

**UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA**

**FACOLTA' DI INGEGNERIA**

Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione

The seal of the University of Padua is a large, faint watermark in the background. It is circular and contains the Latin text 'UNIVERSITAS STUDII PADOVAE' around the perimeter. In the center, there is a shield with two figures: on the left, a woman holding a wheel and a staff; on the right, a man holding a staff. The year 'MCCXXII' is inscribed at the bottom of the shield.

**CARATTERIZZAZIONE DI ASPETTI  
DELLA MORFOMETRIA E DI  
MATERIALI COSTITUENTI LE  
CALZATURE**

Relatore: Ch.mo Prof. ARTURO N. NATALI

Correlatore: Ing. Chiara Venturato

Laureanda: Beatrice Pavan

**Corso di laurea triennale in Ingegneria Biomedica**

Anno Accademico 2010/2011



# INDICE

<b>INTRODUZIONE .....</b>	<b>1</b>
<b>CAPITOLO PRIMO: IL PIEDE.....</b>	<b>5</b>
1.1 L'evoluzione del piede.....	5
1.2 Cenni di anatomia del piede.....	6
1.3 I movimenti del piede .....	14
1.4 Analisi del cammino e della corsa .....	18
1.5 Forze esterne agenti sul piede durante la deambulazione.....	25
1.6 Il piede in biomeccanica .....	30
Bibliografia Primo Capitolo:.....	34
<b>CAPITOLO SECONDO: LA CALZATURA .....</b>	<b>35</b>
2.1 Origine della calzatura .....	35
2.2 Le parti della calzatura.....	44
2.3 Le caratteristiche della calzatura.....	53
2.4 Prevedere la comodità di una calzatura .....	60
Bibliografia Secondo Capitolo:.....	67
<b>CAPITOLO TERZO: MATERIALI COSTITUENTI LA CALZATURA.....</b>	<b>69</b>
3.1 Materiali costituenti le calzature sportive.....	69
3.2 Etilene Vinil Acetato – EVA .....	72
3.3 Poliuretano – PU .....	91

3.4 Effetti sull'attivazione muscolare di soles in materiali  
differenti..... 98  
Bibliografia Terzo Capitolo: ..... 102

**CAPITOLO QUARTO: TEST EFFETTUATI SULLE  
CALZATURE..... 103**

4.1 Prove per il controllo della qualità dei materiali ..... 103  
4.2 Attrezzature del Laboratorio ..... 106  
4.3 Prove di Laboratorio ..... 129  
Bibliografia Quarto Capitolo: ..... 136

**CAPITOLO QUINTO: METODO DEGLI ELEMENTI FINITI  
PER IL PROGETTO DELLA CALZATURA..... 137**

5.1 Metodologia per la modellazione 3D..... 137  
5.2 Progettazione della soletta interna della calzatura..... 158  
5.3 Progettazione della calzatura ..... 165  
Bibliografia Quinto Capitolo: ..... 176

**CONCLUSIONI ..... 177**

**RINGRAZIAMENTI..... 179**

## 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 sub massimale, svolto ripetutamente, 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, l'attrezzo ed, eventualmente, con l'opponente.

In ogni caso, nella maggior parte degli sport, la sede principale di interazioni con l'ambiente è il piede, non a caso viene considerato il principale organo di senso e di moto del corpo umano. Esso si trova alla base del sistema di controllo antigravitario, rappresentando il punto fisso con il suolo e consentendo all'uomo di assumere la postura eretta e di spostarsi nello spazio.

Il piede e l'arto inferiore, però, sono anche le principali sedi di localizzazione di infortuni e patologie correlate ad eventi traumatici, spesso dovute allo sport praticato e ai carichi meccanici che si sviluppano all'interno del sistema muscolo scheletrico, carichi che sono pesantemente influenzati dalle condizioni al contorno, di cui fanno parte la calzatura, il terreno di gioco ed eventuali ostacoli. Per ovvi motivi, l'atleta può intervenire volontariamente solo sulla scelta di uno di questi elementi: la calzatura.

L'obiettivo di questo lavoro consiste nella definizione delle componenti che costituiscono una calzatura dal punto di vista dei materiali utilizzati e della loro

morfometria con particolare riguardo alle calzature da running, al fine di studiare come le configurazioni maggiormente utilizzate influenzino l'interazione del piede con la calzatura.

Nel capitolo iniziale si descrive innanzitutto la morfologia e l'anatomia del piede, prendendo in considerazione inizialmente la struttura ossea, la struttura muscolo tendinea e l'insieme dei legamenti che compongono l'arto inferiore. Vengono in seguito analizzati i diversi movimenti che il piede può effettuare da un punto di vista cinematico, per passare poi alla trattazione dell'analisi del cammino e della corsa e delle forze esterne che interagiscono con il piede.

Nel secondo capitolo, l'attenzione si concentra sulla caratterizzazione della calzatura descrivendone, in primo luogo, le origini e le diverse parti che la costituiscono ed analizzandone in seguito le principali peculiarità che deve possedere. Ciò risulta indispensabile per poter successivamente valutare la comodità ed il comfort della calzatura stessa, ma anche per comprendere quali componenti possono essere modificate in vista di un miglioramento dell'interazione tra piede e calzatura.

La progettazione delle calzature deve essere quanto mai accurata, così come la scelta dei materiali di fabbricazione, nel terzo capitolo infatti, si approfondisce lo studio dei principali materiali utilizzati in particolare nella composizione della suola: l'etilene vinil acetato ed il poliuretano, valutandone le proprietà micro e macro strutturali.

L'indagine e la trattazione delle procedure di prova utilizzate per la valutazione delle proprietà di una calzatura e di parti di esse, sono descritte nel quarto capitolo; l'analisi si sviluppa attraverso la descrizione degli strumenti messi a disposizione dal Politecnico Calzaturiero e delle diverse prove sperimentali effettuabili sulle calzature complete, su tomai e fodere, su soles e solette.

Infine, nel quinto capitolo, si trattano alcuni esempi di analisi numeriche, effettuate mediante dei modelli 3D agli elementi finiti, per la valutazione dell'interazione tra piede e calzatura, che consentono di ottenere informazioni aggiuntive, rispetto all'approccio sperimentale, sul comportamento tenso-deformativo delle strutture interne del piede. Inizialmente viene creato un modello FE 3D del complesso piede – caviglia, di cui si studiano le tensioni e le deformazioni interne in condizioni di carico durante l'equilibrio statico. In seguito, al modello FE del piede viene applicato un modello FE tridimensionale di soletta e si analizzano gli effetti che diversi tipi di solette (piatte o modellate su misura), con spessori e rigidità differenti, producono sulla redistribuzione delle pressioni plantari.

A partire da queste analisi, si sono poste le basi per la progettazione dell'intera calzatura mediante l'utilizzo di diversi software di modellazione tridimensionale.





# CAPITOLO PRIMO

## IL PIEDE

*“Il piede dell’uomo è un’ opera d’arte e un capolavoro di ingegneria”*

Michelangelo Buonarroti.

### 1.1 L’evoluzione del piede

Il piede rappresenta lo strumento ergonomico per eccellenza, di gran lunga più sensibile di uno stabilometro, e nelle fasi dello sviluppo durante il processo di apprendimento della camminata, il modo in cui il piede viene continuamente posto a contatto con il terreno rappresenta il punto fisso al suolo su cui grava l’intero peso del corpo, determinando la formazione e l’evoluzione delle curve vertebrali e quindi l’intera postura.

Nonostante vengano generalmente ritenuti una parte aliena dell’anatomia e raramente valorizzati per il loro ruolo estremamente importante, i piedi hanno una storia affascinante e gli antropologi li riconoscono come il tratto fisico più prettamente umano: essi rappresentano il punto fisso al suolo su cui grava l’intero peso del corpo e pertanto trasmettono al suolo ingenti carichi trovandosi alla base del sistema di controllo antigravitario.

Nel corso dell’evoluzione, che dura da circa 350 milioni di anni, per le esigenze sorte nell’assunzione della stazione eretta e della deambulazione bipolare, il piede ha acquisito, quale caratteristica umana peculiare e differenziale, l’attitudine all’irrigidimento ovvero alla coesione inter-segmentale. Queste forme di adattamento rivestono un ruolo altamente significativo, infatti, i piedi che in origine dovevano sostenere ciascuno un quarto del peso corporeo, dovettero adattarsi a portarne il doppio; la colonna vertebrale, che prima formava un arco nella posizione accovacciata, incominciò gradualmente a raddrizzarsi, l’alluce, che era simile al pollice della mano, si allineò alle altre dita ed il tallone si abbassò, perché doveva poggiare sul terreno per sostenere meglio il peso del corpo.

Il piede quindi, nel corso della storia, si è evoluto da una forma prensile alla forma stabilizzatrice (antigravitaria), conservando però la complessità della propria muscolatura e diventando così il meccanismo più sviluppato in risposta all'ambiente ed agli stimoli esterni: l'uomo moderno ha nei piedi i più efficaci strumenti per prelevare dalla gravità le energie necessarie per la locomozione.

Il fascino che circonda questa parte del corpo, apparentemente umile, risale agli albori della storia: i piedi rivestono un ruolo non trascurabile nella mitologia, nella religione e nella cultura generale. Il riferimento mitologico più famoso è senza dubbio quello del "tallone di Achille", ancora oggi utilizzato per indicare un punto debole.

Dopo l'avvenuto adattamento del piede, l'uomo ha però contribuito a deformarlo con calzature inadatte ed antifisiologiche.

### **1.2 Cenni di anatomia del piede**

I nostri piedi sono perfettamente strutturati per sostenere il nostro peso in maniera ottimale. Nella condizione di stazione eretta o nelle fasi della deambulazione sono l'unica parte del corpo a contatto con il terreno.

I piedi svolgono molteplici funzioni:

- agiscono come ammortizzatori;
- mantengono l'equilibrio su superfici sconnesse;
- forniscono la propulsione, lo slancio e la flessibilità nella camminata, nel salto e nella corsa.

È considerato il principale organo di senso e di moto antigravitario del corpo umano, poiché è sia recettore che effetto, infatti riceve ed esegue i comandi tramite i muscoli e nel contempo interagisce con il resto del corpo, fornendo costantemente informazioni provenienti dai recettori cutanei.

La struttura del piede è un capolavoro unico di architettura o meglio di biomeccanica, con le sue 26 ossa, 33 articolazioni, 20 muscoli e 107 legamenti.

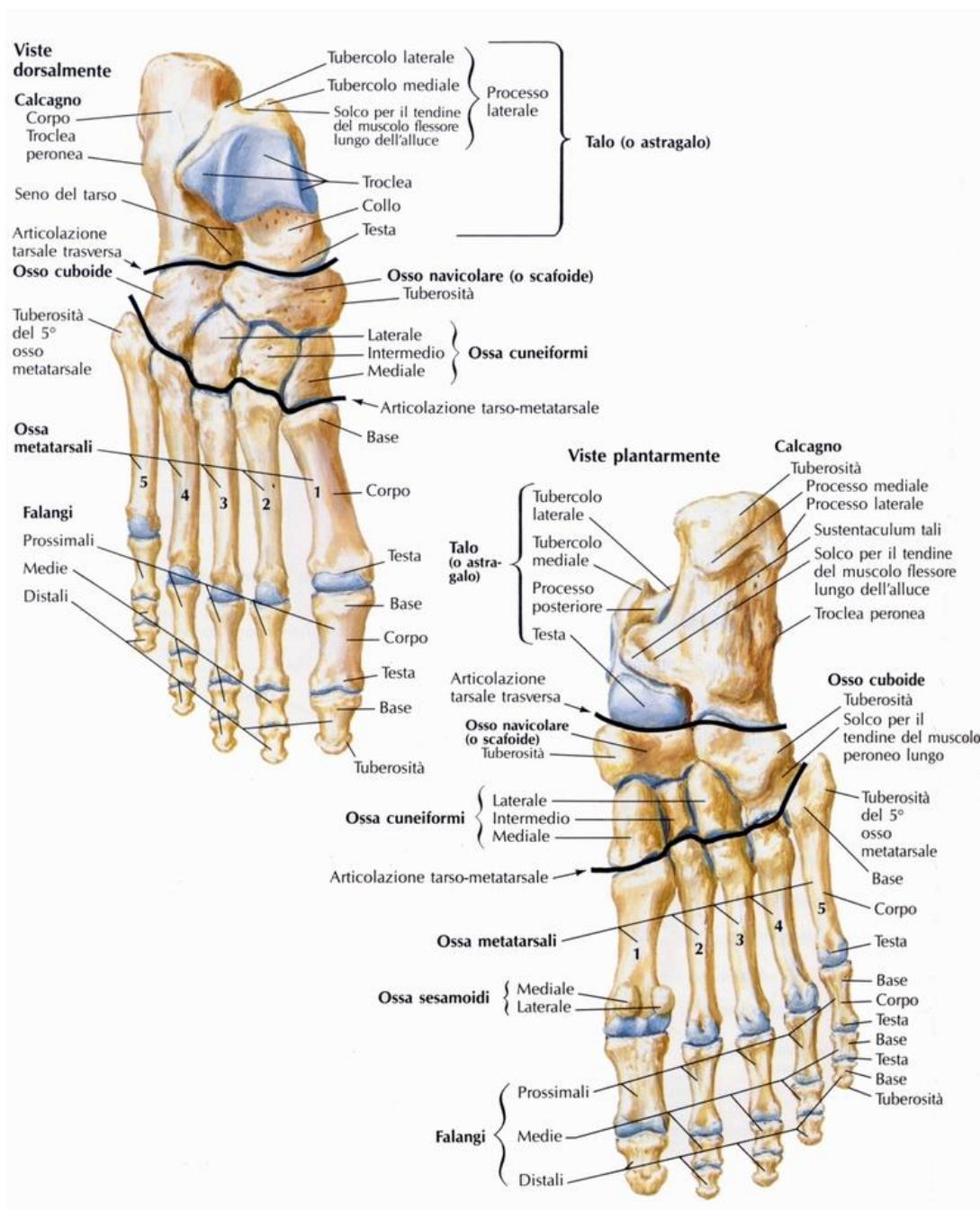


Figura 1.1: Piede destro, vista dorsale e vista plantare.

### Struttura ossea:

Il piede umano è un organo pari e simmetrico, formato nel suo insieme da 26 ossa; il suo scheletro si può dividere in tre sezioni: tarso, metatarso e le falangi.

Il tarso è un complesso di ossa organizzate in due file: la fila prossimale (parte posteriore) che comprende l'astragalo ed il calcagno, la fila distale (parte media) dove si trovano lo scafoide, il cuboide e le tre ossa cuneiformi. L'astragalo è collegato alle due ossa lunghe con le quali costituisce l'articolazione della caviglia che permette al piede di muoversi su e giù ed è considerato il dispositivo centrale del controllo biomeccanico della gravità (Paparella Treccia R., "Il piede dell'uomo", 1978).

Il metatarso è formato da cinque ossa lunghe costituite da un corpo e da due estremità: una base prossimale, rivestita da cartilagine, che si articola con le ossa dalle fila distale del tarso e con le ossa metatarsali vicine, ed una testa distale convessa che si articola con le falangi prossimali delle dita. Il corpo è di forma prismatica triangolare con la base dorsale e concavo inferiormente. I metatarsi costituiscono un ponte tra la parte centrale del piede e le dita e si allargano quando si carica il peso sul piede.

Le falangi sono piccole ossa lunghe che costituiscono lo scheletro delle dita sia della mano sia del piede. In ogni piede sono quattordici, hanno lunghezza e volume decrescente in senso prossimo-distale, inoltre vanno via via decrescendo in volume dalla prima alla quinta e in lunghezza dalla seconda alla quinta.

Muscoli e tendini:

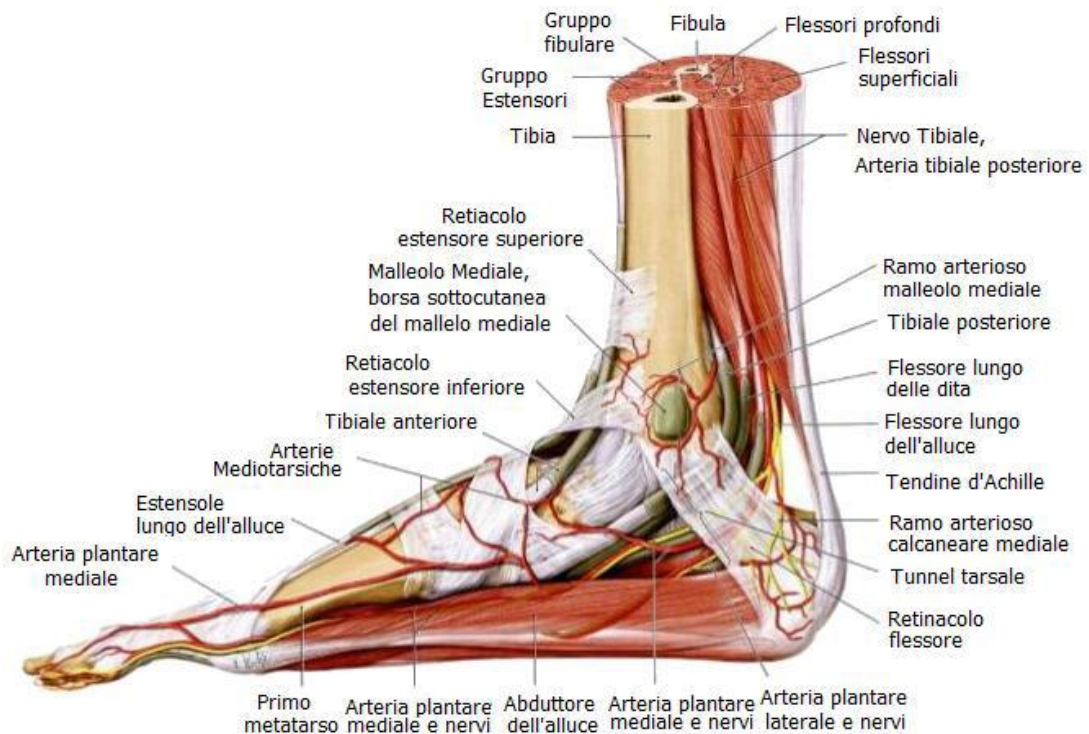


Figura 1.2: Componenti muscolo-tendinee del piede.

Le ossa del piede sono tenute in posizione, mosse e sostenute da una rete di muscoli, tendini e legamenti. I muscoli sono responsabili di molti importanti movimenti dei piedi: ne sollevano le dita, le stabilizzano contro il terreno, controllano il movimento della caviglia e sostengono l'arcata plantare. La prima distinzione fondamentale da fare all'interno dell'insieme dei 32 muscoli dell'arto inferiore è tra muscoli intrinseci, ovvero localizzati nel piede e che esercitano la loro azione su strutture del piede stesso, e muscoli estrinseci localizzati invece a livello di tibia perone o fibula ed in grado di esercitare azioni direttamente a livello del piede, per inserzione diretta o riflessione.

Un'altra caratteristica fondamentale della podo-meccanica muscolare è che il piede è caratterizzato da un gran numero di muscoli che coinvolgono due o più articolazioni, in grado di offrire particolari vantaggi ai fini dell'economia energetica. Questi muscoli poliarticolari, che interessano cioè più di un'articolazione, infatti favoriscono il movimento di segmenti ossei distali stabilizzando l'articolazione

stessa; ne è un esempio il muscolo gastrocnemio che causa sia l'estensione del piede, agendo insieme al soleo, sia la flessione della gamba sulla coscia.

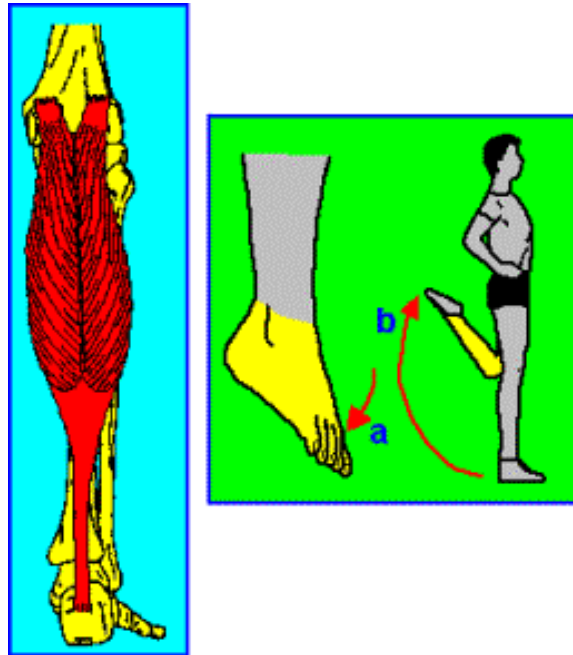


Figura 1.3: Muscolo gastrocnemio (o gemelli).

I tendini collegano i muscoli alle ossa e alle articolazioni. Il più grande tendine nel distretto del piede è il tendine di Achille, che si estende dal muscolo soleo del polpaccio al calcagno e serve nella corsa, nel salto, quando si fanno le scale e quando si sta in punta di piedi.

Un ruolo fondamentale per garantire la massima funzionalità dei muscoli è svolto da delle particolari strutture connesse ai tendini, ovvero le guaine mucose, le quali permettono al tendine stesso di scorrere riducendo notevolmente gli attriti con le altre componenti muscolari o ossee. Queste strutture connettivali sono presenti soprattutto a livello della caviglia, dove è necessario ruotare le linee di azione dei carichi applicati dalle strutture muscolari attorno a “pulegge ossee” o attraverso i retinacoli, rinforzi e fascicoli di origine connettivale, dei muscoli stessi.

