

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA



FACOLTA' DI INGEGNERIA

**FENOMENI DI INTERAZIONE PIEDE-  
CALZATURA: CARATTERIZZAZIONE  
BIOMECCANICA SPERIMENTALE E  
NUMERICA**

Relatore: Ch.mo Prof. ARTURO N. NATALI

Correlatore: Ing. ANTONELLA FORESTIERO

Laureanda: ANNA RAUMER

**Corso di laurea magistrale in Bioingegneria**

Anno Accademico 2012/2013



## Indice

<b>Indice</b> .....	<b>i</b>
<b>Introduzione</b> .....	<b>1</b>

### CAPITOLO 1

#### DESCRIZIONE DEI COMPONENTI DI UNA CALZATURA CON PARTICOLARE RIFERIMENTO A CALZATURE SPORTIVE

<i>1.1 Componenti principali della scarpa</i> .....	5
1.1.1 Tomaia .....	6
1.1.2 Soletta .....	6
1.1.3 Sottopiede .....	7
1.1.4 Suola .....	7
1.1.5 Tacco.....	8
<i>1.2 Scarpa sportiva</i> .....	10
1.2.1 Tipologie di scarpe sportive.....	15
1.2.2 Materiali utilizzati.....	17

### CAPITOLO 2

#### CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DEI MATERIALI COSTITUENTI I PLANTARI DI CALZATURE SPORTIVE

<i>2.1 Definizione dei materiali costituenti i plantari</i> .....	21
2.1.1 Caratterizzazione del polietersulfone (PES) .....	23
2.1.2 Caratterizzazione dell' EVA .....	27
<i>2.2 Caratterizzazione meccanica dei materiali mediante prove di compressione non confinata</i> .....	31
<i>2.3 Caratterizzazione costitutiva dei materiali</i> .....	44
2.3.1 Formulazione del modello iperelastico.....	46
2.3.2 Valutazione dei parametri costitutivi .....	48
2.3.2.1 Definizione del modello analitico.....	48
2.3.2.2 Definizione della funzione costo .....	50

### CAPITOLO 3

#### CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DEI MATERIALI COSTITUENTI LE SUOLE DI CALZATURE SPORTIVE

<i>3.1 Definizione dei materiali costituenti le soles</i> .....	53
<i>3.2 Prove sperimentali utili alla caratterizzazione meccanica della suola</i> .....	57
<i>3.3 Formulazione costitutiva della suola: modello hyperfoam</i> .....	69

**CAPITOLO 4**  
**REALIZZAZIONE DEL MODELLO SOLIDO E NUMERICO DELLE**  
**STRUTTURE DI INTERESSE**

<i>4.1 Metodo agli elementi finiti</i> .....	71
<i>4.2 Realizzazione del modello numerico del piede</i> .....	73
4.2.1 Modellazione solida del piede .....	74
4.2.2 Modellazione numerica del piede .....	78
<i>4.3 Realizzazione del modello numerico del plantare</i> .....	79
4.3.1 Modellazione solida del plantare .....	80
4.3.2 Modellazione numerica del plantare .....	86
<i>4.4 Realizzazione del modello numerico della suola</i> .....	87
4.4.1 Modellazione solida della suola.....	87
4.4.2 Modellazione numerica della suola .....	91

**CAPITOLO 5**  
**VALIDAZIONE DEL MODELLO NUMERICO ATTRAVERSO IL**  
**CONFRONTO CON DATI DI LETTERATURA**

<i>5.1 Indagine da letteratura</i> .....	93
<i>5.2 Valutazione della forza di reazione al suolo</i> .....	105
<i>5.3 Analisi numerica dei fenomeni di interazione piede-plantare-suola</i> .....	107
5.3.1 Definizione delle condizioni di carico e vincolo .....	107
5.3.2 Risultati numerici.....	108
<i>5.4 Validazione del modello numerico tramite confronto con dati riportati in</i> <i>letteratura</i> .....	110
<b>Conclusione</b> .....	<b>121</b>
<b>Bibliografia</b> .....	<b>125</b>
<b>Ringraziamenti</b> .....	<b>131</b>

## Introduzione

L'attività sportiva si traduce in un insieme di movimenti che implicano un impegno fisico differenziato, associato all'innescò di meccanismi fisiologici e richieste biomeccaniche strettamente correlate al tipo di disciplina praticata.

Alcuni sport sono caratterizzati da azioni muscolari massimali, attuate in brevi intervalli di tempo e che possono essere ripetute più volte dopo un'adeguata fase di recupero (ad esempio la rincorsa e lo stacco del salto in lungo). Altri sport richiedono, invece, un impegno continuo per un lungo periodo e senza recupero, come accade per la corsa del maratoneta e per la pedalata del ciclista. Esistono anche discipline in cui le azioni di base, più o meno intense e prolungate, si svolgono in alternanza a brevi fasi di recupero (tennis, pallavolo, ecc.) e, in certi casi, la loro esecuzione è complicata dalla presenza di avversari che cercano di ridurre l'efficacia (per esempio calcio, rugby, basket).

L'insieme delle azioni muscolari dell'atleta è finalizzato all'ottenimento della performance migliore, ma deve anche gestire le interazioni con l'ambiente esterno, l'attrezzo ed, eventualmente, con l'opponente.

In ogni caso, nella maggior parte degli sport, la sede principale di interazioni con l'ambiente esterno è il piede e per questo lo studio di plantari e calzature ha acquisito sempre più importanza nel corso degli anni.

Nigg et al. (2005) propongono una carrellata di carattere molto generale, ma quanto mai puntuale, riguardo la ricerca scientifica su plantari e calzature condotta in un range temporale molto ampio (dal 1970 al 2015).

1. In un primo intervallo temporale (1970/1995), viene motivato l'urgente tentativo di modificare la struttura delle scarpe da corsa per ridurre l'impatto del carico (dovuto alle oscillazioni della corsa stessa); per controllare il movimento di eversione del piede e per dirigerne il movimento di inversione. Per soddisfare tutte queste esigenze, le calzature sono state progressivamente modificate (per esempio, alleggerite; regolate alla base e a livello dell'appoggio metatarsale e calcaneare) anche al fine di ridurre il rischio di fratture.

2. In un secondo intervallo di tempo, più vicino ai giorni nostri (1995/2005), è stata attribuita sempre maggiore importanza alla grandezza biomeccanica del comfort. Contestualmente, si è proposto anche lo sviluppo di nuovi paradigmi per studiare sia l'impatto del carico (correlato a vibrazioni dei tessuti molli e al tono muscolare) che il movimento di controllo neuromuscolare (correlato ai vincoli articolari ed alla realizzazione del movimento 'in una direzione preferenziale').
3. Infine, in questi e nei prossimi anni (2005/2015), la ricerca sulle calzature dovrà intraprendere le seguenti direzioni: studio di '*frequency on input signals*'; '*kinematic and kinetics and injury development*' (con sviluppo di approcci funzionali); '*control systems*' (componenti meccaniche, sensoriali e biochimiche); '*biological adaptation*' (conoscenza degli effetti biopositivi o bionegativi nelle strutture del sistema locomotore e conseguente prevenzione delle fratture, nonché miglioramento della performance); '*biomechanical shoe-foot models*'; '*intelligent footwear*'; e '*performance/footwear*'.

In questo contesto si inserisce il lavoro di tesi il cui obiettivo è quello di determinare l'interazione tra piede e calzatura attraverso un approccio di tipo computazionale.

Il lavoro qui presentato si suddivide in cinque capitoli, il primo dei quali descriverà le componenti delle calzature e in particolar modo di quelle sportive.

Successivamente ci si concentrerà sulle due componenti delle calzature che rivestono un ruolo fondamentale nella redistribuzione delle pressioni che si generano a livello plantare durante il passo: i plantari, zona d'interazione diretta con la pianta del piede, e la suola, componente in contatto diretto con il terreno.

Nel secondo capitolo, si procederà alla caratterizzazione meccanica di alcuni plantari presenti in commercio. Lo studio di queste componenti prenderà in considerazione innanzitutto i principali materiali che costituiscono i plantari, soffermandosi più in particolare sulla caratterizzazione del polietersolfone (PES) e dell'Etilvinilacetato (EVA), materiali più utilizzati e costituenti i plantari testati in seguito attraverso delle prove sperimentali svolte presso il Dipartimento di Ingegneria Civile, Edile e Ambientale dell'Università degli Studi di Padova.

Le prove di compressione non confinata si effettueranno su cinque diversi modelli di solette appartenenti a categorie di calzature quali Walking, Mountain, Ski e Trekking; al fine di caratterizzare meccanicamente i materiali costituenti i plantari, si preleveranno dalla regione anteriore, centrale e posteriore dei plantari, dei campioni di materiale.

Per ognuno dei campioni si effettuerà la prova fino al conseguimento dell'80% della deformazione totale ricavando i dati di carico e spostamento. Successivamente dopo l'opportuna elaborazione dei dati si descriveranno gli andamenti tenso-deformativi di ogni campione e verrà calcolato l'andamento medio per ognuno dei plantari.

In seguito si descriverà il modello costitutivo che più si adatta all'andamento tenso-deformativo di ciascun materiale testato ed infine si identificheranno i parametri costitutivi confrontando i risultati ottenuti da un apposito modello analitico e i dati sperimentali attraverso una funzione costo minimizzata attraverso un metodo stocastico-deterministico.

Il terzo capitolo si concentrerà sulla caratterizzazione meccanica e costitutiva di una suola utilizzata in calzature da walking costituita da due tipi diversi di EVA e un battistrada in gomma Vibram.

Nei capitoli successivi si descriverà la procedura utilizzata per la creazione del modello solido e numerico della suola e di uno dei plantari precedentemente caratterizzati utilizzato nella calzatura da walking.

La creazione del modello solido del plantare e della suola richiederà la rilevazione laser della loro superficie; per quanto riguarda la soletta si rileverà solamente la superficie superiore in quanto la zona in contatto con la suola risulta costituita da una griglia di fori di diverso spessore e diametro difficili da rilevare attraverso il laser e complicati poi da discretizzare attraverso il metodo degli elementi finiti.

Una volta ottenuta la superficie delle componenti si procederà all'elaborazione della nuvola di punti rilevata dal laser; nel caso della soletta si ricostruirà la superficie inferiore attraverso un'estrusione, mentre per quanto riguarda la suola, la separazione delle zone costituite da diversi tipi di materiali verrà effettuata utilizzando file CAD messi a disposizione della casa produttrice.

Una volta ottenuto il modello solido si procederà alla discretizzazione agli elementi finiti dei due modelli e all'interazione di questi con un modello del piede realizzato presso il CMBM (Centro di Meccanica dei Materiali Biologici).

Il capitolo cinque infine descriverà l'analisi numerica svolta sul modello piede-plantare-suola effettuata al fine di simulare la fase di pieno appoggio del piede durante il passo. La sua validazione verrà eseguita mediante il confronto dei risultati ottenuti dal modello con studi presenti in letteratura.



## CAPITOLO 1

### DESCRIZIONE DEI COMPONENTI DI UNA CALZATURA CON PARTICOLARE RIFERIMENTO A CALZATURE SPORTIVE

#### 1.1 Componenti principali della scarpa

Con il termine "componenti" si fa di solito riferimento a quelle parti del prodotto, spesso fondamentali ed irrinunciabili, che formano e caratterizzano il prodotto stesso. Con la modifica dei componenti stessi, si possono ottenere varianti diverse dello stesso oggetto, ma è anche possibile che differenze nel prodotto richiedano componenti particolari e specifici. Esiste quindi un rapporto di forte interazione tra prodotto e componente, così come tra gli stessi componenti; questo legame impone il rispetto di regole e di rapporti precisi, senza i quali il risultato finale mancherebbe di coerenza, di proporzioni, di eleganza. Nella calzatura i principali componenti sono: la tomaia, la soletta, il sottopiede, la suola ed il tacco.



Figura 1: Componenti principali di una calzatura:  
1- Tomaia, 2- Tacco, 3- Sottopiede, 4- Soletta, 5- Suola.

### 1.1.1 Tomaia

La tomaia è la parte superiore della scarpa, che viene fissata al sottopiede ed alla suola.

Le parti che compongono la tomaia sono:

- la *mascherina* e la *puntina*, che insieme formano la parte anteriore;
- i *quartieri*, che formano i lati e la parte posteriore;
- i *riporti*, cioè quei pezzi staccati che servono per completare i quartieri e la mascherina (listini, linguetta, decorazioni, rinforzi, sperone, e così via);
- la *fodera*, che può essere intera o a più pezzi; quella che riveste la parte interna della scarpa deve essere morbida, di consistenza compatta e colorata con sostanze resistenti allo scolorimento in modo da non subire gli effetti corrosivi del sudore del piede. Una calzatura di qualità non utilizza mai fodere di maiale per i seguenti motivi: produzione di uno sgradevole odore a contatto con il sudore del piede, incompatibilità con i clienti di religione islamica. Queste fodere sono riconoscibili per il tipo di fiore (disegno dei bulbi piliferi) della pelle che si presenta a gruppi di tre forellini.

### 1.1.2 Soletta

E' la parte interna della scarpa e interagisce direttamente con la parte inferiore del piede; ad essa viene incollata la tomaia e la suola e può essere rivestita di pelle sui lati esterni ed essere visibile, ad esempio nei sandali e nelle scarpe aperte. La soletta, infatti, viene applicata alla parte inferiore della forma per permettere il montaggio della tomaia; non sempre però viene applicata intera: in particolari lavorazioni viene applicata soltanto la parte corrispondente al tallone, che viene chiamata allora "*tallonetta*".



Figura 2: Solette

La soletta può essere realizzata in vari materiali, a seconda del tipo di lavorazione della scarpa, e si compone di tre elementi:

- la *soletta* vera e propria, generalmente realizzata in cuoio o in materiali simili, che segue la sagoma del plantare;
- la *tallonetta*, solitamente realizzata in cartone fibrato, che parte dal punto estremo del profilo del calcagno e, assottigliandosi, arriva all'articolazione delle dita;
- il *cambrione a lamina*, realizzato in acciaio con la sagoma della volta plantare, serve da sostegno all'arco del piede e da struttura portante per la costruzione della calzatura.

### 1.1.3 Sottopiede

Il sottopiede è uno di quegli elementi costitutivi della calzatura veramente nascosti, impossibile da esaminare, ma determinante nel rendere solida e duratura la struttura della scarpa.

E' costituito sia in cuoio che in materiale traspirante ed in esso viene inserita la stecca d'acciaio che lega il tacco al resto della scarpa facendone un tutt'uno. Il cuoio è il materiale più idoneo alla costruzione del sottopiede, ma di norma viene usato il texon, un miscuglio di cascami di cuoio e materiali sintetici. La stecca viene realizzata in acciaio e il forte viene realizzato in fibra, un cartone di costituzione e resistenza adeguate.

### 1.1.4 Suola

La suola è quella parte della scarpa, tradizionalmente intesa a proteggere la pianta del piede; inoltre, a seconda del materiale con cui è realizzata, essa garantisce caratteristiche funzionali che vanno dall'impermeabilità, all'aderenza sul terreno, alla leggerezza, alla resistenza a fluidi ed oli. La scelta del tipo di suola più adatto dipende quindi, in primo luogo, dalle esigenze che la calzatura, sulla quale la suola stessa dovrà essere applicata, intende soddisfare. In generale assisteremo ad un uso più frequente di soles in cuoio per scarpe classiche ed eleganti, di soles in materiali espansi (gomma, EVA, poliuretano) per calzature più sportive e confortevoli, di soles in gomma compatta per calzature tecniche o anti-infortunistiche.



Figura 3: Suola

Il cuoio infatti, materiale naturale per eccellenza, permette la realizzazione di fondi assai sottili e di gran classe, oltre a facilitare la traspirazione del piede; su terreni bagnati il fondo in cuoio tende tuttavia ad essere molto scivoloso e si impregna rapidamente di umidità, diventando addirittura inutilizzabile su terreni sconnessi.

I materiali espansi invece garantiscono una buona tenuta ed impermeabilità hanno un peso specifico relativamente basso e risultano particolarmente confortevoli; la loro scarsa resistenza all'abrasione ed alla lacerazione li rende però inadatti per utilizzi tecnici. La gomma compatta infine possiede caratteristiche di grande resistenza, di ottima tenuta su tutte le superfici e di assoluta impermeabilità; viene però penalizzata dall'elevato peso e dal fatto di rappresentare un ostacolo alla traspirazione.

I recenti progressi nella tecnologia dei materiali hanno reso in realtà meno schematiche le precedenti distinzioni; ed in questo ha contribuito anche il diffondersi di tipologie di calzature, per così dire, "intermedie" rispetto alle classificazioni tradizionali (basti pensare al fenomeno del "casual").

### *1.1.5 Tacco*

Il tacco è costituito da un rialzo, che può essere in cuoio, in legno, in metallo oppure in plastica, e rivestito in pelle o in altri materiali, posto sotto il calcagno delle calzature con lo scopo di dar loro una determinata inclinazione. Le superfici inferiore e superiore del tacco non sono parallele fra loro, ma inclinate l'una rispetto all'altra a formare un angolo la cui ampiezza dipende dall'altezza del tacco stesso e corrisponde all'inclinazione della boetta rispetto al piano d'appoggio.

Fra i principali tipi di tacco possiamo ricordare:

- Il tacco a *coda* (detto anche "Luigi XV"), che è un tacco medio-alto, inclinato in avanti.
- Il tacco a *cono*, che è un tacco alto, a forma di cono rovesciato, con la parte posteriore molto inclinata.
- Il tacco a *campana*.
- Il tacco a *rocchetto*, che è usato solamente per le calzature femminili, ed è caratterizzato da una superficie uguale sia nella parte inferiore che in quella superiore, mentre nella parte centrale si stringe sensibilmente.
- Il tacco a *spillo o stiletto*, che è altissimo, estremamente sottile e generalmente dotato di un'anima di metallo.
- Il tacco *cubano*, che è un tacco diritto, piuttosto voluminoso, di forma semi-cilindrica, usato dai *gauchos* per sostenere il piede nelle staffe. Nelle sue altezze medie, è molto usato per le scarpe sportive e per gli stivali.
- Il tacco a *zeppa*, che è un tacco la cui parte anteriore è raccordata in modo continuo alla suola.
- Il tacco *sbordato*, il cui contorno sporge oltre la proiezione della boetta.
- *Zeppa*, che è un raccordo a forma di cuneo che viene inserito fra la suola e la soletta, partendo dall'estremità del calcagno fino a circa un terzo dalla punta della soletta.



Figura 4: Vari tipi di tacco.

## 1.2 Scarpa sportiva

Rispetto alla scarpa da passeggio le calzature sportive utilizzano materiali diversi e più consoni al tipo di movimento che il piede compie durante lo svolgersi dello sport preso in considerazione.

Il rapporto tra l'atleta e la scarpa è estremamente importante per le prestazioni atletiche. Il desiderio di miglioramento delle prestazioni riguarda tutti gli atleti e influenza non solo l'allenamento, ma anche le attrezzature di ricerca e il design.

I produttori di scarpe da ginnastica per lo sviluppo dei loro prodotti si basano sulla ricerca scientifica e sull'esperienza.

Sebbene lo sviluppo del prodotto e i metodi di marketing siano diversi, i produttori di calzature sportive seguono tutti i principali metodi di produzione di calzature.

Innanzitutto il fondamento della produzione di una scarpa è la forma, ovvero quello stampo di forma tridimensionale su cui la scarpa viene creata.

La forma del piede può variare nelle diverse attività sportive, e questa è una grande area di preoccupazione per lo sviluppo di questi stampi.

La forma della punta, del collo, la circonferenza e la curvatura del piede sono determinati proprio dalla forma utilizzata per creare la calzatura. Le maggiori variazioni tra forme si verificano nella circonferenza (o zona più larga della parte anteriore) e nella larghezza del tallone.

La maggior parte dei piedi hanno inoltre una leggera curva verso l'interno e quindi la maggior parte delle aziende di calzature sportive utilizzano una forma ricurva verso l'interno di circa 7 gradi.

Maggiore è la curva, maggiore è la mobilità consentita al piede, ed è un beneficio per i piedi con scarsa pronazione, mentre più dritta risulterà la calzatura, più supporto mediale fornirà, è sarà d'aiuto nel controllo dell'iperpronazione.

Infine una forma combinata sta ad indicare uno stampo che varia dalle forme standard e che è in grado di accogliere una combinazione di fitting o di movimenti richiesti (Carol Frey, 2008).

Componenti aggiuntive, rispetto alle generali descritte precedentemente, vanno a caratterizzare le calzature sportive:

- **Contrafforte:** Il contrafforte è la parte in plastica, rigida o semirigida, fermamente situata in corrispondenza del tallone. Rinforzo interno o esterno, serve a dare stabilità alla caviglia, a controllare e in caso ostacolare i movimenti di torsione del tallone e ridurre quelli laterali, di eccessiva supinazione e pronazione del piede. Questa necessità è particolarmente richiesta nei modelli di scarpe a tacco alto, dove il piede deve essere in posizione stabile rispetto al tacco stesso; viceversa, nelle calzature più leggere a tacco basso, il contrafforte è morbido e si possono verificare sensibili spostamenti laterali del tallone. Poiché il materiale interno spesso è sottile e tende a perdere la sua rigidità, alcune scarpe sono provviste di un ulteriore contrafforte esterno posto tra midsole e base del tallone che si estende verso l'interno della calzatura per una maggiore stabilità.
- **Collarino (spoiler):** è la parte che contorna la caviglia ed è integrato con la tomaia. Per evitare lo strofinamento, causa di lesioni alla cute e piaghe, il collarino deve essere adeguatamente imbottito e non battere sulle ossa sporgenti della caviglia; dal punto di vista della forma può essere inarcato oppure a V per evitare problematiche al tendine di Achille.
- **Intersuola:** è uno strato di materiale situato tra la suola e il piede. La sua funzione è quella di aggiungere maggior comfort alla persona che indossa la calzatura e allo stesso tempo nascondere le cuciture della tomaia con la suola; da qui deriva il passaggio del carico tra piede e suola e, viceversa, la risposta dal terreno al piede.  
In alcune calzature sono presenti dei supporti dell'arco, "stabilizing material", utilizzati per ridurre problemi di iperpronazione, costituiti di differenti materiali e posizionati nella zona dell'arco plantare.
- **Allacciatura:** occupa la parte superiore della scarpa ed è integrata con la tomaia. I sistemi di allacciatura più diffusi sono con stringhe infilate in asole monofila o a doppia fila, clip fermalacci, strappi con velcro. Tutti vengono utilizzati per trattenere la scarpa al piede e allo stesso tempo per permettere a quest'ultimo di adattarsi nel modo più confortevole possibile. Al di sotto della sezione occupata dall'allacciatura è collocata la linguetta protettiva per salvaguardare il dorso del piede.
- **Puntale:** è un materiale rigido inserito tra la fodera e la tomaia nella punta della calzatura per prevenire il collasso e proteggere le dita dei piedi.
- **Fiosso:** parte più stretta della suola che si trova in corrispondenza dell'arco plantare.

- **Cambratura:** parte posta in corrispondenza del fionso nelle scarpe sportive pensate per l'impiego outdoor. Si tratta di uno speciale rinforzo semirigido che ripara ulteriormente l'arco plantare quando ci si muove su terreni sconnessi.
- **Intagli in flessione:** Gli intagli in flessione, come suggerisce il termine, sono incavi appositamente prodotti nella suola e nell'intersuola nella zona dell'avampiede per agevolare la flessione del piede nella fase di stacco dal suolo.
- **Centro di pressione:** parte sottostante su cui poggia il tallone del piede. Posto al centro del tallone stesso, il centro di pressione asseconda il processo di ammortizzamento durante la fase di appoggio del piede sul suolo.



Figura 5: Componenti scarpa sportiva.

Quest'ultima componente è una delle più importanti e può essere considerata il cuore della scarpa, in taluni casi la parte viva. I sistemi ammortizzanti, posizionati all'interno dell'intersuola, formano la componente indispensabile dei modelli sportivi. Nel 1978 è Nike ad aprire il campo con l'introduzione del sistema AIR, un cuscinetto contenente gas ad alta densità, studiato per attutire l'impatto con il terreno.



Figura 6: Tecnologia Air Nike.

Negli anni il sistema d'ammortizzamento è diventato la componente più considerata per importanza e per immagine. Svariati marchi, fra le ditte, sono proliferati per promuovere sistemi tecnologicamente più avanzati o semplicemente diversi. Tutto questo fermento è certamente giustificato per l'importante contributo fornito dalle nuove tecnologie nella prestazione e nella prevenzione degli infortuni.

Ma sono stati creati sistemi veramente differenti? Importanti miglioramenti si sono effettivamente verificati con l'IM EVA, ma sostanzialmente il primo cuscinetto realizzato, anche senza modifiche, avrebbe retto il confronto con molti cloni. Negli ultimi anni però si sono sviluppati nuovi sistemi, composti e intelligenti che si adattano alle esigenze più diverse.

Oggi all'interno dei prodotti più ricercati possiamo distinguere tra Sistemi attivi e passivi. Sfruttando le caratteristiche delle mescole di EVA si conferisce ulteriore elasticità introducendo elastomeri. Esempi sono l'Adiprene, brevetto dell'Adidas, inserito nell'intersuola o il sistema Fila 2A dove gli elastomeri sono realizzati in piccoli pilastrini all'interno di cuscinetti.

Questi sistemi e tutti quelli affini reagiscono quando vengono sollecitati, compressi dal carico trasmesso dal piede.

I sistemi attivi sono quelli in cui l'ammortizzazione reagisce in modi differenti in base alle sollecitazioni. Con più precisione si passa da sistemi fissi, dove capsule o cuscinetti sono posizionati nell'intersuola, a sistemi dinamici. Nel 1995 a Boston nel laboratorio di ricerca e sviluppo di Biomeccanica della Reebok, è stato messo a punto il DMX, sistema costituito da alveoli comunicanti tramite speciali canali a flusso controllato, che distribuiscono l'aria secondo le sollecitazioni.



Figura 7: Sistema di ammortizzamento DMX utilizzato da Reebok

L'aria incapsulata si sposta da una camera all'altra secondo i movimenti effettuati, adattandosi di volta in volta alla struttura e al movimento del piede e garantendo così stabilità e ammortizzazione adatta al movimento. L'elemento che si sposta e si oppone al carico in questo caso è l'aria, nel caso di AIR della Nike si tratta invece di una miscela di gas pressurizzato all'interno di cuscinetti di uretano. GEL di Asics sostituisce il gas con uno speciale colloide.



Figura 8: Tecnologia Gel Asics.

I migliori sistemi forniscono oggi un grande contributo in stabilità e ammortizzamento, pregnante al singolo movimento, sopportando il carico quando vengono compressi e/o spostati e riequilibrando quando il piede si solleva.

Il cuscinetto TUNED AIR, grazie alle sue semisfere, permette un'ammortizzazione personalizzata per varie tipologie di persone. Lo spessore e la disposizione delle stesse garantiscono maggiore o minore ammortizzazione secondo le necessità. I materiali stretch per la tomaia, abbinati a sistemi di chiusura alternativi (asole a doppia fila, strap con velcro) permettono di adattare la calzatura alle innumerevoli forme del piede.



Figura 9: Tecnologia Tuned Air Nike.

### 1.2.1 Tipologie di scarpe sportive

I produttori di scarpe sportive dividono i loro prodotti nelle seguenti categorie:

- Calzature da *running* (corsa), *training* (allenamento) e *walking* (passeggio): questo gruppo include la maggior parte delle scarpe utilizzate per correre e camminare.



Figura 10: Calzatura da allenamento per la corsa.

- Calzature per sport su campi all'interno (*court sports*): comprendono tutte le scarpe utilizzate per maggior o minori sport al chiuso.



Figura 11: *Court shoes* (a sinistra: calzatura da tennis; a destra: calzatura da basket).

- Calzature per sport su campi all'esterno (*field sports*): scarpe utilizzate nella maggior parte degli sport all'aperto, caratterizzate da tacchetti che permettono maggior stabilità sul campo.



Figura 12: *Field shoe* (a sinistra: calzatura da calcio; a destra: calzatura da football).

- Calzature per sport invernali: questa categoria comprende le scarpe per tutti gli sport invernali, tra cui pattinaggio e sci.
- Calzature per sport all'aperto (*outdoor sports*): scarpe per attività ricreative, come caccia, pesca e nautica.
- Calzature da pista: l'atletica con le sue varie discipline ha una propria categoria di scarpe.



Figura 13: Calzatura da pista.

- Calzature per sport specializzati: categoria per tutti quelli sport che non sono compresi nei gruppi precedenti come golf, aerobica e danza.

Facenti parte della prima categoria, e oggetto di studio di questa tesi, sono gli scarponi o scarpe da escursione; queste sono utilizzate su terreno accidentato.

La parte superiore di questo genere di scarponi dovrebbe essere resistente all'acqua, dovrebbero essere presenti poche cuciture sia per evitare l'entrata di acqua, sia per un confort maggiore. Le soles, fortemente sottoposte a trascinamento e trazione, devono durare nel tempo e per questo vengono costruite con materiali resistenti, quali, la gomma, il PU o composti di PVC. Esse oltre ad essere resistenti devono anche possedere una certa flessibilità nella parte anteriore della calzatura a livello delle articolazioni metatarso-falangea. Altre caratteristiche di uno scarpone da *trekking* sono, la zona del tallone particolarmente rigida in modo da mantenerlo fermo, un'imbottitura nell'area intorno alla zona della caviglia, una fodera interna liscia o senza cuciture per evitare lacerazioni al piede e una punta alta e larga; infine è fondamentale un tacco a cuneo o comunque un rialzo nella zona posteriore.

Gli scarponi da arrampicata sono diversi dalle scarpe da escursione in quanto hanno soles inflessibili con uno spessore maggiore (Carol Frey, 2008).

Le figure in seguito riportate rappresentano le calzature studiate nel corso di questo lavoro di tesi.



Figura 14: Scarponi da escursione (Mountain), Scarponi da Trekking, Scarponi da Sci e Scarpe da Walking (Life Style).

### 1.2.2 Materiali utilizzati

Successivamente alla definizione della forma, uno dei passi fondamentali per la costruzione di una scarpa sportiva è la scelta dei materiali.

Pelle, gomma, plastica stampata ad iniezione, nylon morbido, rete di nylon, rivestimenti in cloruro di polivinile (PVC) o poliuretano e tele sono stati utilizzati nella fabbricazione di tomaie. La maggior parte delle tomaie usate nelle scarpe sportive sono realizzate in nylon morbido, maglia di nylon, cuoio, tela, pelle scamosciata, e materiali sintetici come *Kangoran*.

La gomma invece è il materiale più ampiamente utilizzato per la produzione di soles, grazie alla sua versatilità, alla durata e alle prestazioni che consegue. Le forme più comuni di gomme sono quelle modellate ad alta complessità o microcellulari soffiate; mentre le gomme al carbonio o le gomme stirene-butadiene sono le due mescole di gomma più comuni utilizzate nella produzione di scarpe sportive.

Spesso nelle scarpe da corsa viene utilizzata una suola in gomma nera di carbonio molto dura, mentre la gomma stirene-butadiene viene utilizzata nelle calzature da tennis e da basket, anch'essa dura ma meno rispetto a quella in carbonio.

- **Gomma microcellulare (MCR)** : è un composto costituito da gomma naturale con l'aggiunta di additivi. L'MCR contiene un agente soffiato in polvere che si decompone durante la vulcanizzazione, formando una struttura cellulare. L'MCR è usata principalmente per intersuole e zeppe, ma in alcuni tipi di scarpe può essere utilizzata come materiale per la tomaia.
- **Poliuretano (PU)**: è un poliesteri liquido che può assumere una struttura cellulare soffiata. Il PU è versatile e può essere utilizzato come materiale per l'intersuola e il tacco, e la sua leggerezza e durata ne fanno un soddisfacente materiale per le soles. Il PU può essere usato nello stato cellulare soffiato o come una forma indurita di elastomero nelle soles *multistudded* come scarpe da golf.
- **Hytrel**: è un elastomero poliesteri termoplastico sviluppato da DuPont (E.I. duPont de Nemours and Company, Wilmington, DE).
- **Nylon**: è una resina poliesteri con un elevato punto di fusione che forma una suola dura quando iniettato. Il suo grado di durezza si riferisce al numero di atomi di carbonio nella molecola di nylon ed è classificato come nylon 6, 11 e 12 (il nylon 6 è il più duro).
- **Pelle**: Cuoio e pelli meno pregiate vengono utilizzati per la costruzione di alcune scarpe da ginnastica.
- **Etilvinilacetato (EVA)** : contiene etilene e vinilacetato, i quali sono prima di tutto dei polimeri, in particolare plastomeri, ed un agente soffiato in polvere che si decompone durante la vulcanizzazione per formare una struttura cellulare. A causa della sua leggerezza, flessibilità, densità, allungamento, e resistenza all'urto, l'EVA è un materiale comunemente utilizzato in scarpe da corsa di buona qualità.

Per quanto riguarda i plantari, essi vengono fabbricati da una combinazione di due materiali di base: l'EVA e il poliuretano (PU).

L'EVA è leggero, ha proprietà protettive, e può essere prodotto in varie densità. Le alte densità, in un plantare costituito da varie densità di EVA, di solito sono indicate con un colore più scuro. Queste zone possono essere collocate nei punti critici del plantare per aiutare nel controllo del movimento.

Il PU, invece, è più denso, più pesante, e più resistente dell'EVA. Nuove forme di PU più leggero sono in fase di sviluppo.

Sia EVA che PU vengono utilizzati per incapsulare altri materiali di riempimento come gli air bag (Nike e Etonic), il gel (Asics), il silicone (Brooks), strutture a nido d'ape (Reebok e Puma), ed EVA (New Balance).

Alcune intersuole possono essere sagomate lungo il piede risultando così più stabili; questo tipo di soles vengono definite intersuole anatomiche.

L'effetto della composizione dell'intersuola di una calzatura sulla quantità di tensione tibiale prodotta durante la camminata è stata studiata da Milgrom *et al.*.

Il loro studio è stato progettato per verificare l'ipotesi che la composizione delle soles possa influenzare il livello di deformazione delle ossa e la velocità di deformazione che può portare ad una frattura. A tal proposito sono state testate varie intersuole poliuretatiche e una suola di poliuretano integrato a celle d'aria. I test effettuati su plantari composti da poliuretano con celle d'aria integrate hanno dimostrato un livello di compressione, di tensioni di taglio e di velocità di deformazione di taglio significativamente inferiori portando gli autori a concludere che intersuole in poliuretano con integrate celle d'aria potrebbero potenzialmente proteggere il piede da fratture dovute a sovraccarichi in scarpe da passeggio.



## CAPITOLO 2

# CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DEI MATERIALI COSTITUENTI I PLANTARI DI CALZATURE SPORTIVE

### *2.1 Definizione dei materiali costituenti i plantari*

Normalmente per i plantari vengono utilizzate due tipologie di materiali: i sintetici e i naturali.

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

In quest'ultimo caso la famiglia di appartenenza è quella dei materiali polimerici: plastomeri o elastomeri.

I Plastomeri, quando si trovano sotto sforzo, subiscono deformazioni permanenti e alla categoria appartengono:

- Le schiume di **POLIETILENE (PE)** a cellule chiuse reticolate, termoformabili a basse temperature (dai 60° ai 120°), utilizzate in lastre e disponibili in differenti densità e durezza, sono ideali per offrire comfort e sostegno sia per piedi diabetici che per i piedi dello sportivo o del bambino.
- Gli **ETILVINILACETATI (E.V.A.)** a cellule chiuse, termoformabili a medie temperature (dagli 80° ai 140°), utilizzati in lastre e disponibili in differenti densità e durezza, sono ideali per offrire ottime prestazioni meccaniche (buon compression-set).
- **E.V.A. + PE:** tale miscela offre un giusto compromesso di affidabilità alla compressione con un adeguato comfort.

- **POLIURETANI (PUR)**, a cellule aperte offrono differenti utilizzi a seconda che vengano impiegati sottoforma di schiume (“a lievitazione”) o sottoforma di lastre. Non è termoformabile.
- **POLICARBONATI:** Polimero atossico, rientra nella categoria dei materiali “duri” e “vetrosi”. E’ termoformabile ed ha un alto grado di flessibilità associato ad un forte carico di rottura che rendono ideale per sostenere persone pesanti, forti piattismi ed è normalmente utilizzato per forti correzioni (plantari avvolgenti/a guscio).
- **FIBRA DI CARBONIO:** prodotto specifico dell'industria tessile, costituito da un insieme di fili (ricavati in genere da fibre tessili, ma anche da fibre metalliche, di carbonio e di vetro) intrecciati tra loro mediante operazioni di tessitura successivamente "resinati" al fine della realizzazione a caldo di plantari.
- **POLIESTERI:** tipo insaturo reticolati, formano la gamma dei termoindurenti.

