utilizzato per l'analisi numerica.

Lanciando l'analisi dal programma MSC Patran si è ottenuto il file *inp*.

Al fine di ottenere l'adattamento del modello ai dati sperimentali sono stati inseriti all'interno del file *inp* i dati ottenuti considerando curve mono-assiali di compressione, questo sia per il tessuto biologico che per l'EVA.

Il programma di calcolo Abaqus ha così valutato i parametri costitutivi necessari per descrivere la funzione di energia di deformazione del modello di Ogden.

L'adattamento del modello ai dati sperimentali è basato su un principio di minimo dello scarto quadratico tra i dati sperimentali e i valori numerici; i valori dei parametri sono stati ricavati minimizzando al seguente funzione costo R:

$$R = \left[\sum_{i=1}^{N_{dati}} \left(1 - \frac{S_i^{th}}{S_i^{exp}} \right)^2 \right]^{1/2}$$

Dove:

N_{dati}	numero delle coppie di dati sperimentali tensione-deformazione
S_i^{th}	valore numerico della tensione
S_i^{exp}	dato sperimentale della tensione

La procedura adottata è implementata in forma automatica nel programma di calcolo a elementi finiti Abaqus.

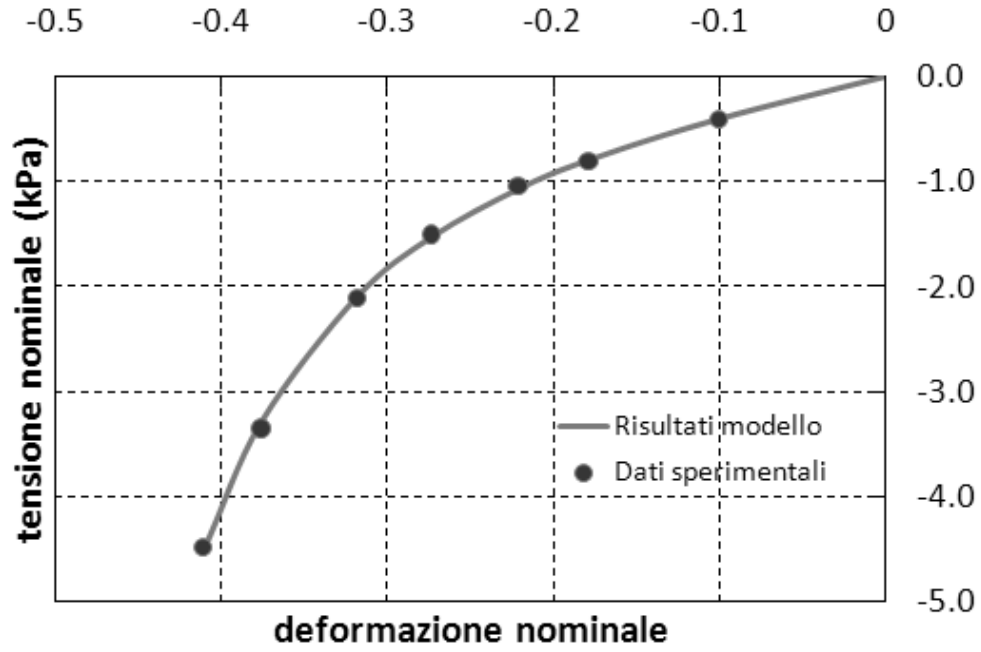


Figura 4.5 Grafico tensione deformazione del tessuto biologico molle in compressione.