Legamenti:

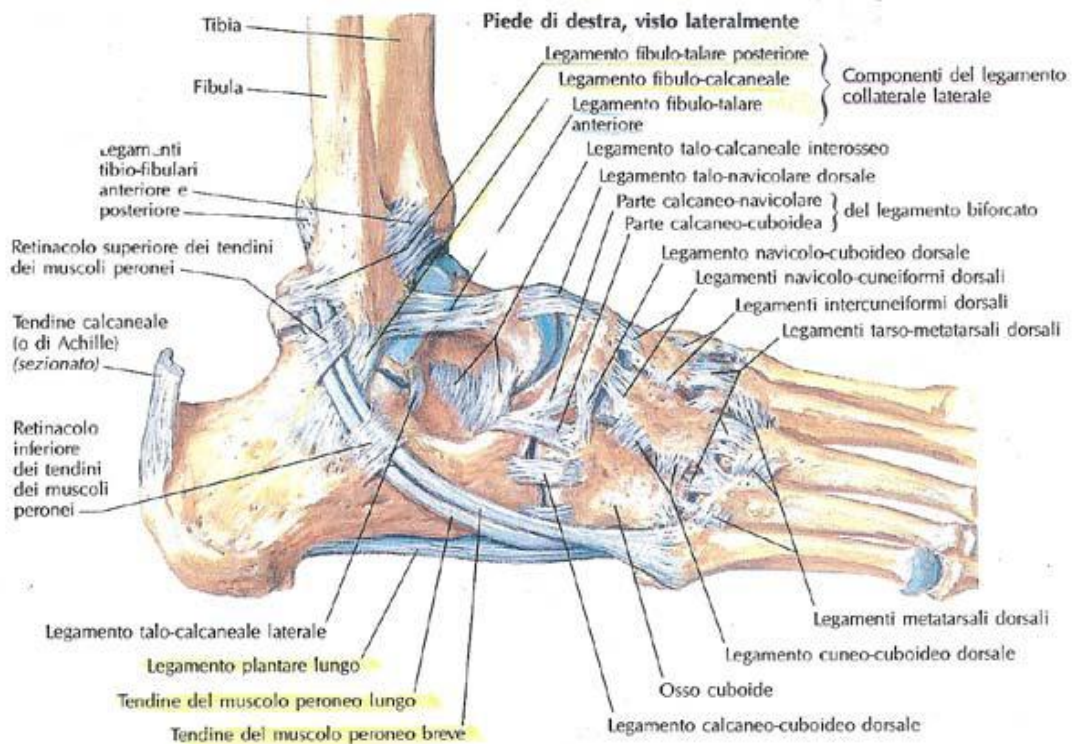


Figura 1.4: Strutture legamentose della caviglia e del piede (vista laterale).

Il piede, oltre ad essere costituito da componenti ossee comprende anche una moltitudine di legamenti, 107 per l'esattezza. La loro funzione è quella di stabilizzazione delle articolazioni, per permetterne i necessari movimenti senza provocare allentamenti delle fibre, ed il mantenimento strutturale della forma della volta plantare.

Tra le strutture legamentose di maggiore importanza nel piede vi sono i robusti apparati legamentosi che rinforzano la capsula fibrosa dell'articolazione tibio-tarsica medialmente e lateralmente tra i malleoli e le ossa del tarso. Essi sono il legamento deltoideo ed il legamento laterale. Il primo si irradia dal malleolo terminando con una larga base sullo scafoide, astragalo e calcagno. In base all'osso di arrivo può quindi essere suddiviso in altri 4 legamenti: legamento tibio-calcaneale, legamento tibio-scafoideo, legamento tibio-astragalico anteriore e posteriore. Il secondo, invece, è formato da 3 legamenti, completamente distinti, che dal malleolo fibulare si dirigono verso il tarso: legamento fibulo-astragalico anteriore, legamento fibulo-

astragalico posteriore, legamento fibulo-calcaneale. Successivamente, nella zona intertarsica, dove si trova l'unità funzionale dell'articolazione astragalo-calcaneale e dell'articolazione astragalo-calcaneo-scafoidea che si sviluppa tra l'astragalo ed il calcagno, permettendo un movimento di torsione "in dentro" o "in fuori" a seconda delle direzioni degli scorrimenti, si trova, tra i più importanti, il robusto legamento calcaneo-scafoideo plantare che collega il calcagno con lo scafoide. Durante la torsione queste due ossa ruotano attorno all'astragalo e l'asse del movimento incontra un altro legamento fondamentale: il legamento interosseo astragalo-calcaneale, le cui lamine si avvolgono o si svolgono su loro stesse secondo la direzione del movimento. Gli altri legamenti appartenenti a queste due articolazioni (periferici, anteriori, posteriori, mediale e laterale) partecipano in minima parte al movimento di torsione ed il loro compito è soprattutto quello di rinforzare le capsule fibrose. L'appiattimento completo della volta del piede è però impedito da due robusti legamenti plantari: il legamento plantare lungo, un largo fascio che nasce dalla faccia inferiore del calcagno e termina sulla tuberosità del cuboide; e il legamento calcaneo-cuboideo plantare, praticamente sotto se non addirittura fuso con il precedente e quindi molto più vicino all'osso.

Un ruolo fondamentale è svolto dall'aponeurosi plantare, una robusta fascia fibrosa che unisce la zona plantare interna del calcagno con le teste metatarsali. Questo legamento gioca un ruolo molto importante nella trasmissione del peso corporeo al piede durante la deambulazione e la corsa. In particolare quando il piede si eleva sulle punte staccando il tallone dal suolo l'aponeurosi plantare subisce una distensione.



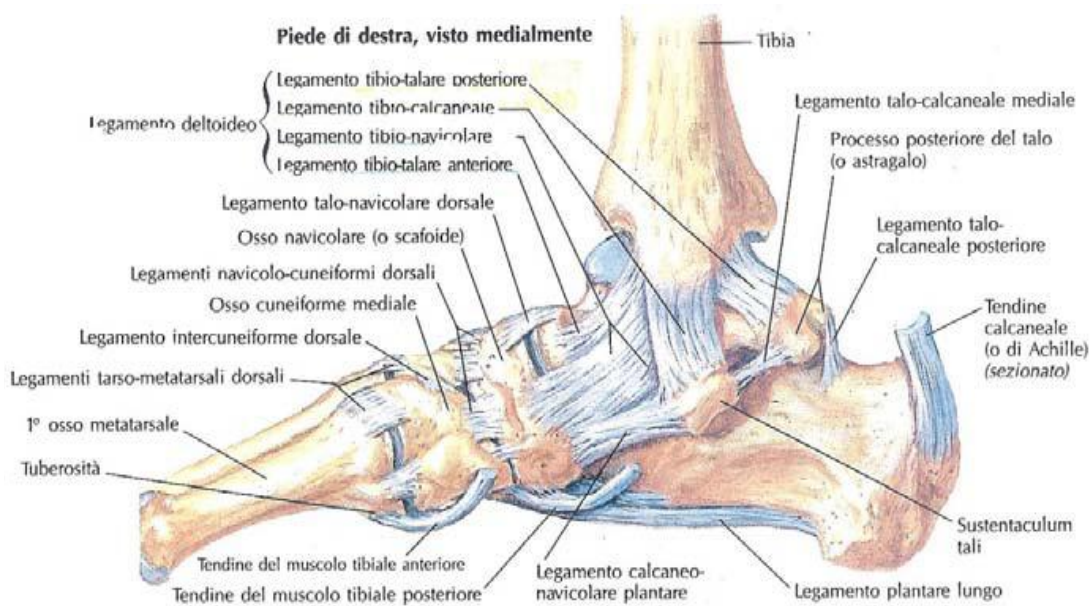


Figura 1.5: Strutture legamentose della caviglia e del piede (vista mediale).

Nervi e vasi sanguigni:

I nervi del piede si caratterizzano come sensori di un sistema elettrico di impulsi che permette di inviare messaggi, inerenti al caldo, freddo, pressione, dolore e mali in genere. Il sistema sanguigno trasporta da più di 50 fino a circa 90 litri di sangue che fluiscono quotidianamente attraverso ciascun piede.

Ghiandole sudoripare:

Le ghiandole sudoripare sono presenti nel piede in numero maggiore, per unità di superficie, di quanto lo sia quello di ogni altra parte del corpo. Un canale immette dalla ghiandola e porta in superficie l'umidità. È uno dei modi che permette al corpo di eliminare liquido non voluto e insieme tiene la pelle flessibile e aiuta a controllare la temperatura. Quando il corpo diventa caldo, per esposizione al sole, per attività muscolare o per febbre, una maggiore quantità di sudore è prodotta e questa rinfresca il corpo mentre evapora.

### 1.3 I movimenti del piede

Si può definire l'articolazione tibio-tarsica come la "regina" di tutto il complesso articolare del retropiede; questo insieme di articolazioni, coadiuvato dalla rotazione assiale del ginocchio, realizza l'equivalente di una sola articolazione con tre gradi di libertà che permette di orientare la volta plantare in tutte le direzioni, per adattarla alle asperità del terreno in modo da creare tra suolo e gamba un sistema di ammortizzatori che dia al passo elasticità e scioltezza.

I tre assi principali di questo complesso articolare si incontrano approssimativamente a livello del retropiede. Quando il piede è in posizione di riferimento si possono individuare gli assi come:

- l'asse trasversale XX' passante per i due malleoli e corrispondente all'asse tibio-tarsica. È compreso grosso modo nel piano frontale e condiziona i movimenti di flesso-estensione del piede che si effettuano nel piano sagittale;
- l'asse longitudinale della gamba Y è verticale e condiziona i movimenti d'adduzione-abduzione del piede, che si effettuano nel piano trasversale. Questi movimenti sono possibile grazie alla rotazione assiale del ginocchio flesso.
- l'asse longitudinale del piede Z è orizzontale e contenuto in un piano sagittale. Condiziona l'orientamento della pianta del piede permettendole di "guardare" sia direttamente in basso, sia in fuori, sia in dentro. per analogia con l'arto superiore, questi movimenti vengono rispettivamente chiamati di pronazione e supinazione.

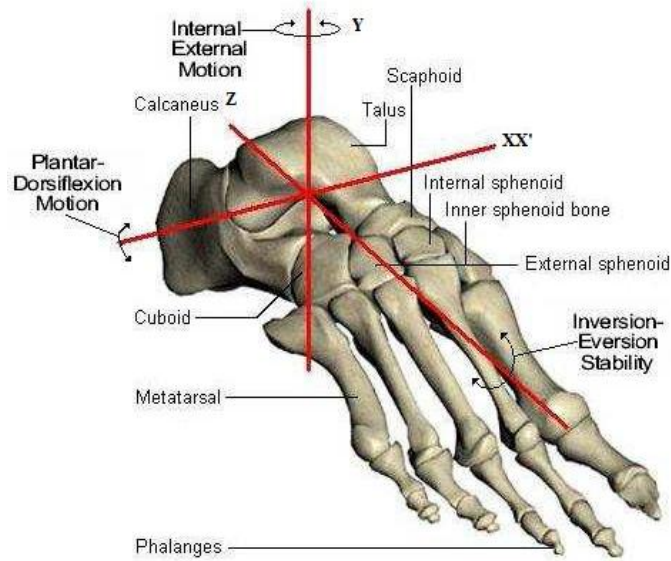


Figura 1.6: Assi di rotazione del piede.

Le caratteristiche cinematiche del piede risultano quindi piuttosto complesse, data anche la natura di questa estremità e la diversità delle funzioni che è chiamata/deputata a compiere: compiti di equilibrio stazionario, compiti sensitivi, ect. Dal punto di vista della biomeccanica, il ruolo della caviglia e delle altre articolazioni del piede viene quindi spesso semplificato ed analizzato rispetto alla funzione del cammino.

Ciclo di Gait		Componenti arto			
	%	Eventi	Arto Inferiore	Caviglia	Art. Subtalare
Fase di appoggio	0	contatto tallone	rotazione mediale	plantaflessione	pronazione
	20	pieno appoggio	rotazione laterale	dorsiflessione	supinazione
	40	distacco tallone		plantaflessione	
Oscillazione	60	distacco dita	rotazione mediale	dorsiflessione	pronazione
	80				
	100	contatto tallone			

Figura 1.7: Fasi del ciclo del cammino e conseguenti movimenti delle articolazioni dell'arto inferiore.

I movimenti di flessione e di estensione:

La posizione di riferimento di un piede si ha quando il piano della pianta del piede è perpendicolare all'asse longitudinale della gamba. Partendo da questa posizione, la flessione del piede (che può essere attribuita alla caviglia), è il movimento che ravvicina il dorso del piede alla faccia anteriore della gamba; inversamente, l'estensione del piede allontana il dorso dello stesso dalla faccia anteriore della gamba e lo porta a disporsi nel prolungamento di questa.

L'angolo di flesso-estensione del piede viene misurato come l'angolo che la pianta del piede forma con l'asse verticale della gamba. In figura 1.7 si constata che l'ampiezza dell'estensione è nettamente maggiore di quella della flessione: l'angolo è acuto quando si tratta di flessione e la sua ampiezza varia dai  $20^\circ$  a  $30^\circ$ , la zona tratteggiata indica il margine delle variazioni individuali d'ampiezza, ossia  $10^\circ$ . Quando quest'angolo è ottuso si tratta di estensione, la sua ampiezza varia da  $30^\circ$  a  $50^\circ$  ed il margine delle variazioni individuali è più grande ( $20^\circ$ ) che per la flessione.

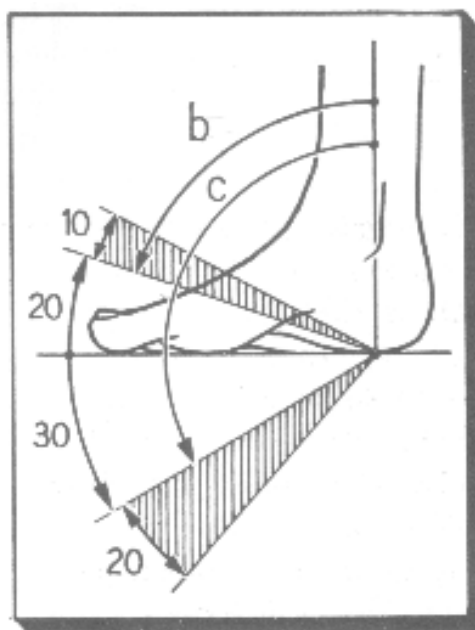


Figura 1.8: Intervallo angolare dei movimenti di flessione ed estensione del piede.

I movimenti di abduzione e di adduzione:

Attorno all'asse Y si effettuano, nel piano orizzontale, i movimenti di adduzione-abduzione; quando la punta del piede si porta in dentro, verso il piano di simmetria del corpo, si ha il movimento di adduzione; viceversa, si ha un movimento di abduzione quando la punta del piede gira verso l'esterno e si allontanano dal piano di simmetria.

L'ampiezza totale dei movimenti eseguiti unicamente nel piede varia dai 35° ai 45°, tuttavia questi movimenti nel piano orizzontale possono essere la conseguenza della rotazione esterna-interna della gamba a ginocchio flesso, o della rotazione di tutto l'arto inferiore a livello dell'anca. Risultano allora molto più ampi potendo arrivare, nelle ballerine classiche, anche a 90°.

I movimenti di rotazione interna-esterna:

Attorno all'asse longitudinale Z, il piede ruota in modo da orientare la pianta sia verso l'interno (rotazione interna) e, analogamente all'arto superiore, questo movimento viene definito supinazione; la rotazione esterna, definita invece pronazione, è il movimento che orienta la pianta del piede verso l'esterno.

L'ampiezza della supinazione è di circa 50°, mentre quella relativa la pronazione è inferiore e varia tra i 25° e i 30°.

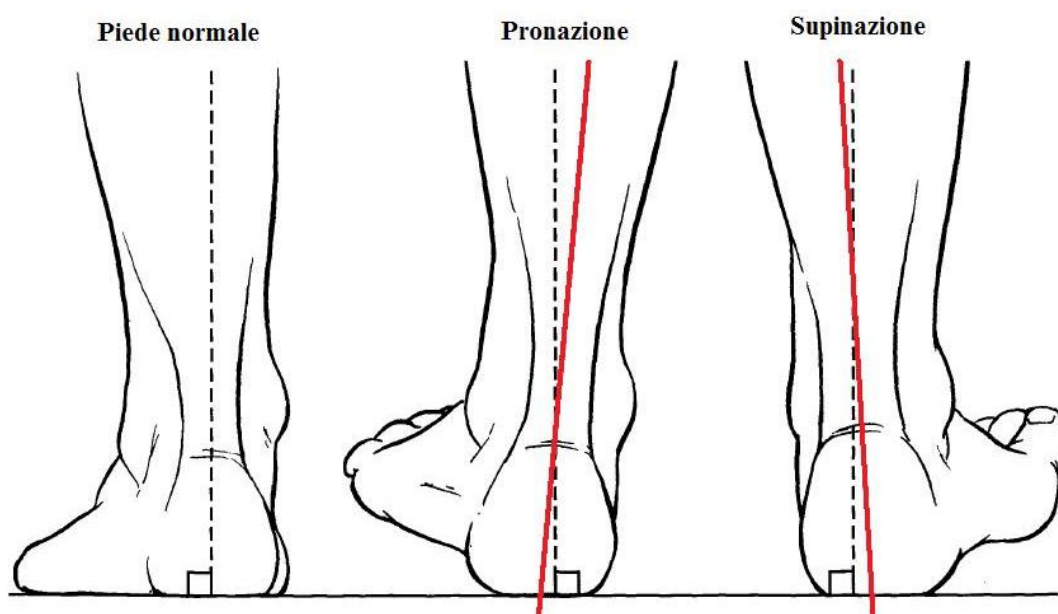


Figura 1.9: Movimento di pronazione e supinazione del piede sinistro, vista posteriore.

## 1.4 Analisi del cammino e della corsa

La deambulazione è un atto complesso, risultante dalle interazioni tra forze interne ed esterne, dirette da un mirabile sistema di controllo posturale e dell'equilibrio, che regola attimo per attimo, tramite i muscoli, i rapporti tra tali forze. Il sistema di controllo dell'equilibrio e della postura sostanzialmente coincidono e corrispondono al controllo del tono muscolare, formando così il sistema posturale detto fine, il cui compito è quello di consentire all'uomo la stabilità posturale, sia in posizione statica che in movimento, adattandosi ai continui cambiamenti ambientali.

Non esiste volontarietà nel cammino se non nel suo avvio, nelle variazioni di percorso e nella decisione di arrestarsi. Tuttavia, durante la camminata, il nostro corpo si trova costretto a gestire alcune situazioni molto importanti:

- generazione di una forza propulsiva da parte dei muscoli;
- mantenimento dell'equilibrio e stabilità del corpo nonostante le continue variazioni posturali;
- assorbimento del trauma causato dall'impatto del piede con il terreno;
- ottimizzazione del gesto atletico in modo da renderlo automatico e poco dispendioso per l'organismo.

La deambulazione è quindi data da una successione ciclica di movimenti ritmici alternanti che consente di spostare in avanti il nostro corpo. L'azione di spinta è resa possibile da un lato dai muscoli posteriori della gamba che estendono il piede sui metatarsi (in questa fase dell'azione del passo si attivano i muscoli gemelli, il soleo, il peroneo lungo, il flessore lungo delle dita ed il flessore lungo dell'alluce) e dall'altro dall'estensione della gamba per opera del quadricipite femorale e dall'estensione dell'anca e della coscia; il sollevamento dell'arto in avanti è reso possibile dai muscoli flessori della coscia ed in seguito la caviglia si flette in avanti. La fase di appoggio successiva corrisponde alla ripresa di un nuovo ciclo del passo.

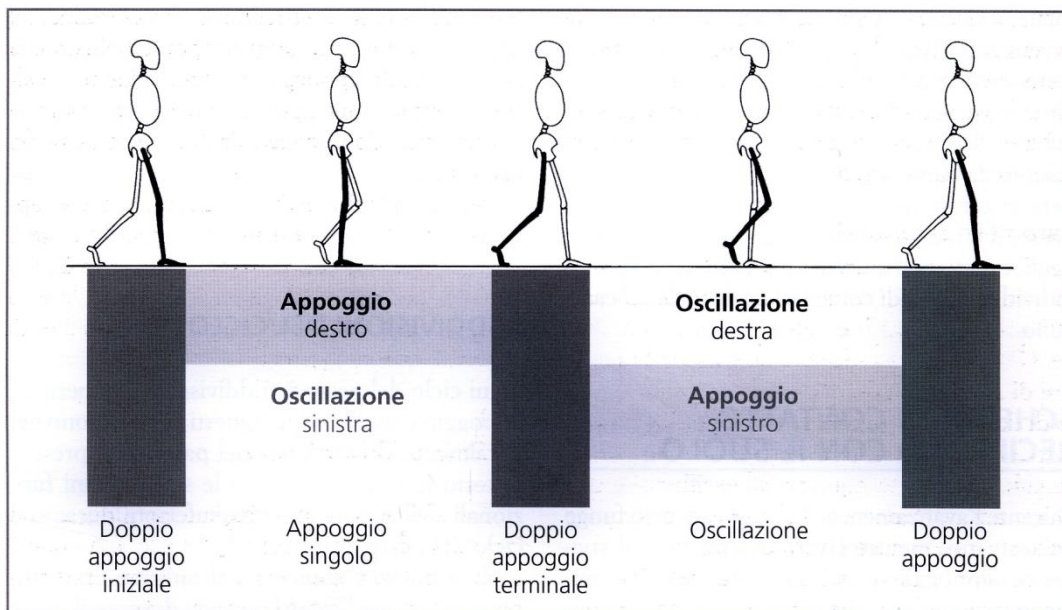


Figura 1.10: : La suddivisione dell'appoggio e la loro relazione con lo schema di contatto con il suolo bilaterale. Le barre scure verticali indicano i periodi di doppio appoggio (piede destro e sinistro). La barra orizzontale ombreggiata esprime l'appoggio singolo, la barra chiara, l'oscillazione.

Studi elettromiografici hanno stabilito che il soleo è il muscolo più importante nel produrre l'avanzamento che, una volta iniziato, procede per inerzia minimizzando l'intervento degli altri muscoli.

È necessario innanzitutto distinguere due concetti che spesso vengono confusi: il passo, definito come l'equivalente del ciclo del passo, rappresenta l'unità funzionale di riferimento nell'analisi del cammino. Esso è definito dall'intervallo di tempo tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede e rappresenta il riferimento temporale in cui vengono descritti tutti gli altri eventi biomeccanici e di attività muscolare. Il semipasso invece è inteso come la distanza tra l'appoggio di un piede e l'appoggio della stessa parte del piede controlaterale.