Gli Elastomeri (GOMME), presentano alta resistenza allo sforzo ed una volta cessato lo sforzo deformante, ritornano alla loro forma iniziale. Alla categoria appartengono i seguenti materiali:

- **LIEGE:** agglomerato di caucciù naturale con sughero; elevata durata e densità differenti ne fanno un materiale estremamente valido per plantari sportivi e per plantari antalgici;
- **ENAbsorber** (Energy Absorber): gomma sintetica con forte potere shock-absorber.

Successivamente verranno descritte prove sperimentali tratte da letteratura eseguite per caratterizzare due dei materiali che compongono i plantari soggetto di questo studio, ovvero il Polietersulfone e l’EVA.

### 2.1.1 Caratterizzazione del polietersulfone (PES)

Il Polietersulfone è una plastica ingegnerizzata termoresistente, trasparente, ambrata e non cristallina avente la seguente struttura molecolare.

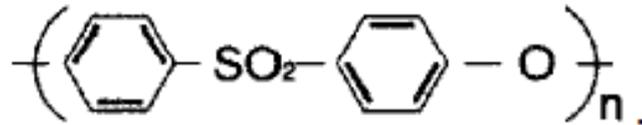


Figura 15: struttura molecolare PES.

Simile al Policarbonato a temperatura ambiente il PES è una resina forte e rigida; ma la più grande caratteristica di questo materiale, rispetto alle altre plastiche ingegnerizzate, è il suo comportamento ad alte temperature.

In particolare, il PES rimane in condizioni soddisfacenti a lungo termine in uso continuo senza che si registrino variazioni dimensionali o il deterioramento fisico a temperature fino a 200 °C.

Tra le proprietà fisiche del PES si riportano le seguenti:

- Resistenza al calore:

-A breve termine: l'HDT (Heat deflection temperature, la temperatura alla quale è possibile sollecitare un polimero o una plastica per un breve periodo) pari a 200-210° C, e il modulo di flessione non si riduce fino a temperature di circa 200°C. Generalmente, il modulo di flessione di resine termoplastiche, in particolare resine cristalline, si abbassa all'aumentare della temperatura. Tuttavia, il PES mantiene un elevato modulo di flessione ad alta temperatura, con un calo leggero delle sue proprietà fisiche solo con un aumento della temperatura. Le figure successive forniscono esempi reali dell'andamento del modulo di flessione rispetto alla resistenza a trazione.

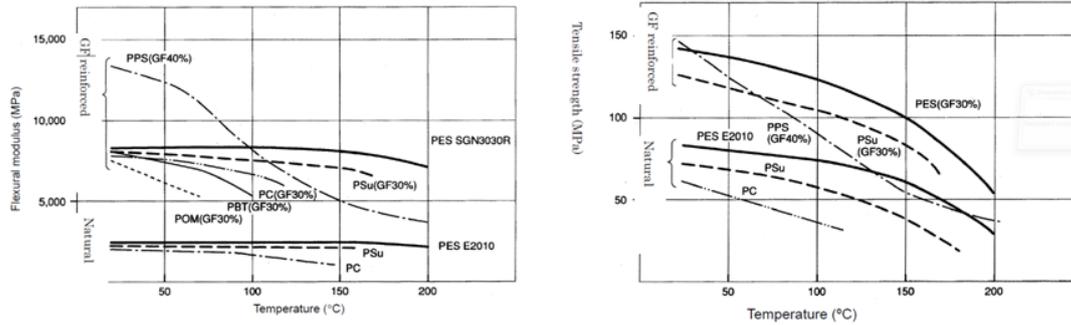


Figura 16: Confronto tra il Modulo di Flessione e la resistenza a Trazione del PES rispetto ad altre resine. Come si può notare dalla figura a sinistra il modulo di flessione del PES sia naturale che rinforzato (GF fibre di vetro) rimane quasi costante all'aumentare della temperatura, cosa che non avviene nel caso di resine quali PC o PPS. Nella figura a destra invece si può notare come la resistenza a Trazione della resina diminuisce anche oltre il 50% alla temperatura HDT (determinata tramite un test durante il quale sul provino viene applicato un carico a flessione su 3 punti. Successivamente, nella zona delle fibre sottoposte a sollecitazione, verrà posto un carico pari a 455 kPa o 1,82 MPa, e una volta ottenuto tale valore di sforzo, la norma prevede di scaldare il provino di 2 °C al minuto. La temperatura alla quale il provino raggiunge una inflessione di 0,25 mm è la HDT).

-A lungo termine: Esiste un metodo per valutare la resistenza al calore a lungo termine di una resina in cui viene utilizzata l'emivita della resistenza alla trazione. L'emivita della resistenza alla trazione del PES è di 20 anni a 180 °C, come mostrato in figura.

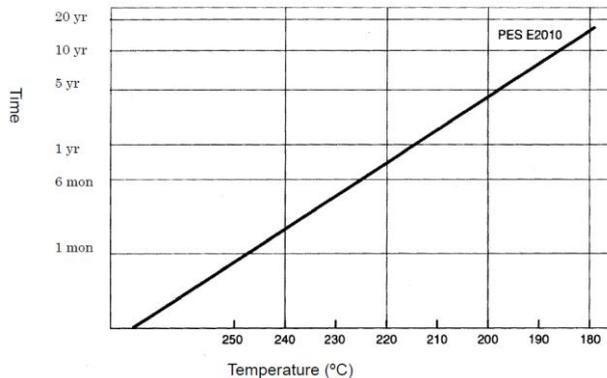


Figura 17: Dipendenza dalla temperatura del periodo di emivita della resistenza alla trazione.

Inoltre, il PES è certificato secondo le norme UL (UL746B) per essere in forma per uso continuo a 180 °C. La figura sottostante fa un confronto tra indice di temperatura di PES e altre resine.

Si nota come il PES ha un indice di temperatura maggiore di resine termoindurenti come pure convenzionali resine termoplastiche.

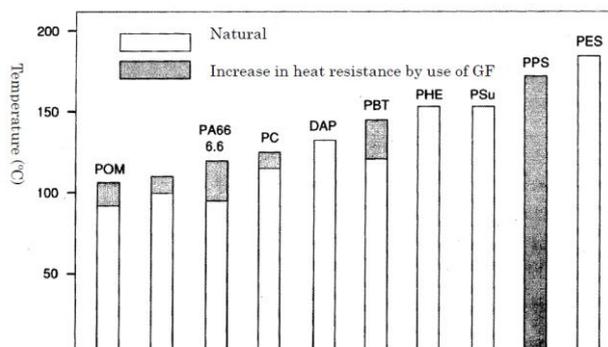


Figura 18: Confronto dell'indice di temperatura (UL) di varie resine.

- Stabilità dimensionale: Il restringimento allo stampaggio del PES varia dalla forma dello stampo e dalle condizioni di stampaggio. Ma in generale, la resina naturale di PES mostra un restringimento dello 0,6% e non è anisotropo, mentre il PES-GF rinforzato del 0,2% e risulta essere anisotropo. Il coefficiente di dilatazione lineare termica è basso sia per quanto riguarda il PES naturale ( $5.6 \times 10^{-5}/^{\circ}\text{C}$ ) sia per il PES rinforzato ( $2.3 \times 10^{-5}/^{\circ}\text{C}$ ) e rimane costante in un ampio intervallo di temperatura.

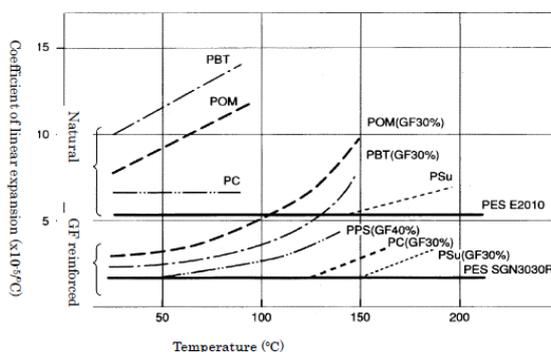


Figura 19: Dipendenza dalla temperatura del coefficiente di espansione lineare del PES naturale e rinforzato con GF rispetto ad altre resine; come si può notare il coefficiente di dilatazione del PES rimane costante fino a 200 °C a differenza di quello di altre resine che aumenta.

Il PES resiste adeguatamente ad alte temperature nella fase di saldatura. Se lasciato a 260°C per 10 secondi, il PES può avere un problema soprattutto se il prodotto non è stato asciugato correttamente. Inoltre, anche se il PES assorbe dell'acqua, esso presenta solo un modesto cambiamento dimensionale, anche se è in condizione di saturazione.

Il PES stampato può assorbire acqua in acqua o in atmosfera. L'assorbimento d'acqua dipende dall'umidità, dalla temperatura, dallo spessore e dalle varie composizioni del PES. La figura sottostante mostra le curve di assorbimento di acqua in acqua e in condizioni standard.

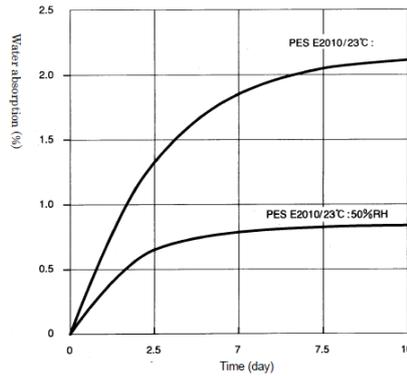


Figura 20: Curva di assorbimento d'acqua nel tempo del PES a 23°C in atmosfera e con il 50% di umidità relativa (RH). Spessore campione 2 mm.

Proprietà meccaniche del PES:

- Resistenza a creep: PES mostra eccellente resistenza al creep. Si nota che il PES ha una resistenza maggiore al creep rispetto ad altre plastiche ingegnerizzate a temperatura ambiente e anche ad alte temperature.

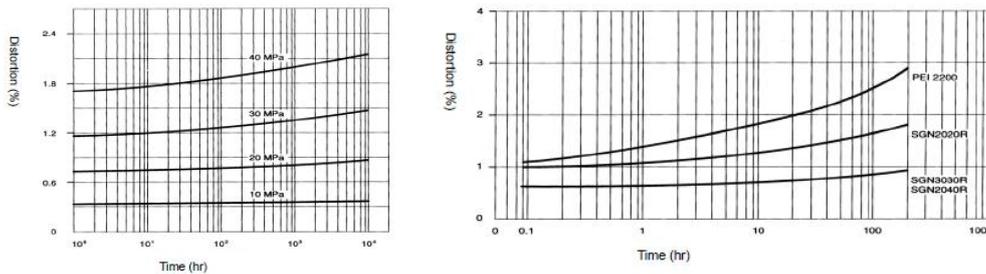


Figura 21: Resistenza al creep del PES (a sinistra: a temperatura ambiente 23°C; a destra: a 150°C con tensione 50MPa).

- Proprietà elettriche: PES mostra eccellenti proprietà elettriche, che vengono conservate anche ad alte temperature.

Il PES mostra una costante dielettrica ( $\epsilon$  capacità di schermare l'interazione elettrostatica dei materiali che divide) e un fattore di dissipazione dielettrica. Queste eccellenti proprietà vengono mantenute in una vasta gamma di temperature da bassa temperatura a temperatura elevata vicino al punto di transizione vetrosa. Il fattore di dissipazione dielettrica del PES è stabile ad un valore basso di 0,002 in un intervallo di temperatura pari a 20-225 °C.

Inoltre, la dipendenza dalla frequenza è bassa e circa 0,003-0,004 A a 105 Hz. La costante dielettrica del PES rimane praticamente costante fino in prossimità del punto di transizione vetrosa.

- Resistenza alla fiamma: PES è certificato per UL94-VO. Il UL94 è uno standard sull'infiammabilità delle materie plastiche rilasciato dai *Underwriters Laboratories* degli USA. La sigla VO descrive materiali che smettono di bruciare entro 10 secondi su un provino verticale, e la formazione di gocce di particelle sono consentite purché non siano infiammati.
- Modellabilità: Sebbene il PES è resina resistente ad alta temperatura, può essere stampato su apparecchiature comuni di stampaggio ad iniezione.

### 2.1.2 Caratterizzazione dell'EVA

L'EVA come già detto precedentemente è un materiale versatile, è disponibile in un'ampia gamma di densità.

Nomenclatura utilizzata:	Densità (kg/m <sup>3</sup> ):
EVA108	108.4 ± 1.7
EVA146	146.6 ± 1.0
EVA151	151.3 ± 1.8
EVA152	152.3 ± 1.4
EVA265	265.2 ± 1.3

Tabella 1: Campioni di EVA a diverse 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.

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.

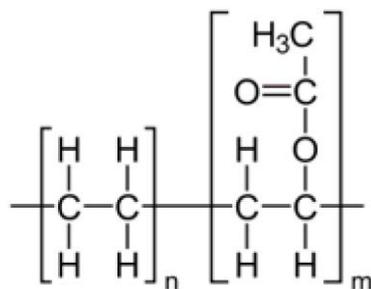


Figura 22: Formula chimica dell'EtilVinilAcetato.

In particolare gli etilvinilacetati nelle solette sono a celle chiuse, termoformabili a medie temperature (dai 60° ai 120°), utilizzati in lastre e con diverse densità e durezze 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.

R. Verdejo e N.J.Mills nel 2003 hanno condotto un'analisi agli elementi finiti della distribuzione delle tensioni nel cuscino calcaneare e nella zona centrale della suola di una scarpa da corsa, utilizzando dati di forza-spostamento per descrivere le proprietà del cuscino calcaneare e dati riportati in letteratura per descrivere la schiuma E.V.A..

In E.V.A. sono costruite numerose componenti di diversi tipi di calzature, pertanto le considerazioni sul materiale in questo studio risultano estremamente significative per un ampio spettro di utilizzo. Il cuscino calcaneare ha un modulo 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 d'impatti del tallone sul terreno. La schiuma E.V.A., assorbendo energia, limita la forza d'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. 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.

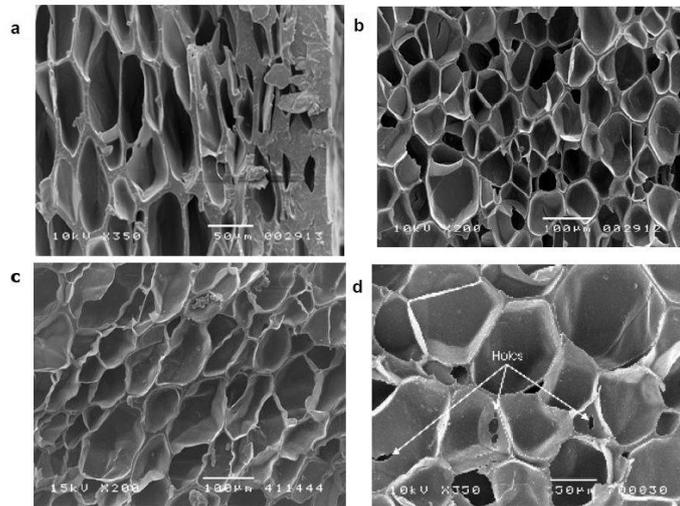


Figura 23: Micrografie della schiuma EVA, con lo spessore della suola diretto orizzontalmente, e la lunghezza della scarpa verticalmente: (a) zona vicino alla superficie inferiore, con pareti spesse delle celle sulla destra (sull'esterno della suola), e (b) centro della suola; la regione del tallone 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 iperelastico. La risposta di un campione di schiuma E.V.A. nelle scarpe da corsa utilizzate è stata misurata sperimentalmente in compressione e in tensione monoassiali. L'equazione del modello si accorda bene con le risposte di tensione e compressione; si sottolinea comunque come la reale risposta si alteri con il numero di cicli di sollecitazione.

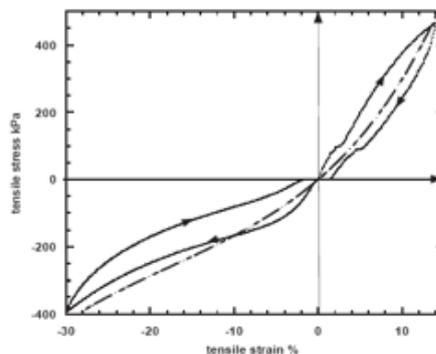


Figura 24: Risposta tenso-deformativa durante il carico e lo scarico della schiuma E.V.A. di densità 170 Kg/m<sup>3</sup>, confrontata con la previsione del modello iperelastico (linea tratteggiata).

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 presenti 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 calcaneare sia la schiuma E.V.A. 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 calcaneare, dal momento che possiede un modulo di comprimibilità più basso.

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.

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.

## 2.2 Caratterizzazione meccanica dei materiali mediante prove di compressione non confinata

La caratterizzazione meccanica dei materiali costituenti diversi plantari, utilizzati in calzature sportive utilizzate in terreno montano, è avvenuta mediante prove di compressione non confinata svolte presso il Dipartimento di Ingegneria Industriale dell'Università di Padova secondo il protocollo spiegato di seguito.

Strumentazione: Galdabini Sun 2500

Cella di carico: 2500 N

Velocità di deformazione: 0.5 mm/min

Deformazione massima:  $\leq 80\%$

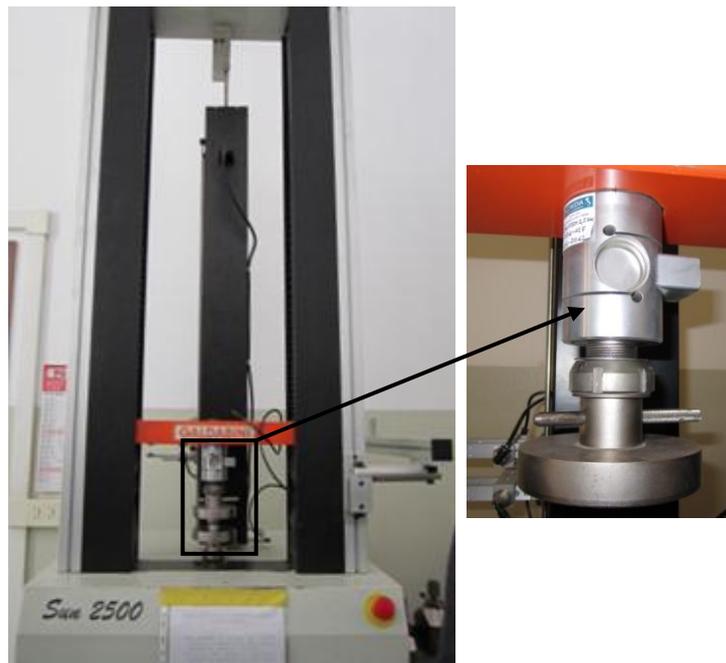


Figura 25: Macchinario per prova di compressione. A destra cella di carico.

**Preparazione dei campioni:** i campioni utilizzati per le prove sperimentali sono cilindri di materiale estratti dalle solette tramite una fustella di diametro di 17 mm. Il numero di campioni per ciascuna soletta è stato scelto in modo da caratterizzare il più possibile le varie regioni della soletta stessa ovvero la zona anteriore, mediana e posteriore.

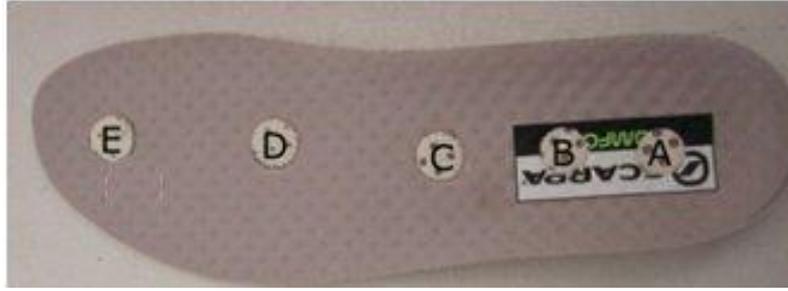


Figura 26: Campioni soletta 119.

**Posizionamento nella macchina:** essendo i nostri campioni di spessore molto ridotto è stato necessario creare dei distanziatori tra le piastre in modo da evitare che durante la prova queste potessero entrare in contatto danneggiando la strumentazione stessa.

Per far questo si sono creati tramite tornio, dei cilindri in alluminio di diametro pari a 25 mm, da posizionare tra piastre e campione.



Figura 27: Cilindri separatori.

**Inizio prova:** Prima di effettuare la prova di compressione vera e propria si è misurato lo spessore iniziale di ogni campione attraverso un calibro in modo da avere il riferimento per il calcolo della deformazione. Successivamente si sono posizionati i distanziatori al centro delle piastre ed incollati in modo da mantenere la medesima posizione per tutti i campioni.

Dopo aver posizionato il campione si è proceduto all'avvicinamento delle piastre fino al contatto del cilindro superiore con il campione (senza che si crei un carico) e infine si è iniziata la prova imponendo la velocità di deformazione di 0.5 mm/min e caricando il campione fino ad ottenere una deformazione totale di circa l'80%. Finita la prova si è scaricato il provino e distanziato le piastre per poterlo togliere dalla macchina e proseguire con gli altri campioni.

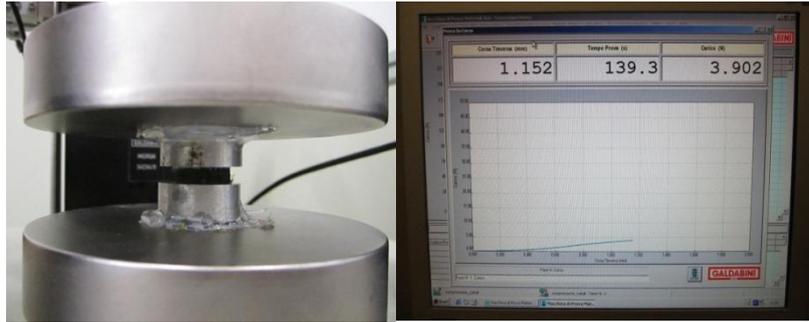


Figura 28: A sinistra campione sottoposto alla prova di compressione; a destra: creazione immediata del grafico carico/spostamento.

La procedura è stata effettuata per la caratterizzazione meccanica di diverse tipologie di plantari inseriti in diverse tipologie di calzature: plantari utilizzati in scarpe da escursioni (107), scarpe da *trekking* (127), scarponi di sci (126), e scarpe da *walking* (119 e 131).

I dati di ciascuna soletta vengono riportati nelle seguenti tabelle.

107 (Mountain)		SPESSORE INIZIALE CAMPIONI [mm]	
		107_A	5
		107_B	5
		107_C	5,1
		107_D	5
		107_E	4,55
		107_F	4,55
		107_G	4,6
PROVE			
CAMPIONI	FORZA MASSIMA [N]	SPOSTAMENTO [mm]	
107_A	1463,5	4,04	
107_B	1563	4,05	
107_C	1481,1	4,46	
107_D	1546,5	4,46	
107_E	2208,4	4,05	
107_F	1878,3	4,11	
107_G	1458,1	4,17	

Tabella 2: Prove di compressione sulla soletta 107.

127 (Trekking)		SPESSORE INIZIALE CAMPIONI [mm]	
	127_A	6,2	
	127_B	6	
	127_C	6	
	127_D	5,4	
	127_E	5,4	
PROVE			
CAMPIONI	FORZA MASSIMA [N]	SPOSTAMENTO [mm]	
127_A	623,8	5,11	
127_B	395,6	5,09	
127_C	202,2	5,14	
127_D	712,3	5,26	
127_E	838,9	5,13	

Tabella 3: Prove di compressione sulla soletta 127.

126 (Scarpone da sci)		SPESSORE INIZIALE CAMPIONI [mm]	
	126_A	4,8	
	126_B	5,8	
	126_C	4,5	
	126_D	3,7	
	126_E	3,7	
	126_F	3,7	
PROVE			
CAMPIONI	FORZA MASSIMA [N]	SPOSTAMENTO [mm]	
126_A	188,1	4,34	
126_B	150,9	5,06	
126_C	158,1	4,01	
126_D	53,3	3,01	
126_E	71,9	3,05	
126_F	83	3,03	

Tabella 4: Prove di compressione sulla soletta 126.

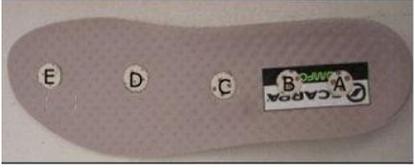
119		SPESSORE INIZIALE CAMPIONI [mm]	
	119_A	3,5	
	119_B	3,3	
	119_C	2,9	
	119_D	2,1	
	119_E	1,9	
PROVE			
CAMPIONI	FORZA MASSIMA [N]	SPOSTAMENTO [mm]	
119_A	158,6	3,01	
119_B	155,8	2,94	
119_C	83,6	2,42	
119_D	96,8	1,9	
119_E	139,6	1,67	

Tabella 5: Prove di compressione sulla soletta 119.

131		SPESSORE INIZIALE CAMPIONI [mm]	
	131_A	6,9	
	131_B	6,7	
	131_C	2,9	
	131_D	2,2	
PROVE			
CAMPIONI	FORZA MASSIMA [N]	SPOSTAMENTO [mm]	
131_A	126,4	5,93	
131_B	237,4	5,7	
131_C	144,1	2,51	
131_D	272,4	1,85	

Tabella 6: Prove di compressione sulla soletta 131.

Dopo aver effettuato le prove di compressione sono stati raccolti i dati ed elaborati in Excel per determinare l'effettivo grafico tensione/deformazione.

Come prima cosa si sono importati i valori corrispondenti alla forza e allo spostamento di ogni campione e trasformati in tensioni nominali e deformazioni attraverso le seguenti formule.

$$\sigma = \frac{F}{A} ; \quad \varepsilon = \frac{l}{l_0} * 100;$$

dove:

$\sigma$  = tensione;

$\varepsilon$  = deformazione (%);

F = forza (carico);

A = area campione ( $\pi * (\Phi/2)^2$ );

$\Phi$  = diametro campione;

l = spostamento (spessore istantaneo campione);

$l_0$  = spessore iniziale campione;

Dopo aver opportunamente elaborato i dati si riportano a titolo di esempio i risultati ottenuti per il campione A del plantare 126.

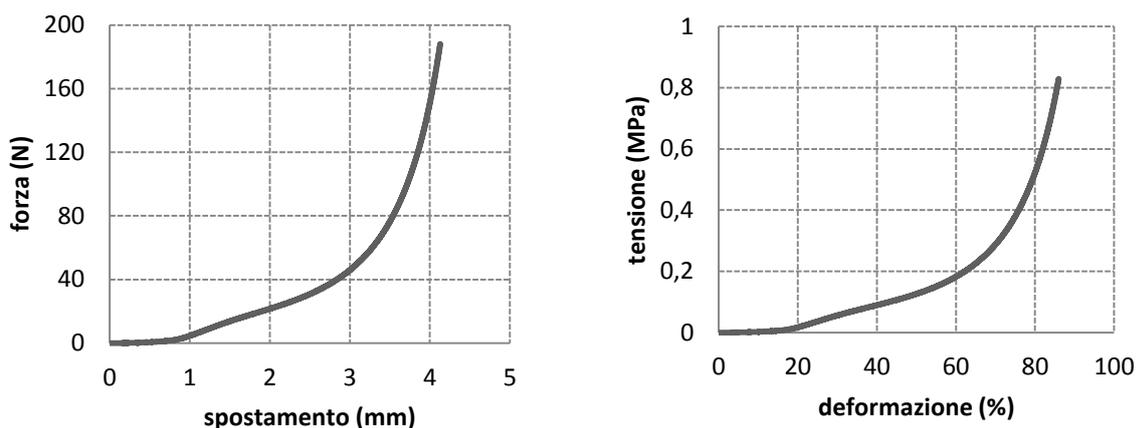


Figura 29: Grafici ottenuti per il campione A della soletta 126 (sinistra: Forza/Spostamento; destra: Tensione/Deformazione).

Dopo aver effettuato le stesse operazioni per ognuno dei campioni dei cinque plantari si sono confrontati gli andamenti dei grafici di tensione/deformazione così da notare se le diverse zone dei plantari abbiano o meno un comportamento simile e quindi se per il modello costitutivo si possa adottare un andamento medio per descrivere le proprietà del materiale delle singole solette considerato come materiale composito.

Il calcolo degli andamenti medi è stato effettuato attraverso Matlab ma solo dopo aver campionato i dati normalizzati in modo da avere al massimo 800 dati per ogni campione, valore adatto all'elaborazione in Matlab.

Il campionamento dei dati è stato effettuato attraverso il programma Igor utilizzando una frequenza di campionamento pari al valore ottenuto con la seguente formula

$$fc = \frac{800}{n^{\circ} \text{ massimo di dati acquisiti per campione}}$$

Al fine di confrontare le curve di tensione/deformazione ottenute per ciascun campione, si è proceduto al fit dei dati attraverso il toolbox *cftool*, presente in Matlab, con delle funzioni polinomiali o esponenziali, del grado più appropriato ad interpolare gli andamenti ottenuti, dalle quali si sono ricavati i parametri  $p_i$  e  $a_i, b_i$  rispettivamente

$$s(x) = \sum_{i=1}^n p_i * x^{n-i}$$

$$s(x) = \sum_{i=1}^n a_i * e^{b_i x}$$

e successivamente ricampionati ad intervalli di deformazione costanti, controllato la positività dei dati e imposto un andamento crescente.

Infine si è determinato l'andamento medio di ogni plantare.

Vengono riportati in seguito i grafici relativi a ciascun plantare. In dettaglio è stato riportato il grafico contenente la risposta tenso-deformativa di ciascun campione e la curva media risultante.

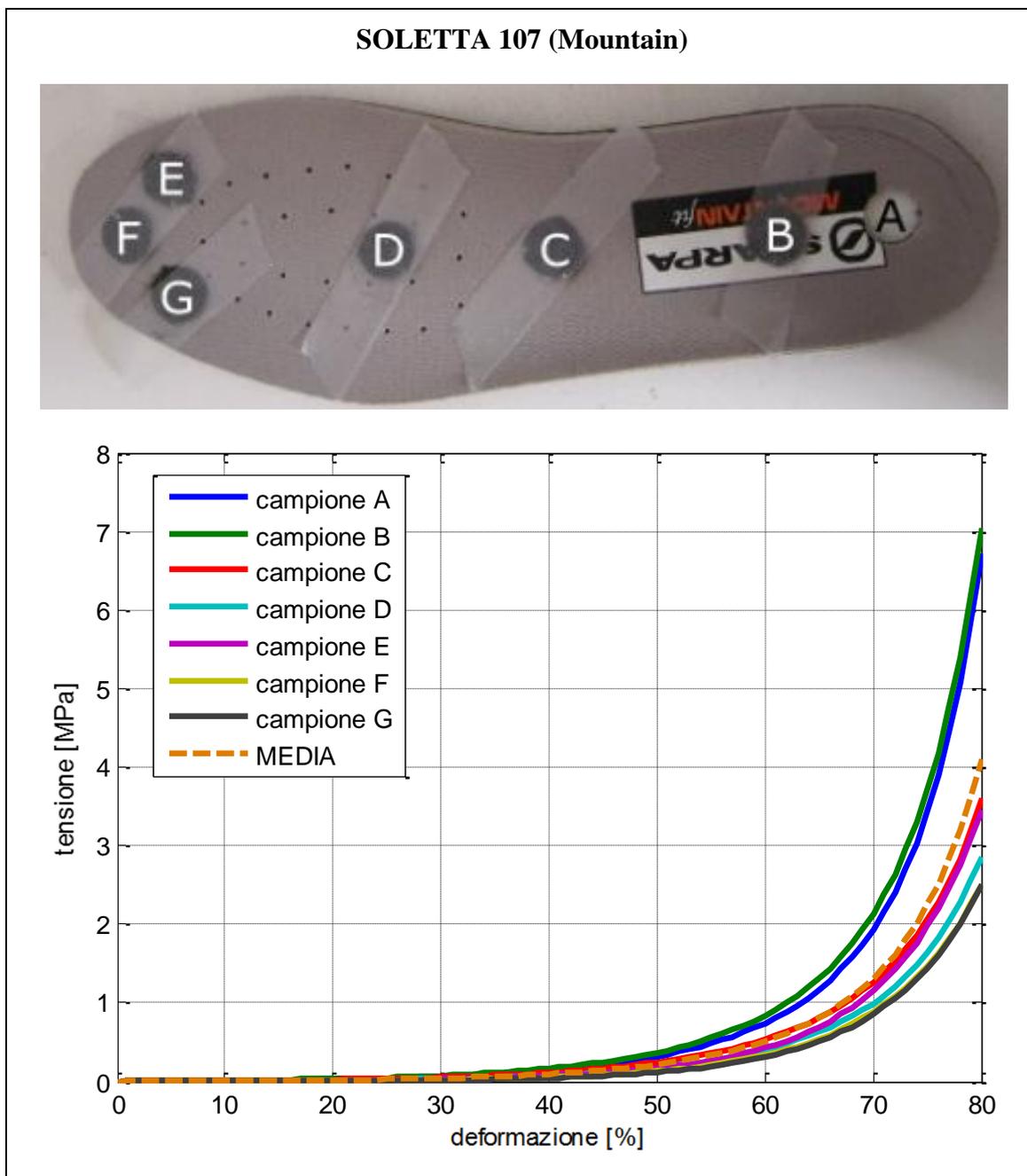


Figura 30: Andamenti dei 7 campioni del plantare 107 e andamento medio.

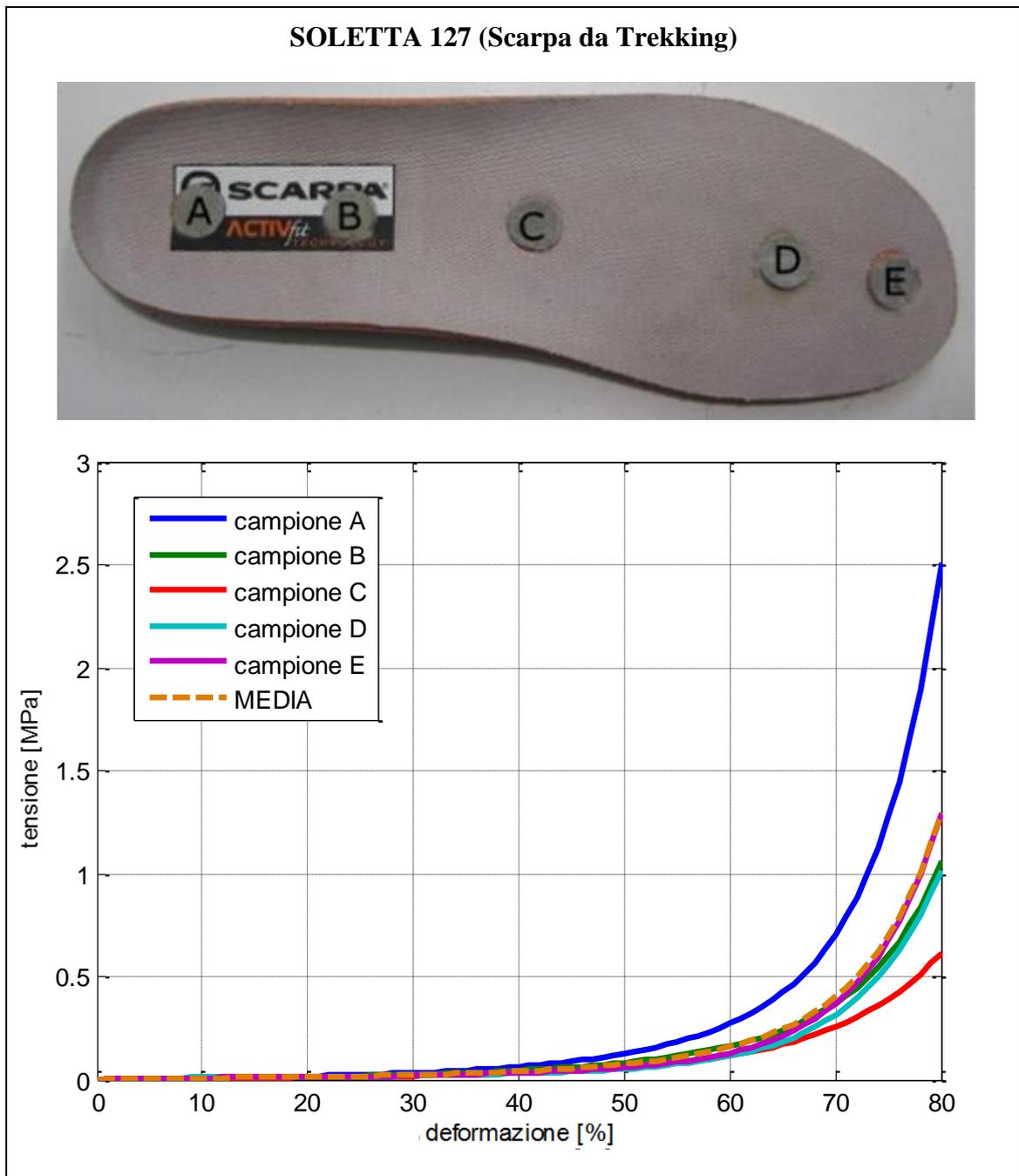


Figura 31: Andamenti dei 5 campioni del plantare 127 e andamento medio.