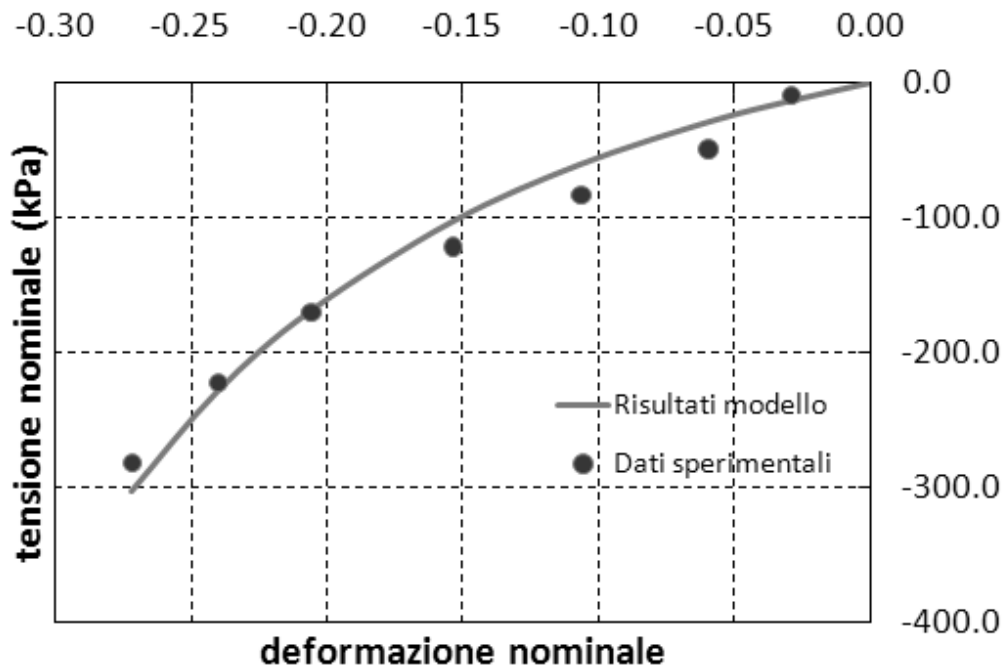


Figura 4.6 Grafico tensione deformazione del materiale E.V.A. in compressione.

L'analisi numerica è stata svolta nelle condizioni di carico statico. Il modello solido virtuale del piede rappresenta il modello del piede destro di un uomo adulto di 700 N, con una lunghezza di piede di 26 cm. Al fine di simulare la posizione di carico statico, è stata posta una forza rivolta verso il pavimento pari a 525 N, corrispondente alla forza peso dell'individuo ed alle tensioni tendinee, sulla faccia superiore della tibia. La forza esplicata dal tendine di Achille pari a 175 N, è stata posta sull'estremità posteriore del calcagno.

Per l'applicazione del carico di 525 N sulla tibia sono stati scelti 10 nodi, mentre per quanto riguarda l'applicazione della forza esercitata dal tendine di Achille sono stati scelti 6 nodi.

Nella fase di avvicinamento sono vincolati i nodi della superficie superiore della tibia e del perone per impedirne lo spostamento lungo Y e lungo X, lasciando libero invece il movimento lungo Z; Nella fase di applicazione delle forze solo un nodo è stato vincolato a cerniera.

Il piano d'appoggio è stato vincolato in ogni direzione per impedire qualsiasi tipo di movimento.

Sono poi stati definiti i contatti tra piede e soletta e tra soletta e piano d'appoggio. Per il primo contatto è stata selezionata come Slave, la porzione di soletta che inizialmente non si trova a contatto con il piano di appoggio, e come Master la corrispondente area del piano di appoggio. Il secondo contatto invece prevede come Slave la pianta del piede e come Master la parte superiore della soletta, ed è anche caratterizzato da un coefficiente di attrito $\mu=0,7$.