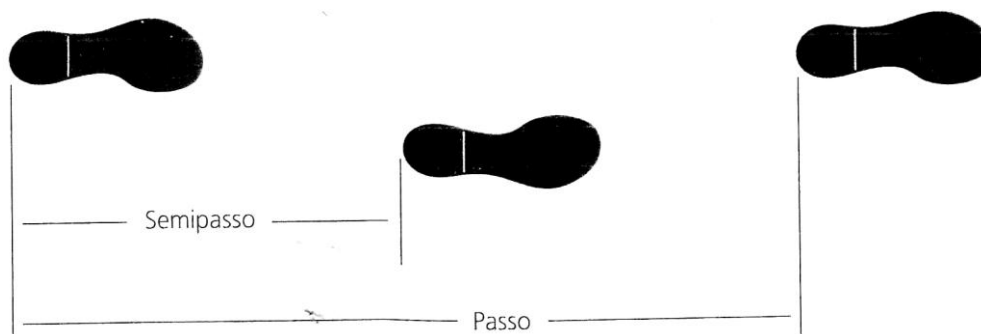


Figura 1.11: Distinzione tra passo e semipasso.

Per comprendere meglio la biomeccanica del cammino si cerca innanzitutto di analizzare il singolo ciclo della locomozione.

Data la sua complessità, il cammino può essere distinto in due periodi: la fase d'appoggio (stance) e quella di oscillazione (swing). La fase di stance identifica l'intero periodo durante il quale il piede rimane a contatto con il suolo; questa fase occupa il 60% del ciclo del passo e diminuisce sempre più man mano che si aumenta la velocità di deambulazione (nella corsa si riduce fino al 37% circa). Lo swing, invece, si riferisce al tempo in cui l'arto viene sollevato e portato in avanti per prepararsi all'appoggio successivo. Tale fase viene anche chiamata fase di trasferimento.

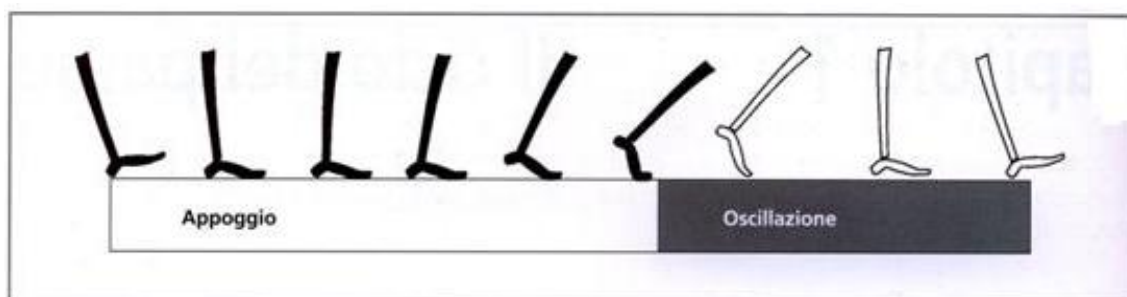


Figura 1.12: Suddivisioni del ciclo del passo. La barra chiara rappresenta la durata dell'appoggio e la barra scura esprime la durata dell'oscillazione.

Per analizzare meglio i diversi movimenti che avvengono fra l'appoggio del tallone ed il suo successivo appoggio a terra, J. Perry ha distinto otto fasi durante il ciclo del cammino, ognuna delle quali ha un preciso obiettivo funzionale.

La fase di appoggio si può suddividere in cinque diverse fasi:

- Contatto tallone (initial contact). Intervallo: 0-2%. Questa fase, molto breve, include il momento in cui il tallone del piede proiettato in avanti si trova a contatto con il suolo.
- Risposta al carico (loading response). Intervallo: 0-10%. È il periodo iniziale del doppio appoggio, la fase comincia con il contatto iniziale al suolo e continua fino a che l'altro piede viene sollevato.
- Appoggio intermedio (mid stance). Intervallo: 10-30%. Questa fase comprende la prima metà dell'intervallo d'appoggio singolo, inizia con lo



stacco del piede controlaterale e termina quando il piede è completamente a contatto con il suolo (calcagno, metatarso e dita appoggiate al terreno).

- Appoggio terminale (terminal stance). Intervallo: 30-50%. Questa fase conclude l'appoggio singolo. Inizia con il sollevamento del tallone e continua finché l'altro piede appoggia al suolo; durante questa fase il peso del corpo viene trasferito sull'avampiede.
- Preoscillazione (preswing). Intervallo: 50-60%. È la fase finale dell'appoggio e rappresenta il secondo periodo di doppio appoggio nel ciclo del passo, dove il trasferimento del peso corporeo scarica rapidamente l'arto che non fornisce alcun contributo attivo, ma, al contrario, si prepara alla richiesta di oscillazione.

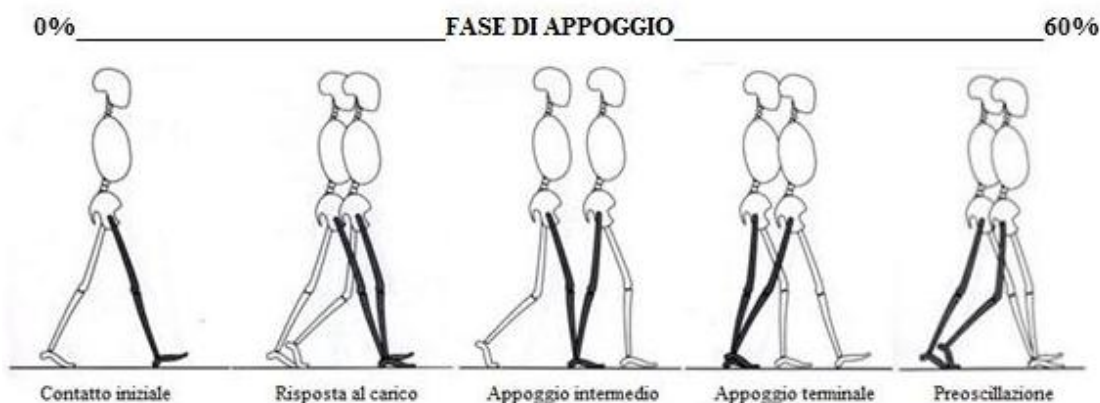


Figura 1.13: Suddivisione della fase di appoggio.

La fase di sospensione si può, invece, dividere in tre fasi:

- Oscillazione iniziale (initial swing). Intervallo: 60-73%. Questa prima fase è circa un terzo del periodo di oscillazione, in cui l'arto inferiore di interesse si sposta in avanti per opera dei muscoli flessori dell'anca; inizia con il sollevamento del piede dal terreno e termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede di appoggio.
- Oscillazione intermedia (mid swing). Intervallo: 73-87%. Questa seconda fase inizia nel momento in cui l'arto oscillante si sposta da una posizione posteriore al corpo ad una posizione anteriore. Contemporaneamente la caviglia si flette per opera del tibiale anteriore.

- Oscillazione finale (terminal swing). Intervallo: 87-100%. Fase durante la quale si continua e termina il movimento precedente, il ginocchio e la caviglia raggiungono la loro massima estensione preparando allo stesso tempo l'arto al contatto con il suolo (appoggio del tallone e ripresa del ciclo del cammino).

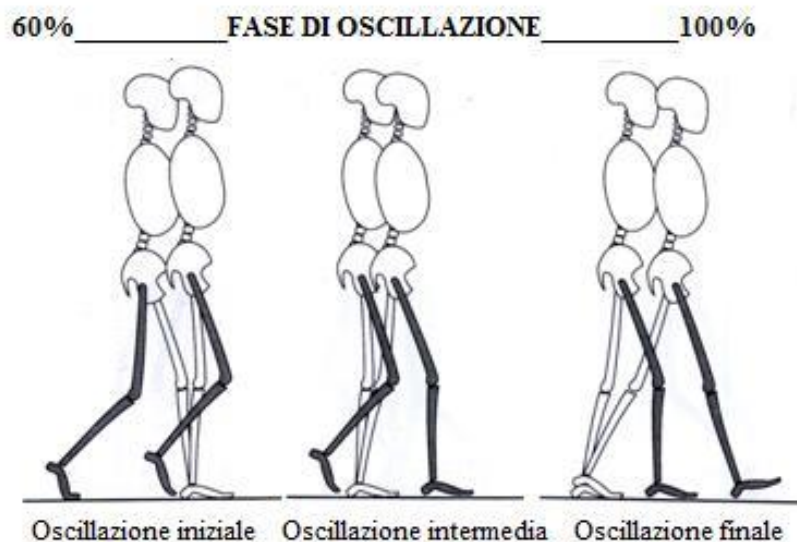


Figura 1.14: Suddivisione della fase di oscillazione.

L'aspetto fondamentale che differenzia la corsa dal cammino è la fase di volo. Durante questa fase, assente nella normale deambulazione, nessun piede rimane appoggiato a terra. Per un breve periodo di tempo il nostro corpo si trova pertanto "sospeso in aria"; inoltre, nella corsa, l'appoggio del piede al suolo non avviene in sequenza tallone-punta, ma è l'avampiede e più precisamente la parte esterna metatarsale a prendere contatto con il suolo in modo da assorbire l'impatto e sfruttare contemporaneamente l'azione dei muscoli estensori.

Anche nella corsa è possibile stabilire un ciclo motorio e dividerlo in tre fasi:

- Fase di ammortizzamento: in questa fase il piede di appoggio si trova avanti al baricentro del corpo e come abbiamo detto è l'avampiede a prendere contatto con il terreno e ad ammortizzare l'impatto.
- Fase di sostegno: in cui il piede si trova perfettamente in asse con il baricentro; i muscoli si contraggono isometricamente per favorire la stabilità del corpo.

- Fase di spinta: il piede si trova dietro al baricentro e i muscoli sfruttano la loro forza di tipo elastico e reattivo per proiettare in avanti il corpo (distensione della gamba).

Nella corsa, come nel cammino, il muscolo profondo del polpaccio, il soleo, è quello che insieme al grande gluteo, dà il contributo più importante per la genesi del movimento.

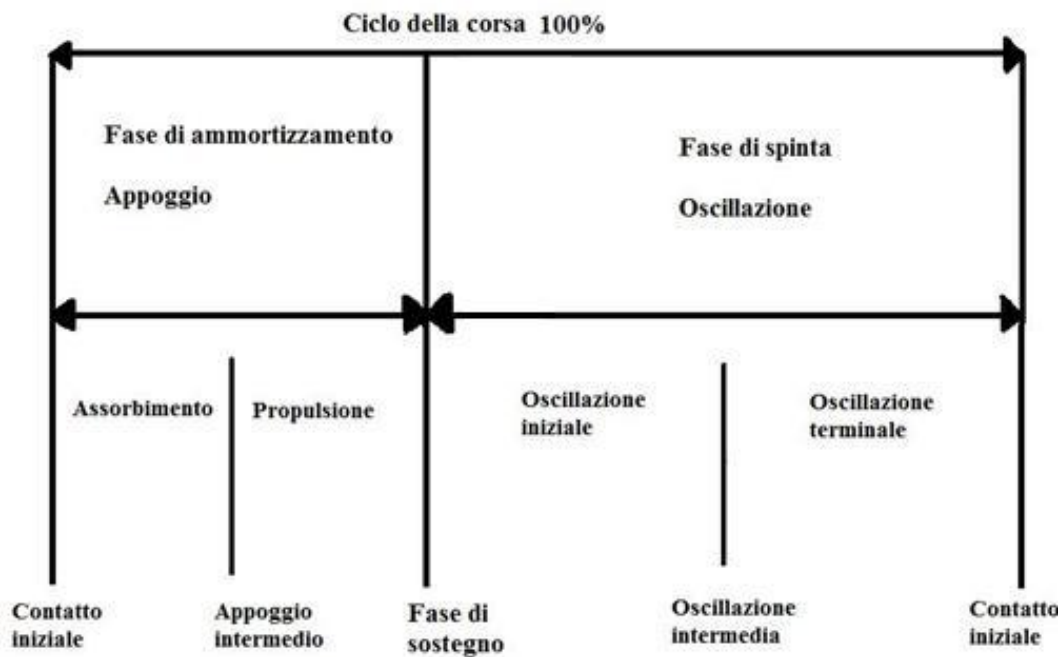


Figura 1.15: Ciclo della corsa.

Lo studio del cammino può essere utile nella diagnosi delle patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti (sistema nervoso, muscoscheletrico), può fornire informazioni per conoscere il livello di limitazione funzionale conseguente alla patologia e consentire così la pianificazione di specifici trattamenti e fornire importanti elementi di valutazione dell'efficacia di interventi riabilitativi.

Riassunto delle funzioni muscolari nelle varie fasi del cammino:

<b>Muscolo</b>	<b>Contatto tallone-suolo</b>
Tibiale anteriore	Funzione eccentrica: controllo della pronazione e degenerazione della flessione plantare
Estensore lungo dell'alluce Estensore comune delle dita	Funzione eccentrica: decelerazione della flessione plantare e scivolamento posteriore della tibia sull'asragalo
Tibiale posteriore Soleo Gastrocnemio	Funzione eccentrica: decelerare la pronazione dell'articolazione sottoastragalica e la rotazione tibiale interna

<b>Muscolo</b>	<b>Fase intermedia</b>
Tibiale posteriore Soleo Flessore lungo dell'alluce Flessore lungo delle dita	Funzione eccentrica: decelerare il movimento anteriore della tibia
Tibiale posteriore Soleo Gastrocnemio	Funzione concentrica: supinare le articolazioni sottoastagaliche e mediotarsica

<b>Muscolo</b>	<b>Propulsione e stacco</b>
Peroniero lungo Abduttore dell'alluce Peroniero breve	Funzione concentrica: flessione plantare del 1° raggio. Funzione antagonista ai supinatori della sottoastragalica e della mediotarsica
Flessore lungo delle dita	Funzione concentrica: stabilizzare le dita al suolo
Estensore lungo e breve delle dita	Funzione concentrica: stabilizzare la prima articolazione metatarsofalangea
Abduttore dell'alluce Abduttore del 5° dito Flessore breve dell'alluce Flessore breve delle dita Estensore breve delle dita Interossei, lombricali	Funzione concentrica: stabilizzare l'avampiede e il mesopiede, sollevare l'arco mediale del piede in fase di stacco

## 1.5 Forze esterne agenti sul piede durante la deambulazione

La dinamica è il ramo della meccanica che studia il moto dei corpi e delle circostanze che lo determinano e lo modificano. Lo studio completo della meccanica comprende anche la statica e la cinematica: la dinamica se differenzia dalla prima che studia le configurazioni di equilibrio meccanico, dalla seconda che studia, in astratto, tutti i moti concepibili ma non si occupa di determinare quali moti possono avvenire in un determinato contesto sperimentale.

La locomozione inizia, quindi, con il baricentro posto sulla massima altezza rispetto alla base d'appoggio: l'energia potenziale del corpo è massima. Per deambulare, il baricentro è portato fuori dalla base d'appoggio in modo che il corpo cada centralmente verso il basso; in questa fase, l'energia potenziale (o di posizione) si trasforma in energia cinetica (o di moto).

Le forze esterne che agiscono sul piede durante il cammino sono molteplici e risultano da una combinazione di forze esterne ed interne, le une prodotte dal contatto del piede con il terreno e dalla forza di gravità, le altre dovute ai tessuti molli che attraversano l'articolazione della caviglia.

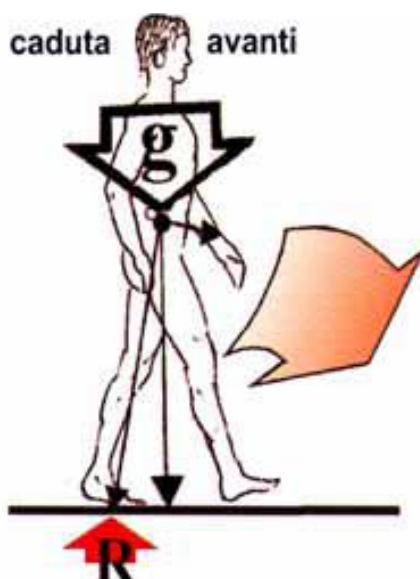


Figura 1.16: Deambulazione: caduta in avanti.

Forze gravitazionali:

La forza di gravità agisce spingendo il piede e tutto il corpo verso il terreno attraverso lo scheletro ed è uguale all'ampiezza dell'accelerazione di massa dovuta alla gravità (normalmente  $9.8 \text{ m/s}^2$ ).

Componente verticale della forza di reazione al suolo:

Stando in piedi esercitiamo sulla superficie d'appoggio una pressione uguale al nostro peso, questa si oppone con una forza uguale ed opposta (terza legge di Newton).

Lo schema normale delle forze verticali, generate alla velocità normale del cammino di  $80 \text{ m/min}$ , presenta due picchi separati da un avvallamento.

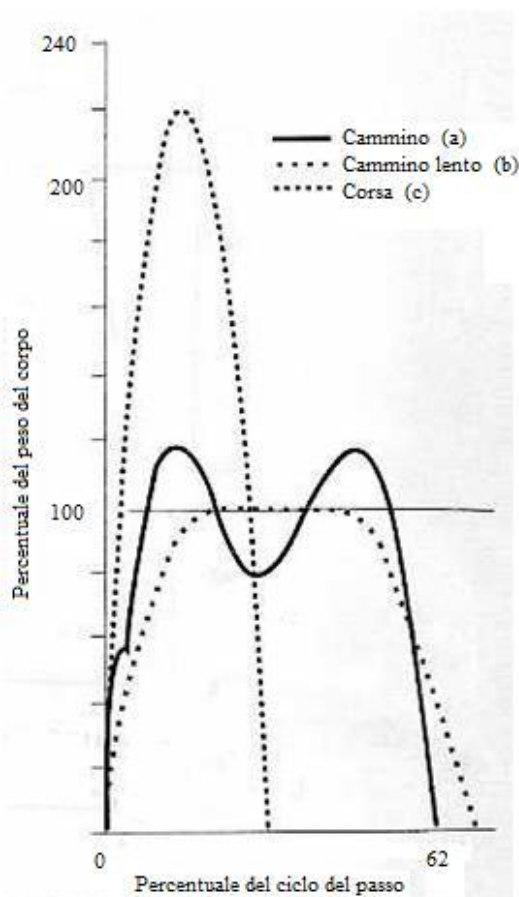


Figura 1.17: Variazione della componente verticale con differenti velocità.

(a): Camminata  $80 \text{ m/min}$ . (b): Camminata  $60 \text{ m/min}$ . (c): Corsa.

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 centro di gravità si abbassa rapidamente aumentando l'effetto di accelerazione del peso corporeo, che unita a quella gravitazionale, causa il valore percentuale di picco superiore al 100%.

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 che tende a scaricare la piattaforma di forza.

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 centro di gravità.

Da queste considerazioni si può dedurre che la forza verticale sopra la linea del peso rappresenti 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 sul terreno 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 decremento dei picchi e degli avvallamenti portando ad un appiattimento della curva, a velocità più elevate invece, si ha un incremento dei picchi ed una diminuzione degli avvallamenti.

Componenti tangenziali alla superficie d'appoggio:

Le forze parallele alla superficie di appoggio che vengono generate durante il cammino vengono dette forze di taglio orizzontale e la loro ampiezza, in confronto al carico verticale, risulta di lieve entità.

Esse vengono suddivise in forza anteroposteriore e mediolaterale rispettivamente se agiscono lungo il piano sagittale o frontale.

L'ampiezza della forza mediolaterale è la più ridotta e risulta inferiore al 10% del peso corporeo. Il picco della forza di taglio mediale (5%) si verifica nella risposta al carico, mentre la forza di taglio laterale raggiunge un picco (7%) nell'appoggio terminale.

La forza di taglio anteroposteriore è inferiore al 25% del peso corporeo. Al contatto iniziale si verifica spesso una forza di taglio momentanea anteroposteriore (13%) che assicura una stabilità precoce sotto carico. Il carico sull'arto introduce rapidamente una forza diretta in avanti che raggiunge un picco (13%) alla fine della fase di risposta al carico.

Nella fase di appoggio intermedio la forza di taglio sagittale è minima fino all'istante prima del sollevamento del calcagno, quando aumenta con direzione posteriore e, durante l'appoggio terminale raggiunge un picco finale pari al 23%.

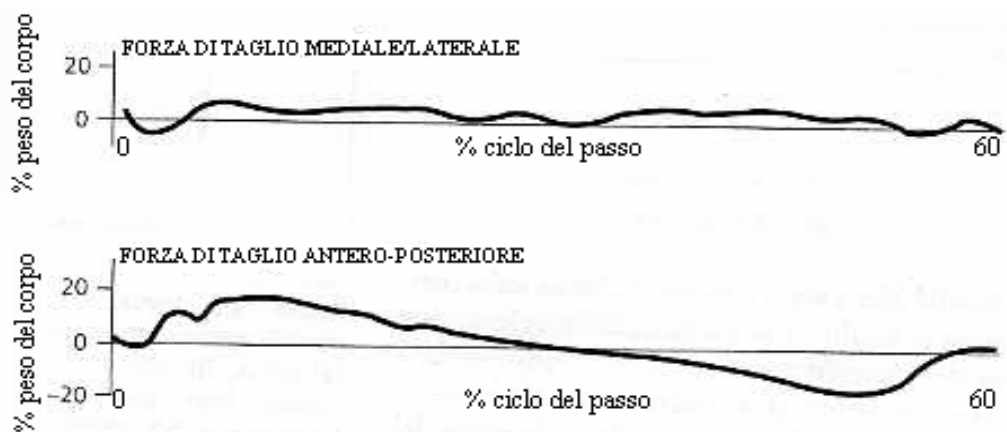


Figura 1.18: Andamento delle forze di taglio.

Le forze di reazione del terreno possono essere rappresentate anche come un singolo vettore (GRF) che unisce nello stesso tempo le forze verticali e le forze di taglio orizzontale in una singola linea di forza tridimensionale. La forza di taglio



anteroposteriore è impiegata per identificare i vettori nel piano sagittale mentre i vettori nel piano frontale sono correlati con la forza di taglio mediolaterale.