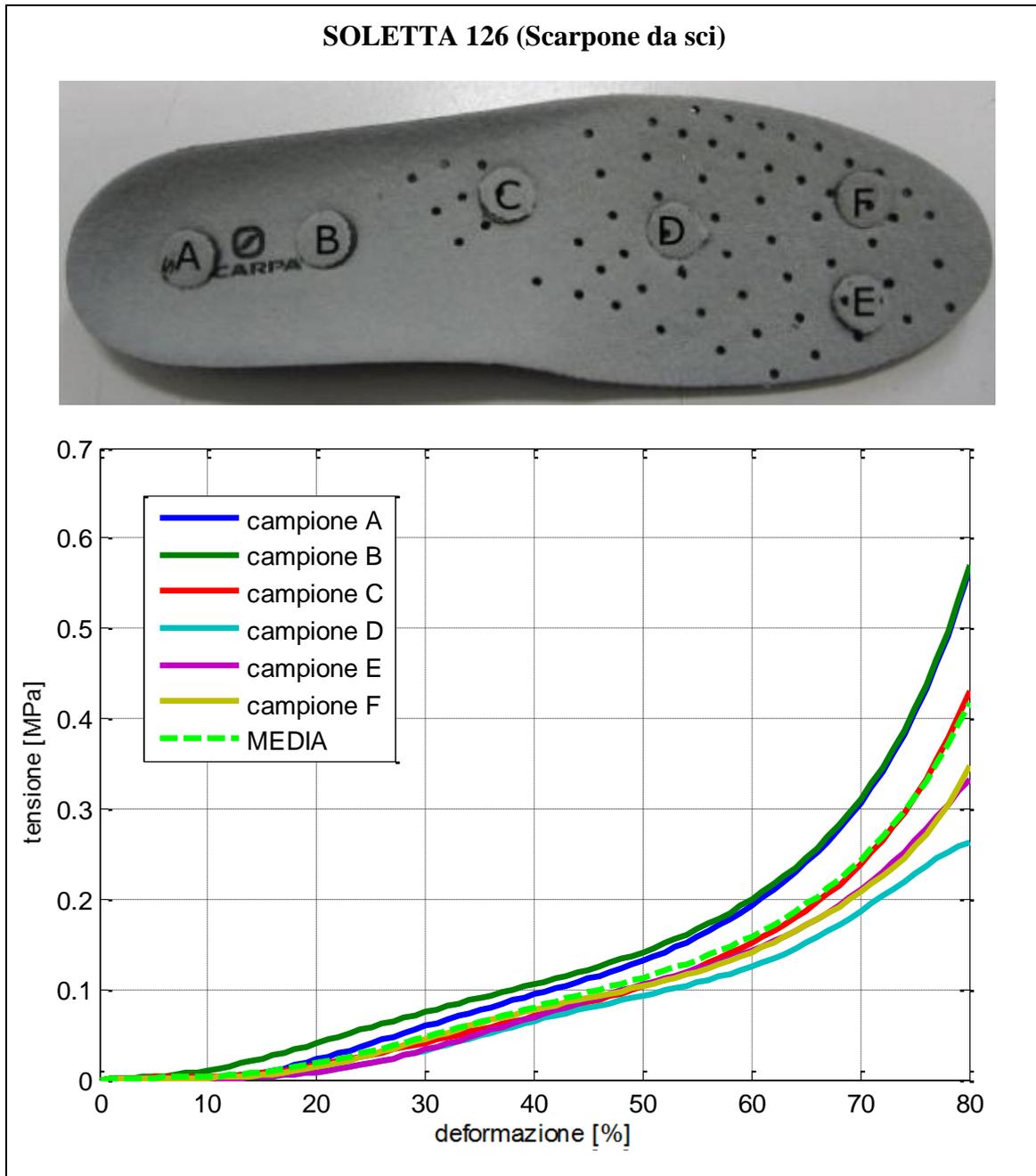


Figura 32: Andamenti dei 6 campioni del plantare 126 e andamento medio.

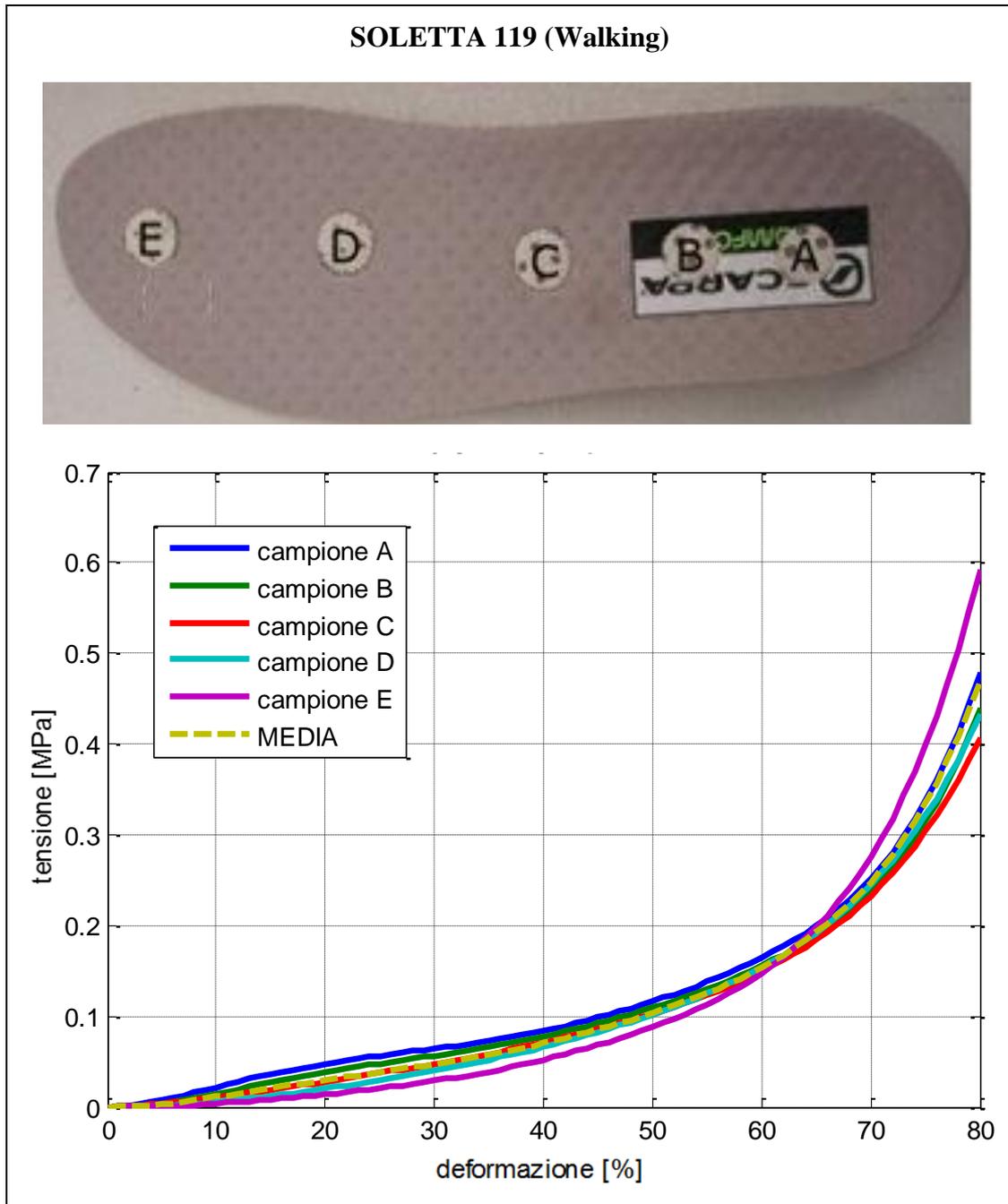


Figura 33: Andamenti dei 5 campioni del plantare 119 e andamento medio.

SOLETTA 131 (Walking)

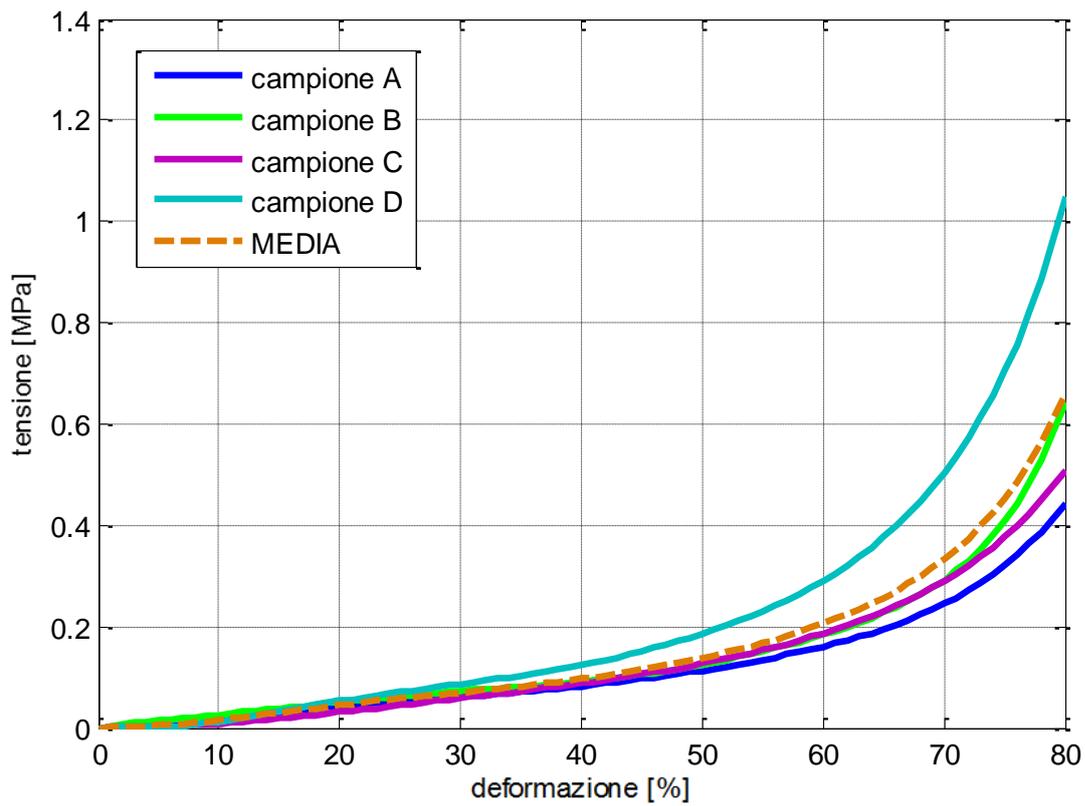


Figura 34: Andamenti dei 4 campioni del plantare 131 e andamento medio.

A questo punto si sono messi a confronto gli andamenti medi ottenuti per le solette in modo da determinare se ci sono comportamenti simili tra esse.

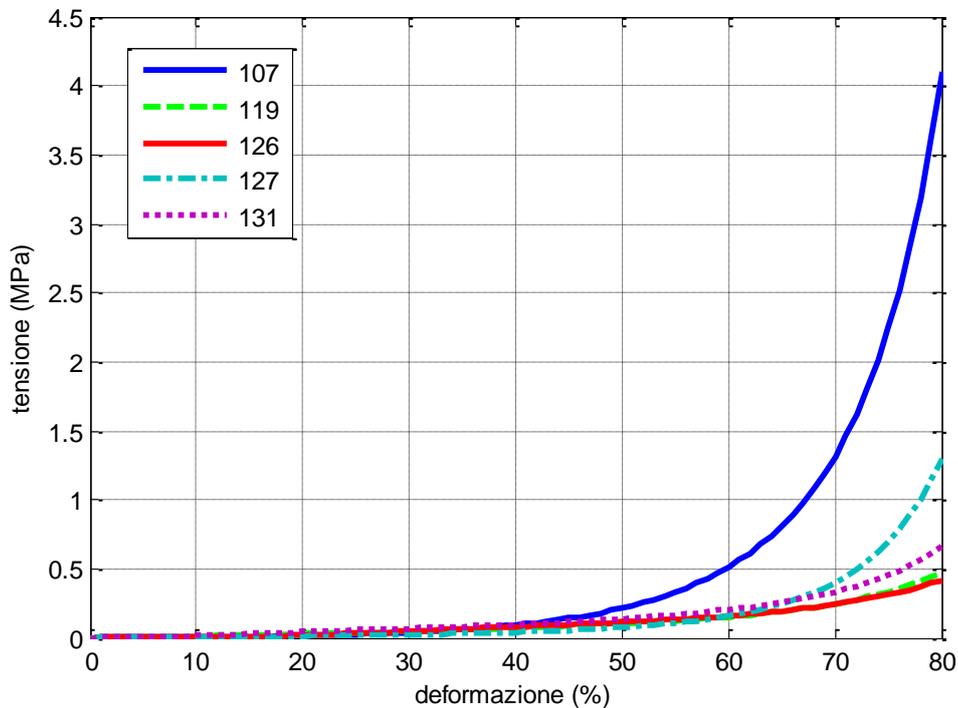


Figura 35: Confronto tra gli andamenti medi dei plantari.

Come si nota dalla figura sopra riportata l'andamento tenso-deformativo medio delle solette si può considerare distinguibile a partire dal 40% della deformazione, dopo la quale la rigidità delle solette risulta essere diversa in modo più significativo.

La soletta che presenta un comportamento meccanico particolarmente diverso è la 107 utilizzata in calzature da mountain, la cui rigidità porta a valori di tensione in media quattro volte maggiori rispetto a quelle che si formano negli altri plantari per valori di deformazione uguali.

Per quanto riguarda le altre quattro solette, la seconda per rigidità risulta essere la 127 utilizzata in calzature da trekking; per quanto riguarda invece le due solette utilizzate in calzature da walking, la 119 e 131, l'andamento tenso-deformativo risulta essere quasi parallelo, ovvero i materiali che le compongono sono gli stessi ma la rigidità della 131 risulta leggermente più elevata a causa della quantità maggiore di materiale spugnoso e la presenza, nella superficie inferiore, di fori con spessore e diametro maggiore. Infine le solette 119 e 126 anche se utilizzate in calzature differenti e costituite, visibilmente, da materiali diversi, risultano avere un andamento simile.

### 2.3 *Caratterizzazione costitutiva dei materiali*

La caratterizzazione delle proprietà meccaniche dei materiali che compongono i plantari è il primo passo per la formulazione di quelli che vengono definiti modelli costitutivi dei materiali ovvero modelli che 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 utilizzare 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 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.

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 (Holzapfel G. A., 2000):

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

dove:

$\mathbf{S}$  = secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff

$\mathbf{C}$  = tensore destro di deformazione di Cauchy-Green

$\psi$  = funzione energia libera di Helmholtz

$D_{int}$  = 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:

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

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

$$D_{int} = \left( \frac{1}{2} \mathbf{S} - \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{C}} \right) : \dot{\mathbf{C}} - \frac{\partial \psi}{\partial \boldsymbol{\omega}^i} : \dot{\boldsymbol{\omega}}^i \geq 0 \quad (3)$$

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:

$$\mathbf{S}(\mathbf{C}, \boldsymbol{\omega}^i) = 2 \frac{\partial \psi(\mathbf{C}, \boldsymbol{\omega}^i)}{\partial \mathbf{C}} \quad D_{int} = - \frac{\partial \psi}{\partial \boldsymbol{\omega}^i} : \dot{\boldsymbol{\omega}}^i \geq 0 \quad (4)$$

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 di  $D_{int}$  sopra riportata. Il principio d'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 (Gurtin M.E., 1981).

### 2.3.1 Formulazione del modello iperelastico

Dall'analisi dei dati sperimentali si evince che i materiali utilizzati per i plantari presentano una risposta non lineare nel campo delle grandi deformazioni. I materiali non presentano particolari simmetrie e di conseguenza la loro risposta meccanica può essere descritta attraverso un modello iperelastico.

Nel caso di un materiale iperelastico, la funzione di energia libera di Helmholtz dipende in modo biunivoco dal solo stato di deformazione corrente e il lavoro delle tensioni interne è indipendente dal percorso tensione-deformazione. In questo caso si può affermare che tale energia è un potenziale dello stato di deformazione ed è denominata funzione densità d'energia di deformazione  $W$ :

$$\psi(\mathbf{C}) = W(\mathbf{C}) \quad (5)$$

In questa condizione, la relazione tensione-deformazione può essere così definita:

$$\mathbf{S}(\mathbf{C}) = 2 \frac{\partial W(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \quad (6)$$

dove:

$S$  = secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff

$C$  = tensore destro di deformazione di Cauchy-Green.

Al fine di descrivere correttamente il materiale risulta necessario distinguere una componente volumetrica  $U(I_3)$  ed una componente isovolumetrica  $\tilde{W}(\tilde{I}_1)$ . La funzione densità d'energia di deformazione può essere così definita:

$$W(\mathbf{C}) = U(I_3) + \tilde{W}(\tilde{I}_1) \quad (7)$$

dove  $I_3 = J = \sqrt{\det(C)}$  e  $\tilde{I}_1 = \text{tr}(J^{-\frac{2}{3}}C)$ .

In dettaglio il contributo volumetrico è stato definito con la seguente formulazione:

$$U(I_3) = \frac{K_v}{2+r(r+1)} \left[ (I_3^{1/2} - 1)^2 + I_3^{-r/2} + rI_3^{1/2} - (r+1) \right] \quad (8)$$

In questa prima parte si evidenziano i parametri costitutivi  $K_v$  e  $r$  che si riferiscono al comportamento volumetrico del materiale e definiscono il modulo volumetrico tangente secondo la seguente formula:

$$K^T = \frac{K_v}{2+n(n+1)} \left[ 2 + n(n+1)I_3^{-(n+2)/2} \right] \quad (9)$$

Per quanto riguarda la componente iso-volumetrica la formulazione adottata è la seguente:

$$\tilde{W}(\tilde{I}_1) = \frac{C_1}{\alpha} \left\{ \exp[\alpha(\tilde{I}_1 - 3)] - 1 \right\} \quad (10)$$

Il parametro  $C_1$  definisce la rigidità tagliante del materiale attraverso la relazione  $G = 2C_1$  mentre il parametro  $\alpha$  è identificativo della non linearità della risposta del materiale, in riferimento ai dati sperimentali.

### 2.3.2 *Valutazione dei parametri costitutivi*

Una volta identificato 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 definito 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 di tensione-deformazione generici (monoassiali, biassiali, etc.); non è possibile sviluppare prove sperimentali che comprendano tutti gli stati tensione-deformazione che può subire un materiale, 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.

#### 2.3.2.1 *Definizione del modello analitico*

La complessità dell'identificazione dei parametri costitutivi cresce con l'aumentare del numero di parametri considerati. Questo accade quando si considerano materiali anisotropi e leggi costitutive non lineari. L'approccio usuale consiste nell'analisi inversa dei modelli costitutivi. Si assume cioè che la storia tenso-deformativa sia nota a partire dalle prove sperimentali e si considerano come parametri costitutivi quelli che fittano meglio l'andamento della curva sperimentale. Di conseguenza i parametri sono identificati usando i dati sperimentali, i corrispondenti risultati del modello e le tecniche di ottimizzazione. Quando le prove meccaniche sono eseguite su campioni dalla geometria semplice e con condizioni al contorno appropriate si generano campi di tensione e deformazione omogenei. Ciò permette di adottare una formulazione analitica, capace di interpretare prove sperimentali semplici introducendo alcune semplificazioni.

Per situazioni più complicate devono invece essere adottati modelli numerici. Inoltre i test meccanici dovrebbero considerare diverse modalità di deformazione per fornire tutte le informazioni necessarie a caratterizzare il comportamento tenso-deformativo generico

del tessuto e per consentire l'identificazione univoca dei parametri costitutivi (Natali et al., 2006). Quindi, per procedere con l'identificazione dei parametri costitutivi, è necessario sviluppare una formulazione del modello analitico che tenga conto della configurazione sperimentale e della formulazione costitutiva adottata. In riferimento ai tests uniassiali (Miller-Young et al., 2002; Ledoux and Blevins, 2007) il modello analitico deve fornire una relazione tra la tensione nominale lungo la direzione di carico (cioè il rapporto tra il carico applicato e l'area della sezione trasversale indeformata del campione) e la configurazione di deformazione imposta. Per un materiale iperelastico, la generica relazione tensione-deformazione viene ricavata a partire da

$$\mathbf{P} = 2\mathbf{F} \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}}$$

dove  $\mathbf{P}$ , primo tensore di Piola-Kirchhoff, dà una misura della tensione nominale mentre  $\mathbf{F}$  è il gradiente di deformazione. La definizione del modello analitico, tenendo in considerazione il modello iperelastico della soletta, deve fornire una relazione tra sforzo nominale lungo la direzione di carico e la storia di deformazione imposta. Considerando la formulazione proposta della funzione energia di deformazione (formula (7)), il generale andamento della curva sforzo-deformazione è valutata come:

$$\mathbf{P} = \mathbf{P}_{mv} + \mathbf{P}_{mi}$$

$$\mathbf{P}_{mv} = 2\mathbf{F} \frac{\partial U(I_3)}{\partial \mathbf{C}} = \frac{K_v}{2 + r(r + 1)} [2J(J - 1) - rJ^{-r} + rJ] \mathbf{F}^{-T}$$

$$\mathbf{P}_{mi} = 2\mathbf{F} \frac{\partial \tilde{W}(\tilde{I}_1)}{\partial \mathbf{C}} = C_1 \exp[\alpha_1(\tilde{I}_1 - 3)] (2J^{-\frac{2}{3}} \mathbf{F} - \frac{2}{3} \mathbf{F}^{-T})$$

Per condizioni di carico uniassiali si può assumere che il gradiente di deformazione sia un tensore diagonale con dilatazioni principali  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  e  $\lambda_3$ .

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \bar{\lambda}_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix}$$

La dilatazione lungo la direzione di carico  $\lambda_1$  è imposta, mentre le altre due devono essere misurate. Inoltre il primo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff dipende dagli invarianti principali  $\tilde{I}_1$  e  $I_3$  che a loro volta sono funzioni delle dilatazioni principali  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  e  $\lambda_3$ . Le componenti di dilatazione che non sono determinate sperimentalmente possono essere calcolate usando il modello analitico. In accordo con la condizione di carico uniassiale, le componenti trasversali della tensione  $P_{22}$  e  $P_{33}$  possono essere considerate nulle. Di conseguenza le equazioni

$$P_{22}(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = 0 \quad \text{e} \quad P_{33}(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = 0$$

rendono possibile valutare  $\lambda_2$  e  $\lambda_3$  per valori fissati di  $\lambda_1$ . A questo punto è possibile determinare la componente di tensione nominale  $P_{11}$  lungo la direzione di carico.

### 2.3.2.2 Definizione della funzione costo

Il confronto tra i dati sperimentali e le previsioni del modello viene fatto minimizzando una funzione costo che dipende dai parametri costitutivi e tiene conto della discrepanza tra i risultati sperimentali e quelli del modello. La funzione costo dipende dall'accuratezza dei dati in ingresso (come i dati sperimentali), dalla quantità di dati a disposizione e dal peso associato a ciascuno di essi.

Viene quindi definita una funzione costo  $\Omega$ , che ha come variabili i parametri costitutivi,  $\omega$ :

$$\Omega(\omega) = \left\{ \frac{1}{ned} \sum_{i=1}^{ned} \left[ 2 - \mathbf{V}_i^{mod}(\omega, z_i^{exp}) / \mathbf{V}_i^{exp} - \mathbf{V}_i^{exp} / \mathbf{V}_i^{mod}(\omega, z_i^{exp}) \right]^2 \right\}^{1/2}$$

dove:

ned = numero di dati sperimentali analizzati,

$z_i^{exp}$  = ith dato sperimentale dato come input (in termini di deformazione o spostamento),

$\mathbf{V}_i^{exp}$  = ith dato sperimentale di output (in termine di tensione o forza),

$\mathbf{V}_i^{mod}$  = ith dato di modello di output calcolato per i parametri costitutivi,  $\omega$ , analizzati.

La funzione  $\Omega$  fornisce una misura della differenza tra risultati sperimentali e del modello quando si utilizzano i parametri costitutivi  $\omega$ . Il problema di ottimizzazione prevede la valutazione del set di parametri costitutivi  $\omega_{opt}$  che minimizza  $\Omega$ . Se il modello costitutivo adottato è altamente non lineare, la funzione costo è spesso caratterizzata da un andamento multimodale, cioè la funzione presenta un minimo globale e ulteriori minimi locali. Se si risolve il problema di ottimizzazione con un metodo deterministico (Stoer and Bulirsch, 1992), come ad esempio il metodo del semplice di Nelder Mead, può succedere di individuare solo un minimo locale invece di quello assoluto, senza generare quindi la soluzione ottima.

Dall'altra parte un algoritmo stocastico, come il simulated annealing, funziona meglio in presenza di un numero di variabili elevato. Esso si basa sulla valutazione random della funzione costo, in modo da non far arrestare l'algoritmo in corrispondenza di un minimo locale. Tuttavia questo metodo non garantisce di trovare un minimo globale o locale ma di avvicinarsi ad esso.

Diventa quindi necessario procedere all'ottimizzazione utilizzando un algoritmo che accoppi il metodo stocastico e deterministico (Natali et al., 2009).

Esso deve analizzare tutti i minimi della funzione, individuare la regione in cui si trova il minimo assoluto e restituirne la posizione esatta. I parametri costitutivi individuati per la soletta 131 verranno utilizzati per lo svolgimento di un'analisi numerica descritta nel capitolo 5.

	$K_v$	$r$	$C_1$	$\alpha_1$
107	0.078316986	3.328912735	0.015252131	0.564955
119	0.050177034	0.806863588	0.017109569	2.94E-04
126	0.083336826	0.82855824	0.032418647	1.03E-05
127	0.027855198	3.02066145	0.010669889	0.283131
131	0.063546177	0.83842834	0.025804641	1.05e-05

Tabella 7: Parametri costitutivi.

Vengono riportati di seguito i confronti tra dati sperimentali e risultati di modello analitico per i parametri riportati in tabella 7.

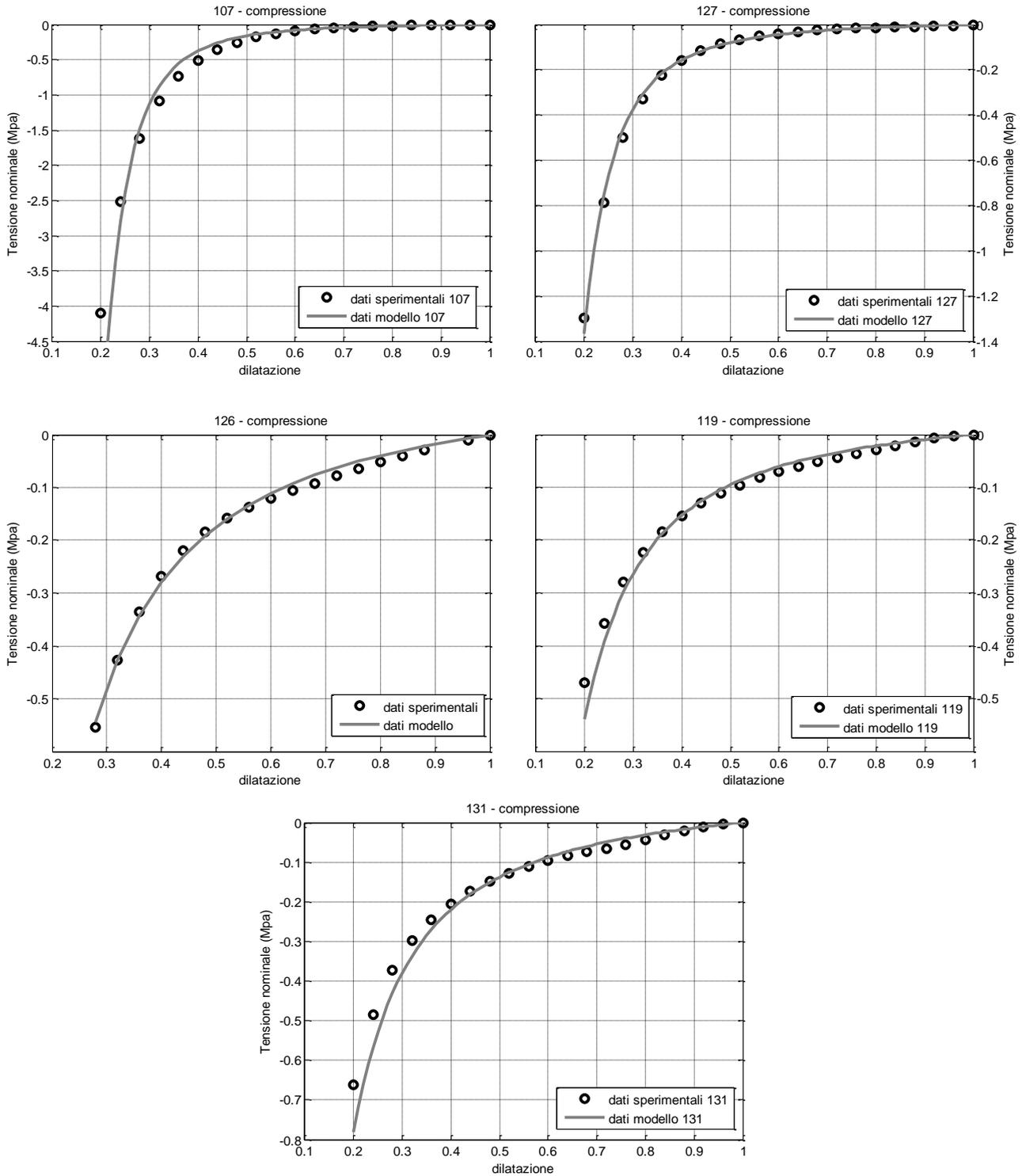


Figura 36: Confronto tra i dati sperimentali delle prove a compressione ed i risultati di modello delle cinque solette.

## CAPITOLO 3

# CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DEI MATERIALI COSTITUENTI LE SUOLE DI CALZATURE SPORTIVE

### 3.1 Definizione dei materiali costituenti le suole

Nell'analisi delle suole si è presa in considerazione la suola Spider utilizzata in accoppiamento con i plantari 119 e 131 visti nel precedente capitolo.

La suola Spider è costituita da un'intersuola composta da due differenti tipi di EVA, bassa e alta densità, le cui caratteristiche sono già state descritte nei paragrafi precedenti, e da un battistrada in gomma Vibram.

Vibram è leader mondiale nella produzione e della commercializzazione di suole e mescole in gomma ad alte prestazioni, destinate ai mercati per l'outdoor, il lavoro, il tempo libero, la moda, la riparazione e l'ortopedia.



Figura 37: Logo Vibram®.

Nel corso di 70 anni di storia, Vibram ha accumulato una lunga esperienza impegnandosi a sviluppare una gamma di prodotti molto performanti adatti alle pratiche sportive e non solo. Forte del suo know-how, Vibram alla fine degli anni sessanta, è entrata nel settore della calzatura di sicurezza, con la suola "Security" in gomma speciale, resistente alle sostanze industriali. Durante gli anni ottanta ha sviluppato i materiali *Evaflex* e *Gumlite*, entrando nel settore del casual e della moda, dedicando così la propria attenzione anche a questi mercati che richiedevano prodotti di qualità.

Le severe prove sul campo eseguite dal *Vibram Tester Team* garantiscono l'idoneità e la funzionalità delle soluzioni adottate sulle suole in un'ampia gamma di situazioni di camminata (salita, discesa, attraversata, arrampicata, ecc), di terreni (roccia, terra, erba, fango, neve, ghiaccio, bagnato, asciutto, asfalto, legno), di applicazioni in ambito lavorativo (antinfortunistica) e sportivo (alpinismo, trekking, torrentismo, freeclimbing, sci, sci-alpinismo, snowboard, telemark, motocross, supermotard, nautica, ecc). Solo dopo essere stati testati e approvati dal tester team, i prodotti Vibram possono essere commercializzati.

L'azienda produce vari tipi di suola:

- *Carrarmato*: Vera icona del design internazionale, il Carrarmato veicola da oltre 70 anni i valori di qualità e di affidabilità cari a Vibram. Dal Carrarmato iniziale sono nate numerose suole Vibram (Roccia, Montagna, Himail, Saas Maor, Marmolada, Jankuat, Breithorn). Prodotto in gomma compatta per il trekking, l'alpinismo, l'antinfortunistica sul lavoro o in gomma espansa per la città, il passeggio e l'ortopedia, il suo design ha conosciuto diverse evoluzioni. Con chiodo a stella o a spirale, con spessori più o meno alti, con punta tonda o quadrata, ogni "Carrarmato" ha le proprie specificità e risponde ad esigenze precise. Considerata come un'invenzione che rivoluzionò il modo di andare in montagna, Vibram Carrarmato è tuttora la suola preferita degli alpinisti.

- *Faster*: suola "multistrato" che offre un profilo dinamico molto estetico, spostato in avanti per garantire prestazioni di alto livello. Faster è adatta alle pratiche "multisport" che richiedono spinta, stabilità e sostegno.

- **Strato 1**: il battistrada in gomma bi-densità. Grazie all'esclusiva tecnologia Vibram 2CM («Two Color Moulding») si è riusciti ad associare diversi tipi di gomma e di colori con grande precisione. La miscela nera è mordente e ad alta resistenza per una massima spinta, mentre la miscela grigia, più leggera, garantisce maggiore sensibilità. Il grip è ottimizzato da microinserti che si piantano nel terreno.

- **Strato 2**: l'inserto semi-rigido in TPU. I rischi di torsione sono ridotti grazie al supporto fornito da un inserto semi-rigido che controlla la stabilità laterale. Nelle situazioni più estreme, il piede non flette e si mantiene in posizione per il passo successivo.

- **Strato 3**: la zeppa in EVA bi-densità. La parte superiore della suola è in EVA termoformato per assicurare perfettamente il legame con la tomaia della scarpa.

L'EVA doppia densità è estremamente leggera e offre un elevato grado di shock absorbing nei salti e nelle discese veloci. Inoltre inclina in avanti la cadenza della scarpa, favorendo il movimento dinamico in corsa.

- **VSM:** sistema sviluppato e brevettato da Vibram per il Supermotard, disciplina estremamente logorante per gli stivali che rimangono frequentemente a contatto con la pista. Composto da una suola in gomma con una particolare geometria in cui si avvitano degli “**sliders**” **intercambiabili**, VSM è **l'unico sistema** in grado di offrire una gamma di prestazioni così completa:

- **protezione dello stivale:** la posizione e la geometria degli sliders sono studiate per evitare allo stivale e alla suola di toccare la pista. Si consumano solo gli sliders, facilmente sostituibili.

- **controllo:** gli sliders sono disponibili in versione **WET** (in gomma per il grip sul bagnato), **DRY** (nylon rinforzato, estremamente resistente) e **RACING** (materiale ibrido, per un ottimo mix grip/resistenza). Il pilota può settare i propri stivali in base alle condizioni atmosferiche e al proprio stile di guida, optando per più o meno grip, più o meno protezione, più o meno scivolosità. Mantenendo sempre alto il livello di controllo del mezzo.

- **adattabilità:** il sistema VSM può essere montato su quasi tutti i tipi di stivali. Una volta fatta applicare la suola Vibram da un calzolaio specializzato, il pilota può facilmente sostituire gli sliders usurati con qualche giro di cacciavite.

Fin dalla sua introduzione sul mercato, Vibram VSM si è affermato nell'ambiente del Supermotard come “la rivoluzione delle saponette Gialle”, vincendo anche il titolo mondiale della disciplina nel 2007 sotto agli stivali dei piloti Adrien Chareyre e Gerald Delepine del Team Husqvarna.