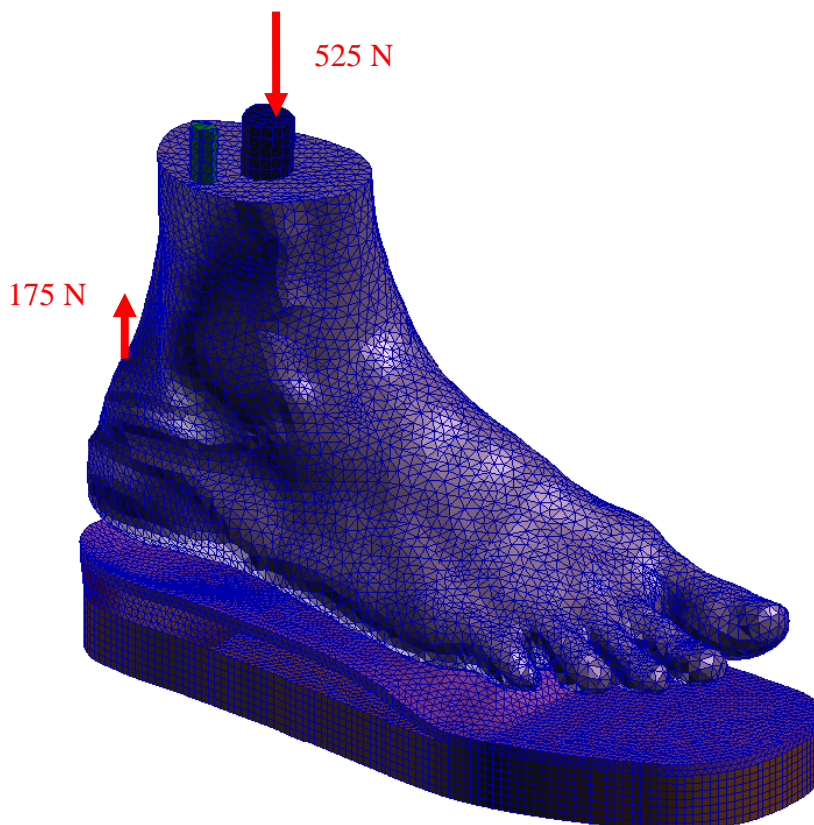


Figura 4.7 Modello 3D del complesso piede-soletta in MSC Patran

4.5 Risultati dell'analisi numerica eseguita con Abaqus

Al fine di poter valutare l'efficacia della presenza della soletta si è pensato di eseguire un confronto tra due diverse analisi numeriche: in presenza e in assenza della soletta.

Quindi sotto lo stesso carico statico sono state eseguite queste due prove; i risultati ottenuti (figura 4.8) permettono di valutare come la pressione plantare sia diversamente distribuita nei due casi.

Nella zona dell'avampiede il beneficio dato dalla presenza della soletta è facilmente interpretabile osservando come il carico pressorio plantare sia effettivamente minore nel piede che è a contatto con la soletta (figura 4.8a).

L'analisi numerica eseguita in Abaqus, ha quindi permesso di confermare l'effettivo beneficio che si trae dall'utilizzo di una soletta; ovviamente non si può prescindere dal ricordare che i materiali di composizione della soletta e la forma della stessa giocano un ruolo determinante nei risultati ottenuti.