Durante il cammino, tra il terreno e il piede, si sviluppa un momento torcente senza forze di taglio: al momento del contatto iniziale del tallone con il suolo, la gamba è ruotata internamente, ma l'attrito del terreno ferma rapidamente il piede così che esso non possa ruotare internamente con la tibia, provocando la pronazione dell'articolazione sottoastragolica.

Durante la risposta al carico lo schema di impatto iniziale viene immediatamente modificato dalla comparsa di una forza di taglio anteriore. L'effetto è costituito da un'inclinazione all'indietro del vettore GRF durante la risposta al carico che appare simile all'iniziale apertura di un ventaglio che ha come base di supporto il tallone. L'appoggio intermedio presenta una serie di vettori quasi verticali e successivamente durante la flessione dorsale della tibiotarsica scompare la piccola forza di taglio in avanti ed aumenta la quantità del peso corporeo che viene trasferita sull'avampiede. Quando l'avampiede diventa l'area principale di appoggio, la forza di taglio è diretta indietro, che durante l'appoggio terminale determina l'inclinazione in avanti dei vettori.

Infine, il movimento laterale del tronco impartisce una piccola forza di taglio laterale al piede durante la fase di appoggio causata principalmente dallo spostamento del peso da un piede all'altro; questa forza raggiunge il suo massimo durante l'appoggio calcaneare e il periodo della propulsione, ma, rispetto alle altre forze che agiscono sul piede, sono clinicamente insignificanti durante la locomozione normale.

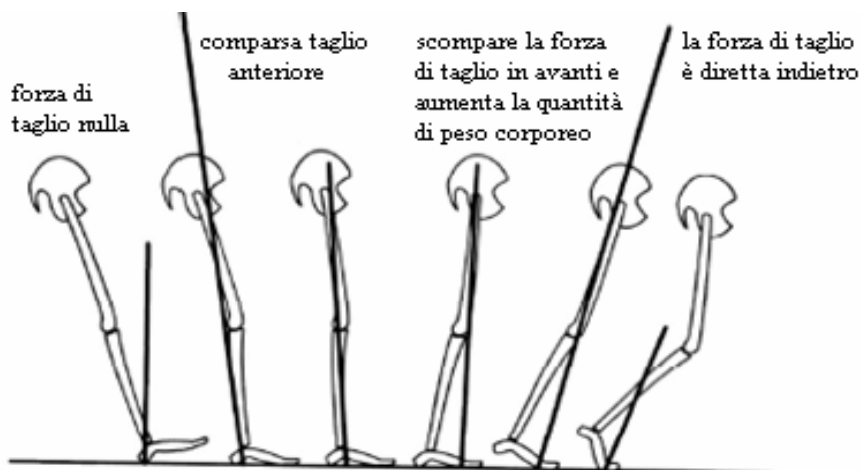


Figura 1.19: Pattern normale della GRF durante un passo.

In sintesi, il nostro organismo, per progredire nella deambulazione, risolve le problematiche energetiche in modo ingegnoso: con modico dispendio energetico trasforma l'energia potenziale in cinetica, spostando il baricentro oltre la base d'appoggio e ripristinando l'equilibrio passo dopo passo, alternativamente.

Nella corsa, invece, agiscono in accordo, cioè energia cinetica e potenziale aumentano e diminuiscono contemporaneamente perché, in questo caso, viene sfruttata l'energia elastica del piede. Il tendine di Achille è la molla principale che, insieme alla particolare conformazione strutturale del piede, al primo impatto con il suolo accumula energia potenziale elastica, la quale una volta restituita, consente al baricentro di risalire verso l'altro.

### 1.6 Il piede in biomeccanica

*“La verità del moto specifico dell'uomo è nascosta fra le spire di un'elica”*

R. Pararella Treccia.

In biomeccanica, nessuna forza interna ad un corpo, rappresentata dai muscoli nel caso dell'uomo, che si esaurisce nell'ambito del corpo stesso, è in grado di spostarlo nello spazio. Affinché il corpo si muova è necessaria una forza esterna. Le forze esterne ambientali per eccellenza sono la gravità, la reazione dal suolo e l'attrito. Non vi è dubbio che quella "gravitazionaria" è l'attività senso-motrice di gran lunga più importante e il movimento che la esprime può essere concepito come il fattore determinante ai fini della vita dell'uomo, quale essere più esposto alle "aggressioni" ambientali.

Il corpo umano è un sistema di equilibrio instabile; l'altezza del centro di gravità (anteriore alla terza vertebra lombare) rispetto a una base ristretta e la struttura composta da una successione di segmenti articolati, sono fattori di instabilità. Solo un vigile controllo (sistema tonico posturale) riesce, in tale condizione, a ricercare l'equilibrio dinamico stabile nella stazione eretta e l'equilibrio dinamico instabile durante la locomozione (che consente la trasformazione dell'energia potenziale in energia cinetica). Ciò avviene soprattutto grazie a un servizio informativo

(esterocettori cutanei e propriocettori) talmente preciso e tempestivo da consentire risposte validissime con interventi energeticamente economici (non rilevabili elettromiograficamente) da parte di muscoli con prevalenza di fibre rosse. Si tratta della manifestazione informativa più importante in quanto fornisce all'uomo il privilegio di adattarsi alle più svariate condizioni ambientali.

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

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

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

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

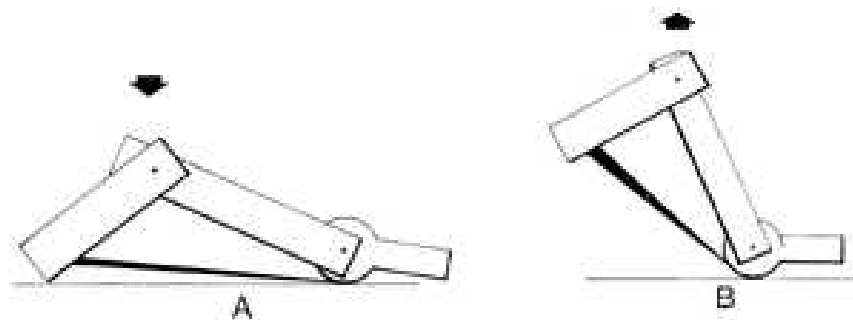


Figura 1.20: Schematizzazione del piede mediante arco e tirante.

Si è inoltre trovato che il sezionare la fascia plantare, oltre a ridurre l'altezza dell'arco e a aumentarne la lunghezza, porta il piede all'instabilità molto più di quanto succeda sezionando gli altri legamenti plantari, lunghi e corti, e quello astragalo-calcaneale. Bisogna comunque notare come la funzione di tirante dell'aponeurosi plantare studiata in campioni di cadavere possa essere altamente alterata in vivo.

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

Il piede, nel suo ruolo di "base antigravitaria", in un primo tempo prende contatto con la superficie di appoggio adattandosi ad essa e rilasciandosi, successivamente si irrigidisce, divenendo una leva per "respingere" la superficie stessa. Il piede deve quindi alternare la condizione di rilasciamento con la condizione di irrigidimento. L'alternanza di lassità-rigidità giustifica l'analogia con l'elica a passo variabile. Retropiede e avampiede si dispongono infatti in piani che si intersecano in modo variabile. Nella condizione ideale, il retropiede è disposto verticalmente e l'avampiede orizzontalmente (su una superficie di appoggio orizzontale). A piede sotto carico la torsione tra retropiede e avampiede si attenua nel rilassamento (il piede diviene una piattaforma modellabile) e si accentua nell'irrigidimento (il piede diviene una leva).

La disposizione ad arco è quindi apparente essendo espressione del grado di avvolgimento dell'elica podalica. Il piede, quindi, non ha il significato di un arco o volta reale ma apparente, che si alza durante l'avvolgimento e si abbassa durante lo svolgimento dell'elica.

L'avvolgimento dell'elica, con la conseguente accentuazione dell'apparente disposizione ad arco, corrisponde al suo irrigidimento. Lo svolgimento dell'elica, con conseguente attenuazione dell'arco apparente, è il rilasciamento.

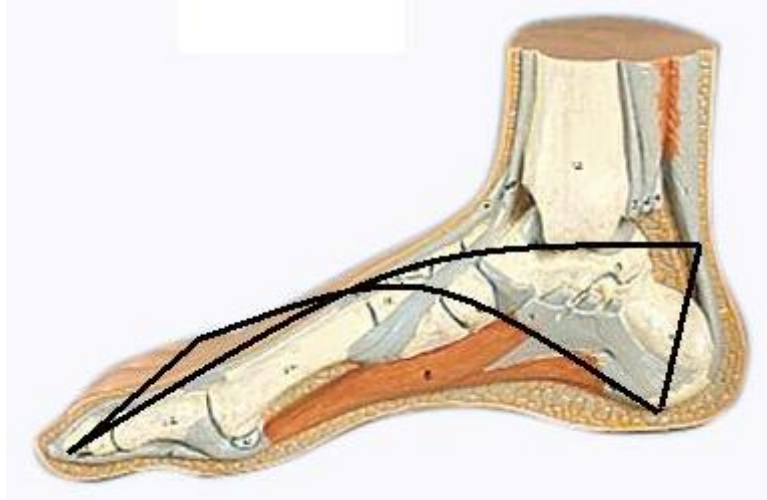


Figura 1.21: Elica podalica.

**Bibliografia Primo Capitolo:**

G. Chetta, “Postura e benessere”, DIASU, 2007.

I. A. Kapandji, “Fisiologia articolare, volume 2: Arto inferiore: l’anca, il ginocchio, la caviglia, il piede, la volta plantare”, Monduzzi, 2004.

T. F. Novacheck, “The biomechanics of running”, *Gait and posture* 7, 1998, pp. 77 – 95.

N. Palastanga, D. Field, R. Soames, “Anatomia e movimento”, CEA Editore, 2004.

R. Paparella Treccia, “Il piede dell’uomo; profilo storico – strutturale”, Ed. Verduci, Roma 1977.

J. Perry, “Gait analysis – normal and pathological function”, SLACK Incorporated, 1992.

P. Ronconi, S. Ronconi, “Il piede – biomeccanica e patomeccanica in tema di antigravitarietà”, Timeo Editore, 2003.

R. W. Sullivan, W. P. Grant, “The role of gait analysis in planning reconstructive surgery”, *Operative techniques in plastic and reconstructive surgery*, Vol. 4, 1997, pp. 165 – 171.

D. B. Thordarson, “Running biomechanics”, *Clinics in sports medicine*, Vol. 16, 1997, pp. 239 – 247.

## CAPITOLO SECONDO

# LA CALZATURA

### 2.1 Origine della calzatura

Le origini della calzatura risalgono alla Preistoria, quando l'uomo primitivo sentì la necessità di proteggere il piede durante la marcia su terreni accidentati e a tenerlo caldo ed asciutto in brutte condizioni meteorologiche.

Inizialmente vennero utilizzate cortecce, foglie intrecciate o pelli di animali avvolte attorno al piede e trattenute da rudimentali lacci; risulta quindi impossibile stabilire con precisione quando i nostri antichi progenitori iniziarono ad indossare qualche tipo di calzatura dal momento che, essendo costituite da materiali organici, non hanno resistito nel tempo e si sono decomposte.

Le scarpe di Ötzi, la mummia del Similaun scoperta il 19 settembre 1991 sulle Alpi Venoste e risalente ad un'epoca compresa tra il 3300 e il 3200 a.C. (età del rame), sono le più antiche al mondo nel loro genere. Queste calzature, formate da una scarpa interna e da una esterna (tomaia), sono il frutto di una raffinata lavorazione. La scarpa interna, formata da una rete di corde vegetali, tiene ferma l'imbottitura di fieno, con la funzione di isolare il piede dal freddo. La tomaia è in pelle di cervo e, come la rete vegetale, è fissata con lacci di cuoio ai bordi della suola ovale in pelle d'orso. La pelle è stata impiegata in modo diverso per tomaia e suola: nel primo caso il pelame è rivolto all'esterno, nel secondo all'interno. Sotto la suola della scarpa, infine, si intersecava una striscia di cuoio, che doveva fornire al piede una certa presa sul terreno. Gli esperimenti fatti con ricostruzioni di queste calzature hanno dimostrato che la striscia di cuoio impedisce effettivamente di scivolare su terreni sassosi. Le scarpe sono, inoltre, sorprendentemente comode e calde, ma poco adatte per camminare sotto la pioggia, perché per nulla impermeabili.



Figura 2.1: Scarpe primitive appartenute a Ötzi.

Le notizie che conosciamo sulle calzature utilizzate nell'antico Egitto le abbiamo apprese soprattutto dallo studio dei numerosi reperti archeologici che si sono conservati in buono stato grazie al clima molto secco e alla protezione offerta dalla sabbia ai materiali in essa sepolti, per cui sono stati rinvenuti anche reperti organici come tessuti, cuoio, pelli e legno che in altre parti del mondo sono stati distrutti da processi putrefattivi.

Gli uomini di rango elevato portavano le calzature quasi sempre fuori casa come segno di distinzione sociale, prova ne è il fatto che esisteva la carica onorifica di “portatori di sandali” al seguito dei nobili e del faraone, al cospetto del quale bisognava presentarsi rigorosamente scalzi.

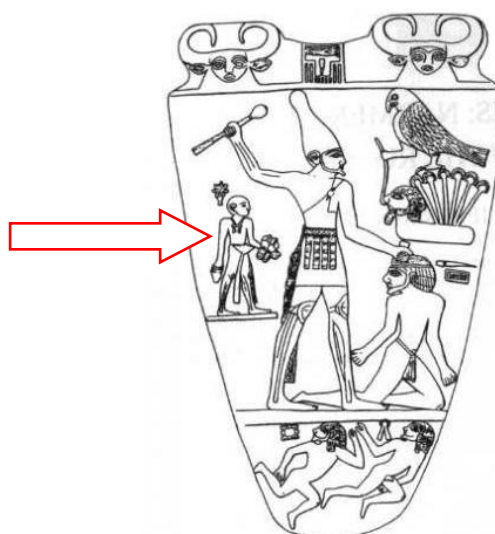


Figura 2.2: Paletta da trucco attribuita al sovrano Narmer. Particolare: portatore di sandali.



I sandali egizi potevano avere la suola di legno, cuoio, papiro, giunco o di foglie di palma intrecciata, talvolta rivestite di tela, che veniva assicurata al piede con il sistema dell' "infradito" nel quale una striscia di pelle, fissata alla suola, passava tra l'alluce e le altre dita circondando il collo del piede e, in epoche posteriori al 1300 a.C., cominciarono ad essere portati modelli con la punta rialzata.

Al British Museum di Londra sono esposti un paio di sandali rinvenuti a Beni Hasan nella tomba di Sebekhetepi: anticipano il modello attuale, la cosiddetta "forma piede", con le suole in legno di cedro e strisce di pelle a infradito colorate con del gesso bianco.



Figura 2.3: Sandali di Sebekhetepi.

Sembra inoltre che gli Egiziani siano stati i primi ad adottare il metodo di assemblaggio delle calzature detto "a tomaia risvolta" con il quale suola e tomaia erano cucite assieme risvoltando verso l'esterno l'interno della tomaia e, in seguito compiendo l'azione opposta, la cucitura veniva a trovarsi all'interno della scarpa risultando più protetta dall'usura.

In Grecia la calzatura assunse tutte le forme base che poi sono giunte sino ai giorni nostri; benché fossero in pochi e per poche ore al giorno i fortunati che potevano usarle, i Greci curavano il benessere dei piedi con particolare attenzione e produssero una notevole varietà di modelli adatti a tutte le esigenze. I modelli principali erano il sandalo, in legno o sughero, la Krepis, con suola alta e tomaia aperta, l'Embas,

stivaletto a mezza gamba allacciato, l'Embates, stivale di cuoio o stoffa per i cavalieri, l'Endromis, stivaletto per la caccia ed il viaggio, ed il Kothornoi, calzatura chiusa a suola molto alta.

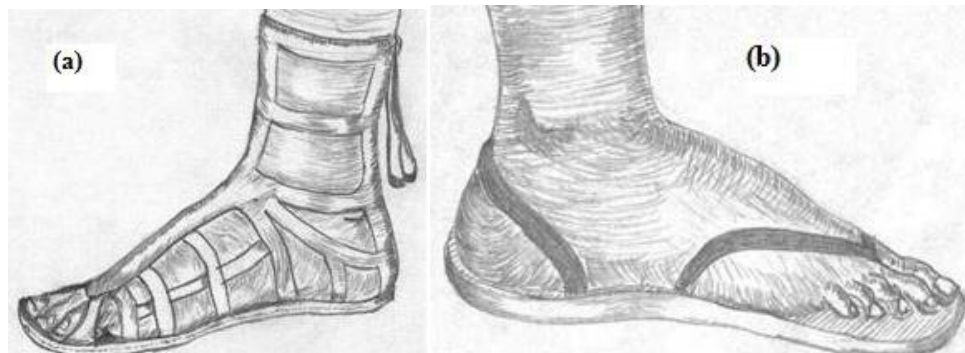


Figura 2.4: (a): Sandalo greco. (b): Krepis greca.

E' possibile ricostruire la presenza della calzatura anche dalla mitologia, dove viene largamente citata, un esempio su tutti quello del dio greco Mercurio che calzava sandali alati.

Grandi maestri calzolai furono senza dubbio i Romani, i cui sandali sono tuttora oggetto di ispirazione da parte di stilisti della moda e degli accessori.

Le prime calzature usate dai Romani furono le Soleae; si trattava di calzari originari della cultura etrusca costituiti da soles di cuoio allacciate alla gamba con corregge di pelle che, in seguito, finirono per essere indossate solo in casa. Per uscire, i cittadini di rango elevato usavano, in abbinamento con la toga o l'abbigliamento militare, i Calcei che consistevano in soles senza tacco di uno spessore di circa 5mm corredate da tomaie in pelle morbida che ricoprivano tutto il piede: dai lati di ogni suola partivano due larghe strisce che si incrociavano e venivano annodate sul dorso del piede mentre altre strisce più sottili potevano partire dal tallone, si avvolgevano sulla caviglia per circa 15cm e vi venivano annodate lasciandone pendere le estremità, a volte decorate con fibbie d'avorio a mezza luna.

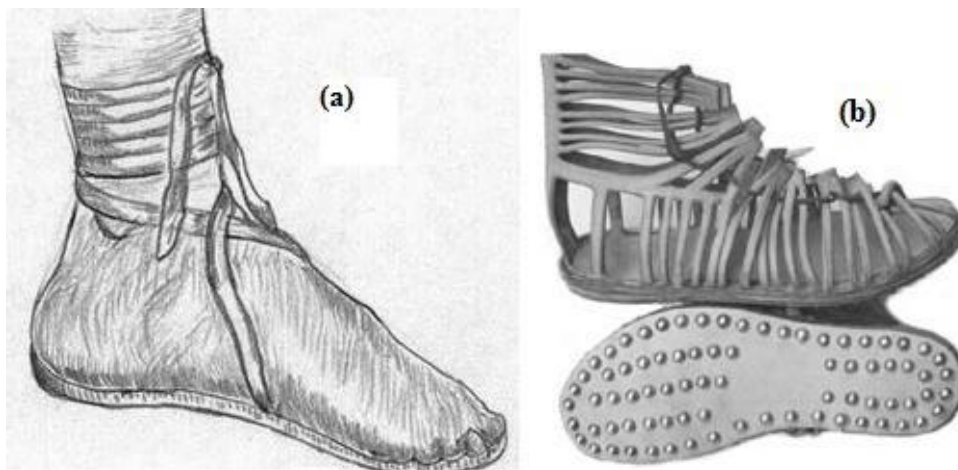


Figura 2.5: (a): Calcei romani. (b): Caligae romane.

Tra i numerosi modelli ricordiamo anche i sandali Caligae, robusti e resistenti, usati particolarmente nelle battaglie ed operazioni militari. Di forma piatta, erano costituiti da tre o quattro strati di pelli bovine rigide e conciate al vegetale, sagomate a forma di piede ed allacciati attorno ad esso e alla caviglia; una particolarità sono le soles chiodate utilizzate per infierire sugli avversari in guerra.

In Francia, nel IX secolo, le illustrazioni della Bibbia di Carlo il Calvo (823 – 877) mostrano scarpe simili a pantofole allacciate fino alla caviglia e, proprio in questo periodo, vengono di moda le calzature à la Poulaine, dette anche Pigaces, con una punta che, inizialmente, era lunga al massimo come la metà del piede e veniva imbottita con muschio, peli animali o lana, in seguito, però, divenne talmente lunga da rendere difficoltoso il camminare.

Il termine francese Poulaine significa “(punte di) scarpe alla polacca” e ciò si spiega con il fatto che l’uso di tali calzature si era esteso anche in Polonia, tanto che in Inghilterra, a partire dalla seconda metà del 1600, esse furono chiamate “Crakows”.

Le Poulaines dapprima erano portate solo dai nobili come scarpa da guerra e, nel XIV secolo, quando la lunghezza delle punte crebbe furono emanate delle leggi che ne fissavano le misure per nobili, borghesi e popolani, anche se questi ultimi indossavano soprattutto scarpe dalla punta arrotondata.



Figura 2.6: Poulaine francesi.

All'inizio del XV secolo, prese campo a Venezia la moda di un modello di calzatura che si diffuse in tutta Europa e durò per più di duecento anni; consisteva in piane o pantofole montate su di un'altissima suola in legno o in sughero, talvolta decorata con pietre preziose, dipinta o rivestita in cuoio e/o in tessuto. Queste scarpe erano chiamate in dialetto veneto Zoppieggi o Sopei, in altre regioni d'Italia Calcagnini ed in Francia Chopines; alcuni, spregiativamente, le chiamavano a "zoccolo di mucca".



Figura 2.7: Chopine del 1600.