- **SpiderWeb:** Concepita a partire da innovativi principi meccanici e fisici, è una sottile magliatura di gomma costituita da una moltitudine di filamenti intrecciati, la cui architettura e disegno ricorda quella di una tela di ragno. Tra i filamenti di gomma, non vi è nulla se non l'aria che permette al piede di respirare liberamente: Vibram SpiderWeb è traforata per una percentuale di oltre il 30% della sua superficie.

Elasticità e grip, resistenza e basso ingombro, aerazione e leggerezza sono le peculiarità di questo prodotto davvero unico, le cui applicazioni “protettive” spaziano dalla tomaia delle scarpe ai capi di abbigliamento e alle borse e valigie. Applicata alla tomaia delle scarpette da freeclimbing, Vibram SpiderWeb offre inoltre maggiori superfici di grip,

lasciando respirare il piede: una risposta adeguata alle nuove esigenze della gestualità dell'arrampicatore moderno.

- *Monster*: suola definita "concept", frutto di ricerche avanzate con i più importanti istituti internazionali di biomeccanica del piede, il cui scopo è fornire il massimo livello di comfort e sicurezza anche nelle condizioni più estreme. La struttura interna di *Monster* è studiata per seguire ed enfatizzare il movimento naturale del piede. Sul battistrada le zone di maggior contatto con il terreno sono rialzate ed orientate in modo da seguire perfettamente la sequenza naturale del piede: le 3 fasi dinamiche del "heel strike" (appoggio iniziale del tallone), dello "stance" (appoggio completo) e del "take off" (appoggio e spinta finale della punta) si realizzano in modo ottimale, con maggiore dinamicità, risparmio energetico e controllo. Le soles *Monster* quindi sono soles biomeccaniche ad alto contenuto tecnologico. Il punto di partenza è rappresentato dalla consapevolezza che, per garantire un alto livello di prestazioni, una suola deve essere il risultato di una profonda conoscenza della biomeccanica del piede. Forte della collaborazione con istituti di ricerca specializzati e delle prove sul campo eseguite dal suo Tester Team, Vibram ha messo a punto una tecnologia per la realizzazione di soles capaci di trasmettere efficacemente l'informazione tra il terreno, il piede e il cervello attraverso i seguenti accorgimenti biomeccanici:

- tallone smussato asimmetrico per un agevole primo contatto
- comoda rullata per un atterraggio naturale
- struttura interna ad "S" per una rullata ergonomica
- chiodi direzionali per una flessione potenziata
- punta articolata per una trazione sicura e dinamica



Figura 38: Fasi del *Monster* Biomechanical Concept. Impact: tallone smussato asimmetrico per un agevole primo contatto; Touch-down: comoda rullata per un atterraggio naturale; Rolling: struttura interna ad "S" per una rullata ergonomica; Flexion: chiodi direzionali per una flessione potenziata; Takeoff: punta articolata per una trazione sicura e dinamica.

Le soles basate sul concept Monster sono ideali per un'ampia gamma di situazioni di camminata (salita, discesa, attraversata, arrampicata, etc.) e per numerose discipline sportive (alpinismo, sci, snowboard, motocross, nautica, freeclimbing, trekking etc).

Questo tipo di suola è quella utilizzata nella calzatura soggetto dello studio.

### 3.2 *Prove sperimentali utili alla caratterizzazione meccanica della suola*

Per la caratterizzazione dei materiali costituenti la suola in questione si sono prese in considerazione delle prove di compressione effettuate da Shariatmadari et al. nel 2010 e nel 2012 il quale confronta diversi tipi di schiume, tra cui EVA a bassa, media e alta densità, a diverse temperature concludendo che tutte le schiume testate mostrano una meccanica tipica dei materiali elastomerici e un assorbimento di energia caratteristico, e che tali caratteristiche sono influenzate significativamente dalla temperatura.

Tutte le schiume hanno dimostrato un certo grado di rammollimento a temperature elevate, mentre per temperature più basse si è determinata una maggiore capacità di assorbimento di energia per un determinato valore di tensione (come risultato dell'aumento della rigidità).

Lo scopo di questi studi era quello di studiare gli effetti della temperatura sui materiali e le caratteristiche di assorbimento di energia, d'intersuole e solette di schiuma soggette ad un carico quasi-statico di compressione e ad una forza di taglio per fornire una libreria di parametri non lineari del tipo *hyperfoam* per tali schiume. Per ottenere questo, alcune delle calzature più comunemente usate costituite da schiume polimeriche a cella chiusa, come EVA, Nora, Plastazote e Poron sono state testate. Successivamente, coefficienti non lineari *hyperfoam* sono stati determinati utilizzando ABAQUS.

Nello studio del 2010 le schiume EVA sono state testate in compressione ad una velocità di 0,01 m/s fino ad ottenere una deformazione del 50% a temperature comprese tra i 25°C e i 35°C mentre nello studio del 2012 i campioni di schiuma sono stati sottoposti a prove a compressione e a taglio al fine di ottenere la curva di tensione-deformazione a temperature comprese tra i -10°C a 40°C. I test sono stati effettuati utilizzando un Tinius Olsen (Modello H1kS) macchina per prove di trazione con una cella di carico di 5 kN in combinazione con una camera ambientale integrata.



Figura 39: macchina di prova Tinius Olsen con camera ambientale montata tra le sue colonne e collegata ad una bombola di azoto liquido durante le prove di compressione e taglio.

Successivamente, visto che il metodo di studio dei campioni di schiume è uguale in entrambi gli studi, ci concentriamo a descrivere quello svolto nel 2012 in quanto più completo visto il range di temperature analizzate. Il test si è concentrato su otto tipologie di schiume elastomeriche selezionate in base al loro utilizzo di calzature sportive.

Per le prove di compressione sono stati definiti dei campioni cilindrici mentre per le prove di taglio dei campioni a forma di parallelepipedo.

I campioni cilindrici avevano un diametro di 50 mm mentre i campioni a forma di parallelepipedo erano lunghi 40 mm. Gli spessori dei campioni erano di 20 mm, ad eccezione di quelli per schiume di Poron e Plastazote medio che erano di 6 mm e 10 mm, rispettivamente.

La temperatura all'interno della camera ambientale è stata mantenuta utilizzando un controller. Le temperature superiori alla temperatura ambiente sono state ottenute utilizzando la camera di calore integrata alla macchina di prova, temperature sotto la temperatura ambiente sono state prodotte usando l'azoto liquido.

Il protocollo utilizzato per questi test è stato realizzato per garantire un accurato controllo della temperatura per le prove.

- Due campioni di schiuma sono stati usati per ogni prova (campioni presi dallo stesso foglio di materiale). Un campione è stato utilizzato per controllare accuratamente la temperatura della schiuma mentre l'altro è stato utilizzato per la prova effettiva.
- La temperatura della schiuma è stata monitorata ponendo una termocoppia sulla superficie del campione e una all'interno del centro del campione. Queste termocoppie sono state collegate a due diverse porte di ingresso di un termometro.
- Entrambi i campioni sono stati posizionati all'interno della camera ambientale integrate per raggiungere la temperatura a stato stazionario desiderata, prima del test.
- Una volta che la temperatura di prova desiderata era stata raggiunta (visualizzata nel termometro collegato al modello di controllo), si presumeva che anche il campione di test avesse raggiunto la stessa temperatura.
- La temperatura superficiale delle schiume è stata ulteriormente controllata prima di ogni prova utilizzando un sensore di temperatura a infrarossi laser.

Una volta determinata la temperatura desiderata, si sono fatte sui campioni di schiuma le prove di compressione e di taglio.

Al fine di ottenere dati affidabili i campioni di schiuma sono stati pre-condizionati effettuando fino a tre cicli di carico identici controllando la curva tensione-deformazione. La ripetibilità della curva indicava se il materiale era stabilizzato e stava esibendo una risposta allo stato stazionario. La metodologia di pre-condizionamento utilizzata per le schiume (ASTM D395) consiste nel caricare ogni campione fino a tre volte al 50% della deformazione per campioni di compressione mentre alla deformazione del 25% per i campioni di taglio. Dopo il ciclo di carico-scarico il campione è stato lasciato riposare per un minuto.

Per le prove vere e proprie si è utilizzata la procedura descritta in ASTM D575-91, ovvero, le prove sono state effettuate utilizzando campioni vergini; per le prove di compressione i campioni sono stati compressi fino al 50% del loro spessore originale, mentre per le prove di taglio i campioni sono stati deformati fino al 25% del loro spessore originale in modo tale che in entrambi i casi l'effetto Mullins, ovvero un aspetto particolare della risposta meccanica di materiali viscoelastici in cui la curva tensione-deformazione dipende dal carico massimo precedentemente incontrato, potrebbe essere ignorato.

I provini sono stati posti tra due piastre di acciaio parallele orizzontalmente o verticalmente in base al tipo di carico, di compressione e di taglio rispettivamente.

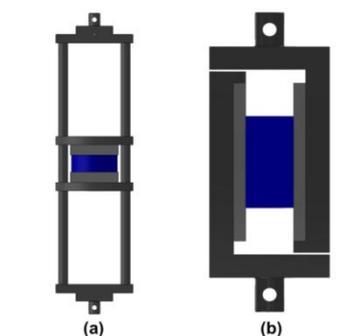


Figura 40: Schema di posizionamento del campione di schiuma durante la prova di (a) compressione e di (b) di taglio.

I test sono stati ripetuti almeno tre volte per ogni caso (vari tipi di schiume e temperatura) per garantire la ripetibilità dei risultati. La curva forza/spostamento è stata misurata simultaneamente e normalizzata per l'area del campione e il suo spessore, rispettivamente, per calcolare la curva tensione/deformazione.

La curva tensione/deformazione a compressione per la schiuma EVA a diverse temperature è riportata in seguito; ogni curva carico/scarico ottenuta è la media dei risultati di almeno tre test ripetitivi come specificato in precedenza.

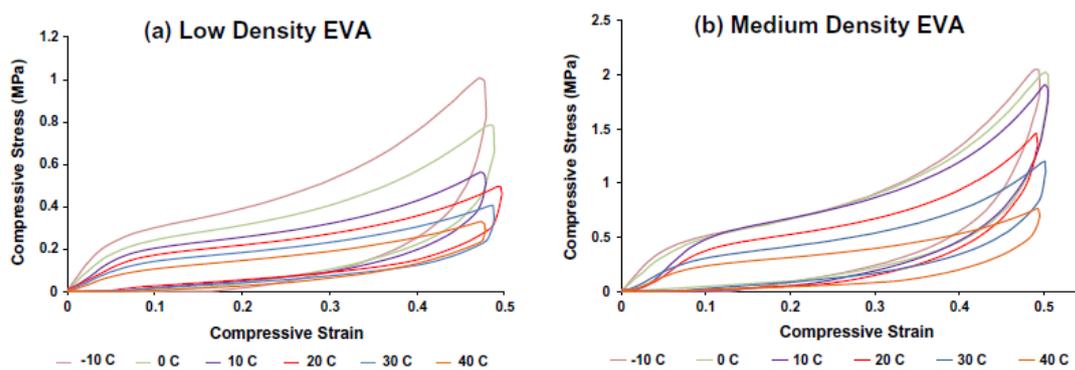


Figura 41: Andamento quasi statico della curva tensione-deformazione a compressione di un'intersuola di EVA a bassa e media densità a varie temperature (da -10 °C a 40 °C).

Per completezza riportiamo anche i risultati ottenuti nelle prove di compressione dello studio di Shariatmadari et al., 2010.

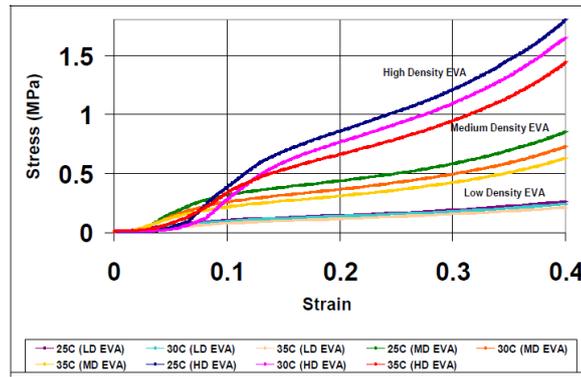


Figura 42: Andamento quasi statico della curva tensione/deformazione a compressione per le schiume EVA a diverse densità e a diverse temperature (Shariatmadari et al., 2010).

Le figure sopra riportate mostrano l'effetto di rammollimento che l'aumento della temperatura ha sulla schiuma EVA, che si traduce in una riduzione della tensione normale per un particolare valore di deformazione. I risultati sono stati tutti registrati al 50% di deformazione.

Come si vede il comportamento tensione/deformazione della schiuma EVA è caratterizzata da tre regioni distinte: lineare elastica, un plateau, seguito poi da una densificazione a regime. Questo tipo di comportamento tensione/deformazione è una risposta osservata anche per le altre schiume testate in questo studio e anche in altre calzature (Kinoshita H et al., 1996; Mills N., 2000 e 2007; Verdejo R et al., 2004; Natali AN, et al., 2012; Li B et al., 2009; Erdemir A et al., 2005).

La figura 41 mostra anche che i risultati relativi a temperature in aumento comportano una diminuzione del modulo elastico e dei livelli di deformazione di plateau, e un aumento della tensione di densificazione; risultati riscontrati anche nelle altre schiume testate in questo lavoro.

Questo comportamento risulta essere in accordo con le osservazioni fatte da altri ricercatori (Kinoshita H et al., 1996; Mills N., 2007).

Un aumento della temperatura ha un effetto di rammollimento su tutte le schiume che può essere osservato nei valori decrescenti di tensione a compressione associati ad un particolare valore di deformazione (Figura 43).

La capacità di assorbimento di energia di tutte le schiume diminuisce con l'aumentare della temperatura per valori di deformazione costante (a causa della ridotta rigidità della schiuma).

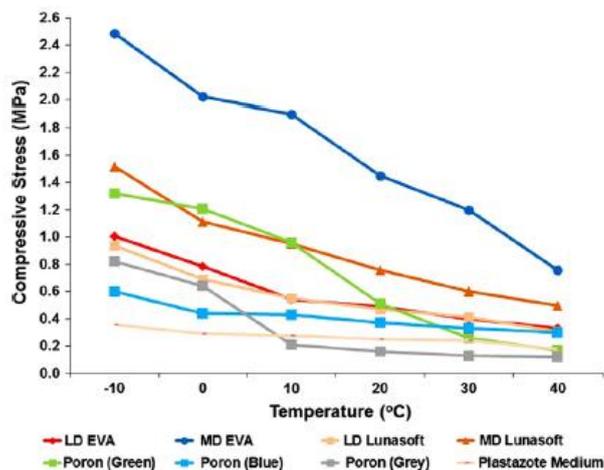


Figura 43: Variazione di tensione di compressione al 50% della deformazione durante il carico quasi-statico di compressione con temperature variabili (da -10 °C a 40 °C). Come si può notare tutte le schiume reagiscono all'aumento di temperatura con una diminuzione della tensione a compressione (effetto di rammollimento), in particolare l'EVA MD (linea blu) subisce, nel range di temperature studiate, una diminuzione di tensione del 68% mentre l'EVA LD (linea rossa) del 63%.

A compressione la riduzione dei livelli di tensione (indicatore del grado di rammollimento) oltre il range di temperatura da -10 °C a 40 °C sono:

- Nella regione di plateau (dal 15% al 35% di deformazione) la percentuale di riduzione dei livelli di stress è dell'ordine del 59%.
- Nella 'zona di densificazione' (35-50% di deformazione) la percentuale di riduzione dei livelli di stress è dell'ordine del 65%.
- A valori più bassi di tensione (10%), la riduzione del livello di stress è di circa del 55%.

Ciò indica l'EVA a bassa densità e a media densità, come le altre schiume testate, hanno una risposta al rammollimento simile, in caso di aumento della temperatura, con l'effetto di rammollimento che diventa leggermente più significativo all'aumento del livello di deformazione. Sembra che l'EVA a media densità sia la più colpita dall'aumento della temperatura con una riduzione media dei livelli di stress del 66% su tutta la gamma di temperature da -10 °C a 40 °C, mentre l'EVA a bassa densità e le altre schiume testate, rispondono con una riduzione media del 59%.

Se invece di considerare la tensione di compressione considerando l'assorbimento di energia (area compresa sotto la curva tensione/deformazione) si può dire che, in generale, le schiume delle solette mostrano un assorbimento di energia maggiore quando caricate con una deformazione specifica rispetto alle schiume utilizzate nelle solette quando testate in tutto il campo di temperatura considerato (con l'eccezione di Poron verde a basse temperature).

L'EVA a media densità assorbe più energia nel range di temperatura, almeno il doppio di EVA a bassa densità e Lunasoft.

Per tutte le schiume testate si è potuto affermare che la loro capacità di assorbimento di energia diminuisce con l'aumentare della temperatura, comportamento dovuto al rammollimento dei materiali quando caricati con la stessa tensione; comportamento in accordo con i risultati riportati in letteratura.

La riduzione percentuale di assorbimento di energia per l'EVA a bassa densità, nel range di temperatura considerato, è stata di circa il 64% e precisamente per l'EVA a media densità è almeno del 56%.

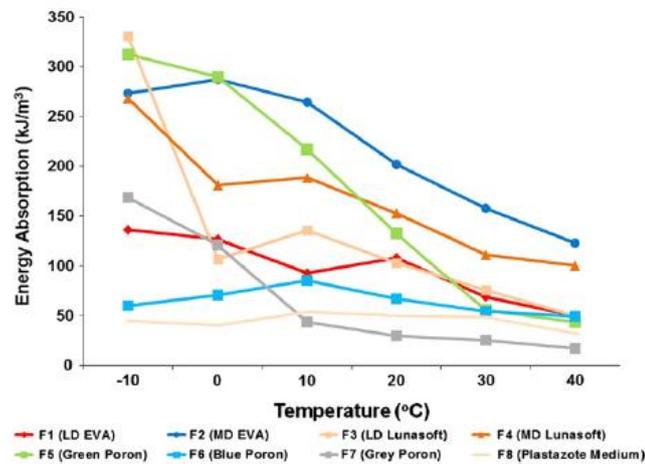


Figura 44: Assorbimento di energia a temperatura variabile per carico di compressione al 50% della deformazione. Come si può notare tutte le schiume reagiscono all'aumento di temperatura con una diminuzione dell'assorbimento di energia, in particolare l'EVA MD (linea blu) subisce, nel range di temperature studiate, una diminuzione di energia del 64% mentre l'EVA LD (linea rossa) del 56%.

Lo studio dell'andamento dell'energia assorbita da una schiuma utilizzata nella produzione di soles per scarpe è importante in quanto rappresenta la capacità della schiuma stessa di assorbire gli urti.

Quando una schiuma elastomerica viene compressa, l'energia è assorbita nella piegatura e deformazione delle pareti delle cellule che la compongono.

Parte di questa energia viene restituita alla decompressione del materiale; la capacità di assorbimento di energia e di urti delle schiume utilizzate nella produzione di soles per scarpe possono incidere sul consumo di ossigeno e sulle forze di picco trasmesse al sistema scheletrico durante attività come la corsa.

Schiume rigide tendono a mostrare meno capacità di assorbimento d'urto in confronto a schiume più morbide, infatti schiume rigide comportano un maggior trasferimento di

energia sul corpo richiedono un maggiore sforzo muscolare per assorbito e quindi una maggiore richiesta di ossigeno. Irrigidimento di una schiuma per soles a temperature basse è destinato a far aumentare la richiesta di energia nella corsa e quindi anticipare la sensazione di fatica e aumentare il rischio di lesioni. Al contrario, temperature elevate possono ammorbidire le schiume in misura tale da portarle ad una situazione di “sfondamento” che genera un’incapacità totale della calzatura di assorbire gli urti.

Per quanto riguarda la prova a taglio, la figura sottostante dimostra l'effetto di rammollimento che l'aumento della temperatura ha sulla schiuma EVA, che si traduce in una riduzione della sollecitazione di taglio per un particolare valore di tensione.

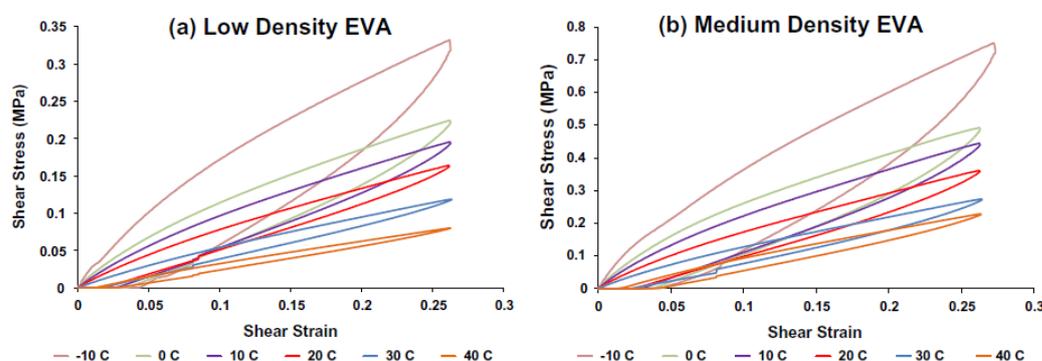


Figura 45: Andamento quasi statico della curva tensione-deformazione a taglio di un’intersuola e soletta di EVA a bassa e media densità a varie temperature (da -10 °C a 40 °C).

La figura 45 mostra il tipico andamento tensione/deformazione a taglio di schiume utilizzate in calzature. L’aumento della temperatura porta alla diminuzione del modulo di taglio e dei livelli di stress a plateau. I risultati non mostrano dettagli di densificazione in quanto i campioni sono stati caricati solo al 25% della deformazione da taglio. Un aumento della temperatura ha un effetto di rammollimento sulle schiume, effetto osservabile dalla diminuzione dei valori di taglio e dello stress associati a particolari valori di deformazione di taglio.

La riduzione dei livelli di sollecitazione di taglio (indicatore della portata del rammollimento) nel range di temperatura considerato e in varie grandezze di deformazione (10-25%) è di nuovo simile a circa il 78% per le schiume a bassa densità e il 72% per schiume a media densità. Le schiume a bassa densità sono le più colpite dall’aumento della temperatura.

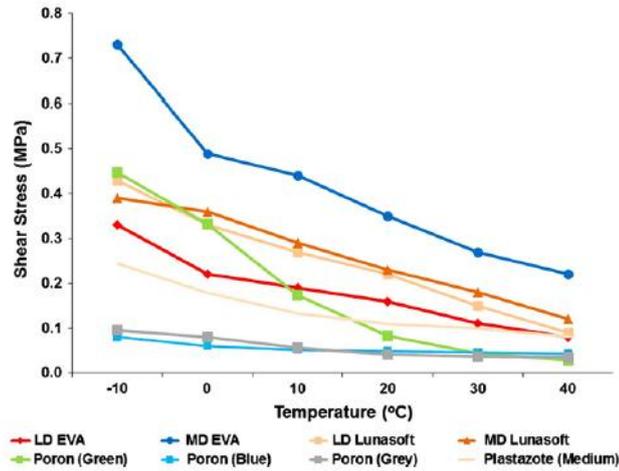


Figura 46: Variazione di tensione di tangenziale al 25% di deformazione durante il carico quasi-statico di taglio con temperature variabili (da -10 °C a 40 °C).

Per quanto riguarda l'assorbimento di energia, durante le prove di taglio, diminuisce all'aumentare della temperatura e dei carichi nella stessa misura ed è dovuto al rammollimento dei materiali. La percentuale di riduzione media oltre il range di temperatura considerato è pari all'87%; l'EVA a bassa densità dimostra la riduzione massima del 91% mentre l'EVA a media densità dimostra la riduzione minima pari all'83%.

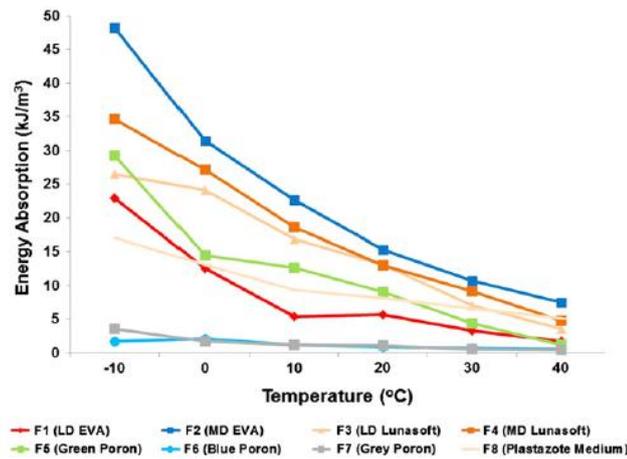


Figura 47: Assorbimento di energia a temperatura variabile per carico tangenziale al 25% della deformazione.

Concludendo, le figure 41 e 45 mostrano che le caratteristiche meccaniche delle schiume dipendono dalla densità del materiale stesso, come illustrato anche in letteratura.

In generale, le schiume per soles dello stesso tipo (ad esempio, EVA a bassa e media densità) generano maggiori tensioni per un particolare valore di deformazione e della

temperatura con l'aumento della densità della schiuma. Nella figura 41 si può osservare infatti che al 30% della deformazione e ad una temperatura di 20°C i valori di tensione registrati sono di 0,27 MPa (EVA bassa densità) e 0,7 MPa (EVA media densità). Tuttavia, diverse schiume (EVA, Lunasoft) con la stessa densità non necessariamente genereranno la stessa tensione ad un determinato valore di deformazione e temperatura. I dati relativi agli andamenti tensione-deformazione dei test di compressione e di taglio effettuati sulle schiume alle diverse temperature di prova sono stati inseriti in ABAQUS per determinare i coefficienti non lineari del modello costitutivo hyperfoam descritto in dettaglio nel paragrafo 3.3.

I coefficienti utilizzati nel modello hyperfoam sono calcolati attraverso il fit della funzione di energia di deformazione sulla curva tensione-deformazione ottenuta sperimentalmente usando una procedura di ottimizzazione ai minimi quadrati non lineari. In ABAQUS è presente un modello iperelastico per schiume che facilita notevolmente la procedura. La parte di carico delle curve tensione-deformazione è stata utilizzata per estrarre i coefficienti del modello hyperfoam  $\mu_i, \alpha_i, \nu_i$ .

Shariatmadari et al. calcola i parametri costitutivi usando:

- i soli dati di compressione;
- i soli dati di taglio;
- la combinazione dei dati ottenuti da prove di compressione e taglio (test multi-data);

al variare della temperatura da -10°C a 40°C.

Questo è stato fatto in quanto la formula di energia libera utilizzata per descrivere il modello hyperfoam, descritta in seguito, dipende dalle modalità di deformazione a cui la schiuma è soggetta normalmente.

Se la schiuma è solo soggetta a compressione i dati ottenuti da prove di pura compressione (o i coefficienti calcolati) forniranno una rappresentazione accurata della risposta al carico della schiuma. Se tuttavia la deformazione è un insieme di compressione e taglio (come nel caso di piedi e calzature), devo utilizzare sia i dati dei test di compressione sia di taglio (o i coefficienti multi-test calcolati).

Questi coefficienti possono essere utilizzati direttamente in ABAQUS per simulare una risposta a compressione e/o taglio di schiume a temperature specifiche.

Per la validazione dei coefficienti così calcolati Shariatmadari et al. 2012 ha simulato le prove di compressione e di taglio attraverso due modelli ad elementi finiti che sono stati sviluppati con ABAQUS. Lo scopo era di confrontare la risposta tensione-deformazione ottenuta dalle prove sperimentali con quella ottenuta attraverso i FEM dove le proprietà dei materiali sono state specificate con il modello costitutivo hyperfoam.

Di seguito viene riportato il confronto tra dati sperimentali ottenuti dalle prove di compressione e di taglio e risultati ottenuti dal modello hyperfoam per tutte le schiume testate e i parametri costitutivi utilizzati all'interno del modello per le schiume EVA a bassa e media densità.

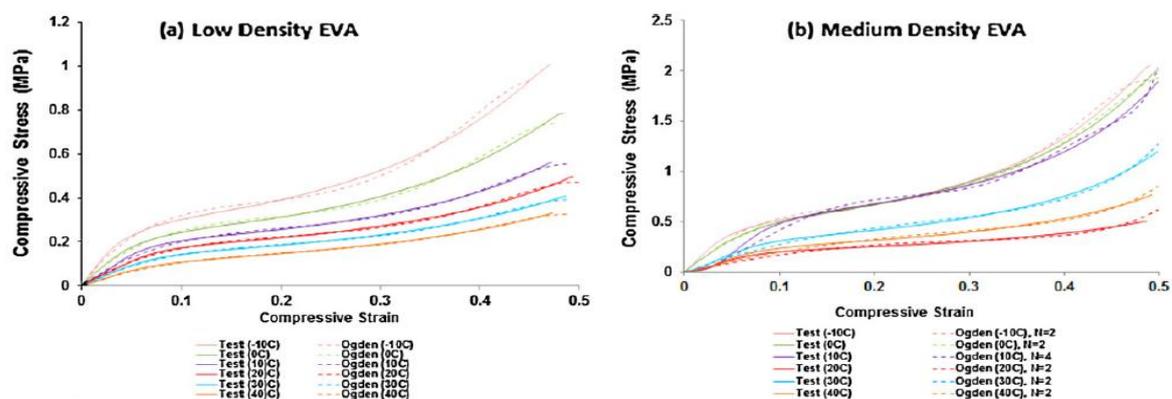


Figura 48: Validazione dei coefficienti del modello hyperfoam per prove di compressione.

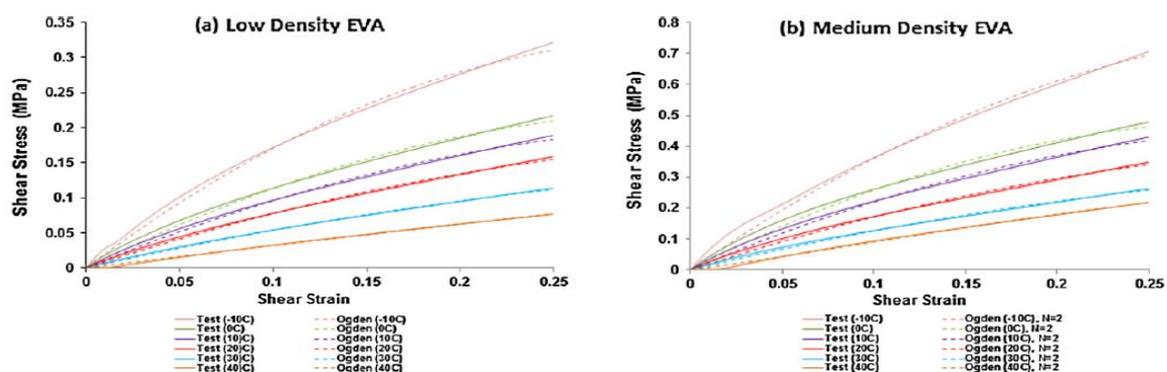


Figura 49: Validazione dei coefficienti del modello hyperfoam per prove di taglio.

Hyperfoam material fitted coefficients from compression testing for use in Ogden strain energy formulation for  $N \geq 2$ .

Footwear components	Foam	$T$ ( $^{\circ}\text{C}$ )	$N$	$\mu_1$ (MPa)	$\mu_2$ (MPa)	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\gamma_1$	$\gamma_2$
Midsole	LD EVA	-10	2	3.99	-1.9	14.73	-7.44	0	0
		0	2	2.9	1.38	13.38	-6.77	0	0
		10	2	2.13	-1.012	11.95	-6.06	0	0
		20	2	1.81	-0.86	11.77	-5.965	0	0
MD EVA	MD EVA	30	2	1.456	-0.687	11.528	-5.852	0	0
		40	2	1.023	-0.473	10.904	-5.570	0	0
		-10	2	6.21	-2.94	13.58	-6.87	0	0
		0	2	5.1	-2.38	11.8	-6	0	0
Table A2 The Ogden fitted coefficients for the midsole, MD EVA (10 $^{\circ}\text{C}$ ) were obtained at $N = 4$ and are listed in									
		20	2	1.78	-0.85	9.78	-4.95	0	0
		30	2	2.33	-1.17	6.22	-2.93	0	0
		40	2	7.6	-6.86	1.71	0.678	0	0

Hyperfoam material fitted coefficients for MD EVA, green poron and plastazote medium from compression testing for use in Ogden strain energy formulation for  $N > 2$ .

Foam	$N$	$T$ ( $^{\circ}\text{C}$ )	Hyperfoam material fitted coefficients (from compression data)						
			Ogden strain energy polynomial order						
			1	2	3	4	5	6	
MD EVA	4	10	$\mu$ (MPa)	23.94	-16.42	-14	6.53	-	-
			$\alpha$	6.9	15.14	-1.23	-7.81	-	-
			$\nu$	0	0	0	0	-	-

Hyperfoam material fitted coefficients from combined compression and shear force testing for use in Ogden strain energy formulation for  $N = 2$ .

Footwear components	Foam	$T$ ( $^{\circ}\text{C}$ )	$N$	Hyperfoam material fitted coefficients (from combined data)					
				$\mu_1$ (MPa)	$\mu_2$ (MPa)	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\gamma_1$	$\gamma_2$
Midsole	LD EVA	-10	2	3.25	-2.80	-1.97	-2.33	0	0
		0	2	2.88	-2.54	-2.26	-2.566	0	0
		10	2	2.6	-2.3	-2.31	-2.62	0	0
		20	2	-4.24	4.5	1.85	1.31	0	0
		30	2	1.127	-0.956	-2.8	-3.15	0	0
		40	2	1.245	-1.245	1.256	-0.322	0	0
MD EVA	MD EVA	-10	2	14.33	-13.3	-1.49	-0.832	0	0
		0	2	8.13	-7.39	-2.23	-2.45	0	0
		10	2	4.37	-3.72	-2.37	-2.7	0	0
		20	2	3.34	-2.82	-1.99	-2.35	0	0
		30	2	2.8	-2.4	-2.47	-2.79	0	0
		40	2	-2.22	2.25	-0.83	-1.27	0	0

Hyperfoam material fitted coefficients from shear force testing for use in Ogden strain energy formulation for  $N = 2$ .

Footwear components	Foam	$T$ ( $^{\circ}\text{C}$ )	$N$	Hyperfoam material fitted coefficients (from shear force data)					
				$\mu_1$ (MPa)	$\mu_2$ (MPa)	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\gamma_1$	$\gamma_2$
Midsole	LD EVA	-10	2	1.16	1.16	6.85	-6.85	0	0
		0	2	0.52	0.52	-1.02	1.024	0	0
		10	2	0.45	0.45	-0.003	0.003	0	0
		20	2	0.7	0.7	-0.02	0.02	0	0
		30	2	0.26	0.26	0.003	-0.003	0	0
		40	2	0.0325	0.0325	25	-25	0	0
MD EVA	MD EVA	-10	2	1.68	1.68	0.00536	-0.00536	0	0
		0	2	1.18	1.19	0.00849	-0.00849	0	0
		10	2	1	1	-0.00755	0.00755	0	0
		20	2	0.82	0.82	-0.000863	0.000863	0	0
		30	2	0.61	0.61	0.00014	-0.00014	0	0
		40	2	0.0459	0.0459	25	-25	0	0

Tabella 8: Parametri costitutivi per EVA a bassa e media densità.

### 3.3 Formulazione costitutiva della suola: modello hyperfoam

Lo sviluppo dei modelli numerici richiede la definizione dei modelli costitutivi interpretativi del comportamento meccanico dei materiali. In particolare, la modellazione costitutiva dei materiali per suole è ottenuta dall'analisi di dati conseguiti da prove sperimentali che risultano indispensabili per fissare le giuste correlazioni tra stati tensionali e deformativi dei materiali.

I modelli costitutivi devono quindi essere in grado di interpretare le capacità elastiche del materiale e la dipendenza dalla tipologia della sollecitazione, attraverso specifiche formulazioni matematiche. Una volta definito il modello costitutivo adeguato, l'identificazione dei parametri costitutivi è ottenuta mediante l'analisi dei risultati delle prove sperimentali eseguite.