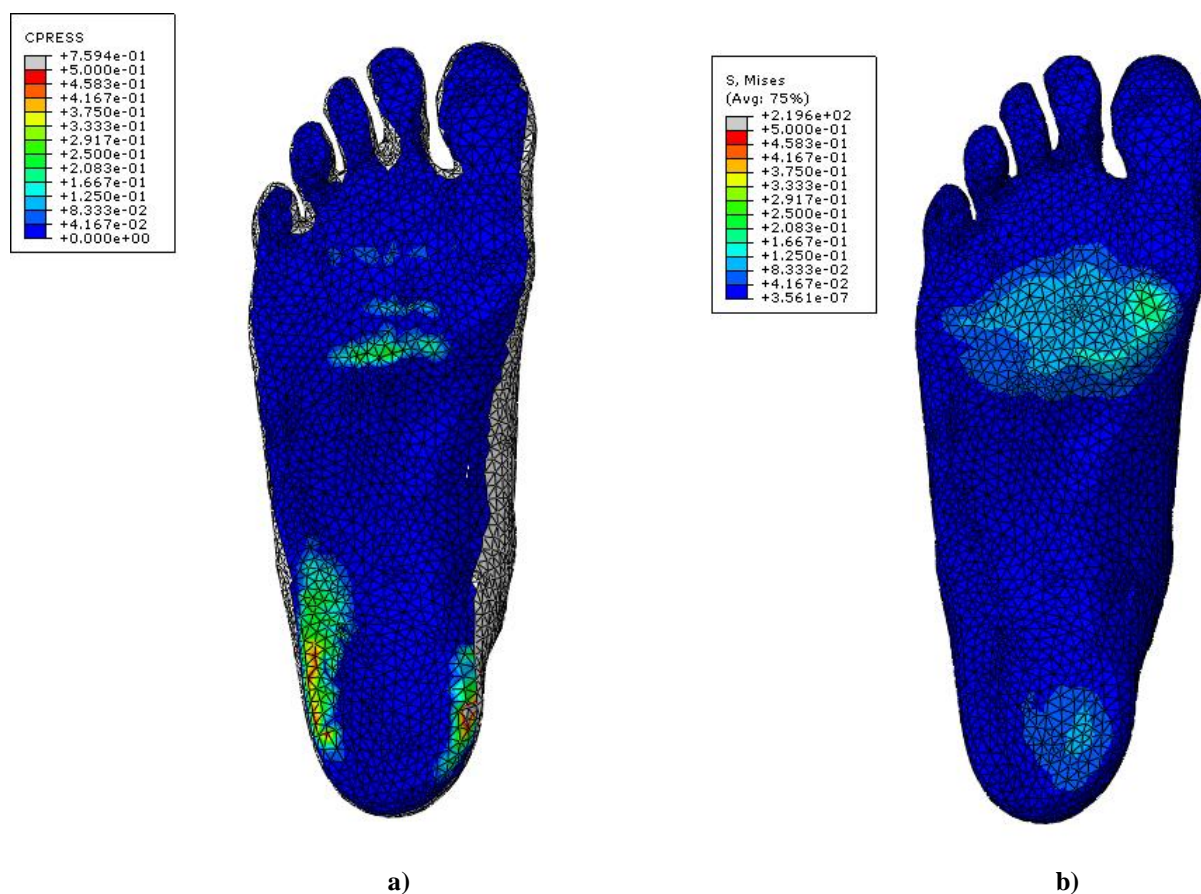


Figura 4.8 Confronto dei risultati dell'analisi in presenza (a) e in assenza (b) della soletta

Di seguito vengono riportate alcune immagini della sequenza di avvicinamento del piede alla soletta a seguito dell' applicazione delle forze verticali su tibia e inserzione del tendine di achille.



Figura 4.9 Sequenza avvicinamento

CONCLUSIONI

L'analisi numerica oggetto di studio di questa tesi è stata eseguita con l'obiettivo di verificare l'utilità dei plantari.

I vantaggi dati della presenza della soletta, nel contatto tra piede e suolo, sono stati valutati tramite l'applicazione di un carico statico; i risultati numerici ottenuti hanno evidenziato come la presenza della soletta permetta una marcata redistribuzione delle pressioni plantari in zona anteriore, con ciò riducendo anche le tensioni tangenziali, considerate come fattore determinante nell'insorgenza di lesioni cutanee.

L'analisi numerica consente valutazioni quantitative di parametri difficilmente valutabili in altra forma (ad esempio con solette strumentate) e può fornire utili indicazioni a conforto dell'intuizione clinica e degli aspetti di propriocezione del paziente.

Soprattutto in fase di progettazione, l'analisi numerica, permette di valutare preventivamente gli effetti di differenti soluzioni con ciò mirando ad una maggiore efficienza nello sviluppo del prodotto.

Una metodologia simile a quella utilizzata in questa tesi, può risultare un buon metodo per la determinazione di criteri di progettazione di calzature. Lo sviluppo di un modello tridimensionale del piede permette di valutare gli aspetti che presentano una maggiore influenza nelle sollecitazioni inferte al piede durante lo svolgimento di attività usuali, in particolare l'adattamento della calzatura al piede e la distribuzione della pressione plantare. Tali obiettivi vengono conseguiti tramite l'analisi numerica dell'interazione tra modello numerico del piede e della calzatura. Questo metodo rappresenta un importante punto di partenza per lo sviluppo di modelli tridimensionali del piede atti ad ottimizzare la geometria e i materiali delle calzature, con un importante riscontro in ambito industriale. I modelli numerici del piede presentano un ruolo importante anche nella definizione di calzature per la terapia di patologie che colpiscono gli arti inferiori.