Si pensa che l'idea di tale modello sia giunta a Venezia dall'Oriente dove venivano usati alti zoccoli per proteggere i delicati piedi delle dame dal contatto con pavimenti caldi e scivolosi dei bagni turchi; sta di fatto che inizialmente furono usate dalle cortigiane e poi da tutte le donne, tanto da assorbire quasi tutta la produzione di sughero italiano e divennero uno status symbol: maggiore era l'altezza delle soles, maggiore era la ricchezza ed il prestigio di chi le indossava.

Poiché l'altezza delle soles aumentava sempre di più sino a sfiorare i 60 cm., obbligando le donne a farsi accompagnare da due persone che le aiutassero a salirvi e

a camminare, lo Stato cercò di frenare la smania delle dame, visto anche l'alto numero d'infortuni e aborti dovuti alle cadute ed il troppo lusso di tomaie e tacchi, emanando una legge che ne limitasse l'altezza.



Figura 2.8: Zoppi vengiani.

Nel Cinquecento, Carlo VII, probabilmente a causa della deformità di un suo piede che gli impediva l'uso delle Poulaines, lanciò la moda delle scarpe “a becco d'anatra”, con una punta molto squadrata da cui usciva a sbuffi la fodera di raso chiaro.

Nel Seicento un'importante innovazione fu rappresentata dai tacchi alti, una moda maschile e femminile inaugurata da Luigi XIV per elevare la sua modesta altezza. Si parla tuttora di scarpe “alla Luigi” per indicare calzature con tacco e suola molto alti e allacciate mediante fibbie o nastri e nello stesso periodo si diffuse lo stivale da uomo, che aveva sostituito la calzatura militare medievale.



Figura 2.9: Scarpe alla Luigi.

Sudamerica, XVI secolo. Epoca di conquiste e colonizzazioni, è qui che si può trovare il primo esemplare di calzatura sportiva: gli indiani avevano la strana abitudine di spalmarsi il lattice, raccolto sugli alberi da caucciù, sulla pianta del piede per proteggerla e isolarla.

Solo più tardi, attorno al XIX secolo, l'uso del caucciù fu abbinato alla produzione di scarpe in feltro e, quando fu possibile scioglierlo in stampi d'argilla, dandogli una forma, il risultato si dimostrò molto valido dal punto di vista tecnico e funzionale.

L'Ottocento, infatti, vide l'inizio della produzione industriale delle calzature e la loro conseguente diffusione presso tutti i ceti sociali e anche le donne cominciarono a portare stivaletti abbottonati sul lato e alti fino alla caviglia. Alla fine del secolo apparvero inoltre le scarpe con la suola in gomma e la tomaia in tela, chiuse da lacci e adatte alle attività sportive: nel 1825 un negoziante di ferramenta americano, Charles Goodyear, perfezionò il processo di vulcanizzazione che permise la fabbricazione in serie delle soles di caucciù.

Gli inglesi, nel 1850, furono i primi a costruire una calzatura sportiva con suola di gomma e tomaia in tela. La scarpa fu chiamata "Plimsoll" perché sui fianchi aveva una striscia di gomma bianca che ricordava la linea di galleggiamento disegnata sulle fiancate delle navi (ideata da Samuel Plimsoll). Una volta esportata negli Stati Uniti, la scarpa da ginnastica fu ribattezzata "sneaker". Verso la fine dell'Ottocento venivano utilizzate come scarpe da lavoro e successivamente furono introdotte nel mondo dello sport: dapprima usate da pochi privilegiati che praticavano sports d'elite (tennis e croquet), le scarpe sportive ebbero la loro prima grossa diffusione in concomitanza con le Olimpiadi di Atene del 1896 e furono le Olimpiadi delle

edizioni successive ed i mondiali di calcio il vero trampolino di lancio di gran parte delle scarpe sportive.

Il Novecento segnò l'epoca della specializzazione, con scarpe per i diversi sport, da passeggio, da corsa, in materiali e forme differenti a seconda dell'utilizzo.

Nel 1919 in America nacquero le prime scarpe sportive da basket: le Converse All Star.

Nel 1920 in Germania compare sulla scena Adi Dassler il fondatore del marchio Adidas e nel 1936 alle Olimpiadi, questa volta a Berlino, inizia la sua ascesa; nel 1948 il fratello di Adi Dassler, Rudolf, abbandona l'azienda e fonda il marchio Puma. Negli anni '50 è il turno delle grandi star dello spettacolo che, indossando le scarpe sportive, contribuiscono al loro lancio in grande stile: tutti vogliono assomigliare a loro e quindi indossare le loro calzature.

Nel 1979 compare sul mercato Americano quello che a tutt'oggi è considerato il più grande colosso produttore di scarpe sportive: Nike.

Le scarpe Nike hanno una soluzione tecnica innovativa: il sistema Nike AIR. Tale innovazione è costituita da del gas pressurizzato posto in alveoli nella suola poliuretanic della scarpa.



Figura 2.10: Nike AIR. Particolare: capsula contenente gas pressurizzato.

Ai giorni d'oggi nel mercato della calzatura sportiva sono presenti migliaia di modelli diversi, ai grossi marchi di calzature da ginnastica se ne sono aggiunti tanti altri e le scarpe sportive sono presenti sia in ambienti tipicamente dedicati allo sport che in ambienti comuni, grazie alla loro comodità e calzabilità.

Una tale diffusione implica che le calzature debbano dimostrarsi adatte ad una quantità di situazioni differenti. Diventa necessario trovare un giusto equilibrio tra design della calzatura, moda del momento e salute del piede, cercando di

concentrarsi in primis su quest'ultimo aspetto fondamentale e poi su quanto concerne l'aspetto estetico. Infatti scarpe scadenti o sbagliate possono essere direttamente collegate a molti problemi di postura oltre a disagi immediati del piede.

Gli ultimi dieci anni hanno visto molti miglioramenti sia nelle caratteristiche che nella qualità della scarpa da atletica e anche la scarpa da passeggio ha fatto dei progressi: negli ultimi anni sono state eseguite ambiziose analisi sull'uso delle calzature, provvedendo a dare a coloro che hanno problemi ai piedi migliori possibilità di ridurre, se non eliminare in alcuni casi, i loro disagi.

## 2.2 Le parti della calzatura

Per acquistare il miglior paio di scarpe sportive è bene conoscere la struttura e le diverse parti di cui sono composte.

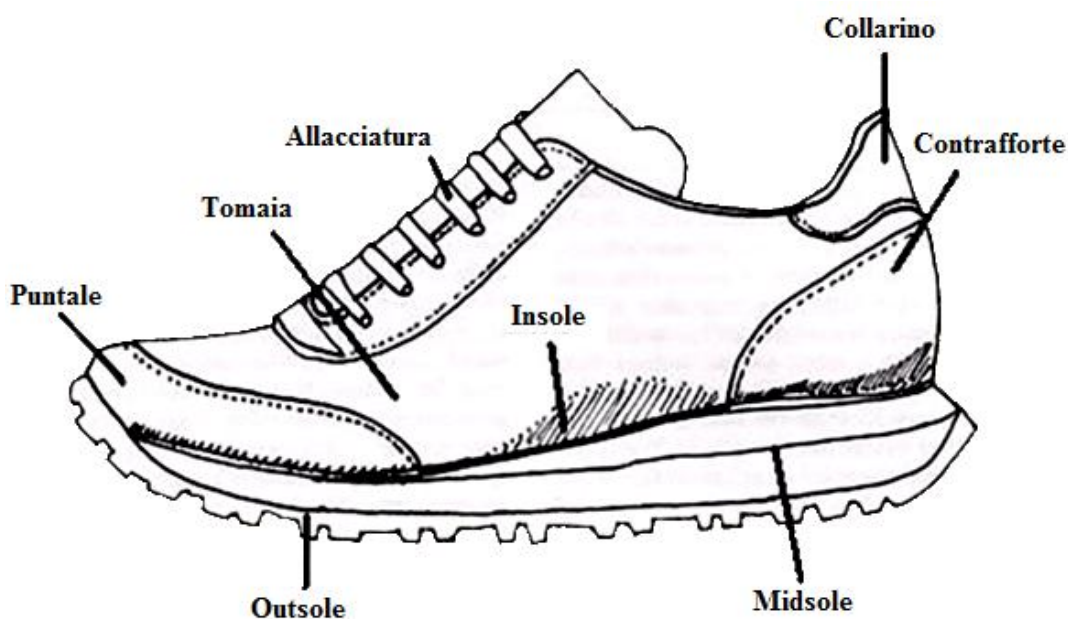


Figura 2.11: Le parti principali della calzatura.



Tomaia:

La tomaia è la parte sovrastante della calzatura. La tomaia costituisce, quindi, la struttura della scarpa e serve a contenere e a proteggere il piede. Le sue caratteristiche fondamentali sono: la forma, i materiali e la composizione.

La scarpa deve essere realizzata per offrire le qualità specifiche che la determinata attività sportiva richiede, la sua altezza determina la maggiore o minore libertà di movimento e la maggiore o minore protezione e contenimento del piede, arrivando in alcune calzature a coprire tutta la caviglia.

Disponibile in una vasta gamma di materiali, quelli più utilizzati sono: la vera pelle animale detta “pieno fiore”, per antonomasia nata con le scarpe da tennis, che assicura morbidezza e grande comfort; ed i nuovi materiali hi-tech, come nylon tecnologici e microfibre, per le maggiori prestazioni che permettono in resistenza, supporto, leggerezza e traspirazione (sistema antisudorifero). La tendenza è di comporre la tomaia con diversi inserti differenziando la composizione secondo le parti.

Importanti sono il collarino e i sistemi dell'allacciatura ancora una volta diversi per rispondere alle varie esigenze: comodità, velocità o compattezza.

Contrafforte:

Il contrafforte è la parte in plastica, rigida o semi – rigida, 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.



Figura 2.12: Contrafforti.

#### Collarino:

Il collarino 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.

#### Spoiler:

Lo spoiler è la parte della scarpa che circonda la parte superiore del tallone, è rinforzato ed imbottito per resistere allo sfregamento di quest'ultimo.

Negli scarponi da sci è articolato alla parte anteriore della tomaia in modo da consentire una buona mobilità alla caviglia.

#### Allacciatura:

L'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:

Il puntale è la parte che corrisponde alla punta della calzatura, progettata per sollevare la tomaia dalle dita in modo da non ostacolarle.

In corrispondenza della parte terminale delle dita del piede, il puntale ha rigidità differente per privilegiare più la protezione (scarpe da tennis, pallavolo e basket) o il comfort (scarpe da running da strada).

### Stabilizzatore posteriore:

Lo stabilizzatore posteriore è generalmente a forma di ferro di cavallo e la sua funzione è quella di aumentare la rigidità del contrafforte, donando così maggiore stabilità alla scarpa.

### Insole:

L'insole è uno strato di materiale situato dentro la scarpa, 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, di differenti materiali, vengono posizionati nella zona dell'arco plantare.

### Midsole:

La midsole, o intersuola, è la parte compresa tra l'insole e l'outsole che comprende il sistema di ammortizzamento, cioè la struttura che attenua l'impatto degli urti con il suolo a carico del piede per prevenire patologie infiammatorie alle articolazioni.

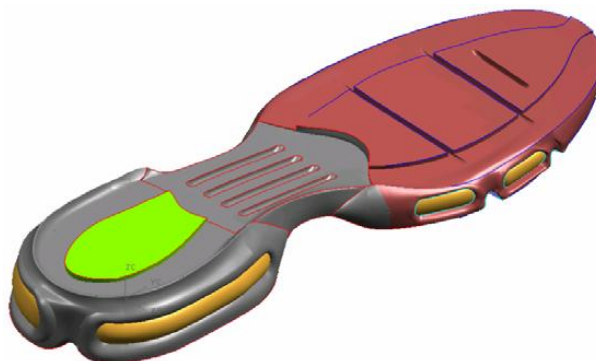


Figura 2.13: Esempio di midsole.

Questi sistemi ammortizzanti possono essere considerati come il cuore della calzatura ed in taluni casi “la parte viva” poiché formano la componente indispensabile dei modelli sportivi.

Generalmente costituiti da poliuretano (PU), EVA (Ethylene Vinyl Acetate, etilene vinil-acetato) o IM-EVA (Injection Molded Ethylene Vinyl Acetate, una varietà di etilene vinil-acetato), oltre che da altri composti brevettati dalle case produttrici di scarpe sportive come ad esempio: adiPRENE e adiPRENE+ di Adidas, KMS 100 di Puma, il più famoso sistema AIR brevettato da Nike nel 1979, o GEL di Asics che al posto del gas utilizza uno speciale colloide, offrendo anch'esso un importante contributo in stabilità e ammortizzamento alla scarpa sportiva.

Oggi all'interno dei prodotti più ricercati si può distinguere tra sistemi fissi, dove capsule o cuscinetti sono posizionati nell'intersuola, e sistemi dinamici, ai quali si conferisce ulteriore elasticità introducendo elastomeri, sfruttando le caratteristiche delle mescole di EVA, come ad esempio il sistema Fila 2A dove gli elastomeri sono realizzati in piccoli pilastri all'interno di cuscinetti.

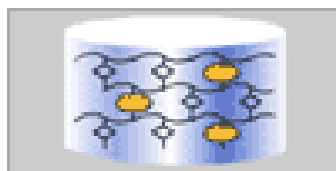


Figura 2.14: Elastomeri organizzati all'interno di cuscinetti, particolare ingrandito.

Molte aziende utilizzano materiali con diverse densità, posizionandoli in determinate zone dell'intersuola in relazione alle necessità di ciascuna specifica attività sportiva per cui la scarpa viene progettata in modo da adeguarla alle funzionalità richieste.

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: 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 un effetto ammortizzante adatta al movimento.



Figura 2.15: Sistema di ammortizzamento DMX utilizzato da Reebok

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

I migliori sistemi forniscono oggi un grande contributo in stabilità e riduzione degli shock nell'impatto del tallone col suolo, sopportando il carico quando vengono

compressi e/o spostati e riequilibrando complessivamente la struttura corporea quando il piede si solleva.



Figura 2.16: Parti di una calzatura sportiva con sistemi ammortizzanti (adiPRENE e adiPRENE+).

### Outsole:

L'outsole è la parte della scarpa che sta a contatto diretto con il terreno e deve assicurare le capacità di trazione e flessione.

Poiché la stabilità delle scarpe sportive è direttamente proporzionale alla larghezza della suola, è ovvio che le soles più larghe permettono di avere un appoggio migliore del piede, il che è fondamentale nei casi di pronazione grave (iperpronazione).

La suola è spesso dotata di un sistema antisudorifero per l'espulsione del sudore del piede all'esterno della scarpa.

Una parte dell'outsole è il battistrada, la parte visibile della suola, quindi la più superficiale che, essendo sottoposto a numerose sollecitazioni come abrasione, flessione e trazione, deve essere protetto da un sistema antiabrasione per contrastare il logoramento; inoltre il disegno del battistrada deve essere appropriato a seconda della superficie su cui si è soliti praticare una determinata disciplina sportiva (es. il

battistrada per asfalto deve essere liscio o con fitte microsporgenze, per i terreni misti deve avere sporgenze fitte ma di dimensioni medie, per il suolo campestre o per i terreni più impervi deve avere sporgenze rade ma grandi).

Per migliorare l'aderenza del battistrada con il suolo si utilizza il grip, materiale di gomma cristallina talvolta amalgamato al carbonio per conferire maggiore resistenza e robustezza. Un'ulteriore tipologia di battistrada per attività sportive indoor con parquet è quello definito No-Marking in quanto non lascia striature scure sul pavimento dovute alla presenza di carbonio.



Figura 2.17: Outsole.

#### Cambratura:

La cambratura è la parte posta in corrispondenza del fiasco nelle scarpe sportive pensate per l'impiego outdoor.

Si tratta di uno speciale rinforzo semi-rigido che ripara ulteriormente l'arco plantare quando ci si muove su terreni sconnessi. Con questo termine può essere indicata anche l'altezza, espressa in millimetri, della zeppa delle calzature.

#### Fiosso:

Il fiasco è la parte più stretta della suola che si trova in corrispondenza dell'arco plantare.



Figura 2.18: Immagine dal basso e laterale di una calzatura sportiva con le varie componenti indicate: si notino in particolare la cambratura, gli intagli in flessione, il centro di pressione e il fionso.

Intagli in flessione:

Gli intagli in flessione vengono anche chiamati “scanalature flessibili” e come suggerisce il termine, sono incavi appositamente prodotti nella suola e nella midsole, nella zona dell’avampiede per agevolare la flessione del piede nella fase di stacco dal suolo.

Centro di pressione:

Il centro di pressione è la parte sottostante su cui poggia il tallone del piede. Questa parte è posta al centro del tallone stesso, si presenta incavata per aumentare l’ammortizzazione durante la fase di appoggio del piede al suolo e diminuire il peso generale della scarpa. È presente ormai sulla totalità delle scarpe tecnico – sportive.



### 2.3 Le caratteristiche della calzatura

Nella maggior parte degli sport, la sede principale di interazioni con l'ambiente avviene attraverso il piede. Non c'è quindi da stupirsi se, negli sportivi, le patologie traumatiche e non, siano spesso localizzate proprio nel piede e negli arti inferiori. La principale causa di queste patologie è da ricercarsi nei carichi meccanici, conseguenti a specifiche attività sportive, che si sviluppano all'interno del sistema muscolo scheletrico; carichi che sono pesantemente influenzati dalle condizioni al contorno, tra le quali sono comprese la calzatura, il terreno di gioco ed eventuali ostacoli, ecc. (Nigg, 1986). Per ovvi motivi, l'atleta può preventivamente intervenire volontariamente solo sulla scelta di uno di questi elementi: la calzatura.

Al progettista si richiede quindi che la calzatura specialistica, ossia adatta per un particolare sport, sia in grado di garantire almeno tre funzioni: l'efficienza della performance motoria, la protezione dagli infortuni e il comfort. La ricerca di risposte costruttive a queste problematiche ha preso il via nei primissimi anni '70 con le calzature da running (Cavanagh, 1980; Pagliano et al., 1980; Cova et al., 1986; Nigg, 1986).

Un campo di studio per la determinazione di una buona calzatura, è la conoscenza dello sport, in particolare per quegli aspetti che coinvolgono in modo critico proprio la funzione della calzatura stessa. Cavanagh (1980) riporta che nella corsa prolungata esistono tre modalità di presa di contatto tra piede e terreno: l'appoggio calcaneare, l'appoggio del mesopiede e l'appoggio dell'avampiede.

Kerr et al. (1983) hanno rilevato che, in una gara di maratona, circa l'ottanta per cento dei corridori utilizza l'appoggio calcaneare, il 20% appoggia sul mesopiede, mentre non sono rappresentati gli atleti che appoggiano l'avampiede. Con il passare dei chilometri, la percentuale di appoggi del retropiede tende ad aumentare lievemente. Questi risultati hanno contribuito a modificare i criteri costruttivi delle calzature da corsa: le soles a spessore costante di fine anni '60, sono state arricchite da intersuole che tendono a creare un dislivello di 1.5 – 2 cm tra tallone e avampiede. La scelta costruttiva è motivata dal duplice obiettivo di ridurre l'ampiezza delle forze scambiate tra piede e terreno grazie all'impiego di materiali ammortizzanti, e di proteggere il tendine di Achille da eccessivi stiramenti.

Un lavoro analogo è stato svolto da Gallozzi e Colli (1992) che, grazie all'elaborazione di riprese televisive di sportivi impegnati in competizioni ufficiali, hanno confrontato la tipologia e la durata delle azioni eseguite dagli uomini rispetto alle donne, con il risultato dell'adozione di soluzioni costruttive che differenziano le calzature usate dai due sessi, a differenza del passato quando le scarpe da donna erano solo le versioni più piccole delle scarpe da uomo.

Per iniziare, il piede femminile ha una forma diversa da quello maschile: oltre ad avere tendenzialmente il piede più piccolo, le donne tendono ad avere un tallone più stretto in proporzione all'avampiede e, calzando scarpe da ginnastica da uomo, si ha spesso lo scivolamento del tallone all'interno della calzatura, con conseguente instabilità e sfregamenti.

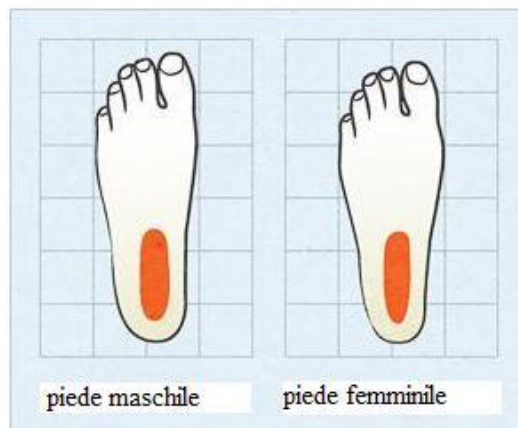


Figura 2.19: Differenze del tallone in rapporto all'avampiede, maschile e femminile.

Una seconda differenza tra i sessi è che le donne tendono ad essere più leggere rispetto agli uomini. Una delle funzioni chiave delle scarpe da corsa è quello di attenuare le forze d'urto sui piedi e gambe. Tuttavia, poiché l'ammortizzazione delle scarpe da corsa è sempre stata progettata con il peso degli uomini come riferimento, il materiale ammortizzante è spesso troppo denso per le donne. Come risultato, le donne non riescono a comprimere pienamente le parti ammortizzanti della scarpa con il risultato di non ottenere la massima ammortizzazione.



Figura 2.20: Diverso materiale ammortizzante utilizzato per calzature femminili.

In un campo più vicino alla bioingegneria, si collocano le conoscenze acquisite sulle interazioni piede – calzatura, grazie alla misura delle variabili cinematiche e dinamiche relative all'atleta in movimento e ai modelli sviluppati per la stima dei carichi muscolo scheletrici cui il suo corpo è sottoposto. La prevenzione degli infortuni, l'ottenimento della performance e del comfort, sono gli obiettivi che hanno caratterizzato la maggioranza degli studi presenti in letteratura.

Tra le problematiche che hanno maggiormente interessato i ricercatori di tutto il mondo ci sono: i carichi trasmessi e la stabilità dinamica (Reinshmidt, 2000).