I risultati delle prove sperimentali evidenziano la non-linearità della relazione tensione-deformazione delle schiume. Il comportamento meccanico di tali materiali può quindi essere descritto mediante una formulazione iperelastica. La funzione energia di deformazione associata è descritta dalla seguente equazione:

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{i=1}^2 \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} \left[ \lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3 + \frac{1}{\beta} (J^{-\alpha_i \beta} - 1) \right]$$

dove  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  sono le dilatazioni principali, e  $\mu_i, \alpha_i, \beta$  sono i parametri costitutivi del materiale che rappresentano il comportamento meccanico delle schiume. In dettaglio, i parametri  $\mu_i, \beta$  sono correlati al modulo di rigidezza tangenziale iniziale,  $G_0$ , al modulo di rigidezza volumetrica iniziale,  $B_0$ , ed al coefficiente di Poisson,  $\nu$ , mediante le seguenti formulazioni:

$$G_0 = \sum_{i=1}^N \mu_i$$

$$B_0 = \sum_{i=1}^N 2\mu_i \left( \frac{1}{3} + \beta \right)$$

$$\nu = \frac{\beta}{1+2\beta}$$

I parametri costitutivi utilizzati successivamente in questo lavoro per caratterizzare la suola sono i parametri ottenuti da Shariatmadari et al. 2012 per prove combinate di compressione e taglio ad una temperatura di 20° per l'EVA a bassa densità mentre, per l'EVA ad alta densità si sono utilizzati i parametri costitutivi utilizzati da Fontanella C.G. et al., 2012, ottenuti dalle prove condotte da Shariatmadari et al. 2010, riportati di seguito.

	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\mu_1$ [MPa]	$\mu_2$ [MPa]	$\nu_1$	$\nu_2$
EVA a bassa densità	1.85	1.31	-4.24	4.5	0	0
EVA ad alta densità	5.05	-11.1	2.24	$3.24 \times 10^{-3}$	0	0

Tabella 9: Parametri costitutivi EVA a bassa e media densità.

Vengono riportati di seguito i grafici del confronto tra i dati delle prove sperimentali (rombi neri) e i risultati di modello (linea continua grigia) ottenuti utilizzando i parametri costitutivi riportati in tabella 9.

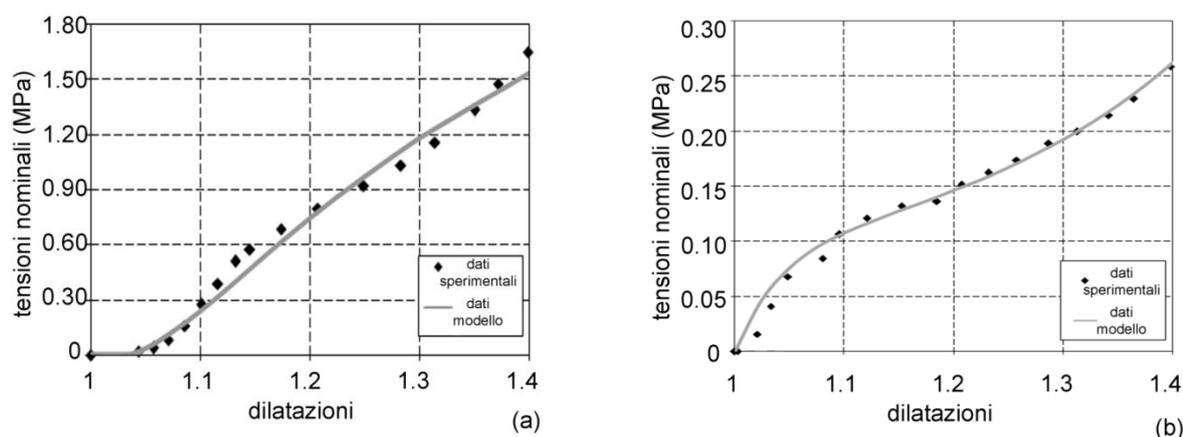


Figura 50: Confronto tra i dati sperimentali delle prove a compressione ed i dati di modello: (a) EVA alta densità e (b) bassa densità.

## CAPITOLO 4

# REALIZZAZIONE DEL MODELLO SOLIDO E NUMERICO DELLE STRUTTURE DI INTERESSE

### 4.1 *Metodo agli elementi finiti*

L'acronimo FEM deriva dall'inglese *Finite Element Method*, mentre con l'acronimo FEA (dall'inglese *Finite Element Analysis*) ci si riferisce propriamente all'analisi agli elementi finiti.

Il metodo degli elementi finiti (FEM) è una tecnica numerica atta a cercare soluzioni approssimate di problemi descritti da equazioni differenziali alle derivate parziali riducendo queste ultime ad un sistema di equazioni algebriche. Benché esso competa in alcuni ambiti limitati con altre strategie numeriche (metodo delle differenze finite, metodo dei volumi finiti, metodo degli elementi al contorno, metodo delle celle, metodo spettrale, etc.), il metodo FEM mantiene una posizione dominante nel panorama delle tecniche numeriche di approssimazione e rappresenta il *kernel* di gran parte dei codici di analisi computazionali 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 crash test su un autoveicolo, l'accuratezza richiesta è maggiore in prossimità della zona d'impatto) e quando la soluzione cercata manca di regolarità.

Il Metodo F.E.M. si applica a corpi fisici che consentono la loro suddivisione in un certo numero, anche molto grande, di elementi di forma definita e dimensioni contenute. Ogni singolo elemento finito viene considerato un campo d'integrazione numerica di caratteristiche omogenee. La caratteristica principale del metodo degli elementi finiti è la discretizzazione attraverso la creazione di una griglia (mesh) composta da primitive (elementi finiti) di forma codificata (triangoli e quadrilateri per domini 2D, esaedri e tetraedri per domini 3D). Su ciascun elemento caratterizzato da questa forma elementare, la soluzione è assunta essere espressa dalla combinazione lineare di funzioni dette

funzioni di base o funzioni di forma (shape functions). A titolo di esempio viene riportato in figura 51 un modello agli elementi finiti del piede.

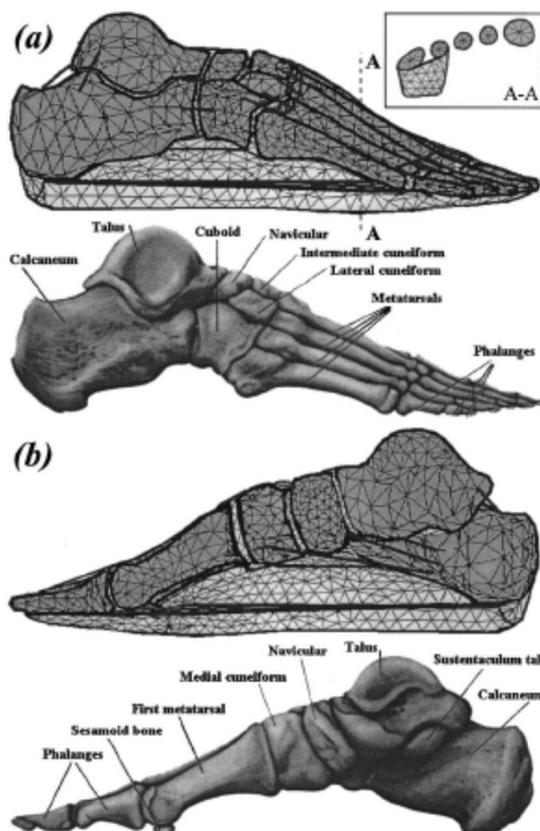


Figura 51: Discretizzazione del modello anatomico del piede. (a) vista laterale, (b) vista mediale.

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

1. *Modellazione*: si passa dal sistema fisico (modello solido) ad un modello matematico (modello costitutivo), che astrae alcuni aspetti d'interesse del sistema fisico, focalizzando l'attenzione su poche variabili aggregate d'interesse e "filtrando" le rimanenti. Il sottosistema verrà poi suddiviso in elementi finiti ai quali verrà applicato un modello matematico. A differenza delle trattazioni analitiche è sufficiente che il modello matematico scelto sia adeguato alle geometrie semplici degli elementi finiti. La scelta di un tipo di elemento in un programma software equivale ad una scelta implicita del modello matematico che vi è alla base.

2. *Discretizzazione*: in una simulazione per via numerica è necessario passare da un numero infinito di gradi di libertà (condizione propria del "continuum") ad un numero finito (situazione propria della mesh). La discretizzazione, nello spazio o nel tempo, ha lo scopo di ottenere un modello discreto caratterizzato da un numero finito di gradi di libertà. Viene inserito un errore dato dalla discordanza con la soluzione esatta del modello matematico. Questo errore può essere valutato opportunamente se esiste un modello matematico adeguato all'intera struttura (quindi preferibile da utilizzare rispetto all'analisi FEM) ed in assenza di errori numerici di calcolo, ciò può essere considerato vero utilizzando calcolatori elettronici.

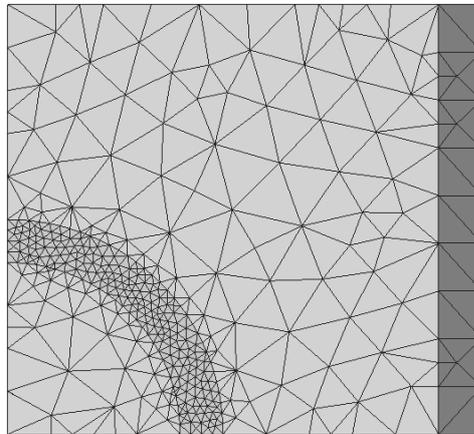


Figura 52: Esempio di mesh o griglia di calcolo; da notare la possibilità di affinamenti locali

Nei paragrafi successivi ci siamo concentrati sullo studio di uno dei plantari descritti precedentemente, ovvero il 131, e sulla suola. Per far questo la definizione dei modelli numerici, del piede, della soletta e della suola, sono stati creati dalla discretizzazione agli elementi finiti dei modelli solidi virtuali descritti successivamente.

#### 4.2 *Realizzazione del modello numerico del piede*

Il primo passo da compiere per la determinazione di un modello ad elementi finiti è la costruzione di un modello solido dell'oggetto in questione in modo da ricostruire tridimensionalmente la sua geometria.

Nel nostro caso dovevamo ricostruire la geometria della superficie esterna di una soletta e di una suola e per questo abbiamo rilevato i due oggetti attraverso un laser posto all'estremità di un braccio meccanico a sette gradi di libertà.

Inoltre al fine di poter valutare i fenomeni di interazione tra il piede e la calzatura era necessario anche avere un modello solido di un piede; il modello utilizzato in questo studio è stato realizzato presso il Centro di Meccanica dei Materiali Biologici (CMBM). A tal proposito vengono riportate alcune note.

#### 4.2.1 Modellazione solida del piede

Il modello è costituito da 30 segmenti ossei, tra cui i segmenti distali della tibia e del perone e le 28 ossa del piede.

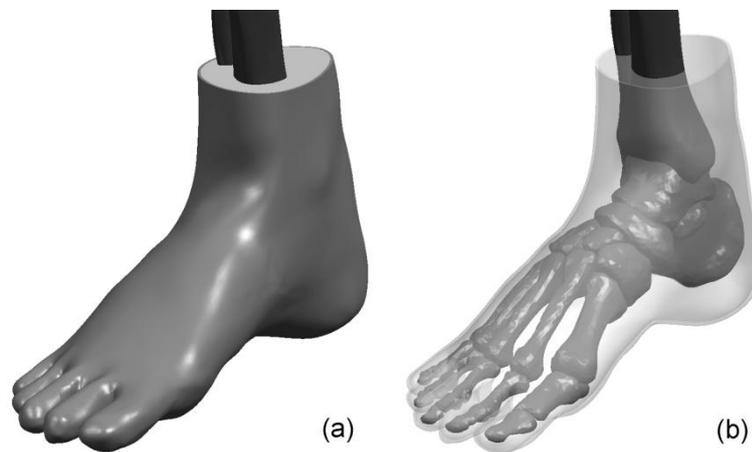


Figura 53: Modello solido virtuale del piede. (a) viene evidenziata la componente della pelle; (b) si lasciano intravedere le 28 componenti ossee del modello.

La realizzazione del modello solido del piede è avvenuta a partire dall'elaborazione di immagini DICOM generate dalla tomografia computerizzata (TC) e dalla risonanza magnetica (MRI). Le immagini DICOM sono state elaborate con un software di imaging e editing medico utilizzato per ottenere i modelli 3D primari (modello triangolare) attraverso una tecnica di *density segmentation*. I modelli primari 3D così generati vengono esportati come file geometrici per un sistema CAD (UGS NX3, UGS Corporate, Plano, TX) che permette l'assemblaggio e alcune operazioni geometriche 3D. Infine, i modelli virtuali solidi sopra descritti vengono esportati in formato Parasolid per essere discretizzati in modelli ad elementi finiti da un software specifico (Patran, MSC. Software

Corporation, Santa Ana, CA). La procedura adottata è una linea guida che non impone standard o set di parametri per ogni casistica. Ogni modello è definito da valutazioni soggettive e raggiunge un buon compromesso tra un livello accettabile di precisione e superfici regolari (De Souza, 2007; Koriath e Versluis, 1997; Vannier et al 1997).

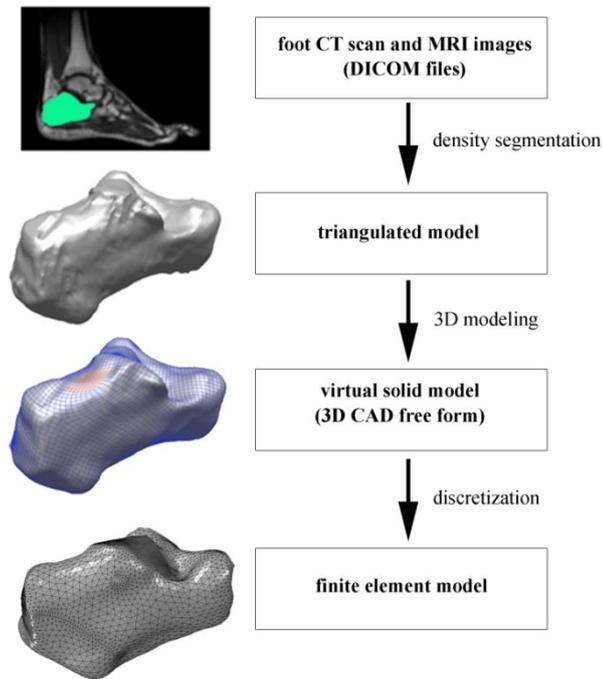


Figura 54: Metodologia di definizione del modello numerico.

Più precisamente la ricostruzione della struttura scheletrica del piede è stata ottenuta dall'acquisizione ed elaborazione di immagini TC, in cui i tessuti ossei sono altamente distinti rispetto agli altri tessuti, mentre la ricostruzione dei tessuti molli richiede l'elaborazione di immagini MRI, che permettono di distinguere i diversi tessuti molli del piede, principalmente il tessuto adiposo, la pelle e il tendine di Achille, con diversi livelli di grigio (Matteoli et al 2010; Reach et al 2007; Rosenberg et al., 2000).

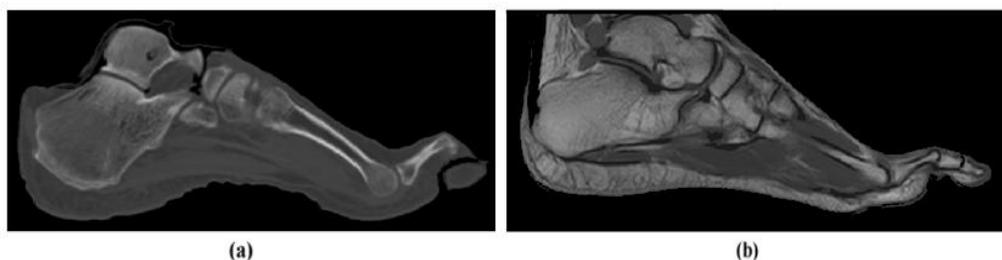


Figura 55: Immagini del piede ottenute attraverso CT (a) e MRI (b).

I file di immagine DICOM generati dalla TC e MRI sono costituiti da pixel con intensità di grigio diverse. I campi di intensità differenti corrispondono a densità di materiali diversi presentati nelle strutture anatomiche (Antunes et al. 2010).

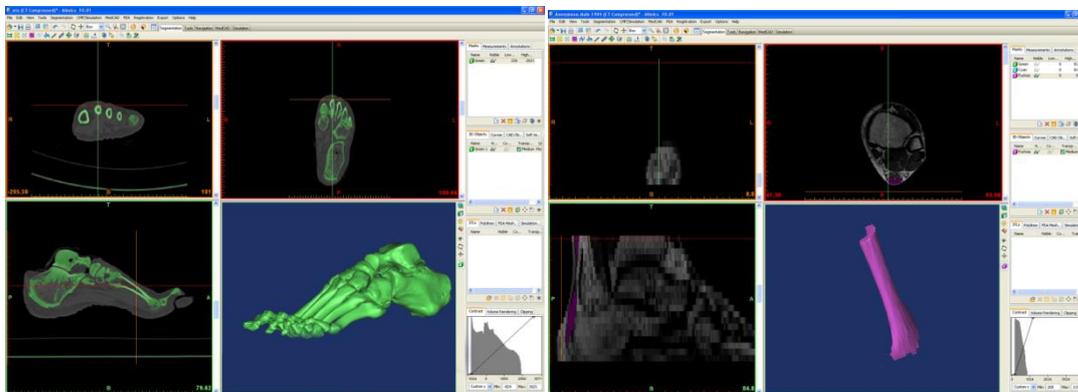


Figura 56: Schermata del software utilizzato per ricostruire le componenti ossee dalle slide di TC (sinistra) e il Tendine d'Achille (destra).

Per elaborare i modelli solidi virtuali è necessario salvarli in formato .STL per garantire la successiva importazione nel software di elaborazione Rapidform dove vengono rappresentati attraverso una *shell* definita come un volume chiuso delimitato da elementi triangolari 2D, di solito legati tra loro a formare una *mesh poligonale*. Lavorare con una *mesh* è vantaggioso grazie alla velocità di elaborazione e alle funzioni multiple di controllo previste nel software. Gli svantaggi sono legati alla approssimazione con cui sono rappresentate le superfici, appunto formate da piccoli triangoli.

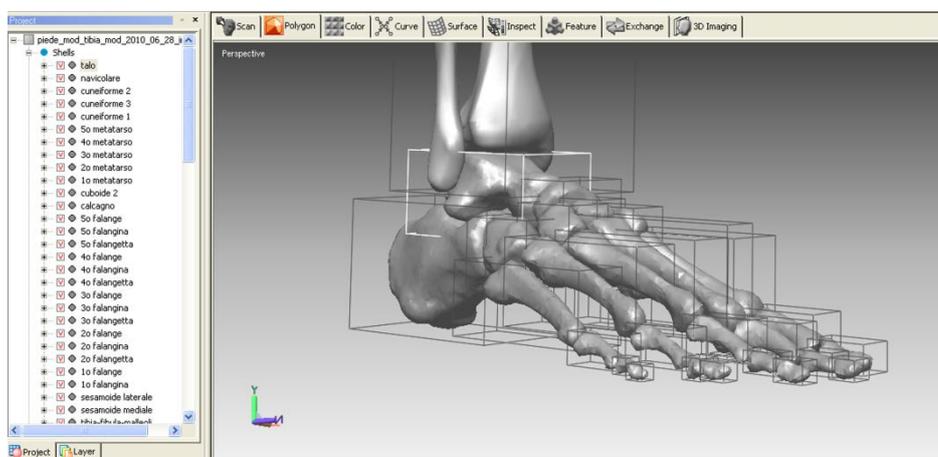


Figura 57: Rappresentazione della conformazione ossea.

Per ottenere un modello virtuale solido che descrive la reale configurazione delle strutture biologiche, l'elaborazione del modello primitivo è destinata a definire la forma della struttura nel modo più smooth e preciso possibile. Allo stesso tempo, lo scopo è quello di individuare l'effettiva geometria della struttura senza omettere dettagli, anche se alcune approssimazioni durante la procedura sono inevitabili.

Con il processo di segmentazione precedentemente descritto, il modello solido virtuale ottenuto è caratterizzato da una superficie irregolare, con lacune, dispersione e in alcuni casi un andamento costante a gradini a causa della stratificazione delle immagini mediche. Il software permette di selezionare, con comandi specifici, le regioni del guscio intero che presentano i difetti principali e che devono essere corrette.



Figura 58: Elaborazione di uno dei segmenti ossei del modello, il calcagno.

Il modello solido in questione contiene anche legamenti e tessuto cartilagineo modellati attraverso aspetti morfometrici quali lunghezza, larghezza, spessore, sezione trasversale nella piena estensione del legamento, geometria delle zone di inserimento degli stessi nelle ossa e geometria delle superfici articolari per definire le componenti cartilaginee. Queste caratteristiche sono fondamentali per comprendere la risposta biomeccanica dei legamenti e delle cartilagini.

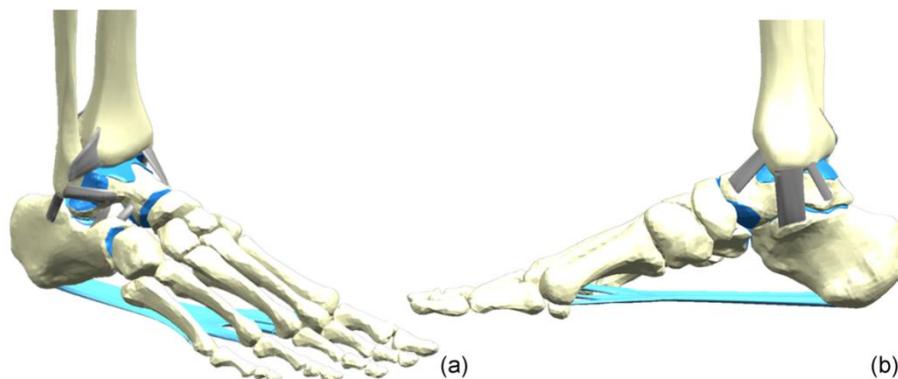


Figura 59: Modello solido virtuale del piede con indicazione delle componenti legamentose (grigie) e cartilaginee (blu).

### 4.2.2 Modellazione numerica del piede

La definizione del modello numerico del piede è avvenuta attraverso la discretizzazione agli elementi finiti del modello solido. L'operazione è stata eseguita presso il CMBM mediante elementi tetraedrici di lato variabile a seconda della tipologia di tessuto.

Una rappresentazione del modello numerico viene riportata in seguito.

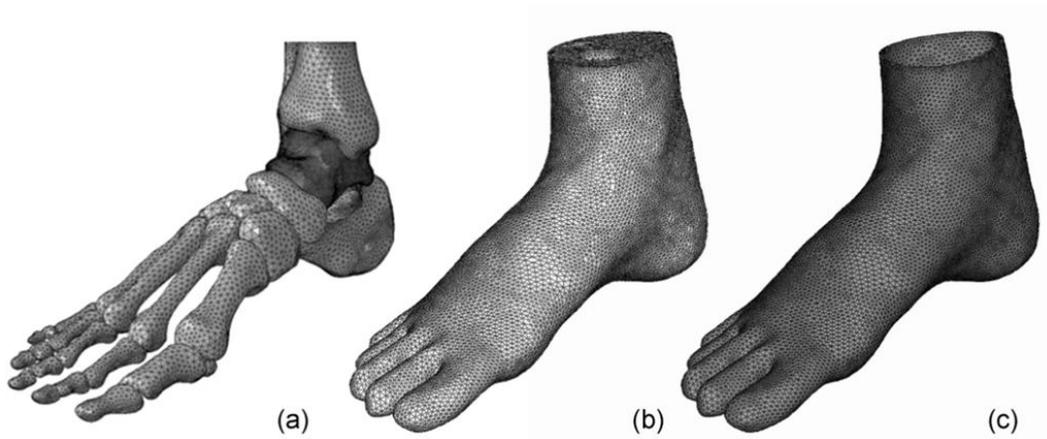


Figura 60: Modello numerico del piede; a) componenti ossee, b) tessuti molli, c) pelle.

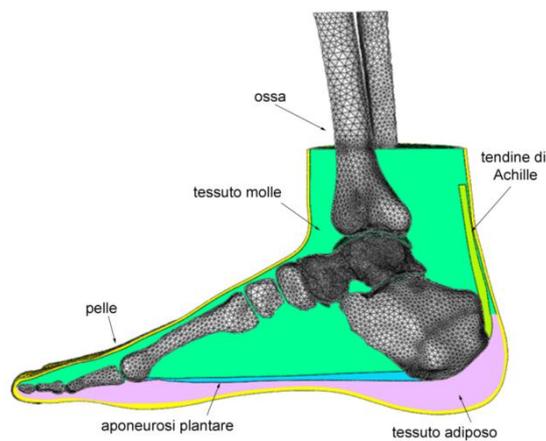


Figura 61: Sezione del modello numerico del piede.

### 4.3 *Realizzazione del modello numerico del plantare*

Per ricostruire la geometria della superficie esterna della soletta e della suola si sono rilevati i due oggetti attraverso un laser posto all'estremità di un braccio meccanico a sette gradi di libertà.

Questo braccio meccanico funziona con la tecnica della reverse engineering ovvero ricostruisce l'oggetto rilevato dal laser attraverso il calcolo della traiettoria percorsa dai membri del braccio nello spazio.

Il macchinario in questione è il Faro Edge Scan Arm, una strumentazione di misura a coordinate (CMM) portatile che consente ai produttori di verificare con facilità la qualità dei prodotti attraverso ispezioni 3D, certificazioni utensili, comparazioni con il CAD, analisi dimensionali e reverse engineering.



Figura 62: Braccio articolato Faro Edge Scan Arm.

Nello ScanArm l'aggiunta della sonda di scansione laser (CAM2 Laser Line Probe) garantisce funzionalità eccezionali di scansione 3D per la misurazione dettagliata di superfici, rendendo lo stesso ScanArm la perfetta soluzione portatile per la misura a contatto e senza contatto.

Il CAM2 Arm Fusion costituisce la combinazione perfetta di precisione, durata, tecnologia e convenienza. Fusion è il braccio di misura portatile economico all-in-one per ispezioni, analisi pezzo/CAD e reverse engineering.

Le caratteristiche principali di questo strumento sono:

- Volume di misura da 1,8 a 3,7 m
- Ripetibilità da 0,036 mm a 0,104 mm
- Controbilanciamento interno: assicura un uso confortevole, senza fatica
- Sensori di temperatura: permettono al braccio di reagire a variazioni termiche a garanzia della massima portabilità e precisione
- Banda laser ampia quasi 90 mm
- Frequenza standard di scansione di 60 fotogrammi al secondo.

Lo strumento comunica con un software di tipo CAD (Geomagic) il quale crea un'immagine dell'oggetto scannerizzato dal laser tramite una nuvola di punti, tecnica utilizzata nel nostro caso, o offre modelli di poligoni 3D e superfici NURBS, che possono essere letti direttamente in Autodesk Inventor, CATIA, SolidWorks, Creo (ex Pro / ENGINEER) e SpaceClaim ed esportati di formati 3D standard (IGES, STEP, OBJ, ecc). Una volta ottenuta la nuvola di punti si è salvato il tutto in formato STL e grazie al software Rapidform, altro software di reverse engineering, si è proceduto all'elaborazione delle immagini stesse.

Successivamente vengono proposte le fasi di elaborazione del modello solido della soletta e della suola.

#### *4.3.1 Modellazione solida del plantare*

La nuvola di punti generata dalla rilevazione laser non è del tutto precisa e contiene alcune imperfezioni.

Nel caso della soletta inoltre si è scelto di rilevare solamente la superficie superiore ovvero quella a contatto con il piede vista la non rigidità della soletta che non permetteva il posizionamento fisso in verticale della stessa e vista la complessità della superficie inferiore caratterizzata da fori di diverse grandezze difficili da caratterizzare numericamente attraverso il metodo degli elementi finiti senza inserire errori di calcolo che potrebbero portare ad un'invalidità del modello stesso.

Dopo la rilevazione laser, la nuvola di punti ottenuta viene salvata in formato .STL e importata nel software di elaborazione Rapidform dove verrà rappresentata attraverso una *shell* (guscio) definita come un volume chiuso delimitato da elementi triangolari 2D.

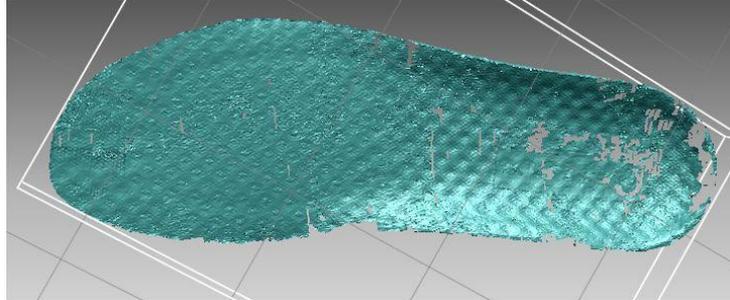


Figura 63: Visualizzazione *Shaded* della nuvola di punti ottenuta dalla scansione laser.

Come già descritto nel paragrafo precedente, per ottenere un modello virtuale solido che descrive la reale configurazione delle strutture biologiche, l'elaborazione del modello primitivo è destinata a definire la forma della struttura nel modo più *smooth* e preciso possibile. Allo stesso tempo, lo scopo è quello di individuare l'effettiva geometria della struttura senza omettere dettagli, anche se alcune approssimazioni durante la procedura sono inevitabili.

Il primo passo fatto nell'elaborazione della soletta in questione quindi è stato uno *smooth* e una cancellazione di quelle che si dicono singolarità, ovvero punti isolati catturati dal laser ma che non fanno parte della superficie.

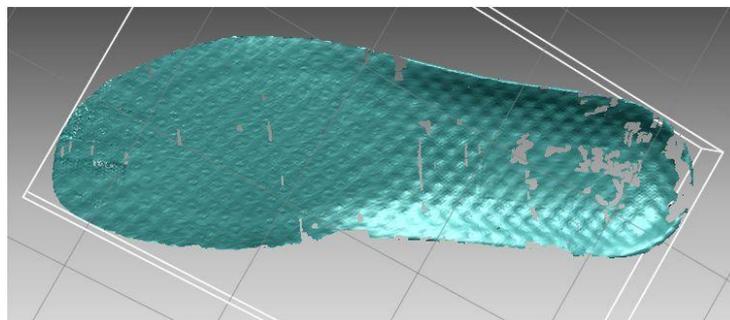


Figura 64: Soletta dopo lo *smooth* iniziale.

Nella ricostruzione della soletta si sono individuati e riempiti i buchi presenti nella *shell* utilizzando un comando presente nel software (*Fill Holes*) il quale dopo aver selezionato

tutti i fori presenti ci permette, selezionandoli uno a uno o a gruppi, di riempirli attraverso superfici piane, arrotondate o curve.

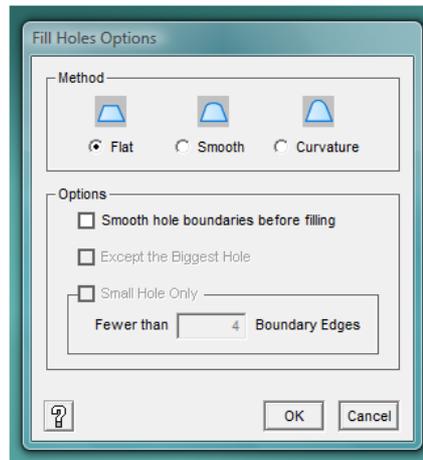


Figura 65: Azioni permesse dal comando *Fill Holes*.

Questo comando attraverso la funzione *Bridge Hole* permette anche di creare dei ponti all'interno dei fori, attraverso superfici piane o curva, in modo tale da rendere la superficie da riempire meno vasta e quindi rendere l'elaborazione più precisa, utile soprattutto nella zona posteriore dove l'intero bordo superiore della soletta era assente.

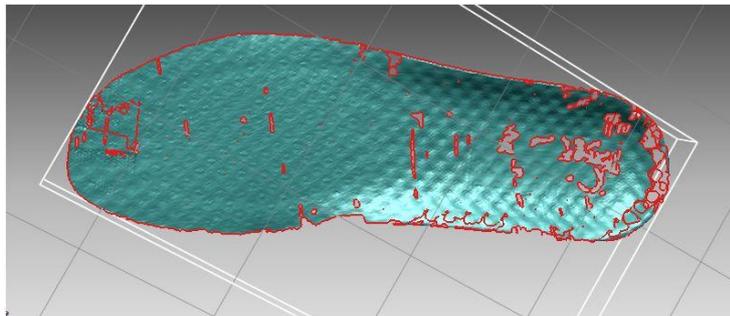


Figura 66: esempio del comando *Fill Holes*.

Come si può notare dall'immagine sovrastante quest'operazione è risultata meno semplice del previsto in quanto nella zona del tallone si sono rilevati dei punti appartenenti alla superficie posteriore della soletta, ovvero quella a contatto con la suola, mentre nella zona della punta si sono create superfici sovrapposte. Per risolvere questi inconvenienti si sono dovuti eliminare i residui indesiderati attraverso il comando di selezione di *shell* facendo attenzione di non eliminare anche zone appartenenti alla superficie superiore.

Infine dopo aver reso la superficie uniforme ci si è dedicati alla ricostruzione dei bordi della soletta. Avendo rilavato solo la superficie superiore e non l'intera soletta, i bordi della stessa risultano molto frastagliati e in alcuni casi del tutto diversi dalla reale conformazione. Per ricreare i bordi reali si è dovuta costruire una curva che approssimasse i bordi della soletta così da avere una traccia da seguire per rendere i bordi più omogenei.

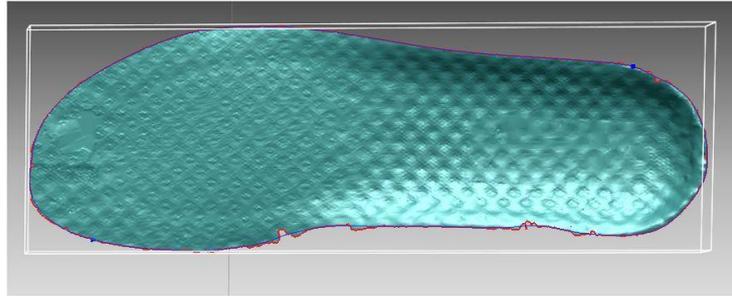


Figura 67: Creazione di una curva il più possibile corrispondente ai bordi reali della soletta.

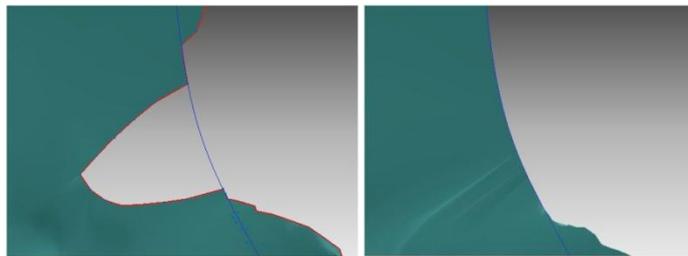


Figura 68: Esempio di ricostruzione dei bordi.

Dopo aver creato la curva che approssima il più possibile i bordi della *shell*, attraverso una serie di operazioni si sono selezionati i punti nelle vicinanze della curva stessa e fatto combaciare la superficie in modo da renderli il più omogenei possibile.

Ripetendo più volte le azioni precedenti si è giunti alla completa definizione dei bordi della soletta.

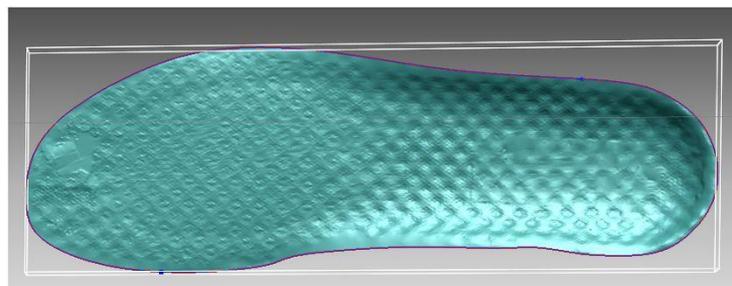


Figura 69: Bordi finali della soletta.

Il risultato ottenuto viene confrontato con una foto della soletta nella figura sotto riportata.

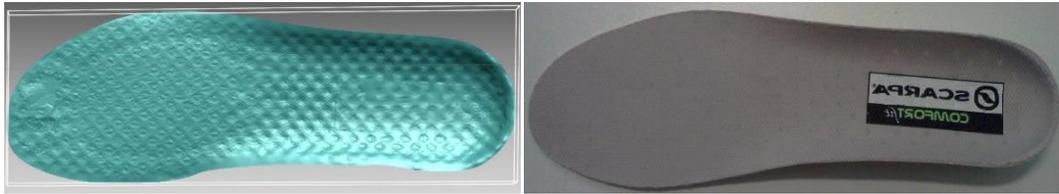


Figura 70: Confronto tra modello e soletta.