Gli sviluppi futuri del lavoro riguardano sia il progressivo affinamento del modello numerico del piede che l'affinamento dei modelli delle solette.

Il modello numerico del piede può essere migliorato con l'inserimento delle cartilagini, la distinzione tra cute e sub-cute e tenendo in considerazione il comportamento visco-elastico dei tessuti molli.

Il modello numerico della soletta, invece, può essere perfezionato valutando il comportamento visco-elastico dei polimeri di cui la soletta è composta.

L'assunzione di modelli visco-elastici potrà consentire l'analisi dei fenomeni di interazione piede/soletta in condizioni dinamiche, valutando gli effetti di distribuzione delle pressioni a livello plantare in funzione di differenti velocità di impatto.

Il modello numerico non può in alcun modo suggerire a priori gli aspetti di propriocezione del paziente/utilizzatore e di come tali aspetti possano determinare una eventuale modifica dell'atteggiamento posturale.

BIBLIOGRAFIA

Articoli:

A. Gefen, M. Megido-Ravid, Y. Itzchak, M. Arcan, “Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications”

A.N.Natali, E.L.Carniel, “Biomechanical behaviour of oesophageal tissues: material and structural configuration, experimental data and constitutive analysis”

Ahmet Erdemira, Meredith L. Viveirosb, Jan S. Ulbrechtc, Peter R. Cavanagh, “An inverse finite-element model of heel-pad indentation”, *Journal of Biomechanics* 39 (2006) 1279–1286

Amit Gefena, Michal Megido-Ravid, Yacov Itzchak, “In vivo biomechanical behavior of the human heel pad during the stance phase of gait”, *Journal of Biomechanics* 34 (2001) 1661–1665

Amit Gefena, Michal Megido-Ravidb, Yacov Itzchak, “In vivo biomechanical behavior of the human heel pad during the stance phase of gait”, *Journal of Biomechanics* 34 (2001) 1661–1665

A. Aquino, C. Payne, “Function of the plantar fascia”, *The Foot*, vol.9, pp.73-78, 1999

Chih-chin hsu, Wen-Chung Tsai, Carl Pai-Chu Chen, Yio-Wha Shau., Chung-li wang, Max Jin-Lung Chen and King-Jen Chang, “Effects of aging on the plantar soft tissue properties under the metatarsal heads at different impact velocities”, 2005

H. Cenk Güler, Necip Berme, Sheldon R. Simon, “A viscoelastic sphere model for the representation of plantar soft tissue during simulations”, *Journal of Biomechanics* 31 (1998) 847-853

Iain R. Spears, Janice E. Miller-Young, "The effect of heel-pad thickness and loading protocol on measured heel-pad stiffness and a standardized protocol for inter-subject comparability", *Clinical Biomechanics* 21 (2006) 204–212

Janice E. Miller-Young, Neil A. Duncan, Gamal Baroud, "Material properties of the human calcaneal fat pad in compression: experiment and theory",

Jason Tak-Man Cheung and Ming Zhang, "Finite element modeling of the human foot and footwear", 2006

Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, Kai-Nan An, "Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex", *Clinical Biomechanics* 19 (2004) 839–846

Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, Aaron Kam-Lun Leung, Yu-Bo Fan, "Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study", *Journal of Biomechanics* 38 (2005) 1045–1054

Jason Tak-Man Cheung, MPhil, Ming Zhang, "A 3-Dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design", *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86:353-8.

John B. Weaver a,b,*, Marvin Doyley a,b, Yvonne Cheung a, Francis Kennedy Ernest L. Madsen c, Elijah E.W. Van Houten d, Keith Paulsen, "Imaging the shear modulus of the heel fat pads", *Clinical Biomechanics* 20 (2005) 312–319

K. Rome, "Mechanical properties of the heel pad: current theory and review of the literature", *The Foot*, vol. 8, pp. 179-185, 1998.