L'intensità e la morfologia dei carichi esterni che sollecitano il sistema muscolo scheletrico è stata identificata, in passato, come una delle cause scatenanti di alcune patologie da sovraccarico (patologie del ginocchio, talagie, tendiniti, lombalgie, ecc.). La grandezza meccanica che permette di quantificare indirettamente queste interazioni, è la forza di reazione che il terreno sviluppa sulla suola della scarpa, per assicurare l'equilibrio dinamico dell'atleta in movimento.

Ogni sport è caratterizzato da valori massimi di reazione molto diversi: da 1.5 – 1.8 volte il peso corporeo nella marcia, a 8 – 10 volte nel salto in lungo. Queste osservazioni mettono chiaramente in evidenza che la calzatura deve essere progettata

al fine di rispondere alla sollecitazione biomeccanica cui è sottoposta e che è fortemente legata alla disciplina sportiva, sia per l'ampiezza del carico, sia per la direzione di applicazione.

Nella corsa le sollecitazioni più significative si verificano lungo l'asse verticale, mentre nel tennis, nel basket e nella pallavolo sono le componenti tangenziali a giocare un ruolo fondamentale (Lees, 1993).

La risposta dei produttori si è indirizzata verso il miglioramento delle capacità ammortizzanti della suola, spesso individuate dal termine inglese "cushioning". Purtroppo, non è semplice trovare una relazione univoca che leghi le caratteristiche meccaniche dei materiali costituenti una scarpa agli effetti prodotti sul movimento dell'atleta e alle sollecitazioni del suo sistema muscolo scheletrico. Si è rilevato sperimentalmente che, nella corsa, le proprietà della suola non modificano il tempo di appoggio e l'ampiezza del picco di impatto della componente verticale. Le calzature più ammortizzanti ritardano però il manifestarsi del picco con due benefici: l'atleta ha più tempo per attuare correzioni motorie volontarie, le sollecitazioni sono applicate al sistema muscolo scheletrico con gradiente meno elevato, potenzialmente meno traumatico. Una maggiore ammortizzazione si associa però a elevate deformazioni, introducendo una dannosa instabilità dell'appoggio.

A tutt'oggi, nonostante l'abbondanza delle ricerche condotte e le molteplici soluzioni costruttive proposte dalle aziende, si può affermare che il cushioning è oggettivamente poco correlato con l'insorgere di patologie nei corridori, ma sembra piuttosto influenzare il comfort e l'affaticamento muscolare (Reinshmidt, 2000).

La stabilità dinamica, cioè l'influenza che la calzatura ha sui movimenti fisiologici di pronazione e supinazione del piede in fase di appoggio, è un importante campo di interesse progettuale. L'evidenza epidemiologica ha infatti portato Clement e colleghi (1984) ad affermare che quando la pronazione eccede in modo significativo i 10° – 12° della normalità ed è associata a ripetizioni prolungate nel tempo, aumentano i rischi di patologie da sovraccarico.

L'indossare una calzatura cambia la posizione relativa del piede rispetto alla superficie di contatto, producendo significative modifiche della cinematica del retropiede. Poiché, nella maggioranza dei casi, il punto di contatto è il bordo laterale del tacco, all'impatto si origina un momento che, portando il piede in eversione,

agisce sull'ampiezza e la velocità angolare della pronazione; la presenza di intersuole ammortizzanti e la larghezza del tacco tendono ad aumentare il valore del momento.



Figura 2.21: Scarpa con midsole ammortizzante al momento di contatto con il suolo.

La maggior parte delle ricerche si è basata sulla misura dell'eversione del calcagno, assumendo tale variabile quale indicatore di pronazione nella prima fase dell'appoggio. Oltre all'ampiezza della pronazione, sono state prese in considerazione altre variabili: l'inclinazione della gamba rispetto al terreno, le velocità angolari con cui ruotano i segmenti corporei studiati.

La risposta dei costruttori al controllo della pronazione, si è manifestata con soluzioni atte a: migliorare la stabilità del contrafforte rispetto alla suola e differenziare la defromabilità della midsole tra porzione mediale e porzione laterale del tacco.

Il contrafforte, infatti, dovrebbe essere morbido e stabile, impedendo il movimento verticale o orizzontale del tallone e facendo sì che quest'ultimo segua lo stesso movimento della scarpa. Così facendo, ossia "imprigionando" il tallone nella scarpa, si contribuisce all'aumento dei bracci delle forze e, di conseguenza, all'incremento dei momenti ed alla variazione dell'angolo tra la superficie di contatto e l'arto.



Figura 2.22: Scarpa con contrafforte alto. a): al momento del contatto con il suolo.

b): durante il pieno appoggio del piede.



Figura 2.23: Scarpa con contrafforte basso. a): al momento del contatto con il suolo.

b): durante il pieno appoggio del piede.

Altri aspetti di interesse sono le molteplici funzioni che devono svolgere tomaia, midole e outsole, a volte tra loro contrastanti.

In particolare, la tomaia deve avvolgere e contenere il piede in modo funzionale, garantire zone di contrasto alle spinte laterali e deve essere priva di punti di conflitto (rigonfiamenti, cuciture, ecc.). In più deve flettersi in modo omogeneo, realizzare un corretto scambio termico e di umidità tra piede ed ambiente esterno e proteggere particolari zone anatomiche negli sport di contatto.

La lingua della calzatura inserita nel punto di chiusura della tomaia, inoltre, dovrebbe essere morbida ed imbottita così da proteggere dalla pressione dei lacci, i quali dovrebbero a loro volta permettere regolazioni individuali, in modo da essere comodi sul collo del piede.

L'intersuola deve rispondere in modo adeguato alla dinamica del movimento, deformandosi in modo funzionale alle esigenze del complesso articolare della

caviglie e deve flettersi in modo controllato, sia longitudinalmente, sia trasversalmente, in relazione alle esigenze di ogni sport.

L'outsole, invece, deve garantire un'adeguata aderenza al terreno rispetto ai movimenti di traslazione e rotazione.

Un'analisi condotta da Song et al. (2008) studia le relazioni tra la rigidezza dell'outsole e i cambiamenti delle pressioni plantari. In primo luogo, viene costruito un modello a elementi finiti (FE) di un piede umano (maschio, 27 anni, peso di 65 kg) senza anomalie né patologie, convalidato dal confronto dei picchi di pressione previsti e dal centro di pressione con le misure acquisite realmente. Successivamente vengono costruiti dei modelli FE di outsole (altezza = 33.5 mm) con differenti durezza: 58, 63 e 68 Shore A; per ottenere i moduli elastici delle differenti outsole è stata analizzata la pendenza delle curve di tensione – deformazione sotto compressione (Cheung et al., 2005). Al modello del piede, con outsole di durezza 58, viene applicata una forza di 325 N (1/2 del peso corporeo) e le pressioni plantari, nelle differenti zone del piede, sono state normalizzate. I risultati mostrano che i cambiamenti percentuali dei picchi di pressione nella zona di contatto (Peak Contact Pressure o PCP) sono 3.68%, 0.87% e 1.00%, 0.02% rispettivamente nella zona delle falangi e dei metatarsi, con durezza 63 e 68 Shore A. Al contrario, nella zona del retro-piede, il PCP decresce del 4.83% e dell'1.08%, sempre in riferimento alle durezza di 63 e 68 Shore A.

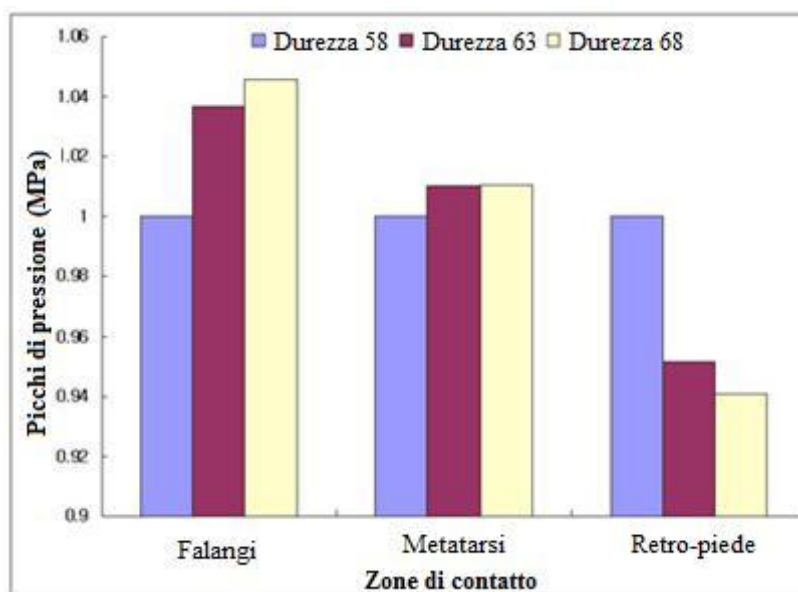


Figura 2.24: Picchi di pressione nelle zone di contatto: delle falangi, dei metatarsi e del retro-piede; in relazione alle diverse durezza di outsole.

Questi risultati suggeriscono che pazienti con disturbi e problemi nella parte anteriore del piede (falangi e zona metatarsale) abbiano bisogno di calzature con outsole morbide, viceversa, pazienti affetti da patologie del retro-piede necessitano di scarpe con outsole rigida.

Altro fattore di importanza fondamentale è la resistenza all'usura di ciascuno dei componenti dell'outsole e delle soluzioni adottate per il loro assemblaggio.

## **2.4 Prevedere la comodità di una calzatura**

Studi passati hanno mostrato come le scarpe che non si adattano completamente al piede siano la prima causa di diverse patologie dell'arto inferiore ( Clarks, 1989; Rossi e Tennant, 2000).

Nell'industria calzaturiera, la scarpa viene caratterizzata in base alla sua lunghezza (a volte anche in base alla larghezza della pianta); tuttavia, per selezionare un paio di scarpe che si adattino il più possibile al piede di una persona, si dovrebbero considerare più caratteristiche rispetto alla sola lunghezza, poiché le persone hanno diverse forme di piede (largo piuttosto che stretto, magro piuttosto che grasso, con arco accentuato o meno); pertanto, vi è la necessità di un sistema che possa soddisfare la richiesta di scarpe su misura.

La forma, o last, della scarpa, è un modello tridimensionale del piede su cui vengono adattate le varie componenti della scarpa, è il "cuore" della calzatura in quanto prevalentemente ne determina la forma, la vestibilità ed il comfort. Lo studio condotto da Shi et al., (2009) si concentra in maniera specifica sulla progettazione di forme di calzature su misura, che diventa possibile grazie al rapido sviluppo avvenuto negli ultimi anni della tecnologia del design computerizzato di produzione avvalendosi di strumenti come Computer – Aided Design (CAD) e Computer – Aided Manufacturing (CAM).

L'obiettivo di questo studio è quello di proporre un sistema CAD utilizzabile nelle industrie calzaturiere per la personalizzazione delle calzature stesse.

Dal momento che l'estetica della scarpa è generalmente il primo elemento che attira i clienti, mentre la buona calzabilità è molto importante per il comfort del piede e per



la salute, l'obiettivo primario del sistema CAD è principalmente quello di progettare forme di scarpe su misura in base alla fisionomia più adatta, senza trascurare aspetti di design.

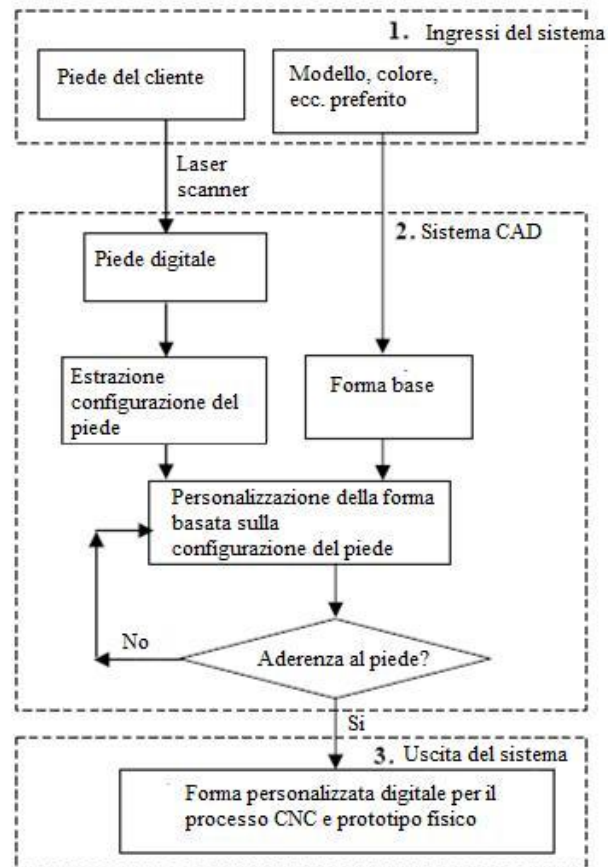


Figura 2.25: Procedura del sistema CAD.

Per raggiungere tale scopo, la procedura CAD inizia con la selezione da parte del cliente del modello preferito (compreso colore e materiali) dall' enorme banca dati digitale di scarpe e, al tempo stesso, i piedi vengono sottoposti ad una scansione nel giro di pochi secondi tramite lo scanner YETI™ per piedi.



Figura 2.26: Scanner YETI™ appositamente per piedi.

Una volta scelto il modello preferito dal database, viene determinata la forma base corrispondente alla scarpa scelta, ma questa probabilmente non si adatta al piede del cliente per quanto riguarda la taglia, o la forma; quindi il last di base deve essere ricostruito per combaciare al piede stesso.

Per fare ciò, le caratteristiche principali del piede devono essere prima estratte dall'immagine acquisita mediante lo scanner, che consiste in circa 90.000 punti tridimensionali per un piede lungo 23 centimetri (numero 40 nella convenzione europea).

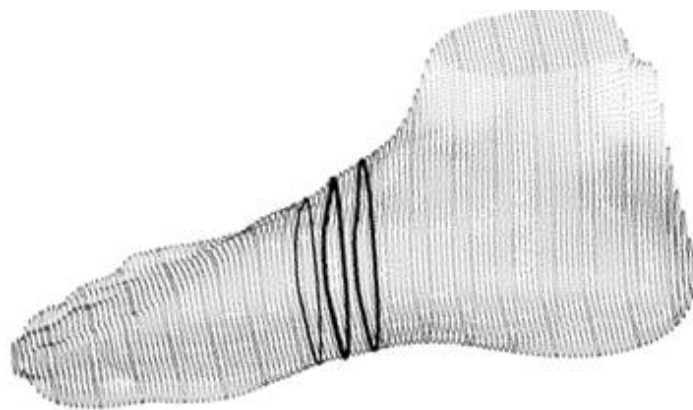


Figura 2.27: Immagine di un piede sottoposto a scansione con una “nuvola” di punti disposti in diversi piani paralleli con un intervallo di 1 mm.

In seguito vengono identificati 18 parametri chiave:

- 5 lunghezze: lunghezza del piede, lunghezza dell'arco, dal tallone al malleolo mediale, dal tallone al malleolo laterale, dal tallone al quinto dito.
- 4 larghezze: larghezza del piede, larghezza del tallone, larghezza tra i due malleoli, larghezza a metà piede.
- 3 altezze: altezza tra suolo e malleolo mediale, tra suolo e malleolo laterale e altezza a metà piede.
- 6 circonferenze: circonferenza della palla del piede, della parte più stretta, circonferenza lunga e corta del tallone, circonferenza della caviglia, circonferenza della parte centrale del piede.

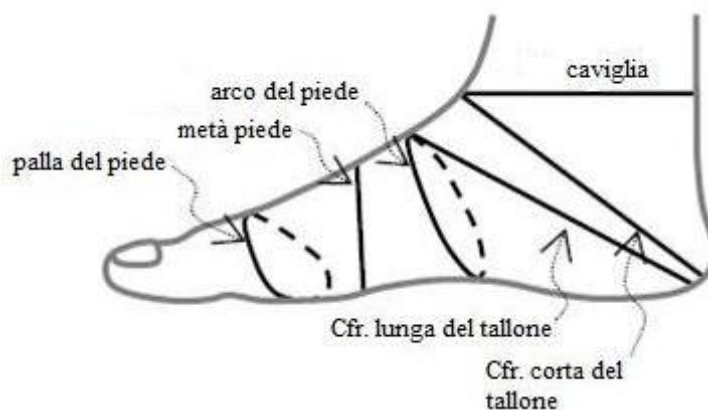


Figura 2.28: Le sei circonferenze del piede.

Dal momento che i calcoli delle lunghezze, delle larghezze e delle altezze dipendono dagli assi di riferimento, inclinati secondo l'orientamento del piede durante la scansione, questi vengono automaticamente allineati per non causare errori: l'asse X è nella direzione della larghezza, l'asse Y nella direzione della lunghezza e l'asse Z in quella dell'altezza; il piano XY è posto sotto al piede e l'origine degli assi nel punto più remoto del tallone. Per la misurazione delle circonferenze viene invece utilizzata una superficie bidimensionale convessa per poter tenere conto dei contorni non uniformi del piede e per simulare la misurazione manuale che avviene nelle industrie calzaturiere.

La superficie curva convessa ( $H_{convessa}$ ) è il più piccolo insieme convesso che contiene un gruppo (P) di punti discreti ( $p_i$ ) e può essere rappresentata matematicamente dall'equazione:

$$H_{convessa}(P) = \{ \sum_{i=1}^k \alpha_i p_i \mid p_i \in P, \alpha_i \in \mathbb{R}, \alpha_i \geq 0, \sum_{i=1}^k \alpha_k = 1 \} \quad (\text{Zhao et al, 2008})$$

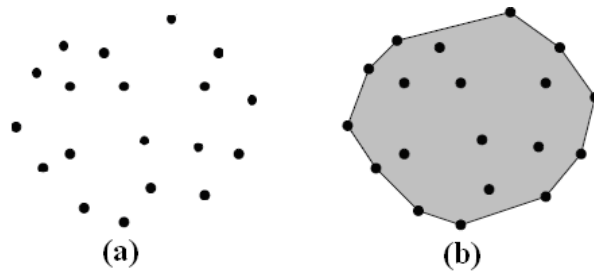


Figura 2.29: a): Un gruppo di punti. b): La superficie bidimensionale convessa relativa ai punti per la misurazione delle circonferenze del piede.

Dopo aver estratto le 18 caratteristiche dall'immagine del piede, vengono stabiliti i parametri per il disegno della forma ideale della calzatura che vengono accuratamente utilizzati per la ricostruzione della forma ultima personalizzata, a partire da quella base, partendo in primo luogo dall'adattamento della taglia, in modo da minimizzare le differenze nelle larghezze; il secondo passaggio avviene dopo il corretto allineamento del piede tridimensionale (immagine acquisita tramite scanner), applicando uno dei più popolari metodi in CAD per il disegno di superfici complesse, NURBS (Non-Uniform Rational B-Spline) in grado di modificare localmente le regioni/superfici del last della calzatura (Hu et al., 2001).

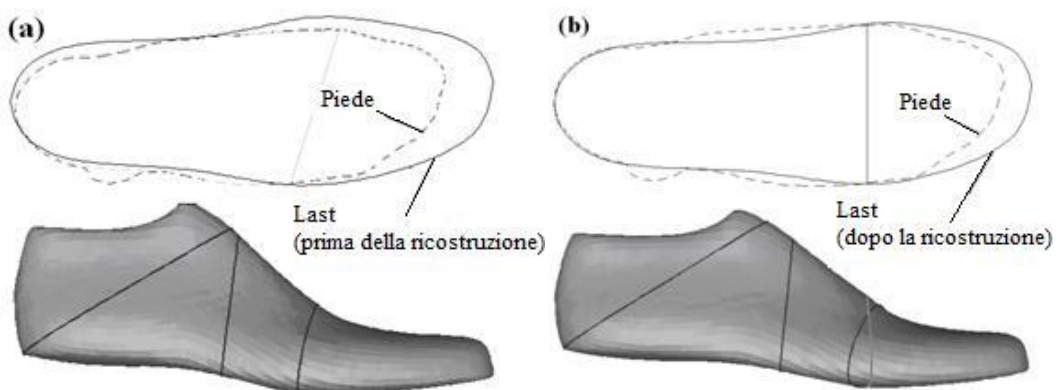


Figura 2.30: Last di calzatura. a): forma base prima della ricostruzione.  
b): forma personalizzata dopo la ricostruzione.

Prima di inviare il last digitale personalizzato alla macchina a controllo numerico computerizzato (Computer Numerical Control o CNC) per ottenere il modello fisico, bisogna valutare l'adattamento finale tra il piede scansionato e la forma personalizzata. A questo scopo lo studio, svolto da Shi et al. (2009), prevede che si fornisca una mappa che identifichi e mostri direttamente gli errori di adattamento mediante sfumature di colori. L'errore viene definito come la differenza dimensionale tra un punto della superficie del last e la regione più vicina del piede lungo la normale della superficie del last, dopo un appropriato allineamento.

Una differenza positiva (+) indica dove la superficie della forma è larga rispetto al piede, mentre una differenza negativa (-) indica dove la forma è troppo stretta. Se queste differenze, in alcune regioni del last, eccedono una specifica soglia di tolleranza, bisogna applicare una nuova deformazione locale ed un nuovo adattamento finché non si rientri nei limiti accettabili (vedi Figura 2.31).

Una volta che la mappa colorata mostra che la forma digitale si adatta correttamente al piede, allora quest'ultima può essere inviata alla macchina CNC che ne farà il modello fisico per la produzione della scarpa su misura.

Lo scopo di questo studio, grazie ai continui miglioramenti del sistema CAD, è quello di poter applicare all'industria calzaturiera una procedura rapida per la modellazione che consenta la produzione di scarpe su misura che siano alla moda e che seguano i gusti del cliente, ma soprattutto che aderiscano al meglio al piede di quest'ultimo, aumentandone sia la soddisfazione che la salute.