Per poter proseguire con la creazione del modello solido della soletta è necessario esportare il risultato ottenuto fin'ora in un altro software di elaborazione di immagini in grado di completare il modello della soletta realizzando la superficie inferiore e rendendolo più uniforme e adatto alla discretizzazione numerica.

Perché il passaggio sia possibile è necessario creare in Rapidform una serie di superfici che descrivano la soletta e successivamente esportarle.

Dalla rappresentazione a *shell*, ovvero un volume chiuso delimitato da elementi triangolari 2D, non del tutto smooth, devo ottenere un modello matematico esatto (Antunes et al. 2010).

La rappresentazione matematica che intendiamo è chiamata NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines). Queste curve sono curve polinomiali vicine ai limiti delle curve libere.

Le curve NURBS hanno il vantaggio di rappresentare forme arbitrarie con precisione matematica, mantenendo il controllo sulla forma delle curve attraverso i loro nodi e punti di controllo, direttamente manipolabili. La procedura usa un algoritmo di fitting che consiste in una serie di aree che fittano i dati discreti, come ad esempio una nuvola di punti formata da vertici di triangoli. Le aree sono di solito della stessa natura matematica e sono connesse assieme da condizioni di tangenza o curvatura.

Il software permette di ottenere una superficie matematica direttamente dalla superficie tassellata della *shell*. Prima di cominciare con l'autosurfacing, è possibile settare alcuni parametri quali il numero totale di superfici che si vogliono creare e il numero di punti di controllo della superficie.

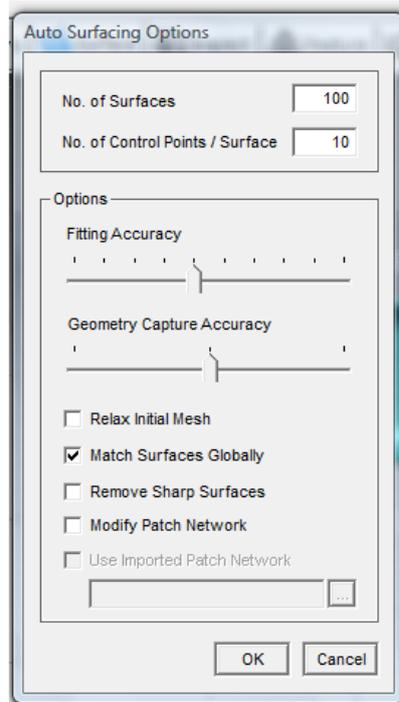


Figura 71: Azioni permesse dal comando *Autosurfacing*.

Più aree decidiamo di creare più avrò un risultato accurato. Questa operazione è limitata solamente dalla capacità computazionale del computer il quale potrebbe richiedere molto tempo per completare la procedura di autosurfacing.

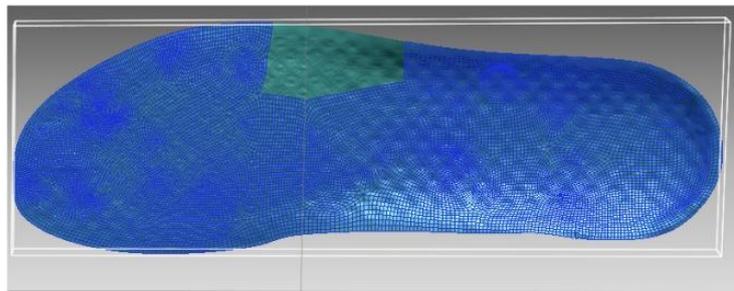


Figura 72: In blu sono rappresentate alcune delle superfici create.

Il passo successivo è quindi quello di esportare le superfici in formato IGES (Initial Graphics Exchange Specification). Questa operazione aumenta il grado di approssimazione del modello matematico delle superfici. Per lo sviluppo del modello solido è necessario imporre dei cambiamenti a porzioni di superficie che il metodo precedente non è stato in grado di rappresentare correttamente. Queste modifiche e

correzioni sono possibili grazie al pacchetto di modellazione del software Unigraphics UGS.

Arrivati a questo punto si costruisce la geometria dell'intero plantare rispettando gli spessori caratteristici dello stesso.

I modelli solidi virtuali sopra descritti vengono esportati in formato Parasolid per essere discretizzati in modelli ad elementi finiti da un software specifico (Patran, MSC. Software Corporation, Santa Ana, CA).

#### 4.3.2 Modellazione numerica del plantare

Il modello numerico della soletta è stato realizzato a partire dalla discretizzazione agli elementi finiti del modello solido descritto in precedenza. La discretizzazione agli elementi finiti è avvenuta mediante l'utilizzo di elementi tetraedrici aventi il lato lungo 3 mm. Una rappresentazione del modello numerico del plantare 131 viene riportata nella figura 73b.

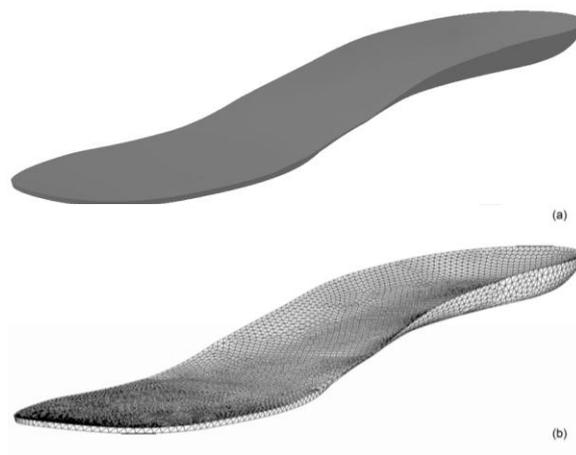


Figura 73: (a) Modello solido e (b) modello numerico del plantare. Formulazione costitutiva: materiale iperelastico isotropo.

## 4.4 Realizzazione del modello numerico della suola

### 4.4.1 Modellazione solida della suola

Per quanto riguarda la suola, dalla rilevazione laser si è ottenuta l'intera superficie esterna.

La regione inferiore della suola è stata la più difficile da rilevare con precisione ed è per questo che nella zona della punta e nel battistrada la nuvola di punti non ha determinato la giusta geometria della superficie.

L'elaborazione della suola da nuvola di punti a *shell* completa è stata fatta sempre attraverso il software Rapidform.

Come per la soletta, anche l'elaborazione della suola è iniziata dall'operazione di *smooth* della superficie e la cancellazione di quelle che si dicono singolarità, ovvero punti isolati catturati dal laser ma che non fanno parte della superficie.



Figura 74: Suola dopo l'operazione di smooth e cancellazione delle singolarità.

Successivamente si sono identificati i fori nella superficie e si sono riempiti grazie all'operazione *Fill Holes*. Nel caso della suola la possibilità di creare dei ponti all'interno dei fori si è rilevata fondamentale per riuscire a ricostruire, il più accuratamente possibile

la geometria della punta e della zona inferiore che come si può vedere dalle immagini era quasi del tutto incompleta.

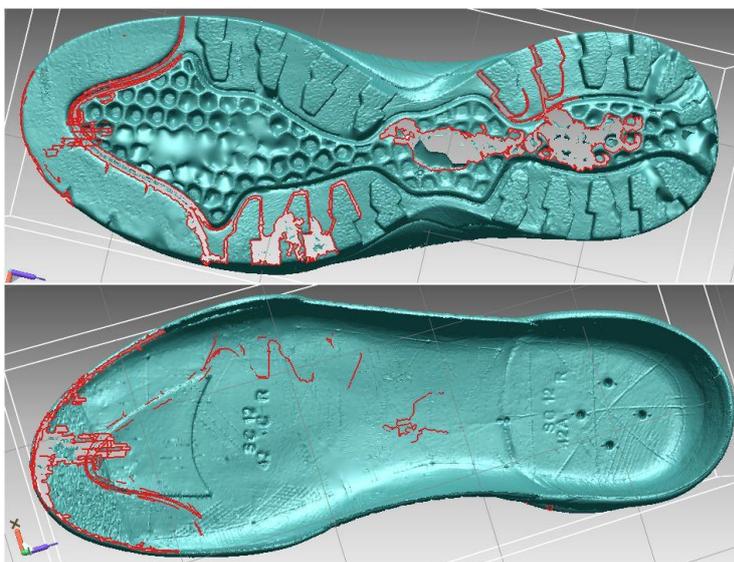


Figura 75: esempio del comando *Fill Holes*.

L'operazione di ricostruzione in questo caso è risultata non così semplice in quanto la rilevazione ha portato ad avere non solo la superficie della suola ma anche altre superfici chiuse nella zona centrale e della punta che vanno eliminate perché non reali. Questo a causa della rilevazione sbagliata di alcuni punti associati erroneamente.

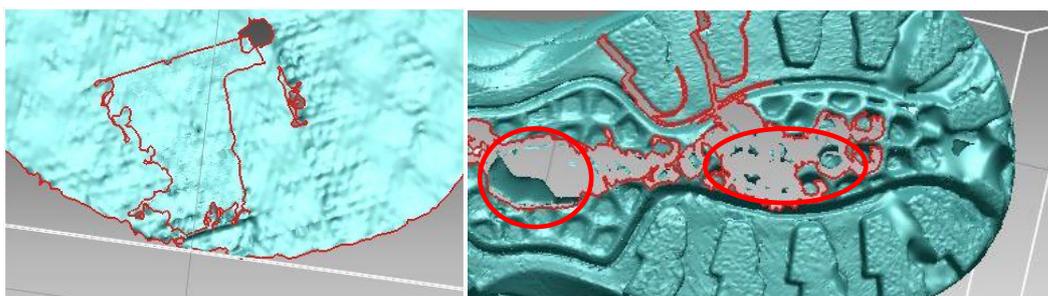


Figura 76: Superfici sovrapposte presenti nella punta (sinistra);  
Superfici chiuse presenti nella zona posteriore del battistrada (destra).

Una volta terminate la ricostruzione della geometria si è ottenuto il modello solido preliminare messo a confronto con la suola reale nell'immagine sottostante.



Figura 77: Confronto tra modello solido e suola Spider

Per poter proseguire con la creazione del modello solido della suola, anche in questo caso è stato necessario esportare il risultato ottenuto fin'ora nel software di elaborazione dati Unigraphics UGS per ottenere il modello solido finale il più uniforme possibile e adatto alla discretizzazione numerica.

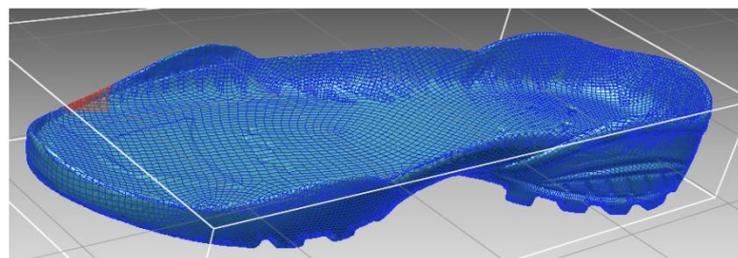


Figura 78: Autosurfacing suola Spider

Al fine di dividere la suola nei componenti di diverso materiale sono stati modificati i file CAD forniti dall'azienda produttrice. Infine i modelli virtuali solidi così ottenuti vengono esportati in formato Parasolid per essere discretizzati in modelli ad elementi finiti da un software specifico (Patran, MSC. Software Corporation, Santa Ana, CA).

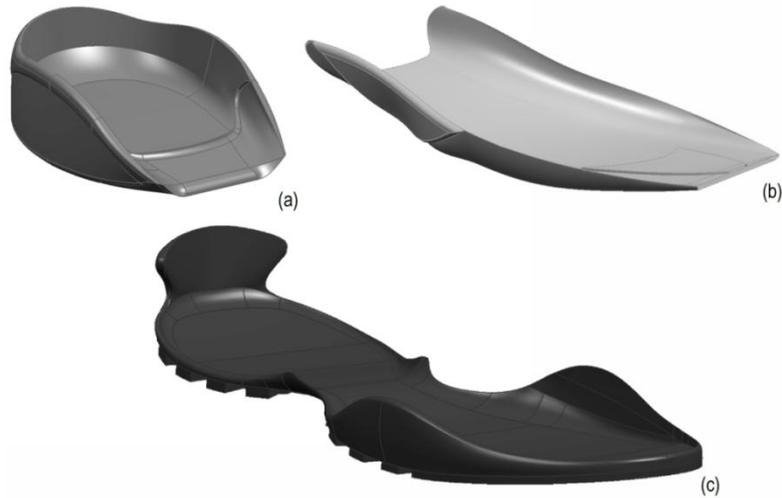


Figura 79: Modello solido dei componenti della suola Spider: (a) inserto in EVA anti-shock a bassa densità, (b) inserto in EVA anti-torsione ad alta densità e (c) battistrada in gomma Vibram.



Figura 80: Modello solido complessivo della suola Spider.

#### 4.4.2 Modellazione numerica della suola

Il modello numerico della suola è stato realizzato a partire dalla discretizzazione agli elementi finiti del modello solido descritto in precedenza. La discretizzazione agli elementi finiti è avvenuta mediante l'utilizzo di elementi tetraedici aventi il lato lungo 3 mm. Il modello numerico della suola viene riportato nelle seguenti figure.

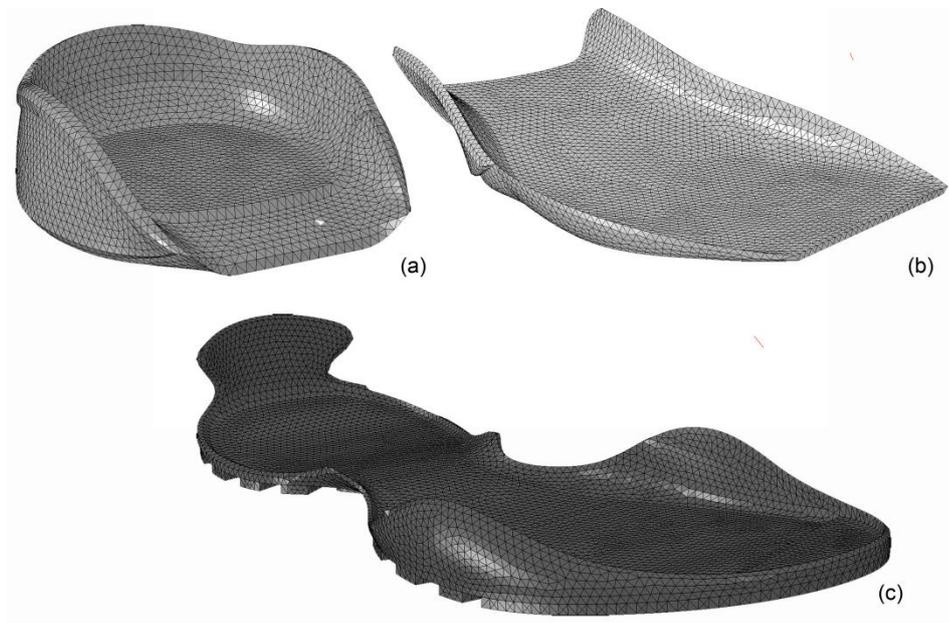


Figura 81: Modello numerico dei componenti della suola Spider: (a) inserto in EVA anti-shock a bassa densità (formulazione costitutiva Hyperfoam), (b) inserto in EVA anti-torsione ad alta densità (formulazione costitutiva Hyperfoam) e (c) battistrada in gomma Vibram (formulazione costitutiva elastica lineare con Modulo di Young  $E=6000$  MPa).

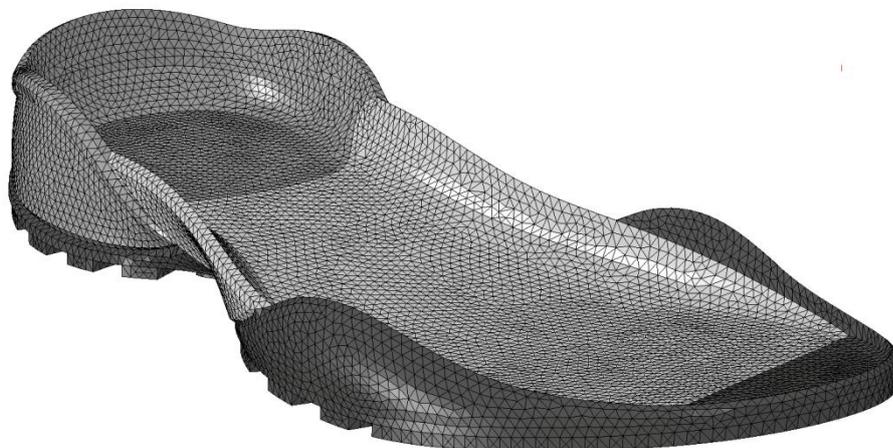


Figura 82: Modello solido complessivo della suola Spider.

Nel capitolo successivo si utilizzerà il modello numerico del piede realizzato presso il CMBM e i modelli numerici del plantare 131 e della suola spider per realizzare delle analisi pressorie di interazione fra i vari modelli e per confrontare i risultati così ottenuti con studi presenti in letteratura.

Il modello numerico dell'intero sistema piede-plantare-suola viene riportato in figura 83.

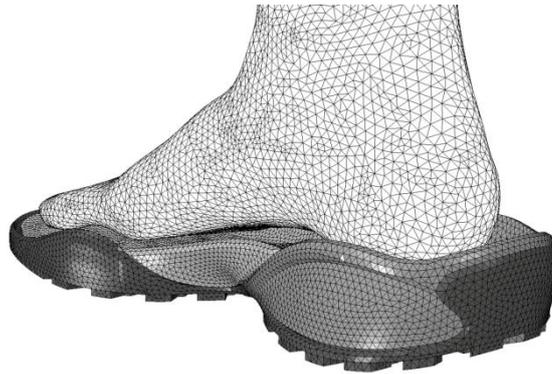


Figura 83: Modello numerico della suola, del plantare e del piede.

## CAPITOLO 5

# VALIDAZIONE DEL MODELLO NUMERICO DELLE STRUTTURE DI INTERESSE ATTRAVERSO CONFRONTO CON DATI DI LETTERATURA

### 5.1 *Indagine da letteratura*

Il metodo degli Elementi Finiti (FEM) è stato usato in ingegneria per decenni, e applicato ad una varietà di ricerche in campo biomeccanico. I miglioramenti in campo tecnologico hanno reso possibile la simulazione al computer di diverse condizioni, fornendo così uno strumento inestimabile per predire la risposta di materiali, sistemi anatomici e interazioni tra gli stessi in seguito a particolari carichi.

Nel campo della ricerca sulle calzature la scarsità di tecnologie e la natura invasiva degli esperimenti di misura hanno fatto sì che gli studi in questo campo si concentrassero solo sullo studio della distribuzione di pressione plantare e alla mobilità generale del piede, mentre la valutazione dei movimenti interni alle articolazioni e la distribuzione dei carichi non erano usualmente considerate.

Come alternativa quindi i ricercatori proposero un approccio di tipo modellistico.

Simulazioni computerizzate, come i FEM, sono gli strumenti più efficienti, versatili e appropriati per questo tipo di studi, e hanno la capacità di fornire più informazioni di tipo biomeccanico sugli effetti delle calzature, grazie alla capacità di modellizzazione di strutture con geometrie irregolari e materiali dalle proprietà complesse, e alla facilità di simulazione di condizioni al contorno e condizioni di carico complicate.

Questo tipo di modelli permette di isolare le variabili di interesse, cosa non sempre possibile durante le prove sperimentali.

Un grande numero di modelli 2D e 3D è stato sviluppato negli anni per investigare la biomeccanica del piede.

I primi modelli disponibili per l'analisi della risposta tensione/deformazione furono 2D (Nakamura et al., 1981; Lemmon et al., 1997; Lewis, 2003; Verdejo and Mills, 2004; Erdemir et al, 2005; Goske et al., 2005; Spears et al., 2007) o 3D realizzati tramite alcune ipotesi semplificative, come per esempio una parziale semplificazione della forma del

piede, utilizzando uno scheletro parziale del piede o strutture ossee connesse, l'assunzione della linearità delle proprietà dei materiali e condizioni di deformazione infinitesimale e di limiti lineari senza considerare l'attrito e lo slittamento, e pertanto non risultano adatti alla simulazione di complessi modelli di carichi e movimenti (Chu et al., 1995; Chen et al., 2003). Recentemente si sono sviluppati modelli 3D più accurati (Cheung and Zhang, 2005).

Nel caso del design di calzature i FEM permettono di predire le pressioni plantari, il movimento articolare, le tensioni di contatto e l'andamento tensione/deformazione interno al piede sotto condizioni di carico statico e supporto variabile (Lemmon et al., 1997; Chen et al., 2003; Verdejo R. et al., 2004, Cheung and Zhang, 2008).

Si è dimostrato che i modelli FEM, se creati propriamente, possono potenzialmente essere un contributo significativo nella conoscenza della biomeccanica del piede e nel miglioramento del design delle calzature. Analisi FEM di successo (Chu et al., 1995; Chen et al., 2003; Cheung et al., 2005) sono state effettuate su plantari e ortosi piede-caviglia (Yu Jia, 2008).

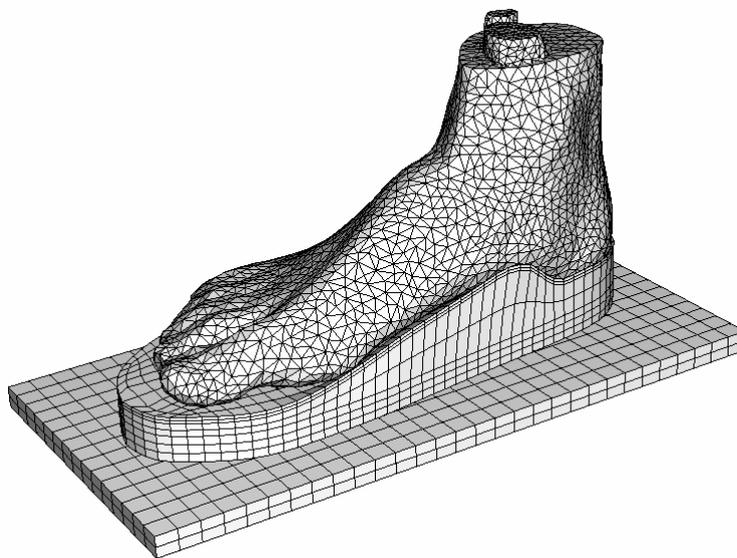


Figura 84: Modello numerico per il design di plantari di Cheung et al., 2005.

Nelle seguenti tabelle viene riportata una breve review della letteratura riguardante lo sviluppo di modelli numerici dal 1981 al 2012.

Years	Author(s)	Analysis Type	Geometries	Material Properties	Parameters of Interest	Experimental Validation	FE Software
1981	Nakamura et al.	2D, static, nonlinear	Engineering sketch	Unified foot bones (linearly elastic), plantar soft tissue (nonlinearly elastic), shoe sole (linearly & nonlinearly elastic)	Shoe sole stiffness on stress (principal & shear) in plantar soft tissue	Not mentioned	Custom-written
1995	Chu et al.	3D, static, linear	Engineering sketch	Unified ankle-foot bones, ligaments, soft tissue, AFO (linearly elastic)	Drop foot, stiffness of orthosis & soft tissue on stress distribution in ankle-foot orthosis	Not mentioned	ADINA
1997 1998 2005	Lemmon et al. Shorten Erdemir et al.	2D, static, nonlinear	Video image of specimen	Metatarsal bone, sole plate, thread & stud (linearly elastic), encapsulated tissue, insole, midsole, surface (hyperelastic & nonlinearly elastic)	6 insole thicknesses, 2 tissue thicknesses, 36 plug designs of midsole, soccer shoe stud length & penetration, sole plate stiffness on plantar tissue stress & peak plantar pressure	Peak plantar pressure & plantar pressure distribution	ABAQUS & COSMOS
1997	Shiang	3D, static, nonlinear	Engineering sketch	Insole (linearly elastic), midsole (nonlinearly elastic)	Different cushioning configurations of insole & midsole on plantar pressure relief	Peak plantar pressure	ANSYS & ABAQUS
2000	Syngellakis et al.	3D, static, nonlinear	Engineering sketch	Ankle-foot orthosis (nonlinearly elastic)	Thickness on stiffness characteristics of plastic ankle-foot orthosis	Ankle moment	ANSYS
2003	Chen et al.	3D, static, nonlinear	CT images of subject	Ankle-foot bones, cartilages, ligaments, encapsulated tissue (linearly elastic/hyperelastic), Insole, midsole (hyperform)	Flat & total-contact insoles with different material combinations on plantar pressure distribution	Plantar pressure distribution	MSC, MARC
2003	Lewis	2D, static, linear	Engineering sketch	Unified shoe surface, insole, midsole, rocker outsole (linearly elastic)	Material of midsole & outsole on von Mises stress & displacement of shoe	Not mentioned	ALGOR
2003	Gefen	2D, static, nonlinear	MR image of subject	Bone (rigid), heel pad (hyperelastic)	plantar soft tissue stiffening	Plantar pressure	ANSYS
2004	Verdejo & Mills	2D, static, nonlinear	Engineering sketch	Heel bone (linearly elastic), heel pad, midsole (hyperform)	Compressive stress distribution in heel pad with & without midsole support	Plantar pressure	ABAQUS

Tabella 10: Modelli numerici piede-calzatura in letteratura.

Years	Author(s)	Analysis Type	Geometries	Materials Properties	Parameters of Interest	Experimental Validation	FE Software
2005	Goske et al.	2D, static, nonlinear	MR images of subject	Heel bone (rigid), heel pad (hyperelastic) Insole (hyperfoam)	Compressive stress distribution in heel pad	Plantar pressure	ABAQUS
2005 2008 2008	Cheung & Zhang Cheung & Zhang Yu et al.	3D, static, nonlinear	MR images of male & female subjects	Foot bones, cartilages, ligaments, high heeled support (linearly elastic), encapsulated tissue, shoe sole (linearly elastic & hyperelastic & hyperform)	Flat & custom-molded foot orthosis with different combination of material stiffness, arch height & thickness, 2-inch high heeled support on plantar pressure & bone stress	Plantar pressure, plantar contact area, arch deformation	ABAQUS
2007	Budhabhatti et al.	3D, static, nonlinear	MR images of subject	First ray bone (rigid), soft tissue (hyperelastic), Insole (hyperfoam)	5 different insole properties on plantar pressure distribution	Plantar pressure & vertical GRF	ABAQUS
2007	Spears et al.	2D, static, nonlinear	MR images of subject	Heel bone (rigid), heel counter (rigid & linearly elastic), skin, heel fat pad tissue, sole (hyperelastic & hyperform)	Heel counter on tissue stress (shear, compressive and tensile) distribution in skin & fat pad of heel	Vertical strains & plantar pressure distribution	MSC. MARC
2008	Antunes et al.	3D, static, nonlinear	CT images of subject	Bone, cartilage, plantar fascia (linearly elastic), soft tissue, insole (hyperelastic)	3 different materials, 3 thickness of insole on plantar pressure distribution	Not mentioned	ABAQUS & Custom-written
2008	Hsu et al.	3D, static, nonlinear	CT images of subject	Bones, cartilages, ligaments, fascia, insole, encapsulated soft tissue (linearly elastic)	Conformity of insole contour on plantar pressure reduction	Plantar pressure	ANSYS
2011	Tian-Xia Qiu	3D, static, nonlinear	CT images of subject	Bone, cartilage, plantar fascia (linearly elastic), soft tissue, Boot (hyperelastic)	Compressive stress distribution	Plantar pressure	ANSYS
2012	Cho et al.	3D, static, nonlinear	MR images of subject	Bone, cartilage, plantar fascia (linearly elastic), soft tissue, Boot (hyperelastic)	Effects of sports ground materials on the landing impact force	Plantar pressure	ANSYS
2012	Franciosa et al.	3D, static, nonlinear	CT images of subject	Bone, cartilage, plantar fascia (linearly elastic) soft tissue, insole & outsole (hyperelastic)	Improving comfort of shoe sole	Plantar pressure	

Tabella 11: Modelli numerici piede-calzatura in letteratura.

Come si può vedere dalle tabelle 10 e 11 nei primi anni 80, Nakamura et al. (1981) realizzò un modello ad elementi finiti 2D, considerato il primo FEM conosciuto, sviluppato per il design di calzature. Il modello era costituito da una struttura unificata delle ossa del piede, il tessuto molle plantare e la suola della calzatura; e fu condotta un'analisi di sensibilità su materiali utilizzati per la realizzazione di soles aventi differenti moduli di Young (0.08-1000 MPa).

I risultati dimostrarono che le tensioni a compressione e a taglio nel tessuto plantare dipendono significativamente dal modulo di Young della suola e suggerirono un range ottimale (0.1-1 MPa) per minimizzare le tensioni plantari.

Un altro modello FE 2D basato sulla sezione sagittale passante attraverso il secondo metatarso, con la presenza dei tessuti molli, fu realizzato da Lemmon et al. (1997). Il modello fu usato per stimare gli effetti dello spessore delle solette sulla riduzione delle pressioni plantari nella zona della testa metatarsale. Modelli di materiale iperelastico e hyperfoam furono assegnati al tessuto molle plantare e alla soletta rispettivamente. I risultati predetti dal modello rivelarono che all'aumentare dello spessore della soletta la riduzione incrementale del picco di pressione plantare diminuisce, ovvero la pressione sembrava tendere ad un andamento asintotico dove solette realizzate con materiale più ammortizzatore (oltre i 12.7 mm di spessore) avrebbero avuto un piccolo effetto di riduzione delle pressioni. Un modello simile a quello sviluppato da Lemmon et al. (1997) fu usato da Erdemir et al. (2005) per studiare l'effetto di trentasei design di plug nell'intersuola includendo una combinazione di 3 materiali, 6 geometrie e 2 diversi posizionamenti.

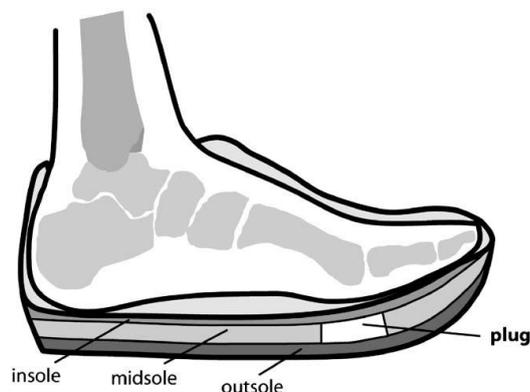


Figura 85: Inserimento di un plug nell'intersuola.

Da questo studio risultò che i plug posizionati in accordo con le misure di pressione plantare riportarono effetti maggiori nella riduzione delle suddette pressioni rispetto a quelli posizionati rispetto le prominenze ossee.

Lewis nel 2003 realizzò un modello FE 2D di un piede altamente semplificato con una suola rocker (basculante). Il lavoro di Lewis investigava l'effetto del materiale della suola sul piede attraverso uno studio di sensibilità, concludendo che la scelta del materiale influenzava notevolmente la risposta del modello; l'utilizzo di un HPDE invece che un PU nello strato superiore poteva incrementare le tensioni fino al 62% nell'interfaccia tra piede e soletta nella realizzazione di scarpe terapeutiche.

Molti altri studi incentrati sugli effetti delle calzature sulla risposta pressoria a livello del tallone sono stati sviluppati negli anni successivi (Verdejo and Mills, 2004; Goske et al., 2005; Spears et al., 2007). Verdejo and Mills (2004) usarono un modello geometricamente semplificato dell'osso del calcagno e dell'heel pad per studiare la distribuzione delle deformazioni nel tallone e in un'intersuola di EVA. I risultati della simulazione piede/scarpa hanno riportato che fino a un valore di forza applicata inferiore a 200 N, la maggior parte della deformazione si creava nella superficie inferiore dell'heel pad, mentre per forze maggiori, l'heel pad deformato non diminuiva di molto in spessore e la superficie superiore dell'intersuola diventava sempre più concava.

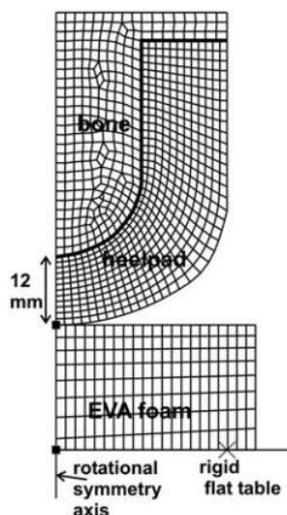


Figura 86: il modello geometrico di Verdejo e Mills (2004) utilizza condizioni di simmetria assiale per ridurre la complessità tipica di una formulazione completamente 3D. La griglia di calcolo applicata per la discretizzazione del modello è rappresentata in configurazione indeformata.

Goske et al. (2005) sviluppò un modello FE 2D della regione del tallone attraverso l'utilizzo d'immagini di risonanza magnetica (MRI), incorporando la suola di una calzatura per studiare gli effetti della combinazione di tre plantari di diverso livello di confort (plantare piatto, mezzo conformato, totalmente conformato), spessore (6.3, 9.5 e 12.7 mm) e materiale (Poron Cushioning, Microcel Puff Lite e Microcel Puff) durante la fase del ciclo del passo denominata heel strike. I risultati ottenuti hanno fatto emergere che la conformità della soletta è il parametro di design più influente, mentre il picco pressorio era relativamente insensibile alla selezione del materiale; rispetto alla situazione scalza si ottenne una riduzione del 24% di pressione utilizzando una soletta piatta e del 44% con la soletta totalmente conformata.

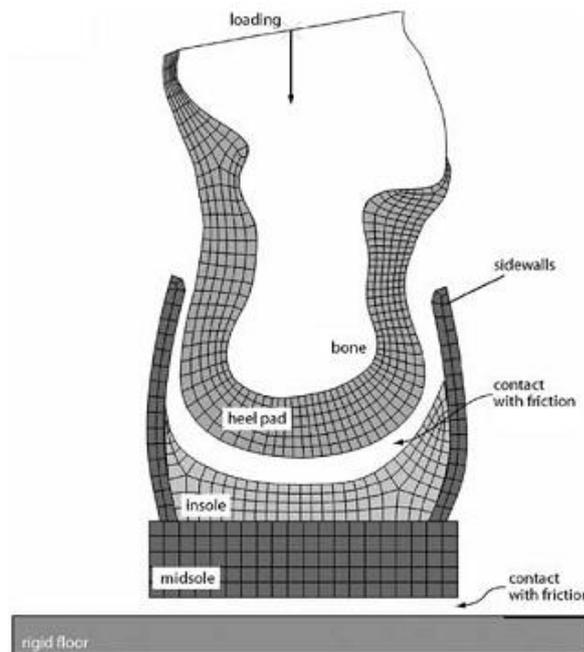


Figura 87: modello geometrico 2D implementato nello studio di Goske et al. (2006) per indagare l'efficacia di differenti solette interne nello smorzamento delle pressioni a livello calcaneare. Il modello è in grado di descrivere in modo potenzialmente accurato gli sforzi e le deformazioni limitatamente alla sezione del complesso piede – calzatura considerata, ma non può fornire una descrizione completa della fenomenologia d'impatto

Spears et al. (2007), attraverso dati di risonanza magnetica, creò un modello 2D del tessuto adiposo del tallone, della pelle e della parte posteriore di una calzatura per simulare l'effetto della talloniera sul tessuto molle plantare durante la fase di standing statica in condizione confinata e non. Dalle analisi sul modello risultò che l'effetto della talloniera era quello di incrementare la compressione (0-50%), di ridurre la tensione (22-34%) e taglio (58-80%) nel tessuto adiposo del tallone, indicazione che una talloniera ben conformata può ridurre le tensioni nel tallone efficientemente.

Negli anni si sono anche creati molti modelli FEM 3D del piede parziali, semplificati o geometricamente dettagliati. Un modello elastico lineare con geometria semplificata della struttura del piede e della caviglia fu sviluppato da Chu et al. (1995). Il modello suddetto mostrò che durante la fase del ciclo del passo definita toe off (distacco delle dita), il picco di tensione di compressione e trazione si creavano, rispettivamente, nella regione del tallone e del collo del piede verso la caviglia. Analisi parametriche riscontrarono come il modello era sensibile al modulo elastico dell'ortesi piede-caviglia, posta attorno al modello del piede, e del tessuto molle, mentre relativamente insensibile alla rigidità dei legamenti.

Shiang (1997) costruì un modello 3D della suola di una calzatura nella sezione del retropiede, includendo l'intersuola e una combinazione di plantari. I risultati del confronto tra analisi lineari e non lineari hanno rivelato che le curve tensione/deformazione non lineari e la comprimibilità offerta dal modello costitutivo non lineare hyperfoam potessero descrivere il materiale della scarpa quando le deformazioni della calzatura fossero relativamente grandi.