Scott C. Wearing, James E. Smeathers, Bede Yates, Stephen R. Urry, Philip Dubois, "Bulk compressive properties of the heel fat pad during walking: A pilot investigation in plantar heel pain", *Clinical Biomechanics*, vol 24, pp 397–402, 2009

Amit Gefena, Michal Megido-Ravidb, Yacov Itzhak “In vivo biomechanical behavior of the human heel padding during the stance phase of gait”, *Journal of Biomechanics*, vol 34, pp 1661–1665, 2001

D. G. Wright, D. C. Rennels, “A Study of the Elastic Properties of Plantar Fascia”, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol.46, pp.482-492, 1964

Hsin-Yi Kathy Chenga, Chunli Lina, Hsien-Wen Wangb, Shih-Wei Chouc, “Finite element analysis of plantar fascia under stretch—The relative contribution of windlass mechanism and Achilles tendon force”, *Journal of Biomechanics*, vol.41, pp. 1937-1944, 2008

Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, Kai-Nan An, “Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle–foot complex”, *Clinical Biomechanics*, vol.19, pp. 839-846, 2004

Harold B. Kitaoka, Zong Ping Luo, Eric S. Growney, Lawrence J. Berglund, Kai-Nan An, “Material properties of the plantar aponeurosis”, *Foot and Ankle International*, vol. 15, cap. n° 10, 1994

Nick A Guldmond, Pieter Leffers, Nicolaas C Schaper, Antal P Sanders, Fred HM Nieman, Geert HIM Walenkamp, “Comparison of foot orthoses made by podiatrists, pedorthists and orthotists regarding plantar pressure reduction in The Netherlands”, *BMC Musculoskeletal Disorders*, pp. 6:61, 2005

R. Verdejo, N.J. Mills, “Heel-Shoe Interactions and the durability of EVA foam running-shoe midsoles”, *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pp. 1379-1386, 2004

Weng-Pin Chen, Chia-Wei Ju, Fuk-Tan Tang, “Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis”, *Clinical Biomechanics*, vol.18, pp. S17-S18, 2003

Jason Tak-Man Cheung, MingZhang , Aaron Kam-Lun Leung, Yu-Bo Fan, “Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity

study”, *Journal of Biomechanics*, vol.38, pp.1045-1054, 2005

N. Petrone , E. Faggiano, R. Meneghello, “Caratterizzazione meccanica di plantari ortopedici soggetti a carichi ciclici e correlazione con l’utilizzo quotidiano”, XXXV Convegno Nazionale dell’AIAS, 13-16 Settembre 2006

Miller Young, Tesi di dottorato, capitolo 4: “Material properties of the calcaneal fat pad in compression”

Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, “Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method”, *Medical Engineering & Physics*, vol.30, pp. 269-277, 2008

Arturo Forner, Ana Cruz Garcia, Enrique Alcantara, José Ramiro, Juan Victor Hoyos, Pedro Vera, “Properties of Shoe insert materials related to shock wave Transmission during Gait”, *Foot & Ankle International*, vol.16, n°12, 1995

G. F. Kogler , S. E. Solomonidis , J. P. Paul, “Biomechanics of longitudinal arch support mechanisms in foot orthoses and their effect on plantar aponeurosis strain”, *Clinical Biomechanics*, vol. 11, n°5, pp.243-252, 1996

David Lemmon, T. Y. Shiang, Azfar Hashmi, Jan S. Ulbrecht, Peter R. Cavanagh, “The effect of insoles in therapeutic footwear-a finite element approach”, *Journal of Biomechanics*, vol. 30, n°6, pp. 615-620, 1997

Ahmet Erdemir, Jeffrey J. Saucerman, David Lemmon, Bryan Loppnow, Brie Turso, Jan S. Ulbrecht, Peter Re Cavanagh, “Local plantar pressure relief in therapeutic footwear:design guidelines from finite element models”, *Journal of Biomechanics*, vol.38, pp. 1798-1806, 2005