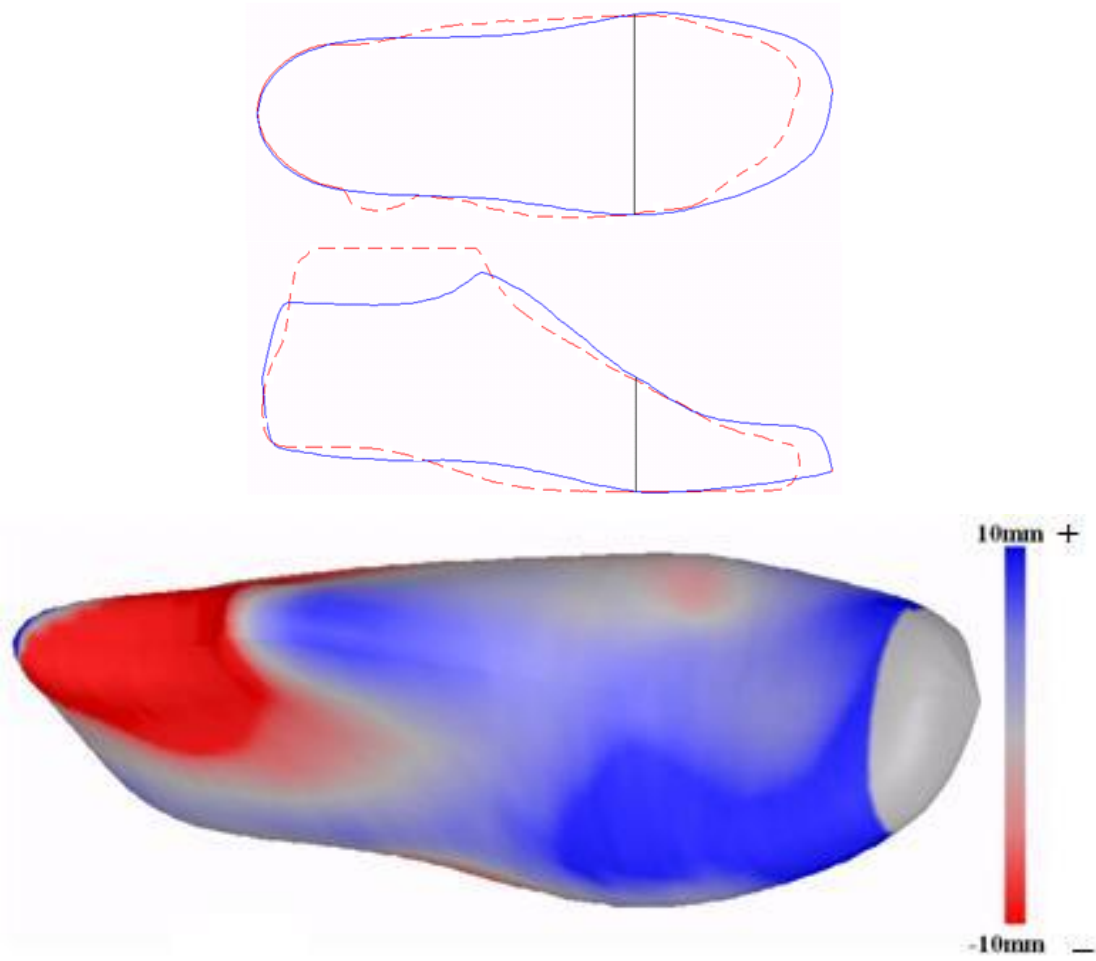


Figura 2.31: Allineamento piede-last (figure sopra).  
Mappa degli errori di adattamento sulla superficie del last (figura sotto).

## **Bibliografia Secondo Capitolo:**

AA. VV., “Manuale di calceologia”, Consorzio centro Veneto calzaturiero, 1991.

E. Y. L. Au, R. S. Goonetilleke, “A psychophysical model for predicting footwear fit”, VECIMS, 2009.

Barefoot science, “Foot strengthening system”, 2007.

S. Butdee, K. Tangchaidee, “Formulation of 3D shoe size using scanning camera and CAD modeling”, Journal of achievements in materials and manufacturing engineering, Vol. 31, 2008.

A. Cappello, A. Cappozzo, P. E. di Prampero, “Bioingegneria della postura e del movimento”, Pàtron editore, 2003, Bologna.

P. Goldoni, “La scarpa al microscopio”, Professione fitness, 2001.

S. H. Kim, K. H. Shin, W. Chung, “A method for modifying a surface model with non – uniformly scattered displacement constraints for shoe sole design”, Advances in engineering software 39, 2008, pp. 713 – 724.

T. G. McPoil, “Athletic footwear: design, performance and selection issues”, Journal of science and medicine in sport 3, 2000, pp. 260 – 267.

N. Shi, S. Yi, S. Xiong, Z. Jiang, “A CAD system for shoe last customization”, International joint conference on computational sciences and optimization, 2009.

D. R. Song, W. M. Chen, J. P. Moon, C. K. Eun, W. J. Shin, S. J. Lee, “Finite element analysis on foot pressure changes in relation to outsole hardness”, I – FAB congress, 2008.

C. S. Wang, T. R. Chang, M. C. Lin, “A systematic approach in shoe last design for human feet”, 2008.

[www.politecnicocalzaturiero.it](http://www.politecnicocalzaturiero.it)

[www.shoeguide.org/Shoe\\_Anatomy](http://www.shoeguide.org/Shoe_Anatomy)

[www.totalfootandankle.com](http://www.totalfootandankle.com)

[www.vannacalzature.it](http://www.vannacalzature.it)



# CAPITOLO TERZO

## MATERIALI COSTITUENTI LA CALZATURA

### 3.1 Materiali costituenti le calzature sportive

Negli anni, le scarpe da ginnastica hanno subito notevoli modifiche, cambiamenti e miglioramenti, ma hanno mantenuto delle caratteristiche fondamentali:

- Il battistrada è generalmente fatto in gomma cristallina amalgamata con carbonio, o materiali simili, in grado di resistere alle intemperie dell'ambiente esterno e all'abrasione.
- La midsole è considerata la parte più importante della calzatura, dal momento che apporta stabilità all'intero sistema e che al suo interno sono contenuti i diversi sistemi di cushioning. I materiali più comunemente utilizzati sono l'Etilene Vinil Acetato (EVA), il poliuretano (PU) o una combinazione dei due. Spesso la midsole è composta da due strati con differente densità; lo strato più interno con densità maggiore serve a limitare la pronazione del piede.
- La tomaia, cioè la parte della scarpa che riveste il piede, può essere sia in cuoio, ma generalmente in materiali sintetici che risultano essere più leggeri e traspiranti, in modo da ridurre il calore all'interno della calzatura.

La linguetta della tomaia dovrebbe essere imbottita per attutire la parte superiore del piede dalle pressioni dell'allacciatura; spesso anche la parte posteriore della tomaia, in corrispondenza con il contrafforte risulta imbottita in modo da prevenire irritazioni al tendine di Achille.

In questo capitolo verranno analizzate principalmente le proprietà relative ai materiali costituenti le midsole e le outsole delle calzature sportive, valutandone i

loro comportamenti in risposta agli urti e alle sollecitazioni che vengono loro impresse durante l'attività della corsa.

Un paio di scarpe sportive può essere tagliato a metà per studiare i diversi spessori dei materiali che lo costituiscono. In questo modo è possibile vedere come, ad esempio, la midsole abbia uno spessore differente nella zona anteriore rispetto alla parte posteriore della calzatura.

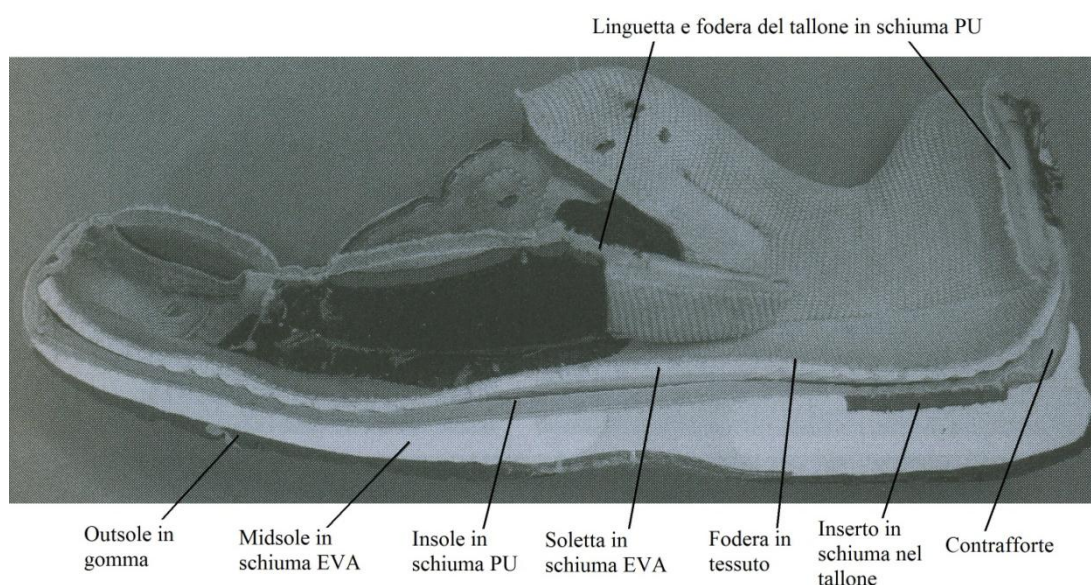


Figura 3.1: Sezione di una scarpa da ginnastica che mostra le componenti principali.

L'ammortizzamento degli urti nella maggior parte delle scarpe sportive è dovuto alla schiuma in EVA di cui è composta la midsole; in altre calzature, però, questa può includere al suo interno:

- larghe “bolle d'aria”, come nel caso di Nike, che effettivamente contengono del gas  $SF_6$  come inserto nella schiuma principale (US patent 4219945). Le capsule in gomma poliuretanic (PU) servono a prevenire la diffusione all'esterno di questo gas, anche se, con l'usura della calzatura, si è notato che l'aria propaga all'interno di tali capsule per ristabilirne la pressione iniziale.

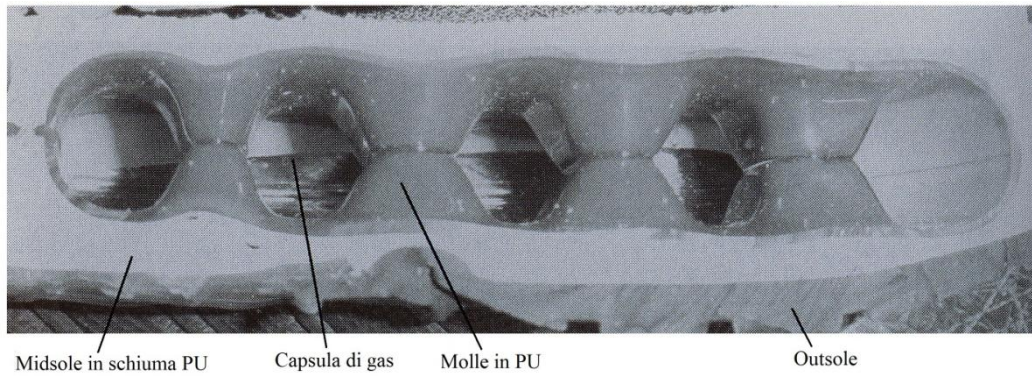


Figura 3.2: Sezione longitudinale nella regione posteriore della scarpa.

- inserto in gel, ad esempio in calzature Asics, nella zona posteriore del tallone.
- molle in schiuma poliuretana, tecnologia utilizzata da Nike.

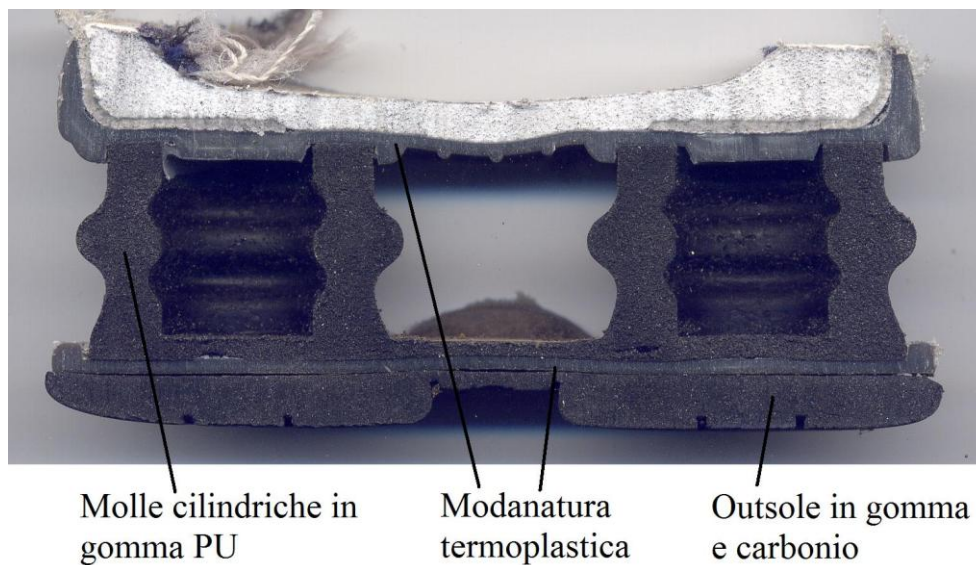


Figura 3.3: Sezione longitudinale delle molle di ammortizzamento nella zona del tallone.

Esistono pertanto numerose varianti alla struttura della midsole. Nei paragrafi successivi verranno analizzati i materiali sopraccitati, tenendo presente la loro vasta diffusione e ampie possibilità d'impiego anche in combinazione con altri materiali o in particolari conformazioni strutturali.

### 3.2 Etilene Vinil Acetato – EVA

Il copolimero di EVA fa parte della famiglia delle poliolefine che comprende anche i polimeri termoplastici, come per esempio i polietileni e i polipropileni a bassa – , media – , ed alta – densità. Le poliolefine vengono caratterizzate in base alla loro durezza, elasticità e resistenza all’abrasione e a diversi fattori chimici (Park, 1991).

L’EVA è un copolimero random, ottenuto dalla copolimerrizzazione dell’etilene (E), in particolare il polietilene a bassa densità (Low Density PolyEthylene o LDPE), con l’acetato di vinile (VA). La copolimerizzazione viene effettuata in condizioni di altissima pressione.

Il polietilene (Brandrup e Immergut, 1975), (PE), è un materiale termoplastico semicristallino con una temperatura di transizione che varia da un massimo di circa 135°C, a un minimo di circa 110°C; ha anche una temperatura di transizione vetrosa (circa -110°C) che gli conferisce buone proprietà meccaniche, inclusa l’elasticità e la resistenza agli urti, alle basse temperature.

Di seguito vengono riportate le diverse proprietà del polietilene a bassa densità (LDPE), dell’acetato di vinile (VA) e il loro copolimero: l’etilene vinil acetato (EVA).

Proprietà	LDPE	VA	EVA
Densità (kg/m <sup>3</sup> )	910–925	1050–1280	930–950 (9–29% VA)
Punto di fusione (°C)	122–124	–	47–100 (9–40% VA)
Temperatura di rammollimento (°C)	–	35–50	–
Allungamento a rottura (%)	150–600	10–20	300–750
Resistenza a trazione (MPa)	22–31	29.4–49	15–28
Coeff. di dilatazione termica (K <sup>-1</sup> )	10 × 10 <sup>-5</sup>	7–22 × 10 <sup>-5</sup>	16–25 × 10 <sup>-5</sup>

Tabella 3.1: Proprietà del polietilene a bassa densità (LDPE), del vinil acetato (VA) e dell’etilene vinil acetato (EVA).

La struttura chimica del copolimero EVA consiste in una distribuzione casuale delle unità di etilene e acetate di vinile, dove usualmente le componenti minori sono le unità di VA.

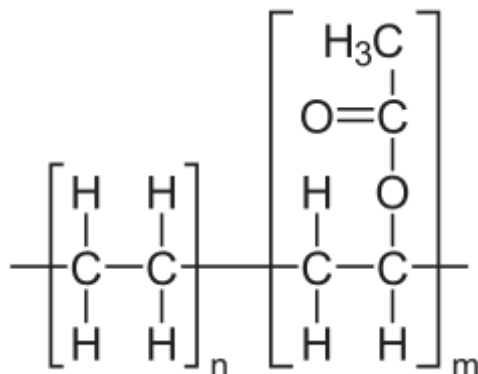


Figura 3.4: Struttura chimica dell'etilene vinil acetato.

Ci sono molti differenti tipi di EVA commercialmente disponibili, in quanto basta variare il contenuto di VA per modificarne le proprietà: la presenza dell'acetato di vinile riduce, infatti, la cristallinità dell'etilene, poiché le unità di VA rompono i legami della struttura cristallina di quest'ultimo. Se la percentuale di VA supera il 40%, la cristallinità del copolimero risulta nettamente ridotta e la sua struttura diventa completamente amorfa (Nielsen, 1960; DuPont, 1997). Questa riduzione del grado di cristallinità porta a un miglioramento della sua elasticità, nitidezza, resistenza agli urti e alla riduzione della sua durezza (Charrier, 1990; Samsung, 1999); inoltre, la percentuale di VA aumenta la polarità nel copolimero di EVA che a sua volta migliora la sua compatibilità e la sua adesione con alcuni tipi di plastificanti e agenti espandenti ed incrementa la sua permeabilità al vapore acqueo.

Le schiume di EVA utilizzate nelle midsole delle calzature sportive, che generalmente contengono dal 18% al 22% di VA, vengono prodotte principalmente mediante due differenti processi chimico – industriali: processi di stampaggio per compressione e processi di stampaggio ad iniezione; la schiuma risultante da ciascun processo è chiamata “Phylon” o “Injection Phylon” (IP).

Nella tabella sono riportate le quantità dei diversi materiali che compongono la generica schiuma di EVA contenente il 18% di acetato di vinile; la sigla “phr” denota i grammi di componenti in 100 gr. di resina a secco (Samsung, 1999).

Componenti:	Quantità (phr):
EVA	95
Gomma	5
Agenti leganti	0.75
Schiumogeno	4
Acido stearico	1
Ossido di zinco (ZnO)	1
Stearato di calcio	1
Carbonato di magnesio (MgCO <sub>3</sub> )	8
Diossido di titanio (TiO <sub>2</sub> )	1

Tabella 3.2: Diversi materiali componenti la generica schiuma di EVA, con le rispettive quantità.

In questo studio vengono presi in esame cinque campioni di EVA con differenti densità (riportate nella tabella sottostante), a loro volta valutati in tre gruppi: EVA108, EVA150 e EVA265, dove EVA150 fa riferimento a EVA146, EVA151 e EVA152.

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 3.3: Cinque campioni di EVA con diverse densità, presi in esame nello studio successivo.

Analisi qualitative della micrografia (Verdejo, 2003) hanno evidenziato una struttura a cellule chiuse, con le seguenti caratteristiche: tutti i campioni hanno cellule appiattite vicino alla zona superiore ed inferiore dello strato, in particolare nel caso delle calzature sportive, nelle zone limitrofe ad outsole ed insole. Le cellule vicine a queste zone risultano allungate nella direzione perpendicolare allo spessore, conferendogli una struttura anisotropa.

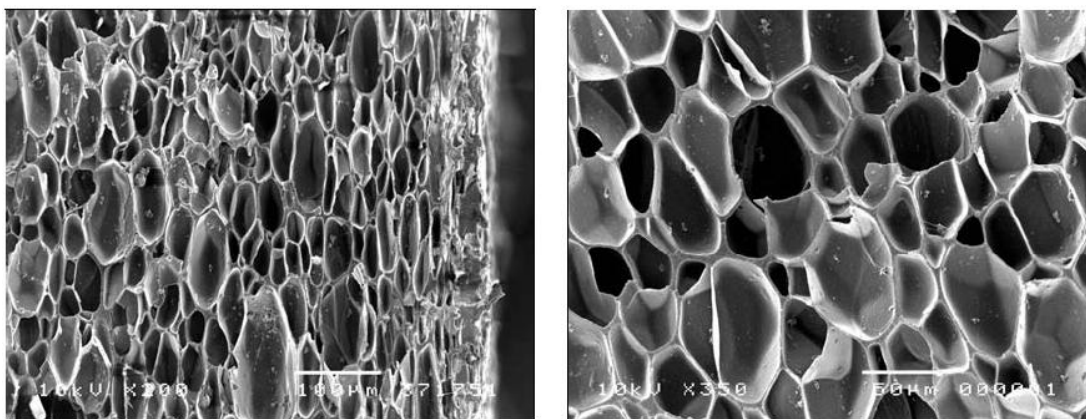


Figura 3.5: Micrografia di schiuma EVA di scarpe sportive. Direzione orizzontale: spessore della suola; direzione verticale: lunghezza della suola.

a): vicino alla superficie inferiore, outsole. b): al centro della midsole.

Tutti i campioni hanno coefficiente di anisotropia maggiore dell'unità, il quale influenza largamente le loro proprietà meccaniche, come per esempio il modulo di Young, e che verrà tenuto in considerazione nelle analisi seguenti.

Caratteristiche macroscopiche delle schiume di EVA studiate negli esperimenti condotti da R. Verdejo (2003) per analizzarne le proprietà ammortizzanti nelle calzature sportive:

- Densità:

È una delle caratteristiche più importanti, dal momento che influenza fortemente le proprietà meccaniche dei materiali.

La densità delle diverse schiume viene misurata utilizzando un Densimetro Elettronico (ED120T) che si basa sul principio di Archimede, ovvero sulla spinta verso l'alto che un corpo immerso in un liquido riceve.

Dalle misurazioni della densità, possono essere determinate le relative proporzioni in ogni strato del corrispettivo materiale: una schiuma ad alta densità ha una percentuale di gas all'interno maggiore rispetto a una con bassa densità.

- Termoanalisi dinamico/meccanica (DMTA):

Questa analisi serve a misurare la deformazione di un campione, variando la forza che agisce su questo. Da questo test è possibile, quindi, ottenere simultaneamente sia il modulo elastico, che lo smorzamento meccanico.