Un modello FEM 3D del piede e della caviglia fu sviluppato da Chen et al. (2003) usando immagini di tomografia assiale computerizzata (CT) di 2 mm d'intervallo, assieme a due plantari a contatto totale. Quel modello fu utilizzato per stimare gli effetti di plantari a contatto totale sulla redistribuzione delle tensioni plantari. Furono ricreati modelli delle ossa e della maggior parte dei legamenti plantari e considerate le proprietà non lineari dei materiali dei plantari e l'attrito all'interfaccia. Chen et al. (2003) conclusero che utilizzando plantari a contatto totale il picco e la tensione normale media diminuivano nella maggior parte delle regioni tranne che in quella centrale e nella regione dell'alluce rispetto a plantari piatti.

Cheng and Zhang (2005; 2008) svilupparono un modello 3D di piede e caviglia maschile composto di 28 segmenti ossei distinti, 72 legamenti, fascia plantare e tessuti molli. Essi furono i primi a riportare una simulazione anatomicamente dettagliata della struttura piede-caviglia, movimenti articolari relativi, interazione piede-terreno e proprietà non lineari dei materiali. Il modello fu usato per stimare l'effetto di diverse ortesi sulla distribuzione delle pressioni plantari. Il parametro di costruzione delle ortesi più significativo per la riduzione del picco di pressione plantare risultò essere la forma

modellata su misura. Utilizzando un ortesi per la conformazione dell'arco del piede, la densità dei plantari risultò essere il secondo parametro più importante per la riduzione del picco delle pressioni plantari.

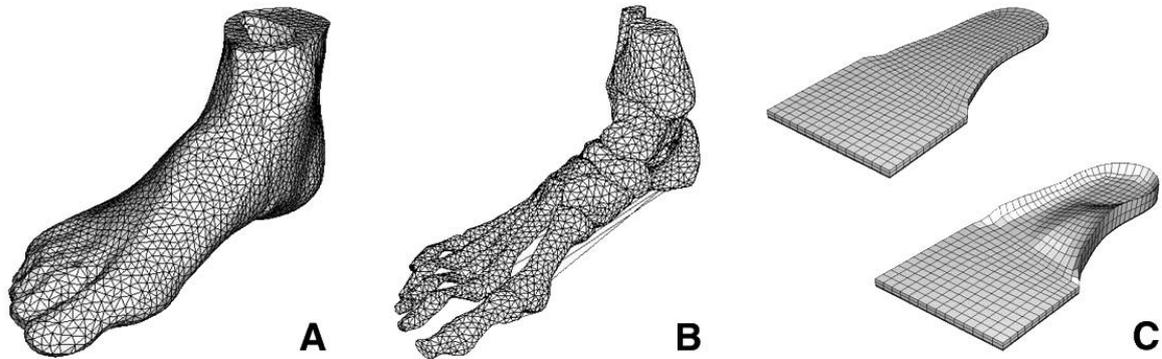


Figura 88: Il modello proposto da Cheung e Zhang (2005) si distingue per l'accuratezza riposta nella modellazione delle strutture anatomiche d'interesse, comprensiva di tessuti molli esterni (A), ossa e legamenti (B). Le due geometrie d'*insole* indagate nello studio (C) presentano morfologie.

Recentemente Tian-Xia Qiu et al. (2011) utilizzò la tecnica FEM per creare un modello 3D di accoppiamento tra piede e scarpone allo stato dell'arte utilizzabile poi in studi futuri sulla biomeccanica delle tensioni che occorrono durante gli infortuni, sul design di calzature e per simulazioni di atterraggio con il paracadute. Attraverso l'utilizzo d'immagini tomografiche furono modellati il piede, la caviglia e la parte inferiore della gamba, mentre il modello dello scarpone, costruito basandosi sul modello del piede, comprendeva la tomaia, la soletta, l'intersola e il battistrada. La validazione del modello fu fatta durante la fase di standing confrontando i risultati delle pressioni plantari ottenuti con quelli presenti in letteratura, e sarà controllata nei prossimi lavori di Tian-Xia Qiu et al. sia in condizioni statiche sia dinamiche.

Infine nell'ultimo anno in letteratura sono stati trovati due lavori di Cho et al. (2012) e Franciosa et al. (2012).

Cho et al. (2012) ha sviluppato un modello d'interazione piede-scarpa-terreno per appunto investigare gli effetti di quattro materiali utilizzati per terreni sportivi sul trasferimento della forza d'impatto che si crea con la collisione della scarpa sportiva e il terreno. Il modello comprende tibia e fibula modellati come un unico elemento, la struttura ossea del piede, i tessuti molli, legamenti e cartilagini modellati come materiali isotropi lineari, e la struttura della scarpa composta da suola, intersuola, soletta e tomaia modellati come materiali iperelastici.

I risultati di questo studio hanno portato ad affermare che il rischio d'infortuni, associati all'impatto con il terreno, diminuiva passando da asfalto, a uretano, ad argilla, a legno, dal fatto che il picco di accelerazione verticale e la frequenza centrale diminuivano monotonamente passando da asfalto a legno. Fu inoltre riscontrato che la maggior parte dell'accelerazione e della frequenza d'impatto si dissipava attraverso il tallone e non cambiava molto a livello della caviglia e del ginocchio.

Infine Franciosa et al. (2012) per migliorare il confort delle soles delle calzature ha svolto test sperimentali e simulazioni CAD-FEM. Sono stati testati soggetti che calzavano tre diversi tipi di calzature presenti in commercio e calzati; per ogni tipo di situazione si sono raccolte le testimonianze dei soggetti e le pressioni plantari attraverso dei sensori plantari. Successivamente si è creato un modello FEM del piede attraverso immagini CT e infine si è applicato a questo modello un array di diversi design di battistrada con diversi fattori di design a vari livelli di confort. I risultati hanno stabilito che la rigidità della suola e il materiale influenzano altamente il confort percepito; in particolare materiali più soffici e soles più spesse portano ad un aumento del grado di confort.

Concludendo, negli anni si è capito che per i modelli delle articolazioni muscolo scheletriche umane, la sfida rimane quella di produrre modelli geometricamente, cinematicamente e meccanicamente accurati che possano essere usati per studi fondamentali quali la simulazione e previsione di infortuni (Penrose et al., 2002).

Per quanto riguarda invece il design delle calzature, i modelli FEM possono essere utili per decidere parametri quali, il materiale, l'altezza della talloniera e forma della suola (Kirby et al., 2001).

Gli studi riportati affrontano l'interazione tra piede e calzatura per mezzo di simulazioni computazionali. Tuttavia le semplificazioni dimensionali adottate o l'assunzione di regimi quasi statici, insensibili agli effetti inerziali, possono risultare incompatibili con le realtà simulate. In aggiunta, le procedure di validazione seguite si basano sul confronto, spesso qualitativo, tra previsioni numeriche di pressioni e corrispondenti misure sperimentali su soggetti: a questo proposito è opportuno ricordare come i comuni sensori di pressione non godano né di elevate risoluzioni spazio temporali né di comprovata affidabilità (Hsiao, 2002; Hurkmans et al., 2006).

Le pubblicazioni analizzate, inoltre, mostrano un evidente e prioritario interesse per le conseguenze a livello biomeccanico dell'interazione piede-calzatura piuttosto che per una valutazione meccanico-funzionale di quest'ultima.

Per questo motivo gli studi citati non costituiscono dei riferimenti diretti, bensì piuttosto una fonte d'ispirazione in merito alle strategie utilizzate nella creazione dei modelli.

Nello specifico, dalla letteratura presentata sono state acquisite le seguenti informazioni:

- la tipica gamma di valori per i coefficienti di attrito assegnati alle interazioni piede-calzatura (da 0.5 a 1.0);
- le funzioni di energia di deformazione adottate nella modellazione dei materiali;
- l'importanza del fattore di congruenza geometrica tra piede e *insole*, in grado di influenzare in modo significativo i risultati;
- la generazione di modelli d'*insole* ad alta conformità geometrica tramite calco virtuale della superficie plantare (Garancini Paolo, 2010).

Yu Jia (2009) suggerisce che l'accuratezza dei modelli piede-calzatura in futuro potrebbe essere migliorata nei seguenti modi:

- In letteratura sono disponibili limitate analisi FE per l'interazione piede-scarpa sotto diverse configurazioni di carico a causa di complicazioni nella simulazione FE. Modelli piede-scarpa integrali potrebbero offrire una visione unica al design di calzature attraverso analisi di sensitività.
- Se le ossa sono modellate come componenti separati, le connessioni legamentose giocheranno un importante ruolo nella simulazione di reali movimenti articolari in direzioni multiple. Si conclude che è necessario applicare condizioni di carico più realistiche, includendo le forze muscolari, per la simulazione del ciclo del passo, in quanto l'attività muscolare gioca un importante ruolo nel bilancio dei carichi.
- FEM è uno strumento potente che è stato usato estensivamente in biomeccanica ma è "facile da fare miseramente e molto difficile farlo bene" (Viceconti et al., 2005). In letteratura sono presenti solo pochi modelli cui sono state assegnate condizioni al contorno fisiologiche (Speirs et al., 2007) e ben validati. Solamente FEM validati possono essere quindi usati come piattaforma per studi parametrici.
- Molti modelli basati su anatomia maschile sono presenti in letteratura, mentre piedi femminili sono scarsamente utilizzati per la creazione di modelli. In accordo con studi morfologici, il piede femminile non è una versione in scala ridotta del piede femminile ma ha la sua forma e le sue caratteristiche. È quindi necessario, in caso di studio di calzature con tacchi alti, utilizzare un FEM del piede che tenga in

considerazione le caratteristiche morfologiche del piede femminile; mentre per scarpe sportive bisogna individuare quale sia il soggetto che poi porterà quelle scarpe e creare un modello del piede adatto.

Modelli FEM permettono una valutazione sistematica degli effetti di una progettazione parametrica di calzature e della risposta biomeccanica del piede sotto diverse condizioni dovute alla variazione di forma e materiali, senza prerequisito di calzatura fabbricata e prove per una serie di design di scarpe.

Per questo nei paragrafi successivi saranno presentate alcune analisi numeriche svolte sul modello piede-plantare-suola descritto in precedenza, durante le quali saranno studiate le pressioni che si formano nei vari distretti nella fase di pieno appoggio durante la quale il 100% del peso corporeo (BW body weight) viene scaricato alla suola attraverso il piede e quindi la calzatura.

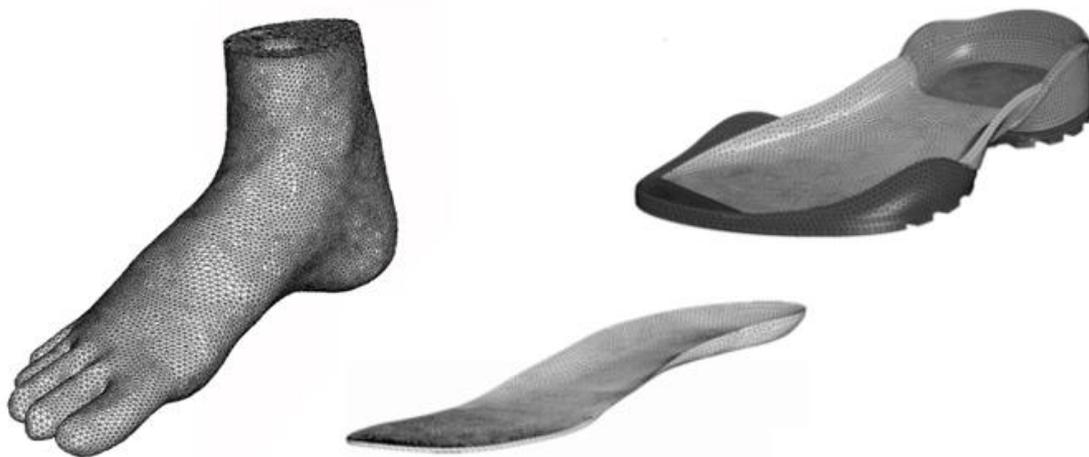


Figura 89: Componenti modello numerico soggetto delle analisi d'interazione piede-calzatura.

## 5.2 Valutazione della forza di reazione al suolo

Quando, durante il passo, il peso del corpo è trasferito sul piede in appoggio, vengono generate sul terreno delle forze equivalenti in intensità e opposte in verso rispetto a quelle a cui viene sottoposto l'arto in carico.

Queste forze sono chiamate forze di reazione al suolo (GRF), e si misurano attraverso una pedana baropodometrica, sensibile alla pressione esercitata sul piede dal terreno in quanto

$$P=F/A;$$

dove P è la pressione misurata, A è l'area su cui si crea la pressione e F è la relativa forza. Le GRF possono essere considerate come un unico vettore o possono essere scomposte nelle componenti verticali e tangenziali; quest'ultime chiamate anche forze di taglio orizzontale che si dividono a loro volta in forze anteroposteriori e mediolaterali rispettivamente se agiscono lungo il piano sagittale o frontale. L'ampiezza delle componenti tangenziali, in confronto al carico verticale, risultano di lieve entità.

Lo schema normale delle forze verticali, generate alla velocità normale del cammino di 82 m/min, presenta due picchi separati da un avvallamento.

Il primo picco (valore pari al 110% del peso corporeo) si verifica all'inizio dell'appoggio intermedio in risposta agli eventi di accettazione del carico.

In questo momento il baricentro, o centro di gravità, si abbassa rapidamente aumentando l'effetto di accelerazione del peso corporeo.

Nella parte terminale dell'appoggio intermedio è presente l'avvallamento (pari all'80% del peso corporeo); esso è generato dal sollevamento del centro di gravità per la rotazione in avanti sul piede vincolato al terreno ed è accentuato dal momento creato dall'oscillazione dell'arto controlaterale. Alla fine dell'appoggio terminale, quando il peso del corpo è trasferito in avanti per la rotazione dell'avampiede, si verifica il secondo picco che indica una nuova accelerazione verso il basso e l'abbassamento del baricentro.

Da queste considerazioni si può dedurre che il valore della forza verticale, quando supera il valore del peso corporeo, rappresenta inizialmente l'accelerazione dovuta alla caduta sull'arto e successivamente oltre l'avampiede.

Dal punto di vista matematico quindi si può scrivere:

$$F - w = Ma$$

dove  $F$  costituisce la componente verticale della forza di reazione del terreno,  $w$  è il peso corporeo,  $M$  è la massa del soggetto e  $a$  è l'accelerazione verticale.

Sostituendo al peso la sua espressione matematica  $w = Mg$  con  $g$  accelerazione di gravità si ottiene  $F = M(g+a)$ .

Poiché  $M$  e  $g$  sono costanti, la forza sulla piattaforma si modifica al variare dell'accelerazione verticale: se  $a = 0$  la forza è rappresentata dal peso corporeo, se  $a > 0$  la forza sale e analogamente se  $a < 0$  la forza scende al di sotto del peso.

Bisogna inoltre notare che l'ampiezza della componente verticale si modifica al variare della velocità del cammino: a bassa velocità si riduce l'accelerazione verticale con conseguente riduzione dei picchi e degli avvallamenti portando a un appiattimento della curva, a velocità più elevate invece, si ha un incremento dei picchi e una diminuzione degli avvallamenti.

In seguito vengono riportati, un grafico descrivente l'andamento delle GRF a diverse velocità di cammino e un grafico ottenuto da una valutazione sperimentale condotta presso il laboratorio di Gait Analysis dell'Ospedale di Bassano del Grappa da Tonello (2009) in seguito ad una camminata con scarpa sportiva.

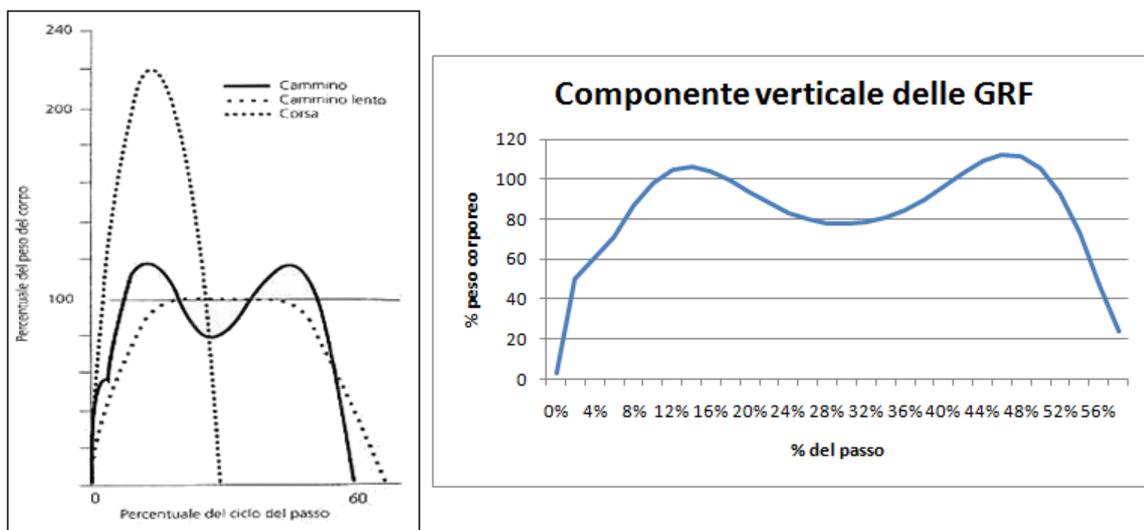


Figura 90: Grafico relativo all'andamento delle forze verticali delle GRF in varie velocità di camminata (sx) e grafico sperimentale ottenuto da Tonello (2009) presso l'ospedale di Bassano (dx).

### 5.3 *Analisi numerica dei fenomeni d'interazione piede-plantare-suola*

Lo studio d'interazione tra piede e calzatura attraverso simulazione numerica, permette di investigare la distribuzione delle pressioni e delle tensioni non solo nel punto di contatto tra piede/calzatura con il terreno, come avviene nel caso di test sperimentali che utilizzano delle pedane baropodometriche, ma lungo tutto il piede addirittura all'interno delle singole componenti ossee che compongono il modello numerico utilizzato.

#### 5.3.1 *Definizione delle condizioni di carico e vincolo*

L'analisi numerica svolta sul modello realizzato in questo studio simula la fase di appoggio totale del piede.

Il modello solido virtuale del piede rappresenta il modello del piede destro di un uomo adulto di 70 Kg (700 N) e le condizioni di carico e le relative condizioni di vincolo imposte al modello numerico piede-plantare-suola, sono le seguenti:

- nodi della superficie superiore della tibia e della fibula vincolati in modo da impedirne lo spostamento e le rotazioni lungo i tre assi X, Y e Z.
- spostamento del sistema plantare-suola verso il piede (lungo l'asse Y) fino al raggiungimento di una forza di reazione sui nodi vincolati di tibia e fibula pari a 700 N così da simulare la prima zona di picco del grafico delle GRF, ovvero la fase di appoggio del ciclo del passo.
- imposizione di un coefficiente di attrito pari a  $\mu=0.42$  tra nodi della pianta del piede e superficie superiore del plantare.



Figura 91: Condizioni di carico e vincolo del modello.

I risultati ottenuti vengono riportati e posti a confronto con studi presenti in letteratura nei paragrafi successivi.

### 5.3.2 Risultati numerici

Successivamente verranno riportati i risultati dell'analisi numerica effettuata sul modello piede-plantare-suola effettuata con le condizioni di carico e di vincolo descritte precedentemente.

Come si può notare dalla figura 92 gli spostamenti di maggior intensità si riscontrano a livello della calzatura, mentre vanno a diminuire salendo verso la tibia e fibula mantenute bloccate come da condizioni di vincolo della prova.

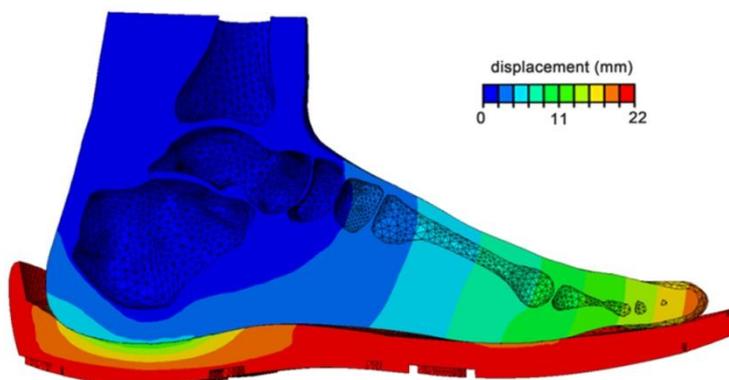


Figura 92: Spostamenti generati nel modello dal movimento verso l'alto del piano posto sotto la suola.

Nelle figure successive si vede come le tensioni generate dallo spostamento del piano si distribuiscono all'interno della calzatura e sulla superficie plantare del piede.

Come si può notare la zona più sollecitata è quella del tallone, attraverso la quale durante la fase di pieno appoggio tutto il peso del soggetto viene trasferito al terreno, come confermato da letteratura, mentre la zona delle falangi e delle teste dei metatarsi raggiunge valori inferiori di tensione.

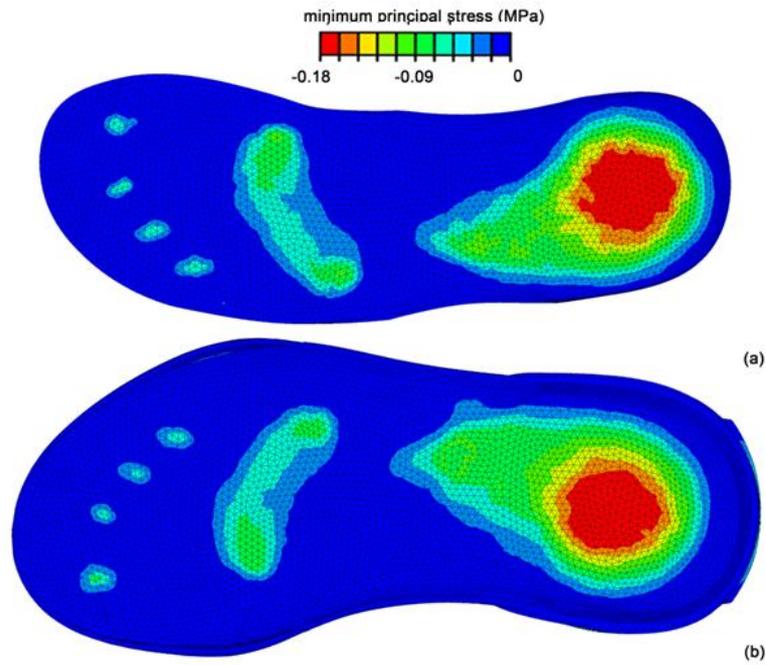


Figura 93: Tensioni principali minime generate nella superficie inferiore del plantare (a) e nella superficie superiore della suola (b).

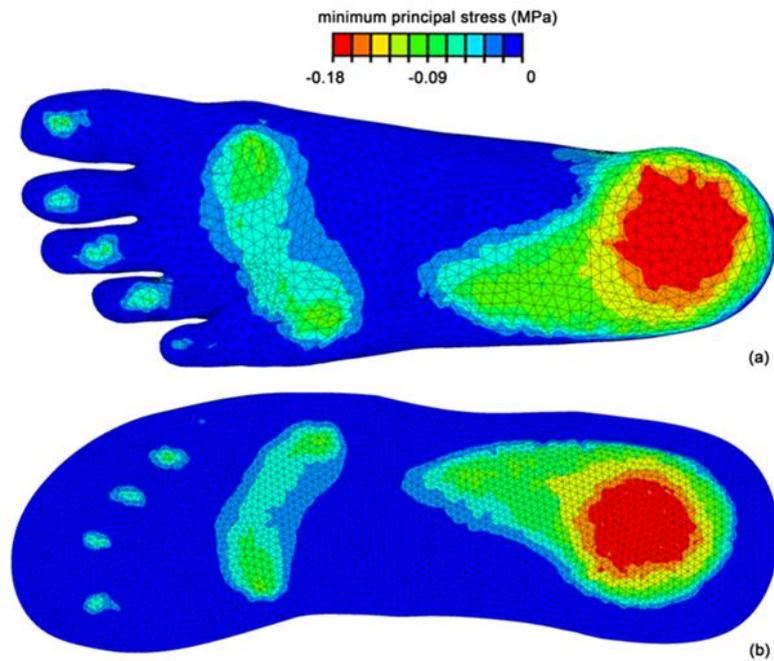


Figura 94: Tensioni principali minime generate nella pianta del piede (a) e nella superficie superiore del plantare (b).

Per poter confermare la veridicità dei risultati ottenuti è necessario confrontarli con risultati ottenuti da lavori presenti in letteratura.

#### 5.4 Validazione del modello numerico tramite confronto con dati riportati in letteratura

Gli studi presenti in letteratura scelti per il confronto con i risultati simulati dal modello piede-plantare-suola realizzato in questo lavoro di tesi sono:

- Cheung e Zhang (2005) modello un modello 3D di piede e caviglia usato per stimare l'effetto di diverse ortesi sulla distribuzione delle pressioni plantari;
- Franciosa et al. (2012) modello 3D di piede-suola utilizzato per lo studio del livello di confort di calzature presenti in commercio.

Cheung e Zhang (2005) hanno puntato sull'accuratezza anatomica ricostruendo l'intero piede umano in un modello FE 3D sulla base d'immagini coronali MRI spaziate di 2 mm. Tramite simulazione statica dei carichi tipici di un'ortostasi perfettamente bilanciata, gli autori hanno valutato l'efficacia di diverse solette interne nel contenimento delle pressioni plantari e nella redistribuzione degli sforzi a carico di ossa e legamenti.

Per una modellazione rappresentativa della struttura scheletrica del piede (Figura 95) sono state definite le geometrie di 28 segmenti ossei e le inserzioni di 72 legamenti; il contatto tra le superfici articolari è stato caratterizzato con coefficiente di attrito nullo, un semplice espediente numerico per interpretare la funzionalità in vivo della cartilagine articolare. La struttura ossea è stata quindi combinata con il volume dei tessuti molli.

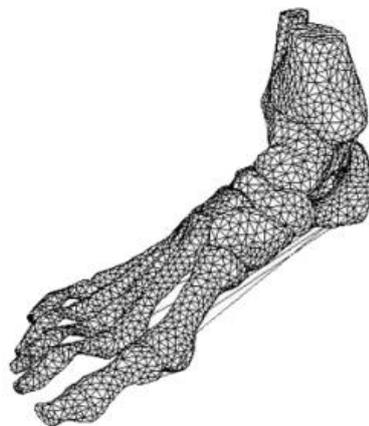


Figura 95: Il modello proposto da Cheung e Zhang (2005).

Nella simulazione della postura ortostatica è stata prevista l'interazione con due supporti plantari di morfologie differenti: la prima soletta è stata disegnata con uno spessore uniforme di 5 mm mentre la geometria della seconda, più conforme al piede, è stata ottenuta tramite calco virtuale della superficie plantare del piede stesso.

Entrambi i supporti plantari sono stati ulteriormente caratterizzati tramite l'assegnazione di tre materiali alternativi:

- schiuma in poliuretano (PU) a celle aperte;
- EVA ad alta densità;
- polipropilene (PP).

In questo modo è stato possibile valutare anche l'influenza del materiale sulle grandezze d'interesse. Uno spessore rigido è stato infine posizionato sotto la geometria del plantare a simulare il piano di supporto.

Per tutti i tessuti biologici e i materiali sintetici introdotti nel modello è stata proposta una caratterizzazione omogenea, isotropa ed elastica lineare (Tabella 12).

Tessuto/Materiale	E [MPa]	$\nu$
Osso	7300	0.30
Tessuti molli	0.15	0.45
Cartilagine	1.00	0.40
Legamenti	260	–
Fascia plantare	350	–
<i>Insole</i>		
Schiuma in PU	0.30	0.40
EVA ad alta densità	1.00	0.40
PP	1000	0.40

Tabella 12: Parametri per la modellazione meccanica dei materiali utilizzati nel modello FE.

La misura sperimentale delle pressioni (Tekscan, Inc., Boston, MA, USA) all'interfaccia piede-plantare per un soggetto campione (26 anni; 174 cm; 70 kg) in ortostasi, oltre a fornire i dati necessari alla validazione delle simulazioni numeriche, ha permesso di identificare la posizione del centro di pressione (*center of pressure*, COP).

Il COP è stato individuato anche nel modello numerico e il carico (350 N) applicato in corrispondenza di esso; all'interfaccia piede-plantare è stato assegnato un coefficiente di attrito pari a 0.6.

Le previsioni computazionali hanno mostrato un significativo accordo con le distribuzioni di pressione misurate, nonostante i picchi di pressione rilevati sperimentalmente fossero inferiori; gli autori hanno attribuito questa discordanza al divario in risoluzione spaziale tra modello FE e solette di pressione, ma potrebbe anche essere il risvolto di un'accuratezza limitata dei sensori di pressione utilizzati (Hsiao, 2002; Hurkmans et al., 2006).

Ad ogni modo i risultati numerici (Figura 96) testimoniano le maggiori capacità di attenuazione e redistribuzione delle pressioni all'interfaccia per solette *custom-molded*: a parità di materiale (polipropilene;  $E_{PP}=1.0$  GPa), questo tipo di soletta è in grado di ridurre i picchi pressori del 23.2% e 24.4% in corrispondenza di teste metatarsali e tallone, rispettivamente.

Mantenendo invece costante il fattore geometrico (plantari a spessore uniforme), per la soletta morbida (schiuma in poliuretano a celle aperte;  $E_{PU}=0.3$  MPa) sono state previste attenuazioni del 16.5% (sotto le teste metatarsali) e 19.5% (in corrispondenza del tallone) rispetto a quella rigida in PP.

La combinazione di entrambi i parametri ha mostrato infine che, nel confronto tra soletta rigida (polipropilene;  $E_{PP}=1.0$  GPa) a spessore uniforme e soletta morbida (schiuma in poliuretano a celle aperte;  $E_{PU}=0.3$  MPa) a geometria *custom*, la riduzione delle sollecitazioni ad opera di quest'ultima è pari al 40.7% nella regione metatarsale e al 31.6% sotto il tallone (Garancini Paolo, 2010).

Successivamente verranno rappresentati i risultati dello studio di Cheung e Zhang (2005) con le condizioni di carico e vincolo descritte in seguito.

Per un soggetto con la massa corporea di 70 kg, una forza verticale di circa 350N è applicata su ciascun piede durante la fase di *standing* bilanciata. Per la simulazione di questa condizione, è stato considerato solo il carico del tendine di Achille, mentre le altre forze muscolari intrinseche ed estrinseche sono state trascurate. La forza di reazione del suolo è stata applicata come una forza concentrata. La parte distale della tibia e del perone sono stati fissati durante tutta l'analisi. L'articolazione della caviglia è stata posta nella sua posizione neutrale.

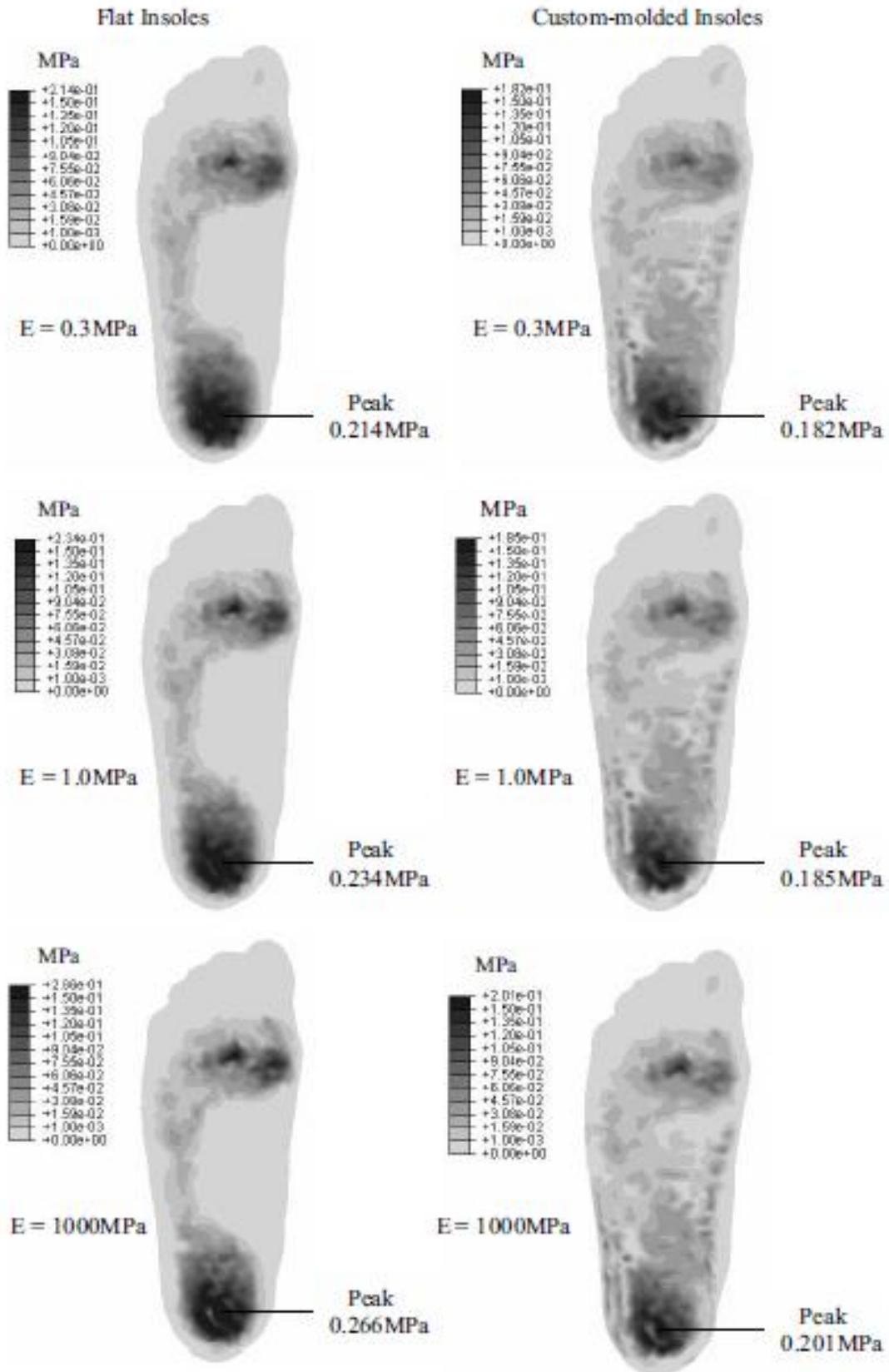


Figura 96: Distribuzioni di pressione plantare previste dal codice numerico nei casi di soletta piatta (*flat*) e conforme al piede (*custom-molded*) con materiali a rigidezza incrementale ( $E_{PU} = 0.3 \text{ MPa}$ ;  $E_{EVA} = 1.0 \text{ MPa}$ ;  $E_{PP} = 1.0 \text{ GPa}$ ).

Le due figure centrali corrispondenti a plantari conformati e non, in EVA ad alta densità con modulo di Young pari a 1.0 MPa, vengono confrontati con i risultati ottenuti nel modello sviluppato in questo lavoro.

Come si può notare dalla figura di seguito il range di pressioni che si verificano sulla pianta del piede sono dello stesso ordine di grandezza e addirittura il picco di tensione che si verifica in entrambi i modelli nel punto centrale del tallone, nel caso di soletta conformata ha lo stesso valore che si verifica nel modello soggetto di questo lavoro.

Questo sta ad indicare che il nostro modello è validato e quindi può simulare in modo corretto il comportamento meccanico dei tessuti del piede e dell'effetto introdotto dalla presenza di plantare e suola in EVA.

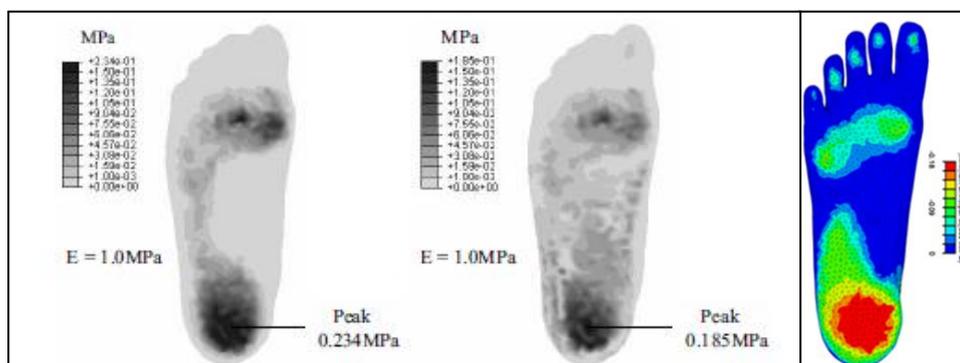


Figura 97: Confronto risultati modello Cheung e Zhang con modello sviluppato in questo lavoro.