P. R. Cavanagh., E. Morag,A. J. M. Boulton, M. J. Young, K. T. Deffner , S. E. Pammert, “The relationship of static foot structure to dynamic foot function”, *Journal of Biomechanics*, vol.30, n°3, pp.243-250, 1997

Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, “A 3-Dimensional Finite Element Model of the Human Foot and Ankle for Insole Design”, *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 86, pp.353-358, 2005

Matthew T.G. Paina, John H. Challi, “The role of the heel pad and shank soft tissue during impacts: a further resolution of a paradox”, *Journal of Biomechanics* 34 (2001) 327±333

P. Aerts, R. F Ker, D. De Clercq, D. W. IIsleyg and R. McN. Alexander, “The mechanical properties of the human heel pad: a paradox resolved”, *Journal of Biomechanics* 28 (1995) 1299–1308

P. J. Antunes, G. R. Dias, A.T. Coelho, F. Rebelo and T. Pereira, “Non-Linear Finite Element Modelling of Anatomically Detailed 3D Foot Model”, 2007

P.R.Cavanagh e M Ae, “A technique for the display of pressure distributions beneath the foot”, *Journal of Biomechanics*, Vol.13, (1980), 69-75

Peter aerts, robert f. Ker, dirk de clercq and david w. IIsley, “The effects of isolation on the mechanics of the human heel”, *Pad j. Anat.* (1996) 188, pp. 417-423

Peter R. Cavanagh, “Plantar soft tissue thickness during ground contact in walking”, *Journal of Biomechanics* 32 (1999) 623}628

R. Hosein, M. Lord, “A study of in-shoe plantar shear in normals”, *Clinical Biomechanics* 15 (2000) 46-53

R.Arvikar, A.Seireg, “Pressure distribution under the foot during static activities”, *Eng. In Medicine MEP* 9, (1980), 99-103

Robert f. Ker, “The time-dependent mechanical properties of the human heel pad In the context of locomotion”, *the journal of experimental biology* 199, 1501–1508 (1996)

Shih-Cherng lin, Chien-Hong Lin, Fuk-Tan Tang and Wen-Pin Chen, “Combining experimental material property test and finite element analysis to investigate the plantar foot pressure distribution during standing”, rehabilitation 2. 16:45, room 102, presentation 0569

Steven Goske, Ahmet Erdemir, Marc Petreb, Sachin Budhabhattib, Peter R. Cavanagh, “Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis”, Journal of Biomechanics 39 (2006) 2363–2370

Weng-Pin Chen a, Chia-Wei Ju, Fuk-Tan Tang, “Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis”, Clinical Biomechanics 18 (2003) S17–S24

Weng-Pin Chen, Fuk-Tan Tang, Chia-Wei Ju, “Stress distribution of the foot during mud-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis”, Clinical Biomechanics 16 (2001) 614–620

William R. Ledoux, Joanna J. Blevins, “The compressive material properties of the plantar soft tissue”, Journal of Biomechanics 40 (2007) 2975–2981

Libri:

Angelo Cappello, Aurelio Cappozzo, Pietro Enrico di Prapero, “Bioingegneria della postura e del movimento”, Patron editore 2003

G. Azzali, R. D. Lockhart, G.F. Hamilton, F. W. Fyfe, “Anatomia del corpo umano”, 3^a edizione, capitolo *Il Piede*, pp. 269-273

Platzer, “Anatomia umana Atlante tascabile Vol. 1 apparato locomotore” 4^a edizione, Casa Editrice Ambrosiana

G.Chiarugi, L.Bucciante, “Istituzioni di anatomia dell’uomo – volume 1”, Casa Editrice Vallardi 1968

Holzappel G.A., “Non linear solid mechanics – A continuum approach for engineering”,
John Wiley & Sons LTD.

Jim Richards, “Biomechanics in clinic and research”, Churchill Livingstone Elsevier

L.A. Kapandij, “Fisiologia articolare”

P.Rosati e R.Colombo, “ I tessuti”