Un'altra informazione che si può ricavare dalla figura 97 è la conformazione della soletta 131. La distribuzione delle pressioni della pianta hanno un pattern simile alla soletta piatta, ma valori simili alla soletta conformata creata appositamente per il modello del piede realizzato da Cheung e Zhang nel 2005. Questa affermazione indica come la soletta 131 non è del tutto conformante, infatti non viene fatta su misura, ma comunque, anche grazie alla presenza della suola riesce ad attenuare le pressioni agenti sul piede come se fosse fatta su misura per il piede in questione.

E' stato riferito che dopo lo stile, il comfort è il secondo aspetto chiave per l'acquisto di calzature. Uno dei componenti più importanti delle calzature è la suola, il cui design si basa su molti fattori quali la forma/dimensione del piede, comfort percepito e materiali.

Lo studio di Franciosa et al. (2012) si concentra sull'analisi parametrica della suola di una calzatura per migliorare il comfort percepito. La sensibilità dei fattori di design

geometrico e il materiale sul livello di comfort sono stati studiati combinando prove sperimentali e simulazioni CAD-FEM. La correlazione tra comfort percepito e risposte fisiche, quali le pressioni plantari, è stata stimata attraverso le prove sperimentali. Quattro diverse condizioni sono state analizzate.

Product	Description	Picture
A	Running footwear	
B	Occupational footwear	
C	Occupational footwear	
D	Bare-foot test	-

Figura 98: Configurazioni dell'esperimento.

I soggetti (13 maschi e 10 femmine di età compresa tra i 18 ed i 28 anni, selezionati tra gli studenti della Facoltà di Ingegneria dell'Università di Napoli Federico II, con assenza di patologie al piede, Tabella 13) oltre che nella condizione di piede scalzo erano invitati ad indossare tre tipi di calzature disponibili in commercio.

	Mean	Maximum	Minimum	Standard Deviation
Age (years)	23.6	28.0	18.0	2.8
Weight (kg)	69.3	84.7	51.6	8.6
Height (cm)	170.2	180.0	160.0	6.2
Foot size (EU size)	40.8	42.0	39.0	0.8
Arch length/foot length (%)	25.6	32.2	16.5	4.2

Tabella 13: Dati relativi ai soggetti dell'esperimento.

La superficie plantare è stata suddivisa in tre aree: retro-piede, zona centrale del piede e avampiede.

Per ogni condizione, i soggetti hanno espresso il loro comfort percepito attraverso un punteggio ("0" corrispondente alla mancanza di comfort e "10" per molto comodo) sia per quanto riguarda il grado di comfort globale sia per il grado di comfort relativo ad ogni zona del piede (Figura 99).

Successivamente con l'utilizzo di sensori piezoelettrici, si sono monitorate anche le pressioni plantari.

Le seguenti due grandezze fisiche sono state valutate:

- pressione di picco plantare - valore massimo della pressione;
- distribuzione del peso - forza netta, calcolata come risultato della pressione sulla superficie di contatto. La distribuzione del peso può essere considerata come la percentuale del peso corporeo trasmesso al sottopiede per ciascuna zona del piede.

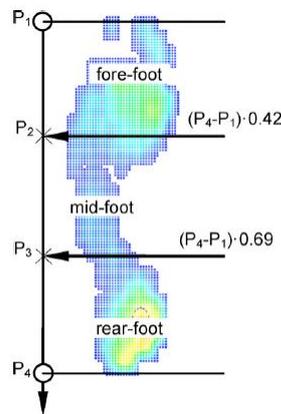


Figura 99: Suddivisione del piede.

Per evitare l'influenza dello stile e del tipo (è comunemente noto che una scarpa da corsa è classificata come "confortevole", mentre le calzature da lavoro sono considerate "scomode"), tutti i soggetti hanno condotto i test bendati.

Ai soggetti è stato chiesto di stare in piedi in una posizione di equilibrio statico per 2 min. Le mappe di pressione sono state registrate per gli ultimi 10-15 secondi, per evitare la rilevazione di movimenti bruschi.

Una volta determinata la correlazione tra punteggio soggettivo e dati, attraverso una formula di confort, è stato realizzato un modello parametrico FEM della calzatura e un modello dettagliato del piede attraverso immagini CT.

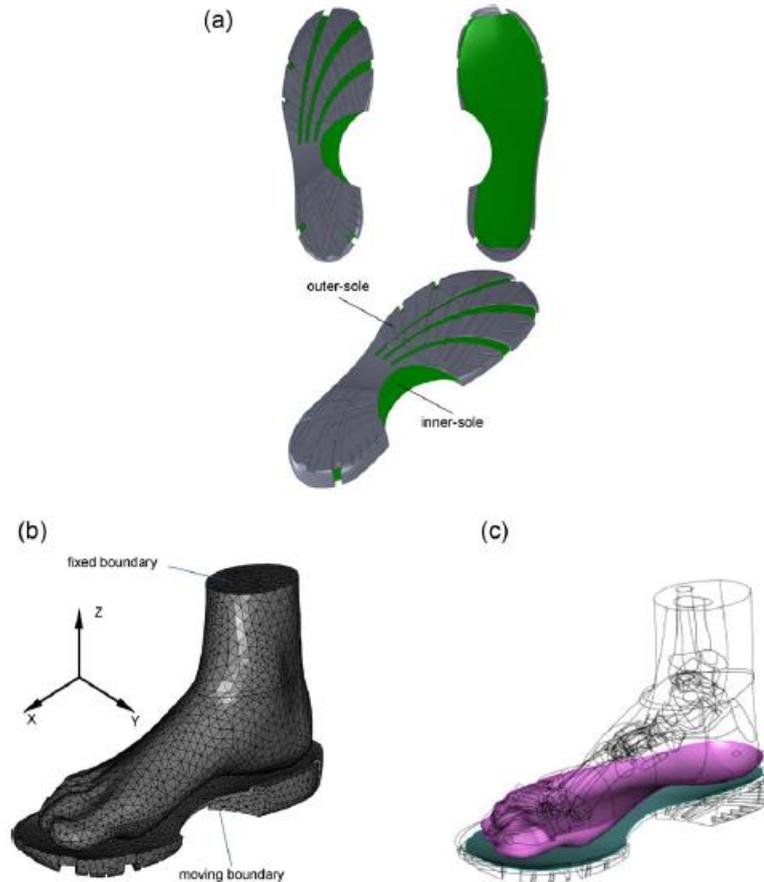


Figura 100: (a) Design iniziale della suola; (b) Modello FEM; (c) coppie di contatto.

Un modello CAD parametrico della suola è stato creato usando SolidWorks<sup>®</sup> 2010 (da Dassault Systemes). La suola è composta da due subdomini: intersuola e battistrada.

Il peso del corpo è trasmesso dal piede all'intersuola e poi attraverso il battistrada, che è a contatto con il terreno (qui non modellato). Il comportamento meccanico della suola è stato caratterizzato tramite un modello di materiale incomprimibile non lineare iperelastico.

L'interazione fisica tra l'intersuola e il battistrada è stato modellato mediante la definizione di coppie d'identità tra superfici interfacciate (coppie d'identità assicurano che i campi di spostamento delle superfici interfacciate siano identici tra di loro).

Il modello del piede, invece, è stato sviluppato da immagini TAC di un maschio di 29 anni (65 kg).

Il modello piede è composto da 19 ossa (tibia, perone, astragalo, calcagno, cuboide, scafoide, 3 cuneiformi, 5 metatarsi e 5 componenti delle falangi) e il tessuto molle.

Ossa del piede, legamenti e le strutture cartilaginee sono state assunte come tessuti lineari, elastici e isotropi. Il tessuto molle è stato definito come iperelastico.

Coppie di contatti sono state introdotte anche tra zona plantare del piede ed intersuola. Nessun attrito tra le superfici di contatto è stato applicato.

Le condizioni di vincolo e carico applicate sono:

- La superficie superiore del piede è stata fissata.
- La parte inferiore della suola è stata spostata lungo la direzione Z (Figura 100b ).
- Lo spostamento massimo è stato scelto in modo che la forza di reazione calcolata nei nodi vincolati di tibia e fibula sia pari alla metà del peso del soggetto dal quale è stato ricavato il modello del piede (650 N).

La figura 101 mostra i risultati numerici relativi della suola dal design iniziale. I picchi più alti di pressione si trovano nel retro piede e nell'area dell'avampiede, confermando così le analisi sperimentali.

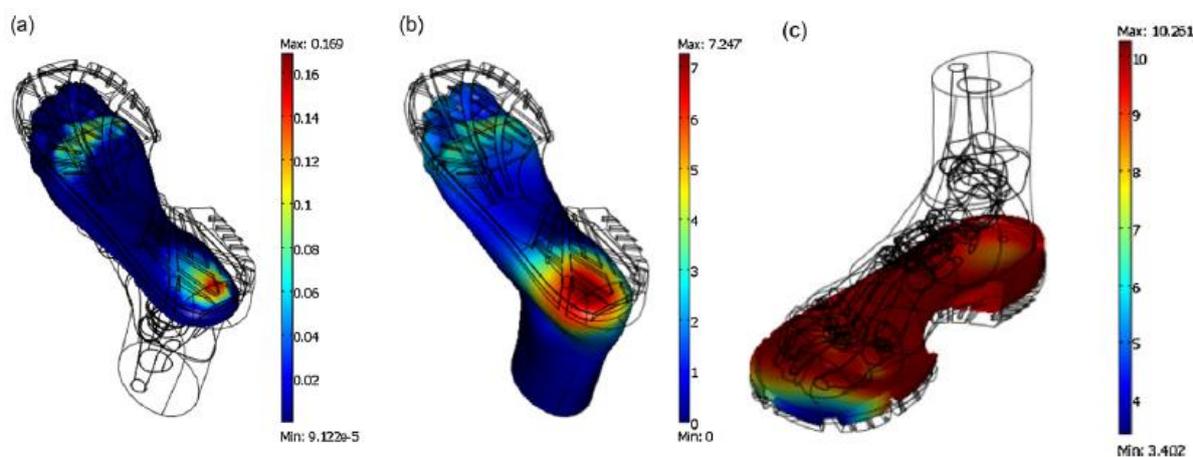


Figura 101: Mappa pressioni di contatto [MPa] (a) e deformazioni del piede (b) e della suola (c) [mm].

Dai risultati di figura 102, le seguenti conclusioni possono essere tratte:

- La configurazione B (figura 102) mostra il grado di confort più povero (Fig. 102 a). In particolare, il grado di confort minore è circa 5.0 (per l'avampiede) nella configurazione B, mentre il massimo valore è di circa 7,3 (nel retro-piede) raggiunto dalla configurazione C. La configurazione D (a piedi scalzi) sorprendentemente registra un grado confort superiore a quelli ottenuti per le configurazioni A e B, possibilmente a

causa della forma ristretta della punta delle calzature A e B rispetto alla C. Questa ipotesi è stata anche confermata dalle osservazioni dei soggetti durante il test.

- La configurazione C presenta la più bassa pressione di picco nell'avampiede e nell'area del retro piede (Fig. 102b). Come previsto, nel test D (a piedi scalzi), il picco di pressione massimo è stato raggiunto nel retro piede e nell'avampiede.
- Per tutte le prove, il valore più alto di distribuzione del peso (Fig. 102c) è raggiunto nelle zone anteriore e posteriore del piede.

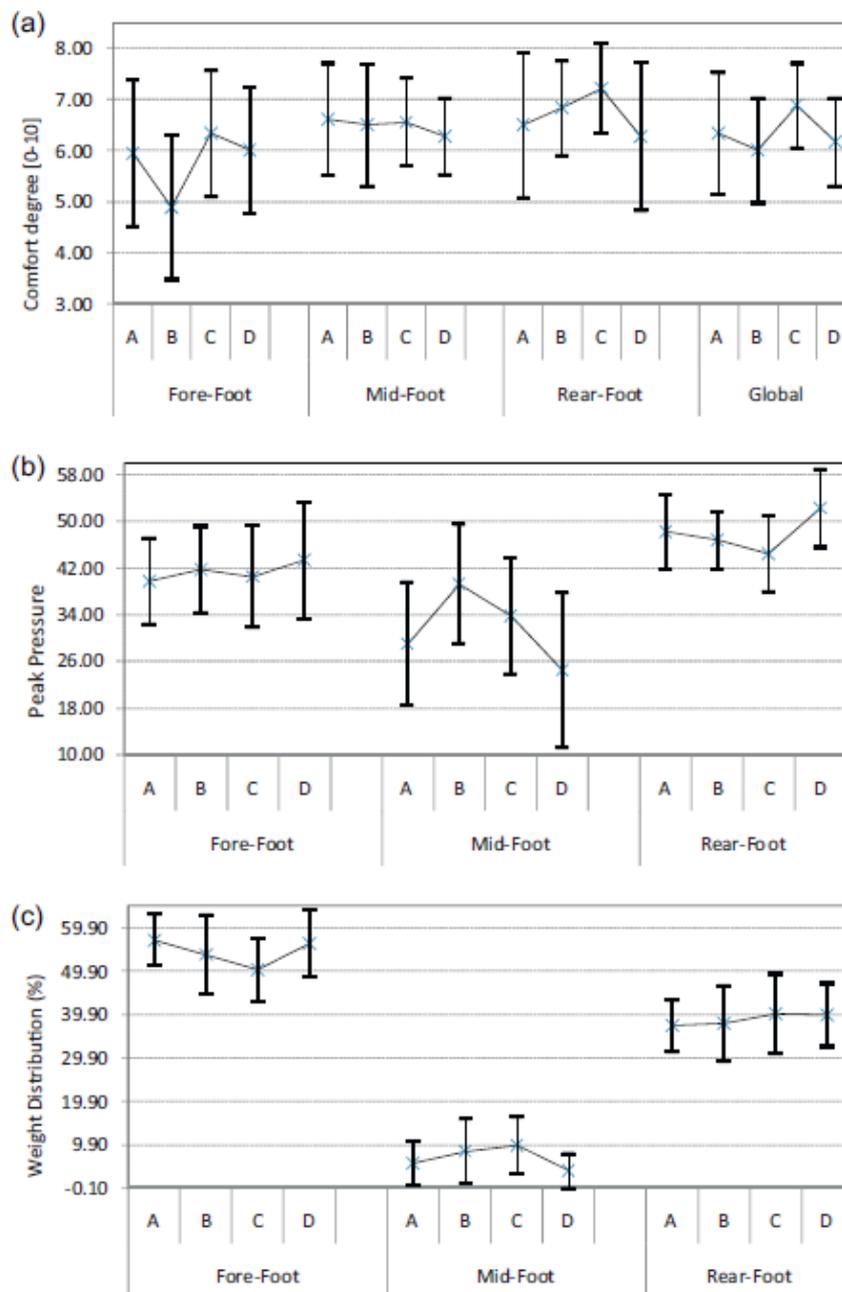


Figura 102: (a) Configurazione vs Grado di comfort [0-10]; (b) Configurazione vs Picco di pressione plantare [%]; (c) Configurazione vs Distribuzione del peso[%].

Di seguito verranno riportati i risultati del modello piede-plantare-suola realizzato in questo lavoro di tesi sotto le condizioni di carico e vincolo del lavoro di Franciosa et al. (2012).

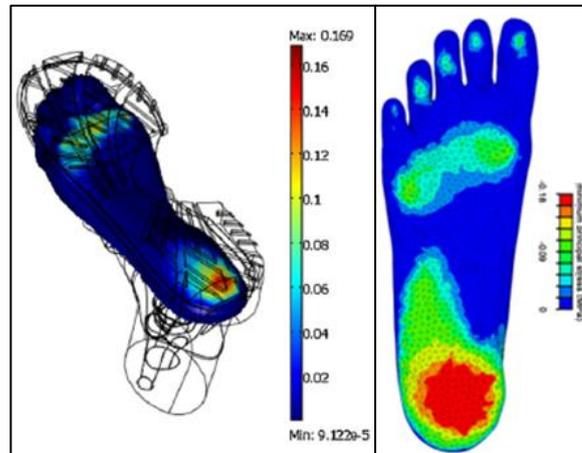


Figura 103: confronto risultati modello Franciosa (2012) con modello sviluppato in questo lavoro.

Dalla figura si nota come il pattern di distribuzione delle pressioni è simile, i valori sono confrontabili e considerando il fatto che i soggetti considerati hanno peso differente (65kg e 70 kg) la differenza di valore massimo non stupisce. Inoltre se usassimo la stessa scala in entrambe le immagini otterremmo che anche la superficie “rossa” che si crea nel tallone avrebbe area molto simile.

Questo confronto quindi permette di validare in modo positivo il modello sviluppato in questo lavoro.

Altri confronti tra i modelli che sono possibili riguardano l’analisi qualitativa del picco di pressione generato nelle tre zone in cui Franciosa (2012) ha suddiviso la pianta del piede. Come si vede dalla figura 102 b i picchi di pressione assumono valori più elevati a livello del rear-foot (retropiede), medi a livello del fore-foot (avampiede) e minori a livello della zona centrale del piede. Lo stesso andamento è riscontrato nella distribuzione delle pressioni simulate dal nostro modello .

## CONCLUSIONI

L'analisi numerica dell'interazione tra piede e calzatura consente valutazioni quantitative di parametri difficilmente valutabili in altra forma relativi ai tessuti biologici del piede.

Soprattutto in fase di progettazione, l'analisi numerica, permette di valutare preventivamente gli effetti di differenti soluzioni mirando a una maggiore efficienza nello sviluppo della calzatura.

Una procedura simile a quella utilizzata in questa tesi può essere un buon metodo per la determinazione di criteri di progettazione di calzature; questo metodo rappresenta infatti, un importante punto di partenza per lo sviluppo di modelli tridimensionali atti ad ottimizzare la geometria e i materiali delle calzature, con un importante riscontro in ambito industriale.

La creazione di modelli numerici sia del piede sia delle calzature gioca un ruolo importante anche nella definizione di tutte quelle ortesi per la terapia di patologie che colpiscono gli arti inferiori.

In questo lavoro ci si è posti l'obiettivo di determinare, attraverso un'analisi numerica effettuata con il metodo degli elementi finiti, l'interazione tra il piede e un tipo di calzatura da walking, presente in commercio, le cui componenti, suola e soletta, sono costruite con materiali utilizzati anche per la realizzazione di scarpe più tecniche, quali calzature da trekking e da mountain.

In questo lavoro di tesi, infatti, attraverso delle prove sperimentali a compressione e una ricerca in letteratura, si sono studiate rispettivamente, le caratteristiche meccaniche dei materiali componenti 5 solette utilizzate in diverse tipologie di calzature (scarponi da sci, scarpe da trekking, da mountain e infine calzature da walking) e una suola utilizzata sia in calzature da walking sia per calzature da montagna più specifiche.

Il confronto dei risultati ottenuti dalle prove di compressione non confinata sulle 5 solette ha portato a concludere che l'andamento tenso-deformativo medio dei materiali studiati si può considerare distinguibile a partire dal 40% della deformazione, dopo la quale la rigidità delle solette risulta essere significativamente diversa.

La soletta che presenta un comportamento meccanico particolarmente diverso è quella utilizzata all'interno di calzature da mountain: a parità di deformazione il valore di tensione è quattro volte maggiore rispetto a quello degli altri plantari. Le calzature da mountain vengono utilizzate su terreni accidentati e con pendenze elevate; la rigidità del

materiale componente la soletta permetterà ad essa di non deformarsi enormemente mantenendo il piede più fisso e quindi di non trasmettere le variabilità del terreno.

Per quanto riguarda le altre quattro solette, la seconda per rigidità risulta essere la 127 utilizzata in calzature da trekking, attività anch'essa svolta su terreni accidentati e quindi la rigidità della soletta permette un maggior confort del piede.

Le due solette utilizzate in calzature da walking, la 119 e 131, invece, mostrano una rigidità esigua e un andamento tenso-deformativo quasi parallelo, ovvero i materiali che le compongono sono gli stessi ma la rigidità della 131 risulta leggermente più elevata; questa grande duttilità dei materiali componenti le due solette permetterà una grande adattabilità del plantare al piede e quindi un confort elevato adatto a camminate lunghe in terreni asfaltati.

Per quanto riguarda infine la soletta 126 utilizzata all'interno degli scarponi da sci, l'andamento tenso-deformativo medio risulta essere simile, se non uguale, a quello della soletta 119; questo non deve sorprendere in quanto anche se le solette sono composte, visibilmente, da materiali diversi, la sensibilità e il confort che il piede deve avere all'interno di uno scarponcino da sci devono essere elevati, come se si stesse camminando per strada in quanto, la rigidità dello scarponcino, fondamentale per evitare infortuni e per il corretto controllo dello sci, deve essere compensata da una soletta comoda; questo però non implica il fatto che le due solette siano intercambiabili in quanto differiscono sia per materiale che per forma.

Sulla base delle risultanze sperimentali si è scelto come modello costitutivo il modello iperelastico, considerato il più adatto a descrivere la non linearità per geometria e per materiale riscontrata per tutte e 5 le solette testate. La definizione dei parametri costitutivi è stata effettuata mediante l'utilizzo di un modello analitico attraverso il quale sono state simulate le prove sperimentali effettuate. I risultati ottenuti dal modello al variare dei valori assegnati ai parametri costitutivi sono stati confrontati con i risultati sperimentali e attraverso un metodo stocastico-deterministico si è proceduto alla minimizzazione di una funzione costo esprime la discrepanza tra i risultati di modello e i dati sperimentali.

In seguito si è svolta una ricerca in letteratura per caratterizzare anche i materiali componenti la suola Spider. La suola è stata caratterizzata attraverso dati da letteratura, in particolar modo è stato utilizzato un modello hyperfoam i cui parametri sono stati ottenuti sulla base di specifiche prove di compressione.

Dopo la caratterizzazione dei materiali si è proceduto alla realizzazione del modello numerico di una delle solette testate, la 131, e della suola. La procedura di creazione di un

modello numerico inizia con la realizzazione del un modello solido dei singoli componenti.

Per la rilevazione delle superfici esterne si è utilizzato un laser installato su un braccio meccanico a 7 gradi di libertà, il quale grazie al metodo di reverse engineering ricostruisce una nuvola di punti corrispondente all'oggetto scannerizzato.

Dopo un'elaborazione ottenuta con diversi programmi e l'utilizzo di file CAD messi a disposizione dall'azienda produttrice per la suola, si è passati alla discretizzazione agli elementi finiti dei modelli solidi. Si sono utilizzati elementi di forma tetraedrica di lato di 3 mm così da ottenere una caratterizzazione numerica tridimensionale.

Ai modelli numerici del plantare e della suola così ottenuti si è aggiunto un modello del piede realizzato presso il CMBM (Centro di Meccanica di Materiali Biologici), al fine di determinare l'interazione piede-calzatura, scopo di questo lavoro.

Sono state svolte delle analisi numeriche al fine di simulare la fase di appoggio del piede durante il passo. A tal proposito, sulla base dei dati raccolti in letteratura, sono state attribuite le opportune condizioni di carico e di vincolo.

L'analisi sviluppata ha permesso di valutare le distribuzioni pressorie che si formano tra il piede e il plantare e tra il plantare e la suola. I risultati ottenuti sono stati confrontati con dati presenti in letteratura che hanno confermato la correttezza della procedura sviluppata.

Durante questo progetto di tesi si sono quindi esplorate tutte le diverse fasi che portano alla realizzazione di un modello numerico, dalla caratterizzazione meccanica e costitutiva dei materiali, alla creazione del modello solido e alla sua discretizzazione agli elementi finiti. Infine si è effettuata un'analisi numerica di simulazione di una condizione fisiologica come il pieno appoggio del piede al terreno e verificato la sua esattezza tramite un confronto con dati in letteratura.

Questo studio quindi offre un punto di partenza per l'analisi di diverse situazioni che si verificano durante il passo e anche una base per il miglioramento del design della calzatura.



## **Bibliografia**

### **Articoli**

Antunes PJ, Dias GR, Coeio AT, Rebeio F, Pereira T, 2008. Hyperelastic modeling of cork-polyurethane gel composites: non-linear FEA implementation in 3D foot model. *Materials Science Forum*. 4, 700-705.

Antunes P.J., Dias G.R., Coelho A.T., Rebelo F., Pereira T., 2010. Non-linear finite element modelling of anatomically detailed 3D foot model. <http://www.materialise.com>.

Budhabhatti SP, Erdemir A, Petre M Sferra J, Doneley B, Cavanagh, P.R., 2007. Finite element modeling of the first ray of the foot: a tool for the design of interventions. *Journal of Biomechanical Engineering*. 129, 750-756.

Carol Frey. The shoe in sport. Chapter 26 [pg 567-583]2008

Chen WP, Ju CW, Tang FT, 2003. Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis. *Clin Biomech*. 18, S17-24.

Cheung JT, Zhang M, 2005. A 3-dimentional finite element model of human foot and ankle for insole design. *Arch Phys Med Rehabil*. 86, 353-358.

Cheung JT, Zhang M, 2008. Parametrical design of pressure-relieving foot orthoses using statistical-based finite element method. *Med Eng Phys*. 30, 269-277

Cho JR, Kim SH, Choi JH, Ryu SH, Jeong WB, 2012. Coupled foot-shoe-ground interaction model to assess landing impact transfer characteristics to ground condition. *Interaction and Multiscale Mechanics*, Vol 5, No. 1, 75-90.

Chu TM, Reddy NP, Padovan J, 1995. Three-dimensional finite element stress analysis of polypropylene, ankle-foot orthosis: static analysis. *Med Eng Phys* 17, 372-379.

De Souza V.A., 2007. Design of insole using image base analysis, PhD Thesis, The University of Tokyo, Graduate School of Frontier Sciences.

Erdemir A, saucerman JJ, Lemmon D, Loppnow B, Turso B, Ulbrecht JS, Cavanagh PR, 2005. Local plantar pressure relief in therapeutic footwear: design guidelines from finite element models. *J Biomech.* 38,1798-1806.

Fontanella C.G., Forestiero A. Carniel E.L., Natali A.N., 2012. Analysis of heel pad tissues mechanics at the heel strike in bare and shod conditions. *Medical Engineering & Physics.*

Franciosa P, Gerbino S, Lanzotti A, Silvestri L, 2012. Improving comfort of shoe sole through experiments based on CAD-FEM modeling. *Medical Engineering & Physics* 35, 36-46.

Gefen A, 2003. Plantar soft tissue loading under the medial metatarsals in the standing diabetic foot. *Med Eng Phys* 25, 491-499.

Goske S, Erdemir A, Petre M, Budhabhatti S, Cavanagh PR, 2005. Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. *JBiomech.* 39, 2363-2370

Gurtin, M.E., 1981. An introduction to continuum mechanics, Academic Press, San Diego.

Holzapfel G. A., Holzapfel G.A., 2000. Nonlinear solid mechanics, John Wiley & Sons LTD, New York.

Hsiao, H.W., Guan, J., Weatherly, M., 2002. Accuracy and precision of two in-shoe pressure measurement systems. *Ergonomics*, volume 45, issue 8, 537-555.

Hsu YC, Gung YW, Shih SL, Feng CK, Wei SH, Yu SH, Chen CS, 2008. Using an optimization approach to design an insole for lowering plantar fascia stress-a finite element study. *Annals of Biomedical Engineering.* 36, 1345-1352.

Hurkmans, H., Bussmann, J., Benda, E., Verhaar, J., Stam, H., 2006. Accuracy and repeatability of the Pedar Mobile system in long-term vertical force measurements. *Gait & Posture*, volume 23, issue 1, 118-125.

Kinoshita H et al., 1996. The effect of environmental temperature on the properties of running shoes. *J Appl Biol* 1996;12(2):258–68.

Kirby KA, 2001. What future direction should podiatric biomechanics take? *Clinics in Podiatric Med Surg*. 18, 719-723.

Korioth T.W.P., Versluis A., 1997. Modelling the mechanical behaviour of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis, *Critical review in Oral Biology & Medicine*, vol. 8(1), pp. 90-104.

Lemmon D, shiang TY, Hashmi A, Ulbrecht JS, Cavanagh PR, 1997. The effect of insoles in therapeutic footwear: a finite-element approach. *J Bionech*. 30, 615-620.

Lewis G, 2003. Finite element analysis of a model of a therapeutic shoe: effect of material selection for the outsole. *biomed Mater Eng* 13, 75-81.

Li B et al., 2009. Characterisation of nonlinear material parameters of foams based on indentation tests. *Mater Des*, 30:2708–14.

Matteoli S., Crovi A., Wilhjelm J.E., 2010. Modeling the human heel pad, *Simpleware Users' Meeting*, Solihull, 3 June 2010.

Milgrom et al.. Milgrom, C., Finestone, A., Shlamkovitch, N., Wosk, J., Laor, A., Voloshin, A., and Eidad, A., 1992. Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation: a randomized prospective study. *Clin. Orthop.*,281:189-192, 1992.

Mills NJ., 2000. Modelling the indentation of low density polymer foam. *Cell Polym*, 19:389–412.

Mills N., 2007. Polymer foams handbook: engineering and biomechanics applications and design guide. 1st ed. Butterworth-Heinemann; p. 85–327.

Nakamura S, Crowninshield RD, Cooper RR, 1981. An analysis of soft tissue loading in the foot – a preliminary report. Bull Prosthet Res. 18, 27-34.

Natali A.N., Forestiero, Carniel E.L., 2009. Parameters identification in constitutive models for soft tissues mechanics, Russian Journal of Biomechanics, vol. 13, issue 4, pp. 29-39.

Nigg B.M., Stefanyshyn D., Cole G. Boyer K., 2005. Footwear research - Past, present and future. Proceedings of the 7th Symposium Footwear Biomechanics. Cleveland, Ohio.

Penrose JM, Holt GM, Beaugonin M, Hose DR, 2002. Development of an accurate three-dimensional finite element knee model. Comput Method Biomech Biomed Eng. 5, 291-300.

Reach J.S., Amrami K.K., Felmlee J.P., Stnley D.W., Alcorn J.M., Turner N.S., Carmichael S.W., 2007. Anatomic compartments of the foot: a 3-tesla magnetic resonance imaging study, Clinical Anatomy, vol. 20, pp. 201-208.

Rosenberg Z.S., Beltran J., Bencardino J.T., 2000. MR Imaging of the Ankle and Foot, Radiographics, vol. 20, pp. S153-S179.

Shariatmadari MR, English R, Rothwell G., 2010. Effects of temperature on the performance of footwear foams subjected to quasi-static compression loading. 25th Southern Biomedical Engineering Conference. IFMBE Proceedings; 24:107–10.

Shariatmadari MR, English R, Rothwell G, 2012. Effects of temperature on the material characteristics of midsole and insole footwear foams subject to quasi-static compressive and shear force loading. Materials and Design 37, 543-559.

Shiang TY, 1997. The nonlinear finite element analysis and plantar pressure measurement for various shoe soles in heel region. Proc Nat Sci Counc Repub China B. 21, 168-174.

Shorten MR, 1998. Finite element modeling of soccer shoe soles. Proceedings of World Cup Scientific Congress. Lyons, France.

Spears IR, Miller-Young JE, Sharma J, Ker RF, Smith FW, 2007. J Biomech. 40, 2774-2780.

Syngellakis S, Arnold MA, Rassoulilian H, 2000. Assessment of the non-linear behavior of plastic ankle foot orthoses by the finite element method. Proc Inst Mech Eng. 214, 527-539.

Tian-Xia Q, Ee-Chon T, Ya-Bo Y, Wei L, 2012. Finite element modeling of a 3D coupled foot-boot model. Medical Engineering & Physics 33, 1228-1233.

Vannier M.W., Hildebolt C.F., Conover G., Knapp R.H., Yokoyama-Crothers N., Wang G., 1997. Three-dimensional dental imaging by spiral CT, Oral surgery, Oral Medicine, Oral Pathology Oral and Maxillofacial Radiology, vol. 84(5), pp. 561-570.

Verdejo R, Mills NJ, 2003. Heel-shoe interactions and the durability of EVA foam running-shoe midsoles. J Biomech. 37, 1379-1386.

Verdejo R et al., 2004. Simulating the effects of long distance running on shoe midsole foam. Poly Test; 23:567-74.

Viceconti M, Olsen S, Nolte LP, Burton K, 2005. Extracting clinically relevant data from finite element simulations. Clin Biomech. 20, 451-454.

## **Tesi**

Yu J, 2009. Development of a computational foot model for biomechanical evaluation of high-heeled shoe designs. Thesis for Degree of Doctor of Philosophy. Hong Kong Polytechnic University.

Tonello 2009. Analisi sperimentale del passo con riguardo alle forze di interazione del piede e all'azione muscolare. Tesi di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica. Università degli Studi di Padova.

Garancini Paolo, 2010. Implementazione di un modello computazionale per lo studio delle proprietà di shock absorption di calzature da corsa. Tesi di Laurea Specialistica in Ingegneria Biomedica. Politecnico di Milano.

Beatrice Pavan, 2011. Caratterizzazione di aspetti della morfometria e di materiali costituenti le calzature. Tesi di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica. Università degli Studi di Padova.

**siti internet**

[http://www.abbigliamentomoda.com/calzature/storia\\_scarpe\\_sportive.htm](http://www.abbigliamentomoda.com/calzature/storia_scarpe_sportive.htm)

<http://www.politecnicocalzaturiero.it>

<http://besport.org/sportmedicina/scarpamicroscopio.htm>

<http://www.vibram.com>

<http://www.imagortesi.com/materiali.htm>

[http://bdml.stanford.edu/twiki/pub/Haptics/MaterialSelection/Polyethersulfone\\_PES](http://bdml.stanford.edu/twiki/pub/Haptics/MaterialSelection/Polyethersulfone_PES)

<http://it.wikipedia.org>

<http://www.faro.com/it-it/>

## Ringraziamenti

Giunta al termine di questo percorso di studi e lavoro di tesi desidero ringraziare ed esprimere la mia riconoscenza nei confronti di tutte le persone che, in modi diversi, mi sono state vicine e hanno permesso e incoraggiato sia i miei studi che la realizzazione e stesura di questa tesi.

I miei più sentiti ringraziamenti vanno a chi mi ha seguito durante la redazione di questo lavoro di tesi:

- *Ch.mo Professor Arturo Natali*, del Dipartimento di Ingegneria Industriale dell'Università degli studi di Padova, per la fiducia dimostratami nell'avermi assegnato un lavoro di tesi così interessante e che mi permettesse di osservare tutte le fasi della costruzione di un modello numerico.
- *Ing. Antonella Forestiero*, del Dipartimento di Ingegneria Industriale dell'Università degli studi di Padova, un ringraziamento speciale per la collaborazione, i consigli e l'aiuto offertomi nella stesura di questo lavoro; ma soprattutto per la pazienza e l'incoraggiamento dimostratomi durante questi lunghi mesi.
- *Matteo Turchetto*, del Dipartimento di Ingegneria Meccanica, per la disponibilità, di tempo e attrezzature per la rilevazione laser delle solette e della suola, dimostrata.
- *Leopoldo Noventa*, del Dipartimento di Ingegneria Civile, Edile e Ambientale, per avermi permesso di invadere il laboratorio per un numero indeterminato di volte, per la piena disponibilità dimostratami durante l'effettuazione delle prove sperimentali e soprattutto per la pazienza che ci è voluta.

Infine vorrei ringraziare la mia famiglia e gli amici che mi sono stati molto vicini in questi anni, che oltre ad avermi sempre "supportato" mi hanno più di tutto "sopportato".

Il primo pensiero, ovviamente, va ai miei genitori per avermi permesso di compiere in piena tranquillità questo percorso di studi, per non avermi mai fatto mancare niente e per il loro continuo supporto; spero che questo traguardo, almeno in parte, vi ripaghi.

Ringrazio inoltre mia sorella Elisa, per il continuo stimolo a puntare in alto e per credere in me più di quanto non faccia io stessa.

Per ultimi, ma di certo non per importanza, ricordo e ringrazio con affetto gli amici incontrati o ritrovati a Padova, per il ruolo fondamentale che hanno rivestito in questi anni e per quello che, sono sicura, avranno in quelli a venire.