Le proprietà dinamico – meccaniche sono descritte in termini di modulo elastico ( $E'$ , storage modulus) e modulo viscoso ( $E''$ , loss modulus), che sono rispettivamente la parte reale ed immaginaria del modulo complesso dinamico  $E^*$ , e di tangente di perdita ( $\tan \delta$ ), relazionate tra loro dalle seguenti equazioni:

$$E^* = \sigma/\varepsilon$$

$$E' = E^* \cos \delta$$

$$E'' = E^* \sin \delta$$

$$\tan \delta = E''/E'$$

In tutti i campioni, il modulo elastico ( $E'$ ) decresce rapidamente attorno allo  $0^\circ\text{C}$ , a causa della transizione dallo stato vetroso allo stato “gommoso”, seguito da un rallentamento (plateau gommoso) a  $10^5$  Pa, comportamento tipico dei materiali termoplastici.

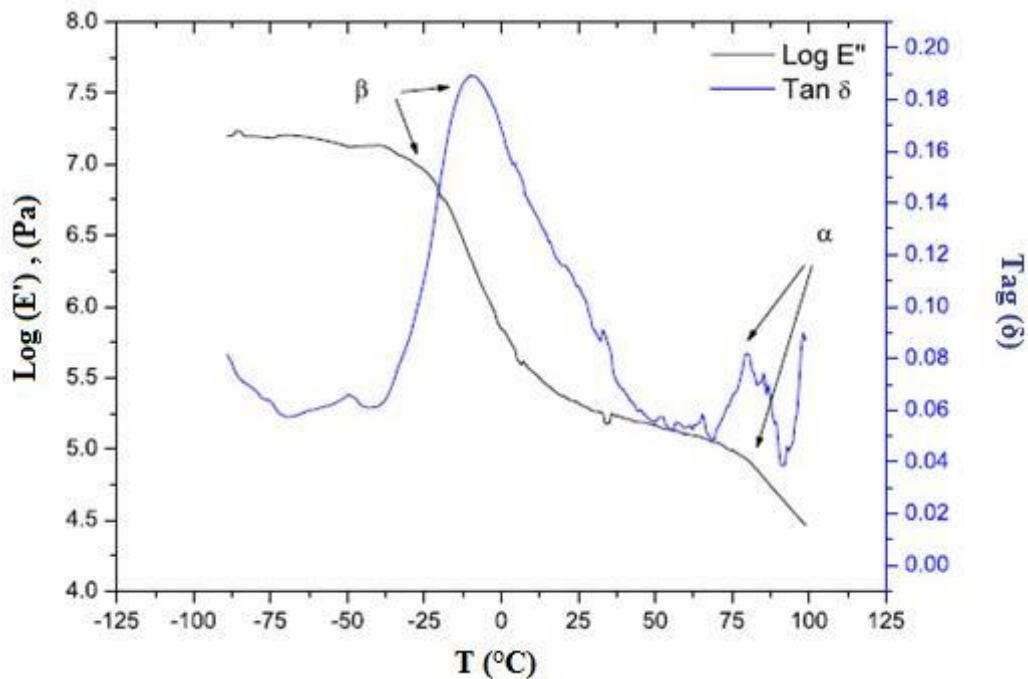


Figura 3.6: Risultati del DMTA per EVA152, con segnalate le principale transizioni.

L'indicazione  $\alpha$  indica il punto di fusione, mentre  $\beta$  indica la transizione vetrosa.



La temperatura di transizione vetrosa ( $T_g$ ) viene misurata in corrispondenza al massimo valore della  $\tan \delta$ , e per i campioni di EVA presi in esame vale -8.9, -7.4, -7.5, -7.4, -7.2 rispettivamente per EVA108, EVA146, EVA151, EVA152, EVA265.

- Creep:

Il creep è la variazione delle dimensioni a causa di una sollecitazione a compressione costante nel tempo, il che consiste nel misurare la deformazione del campione nel tempo, mentre a questo viene applicato un carico costante.

L'analisi in esame viene eseguita su un cubetto  $12 \times 12 \times 12 \text{ mm}^3$  di campione, con differenti sollecitazioni applicate, dai 50 ai 500 kPa, e a diverse temperature, per un periodo di tempo di 24 ore. L'orientazione del campione è la stessa di quella che avrebbe il campione all'interno della calzatura, con la sollecitazione in compressione secondo una direzione parallela allo spessore dell'intersuola.

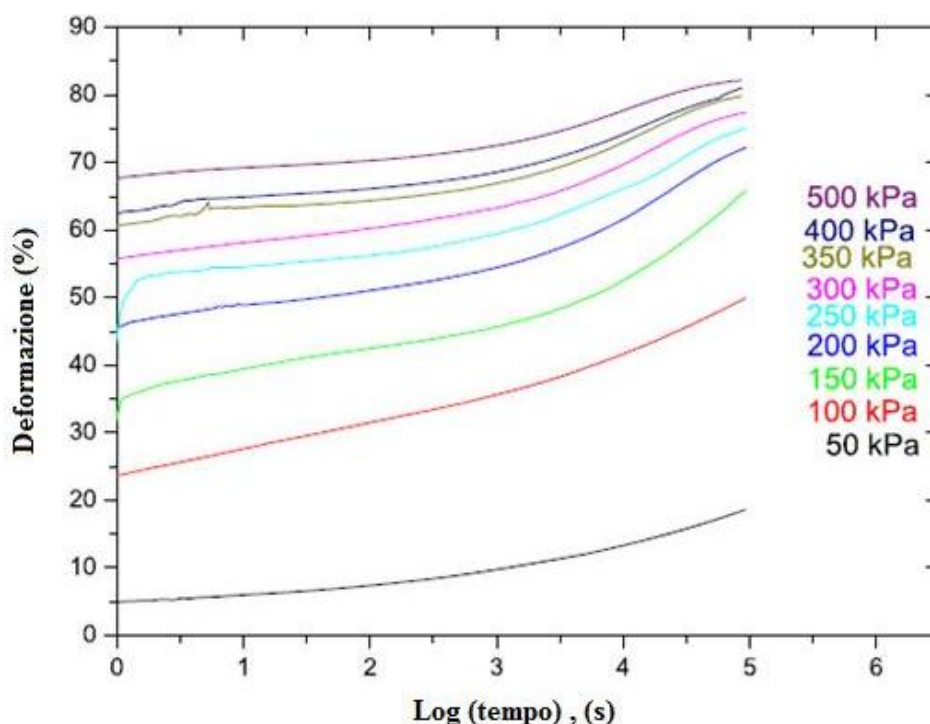


Figura 3.7: Grafico del creep per EVA146, alla temperatura di 35°C, sollecitata con differenti carichi a compressione.

Le deformazioni subite dai vari campioni a causa della stessa tensione applicata, decresce all'aumentare della densità; nella figura sottostante si vede come il campione di EVA265 subisce la deformazione minore.

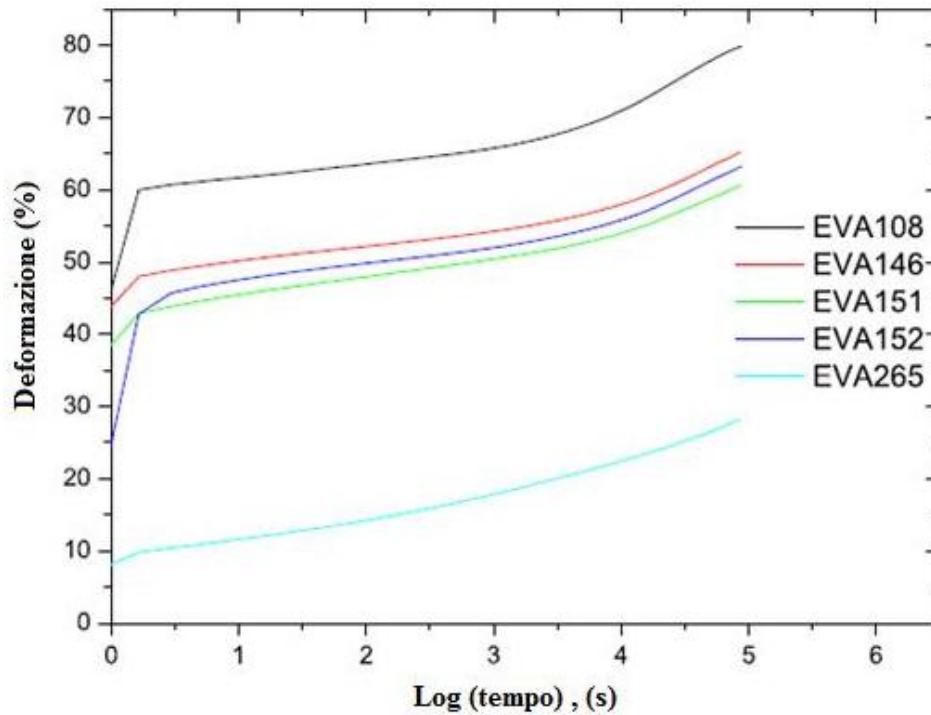


Figura 3.8: Grafico del creep per i diversi campioni, con tensione pari 330 kPa e temperatura di 20°C

Ad una data sollecitazione, la deformazione della schiuma presa in esame cresce con la temperatura che porta ad una riduzione del volume delle cellule interne (vedere Figura 3.9).

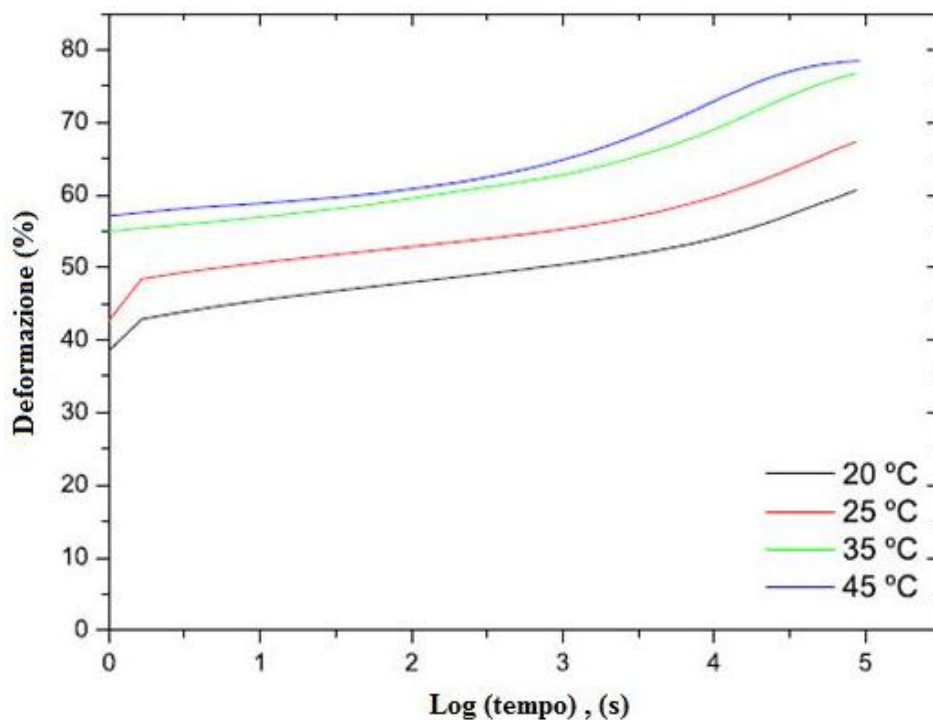


Figura 3.9: Grafico del creep per EVA151, con tensione pari a 300kPa e differenti temperature.

Dopo aver misurato il valore di creep per tensioni pari a 400 e 500 kPa, vengono effettuate le misurazioni del recupero del materiale: tutti i campioni presentano il medesimo comportamento, con un lento processo di ripresa all'inizio mentre il recupero vero e proprio comincia dopo  $10^3$  s, questo suggerisce che il principale fattore di controllo del grado di recupero sia la diffusione del gas all'interno delle cellule (Mills e Rodriguez-Perez, 2001).

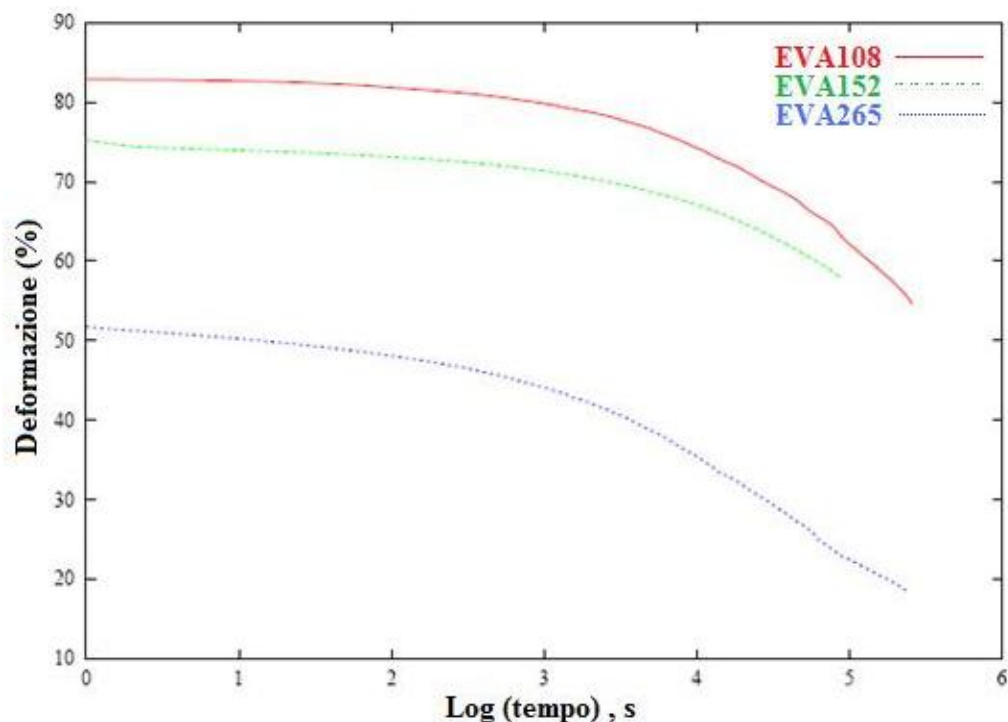


Figura 3.10: Recupero dei campioni di materiale dopo creep alla temperatura di 35°C.

- Risposta agli urti:

Questo test viene effettuato per misurare le proprietà di assorbimento degli urti delle midsole delle scarpe sportive e viene largamente utilizzato dai produttori di calzature. Si basa sull'uso di una massa lasciata cadere da una certa altezza che ha lo scopo di generare dei picchi delle forze di compressione, che sono paragonabili a quelli subiti da un'intersuola vera e propria. I risultati vengono quindi analizzati come funzioni della densità e in base al numero degli impatti.

Lo strumento utilizzato per effettuare l'analisi consiste di tra componenti principali: un motore elettrico, una camma ed un braccio oscillante. La camma, connessa al motore da una cinghia di trasmissione, lentamente abbassa un'estremità del braccio, che subito dopo rilascia.

Questa procedura richiede un peso che cada verticalmente, da un'altezza fissata, sul campione di EVA con un'energia cinetica di impatto pari a 5.0 J ed una frequenza di 1.75 Hz; all'estremità del braccio oscillante si trova una piastra in alluminio con peso di  $309.4 \pm 0.1$  g e volume  $75 \times 75 \times 21$  mm<sup>3</sup>. La distanza massima tra la piastra di impatto e la superficie di carico è di 54 mm, che si riduce a 42 mm quando il campione viene urtato.

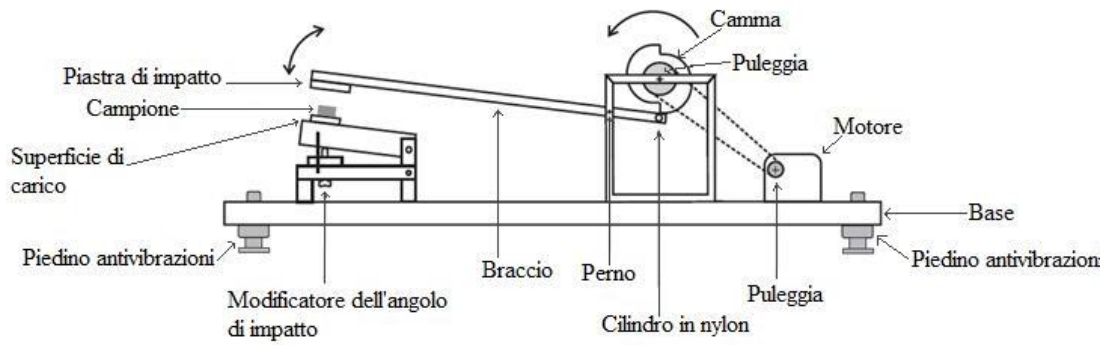


Figura 3.11: Rappresentazione della macchina per il test della risposta agli urti.

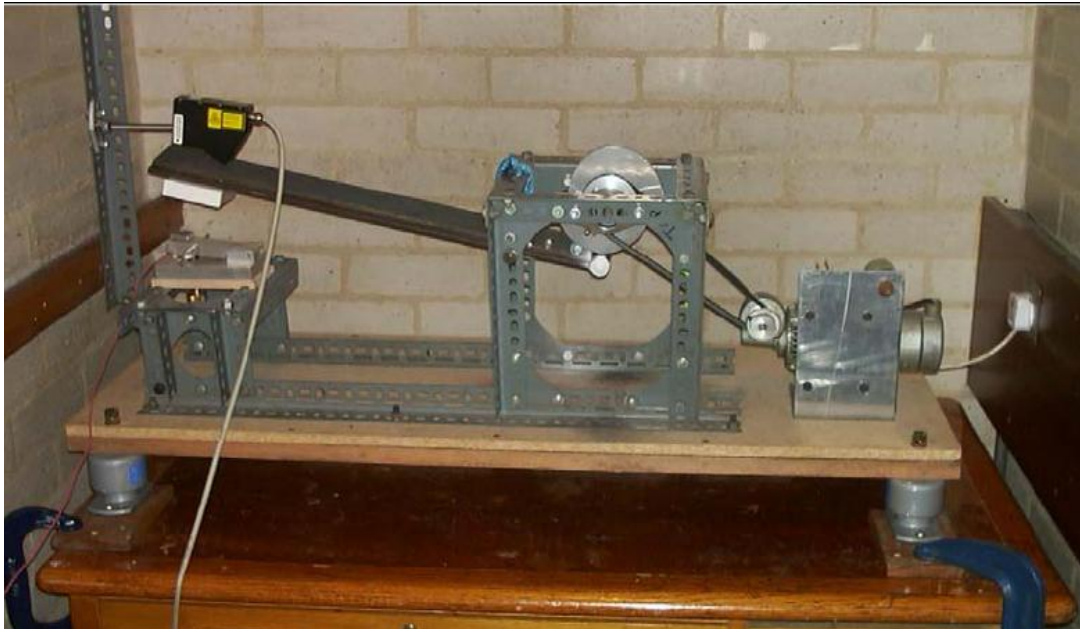


Figura 3.12: Macchina per il test della risposta agli urti.

Il campione ha un'area di  $20 \times 20 \text{ mm}^2$  ed un'altezza di 12 mm, e il suo comportamento è strettamente dipendente dalla sua densità, dipendenza visibile anche dal grafico, dove si nota che la pendenza della regione lineare diventa più ripida all'aumentare della densità ed in genere aumenta anche l'energia media assorbita (Park, 1991).

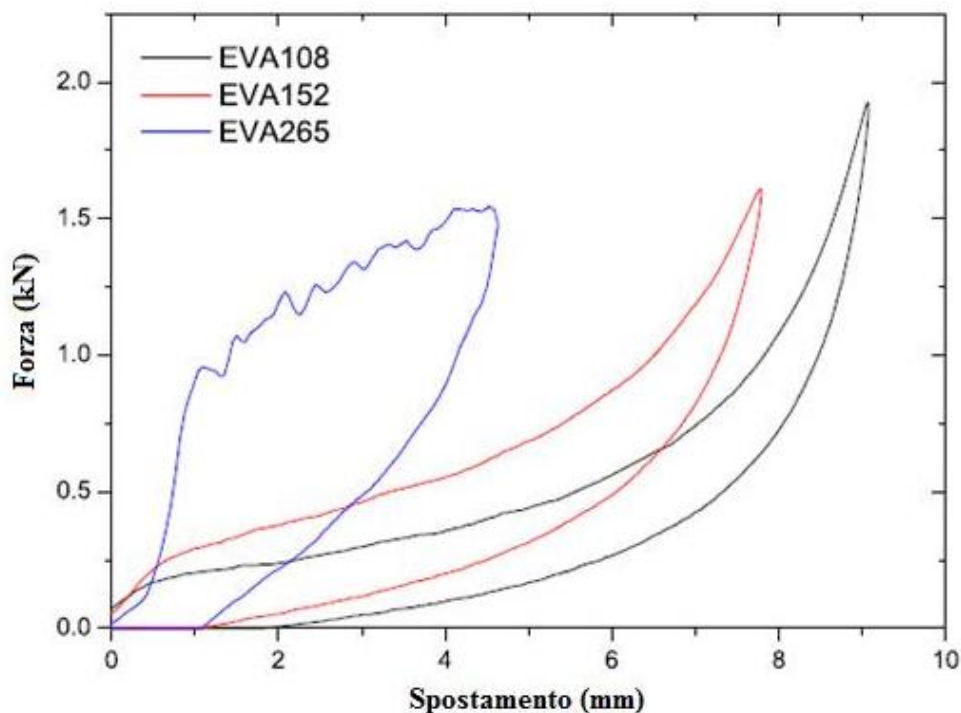


Figura 3.13: Comportamento elasto – plastico al primo impatto.

Le curve elasto – plastiche, di Figura 3.14, dei diversi campioni mostrano, dal primo ai successivi urti, un cambiamento caratteristico della forma, meno evidente nel campione di EVA108 che, grazie alla sua bassa densità, si deforma di più e più rapidamente. Il primo impatto mostra chiaramente una tensione di snervamento, seguito da una regione di deformazione plastica; questo comportamento non si osserva negli urti successivi, dove non è presente alcuna tensione di snervamento. La curva di scarico è molto vicina a quella di carico, denotando un piccolo assorbimento di energia durante il ciclo.

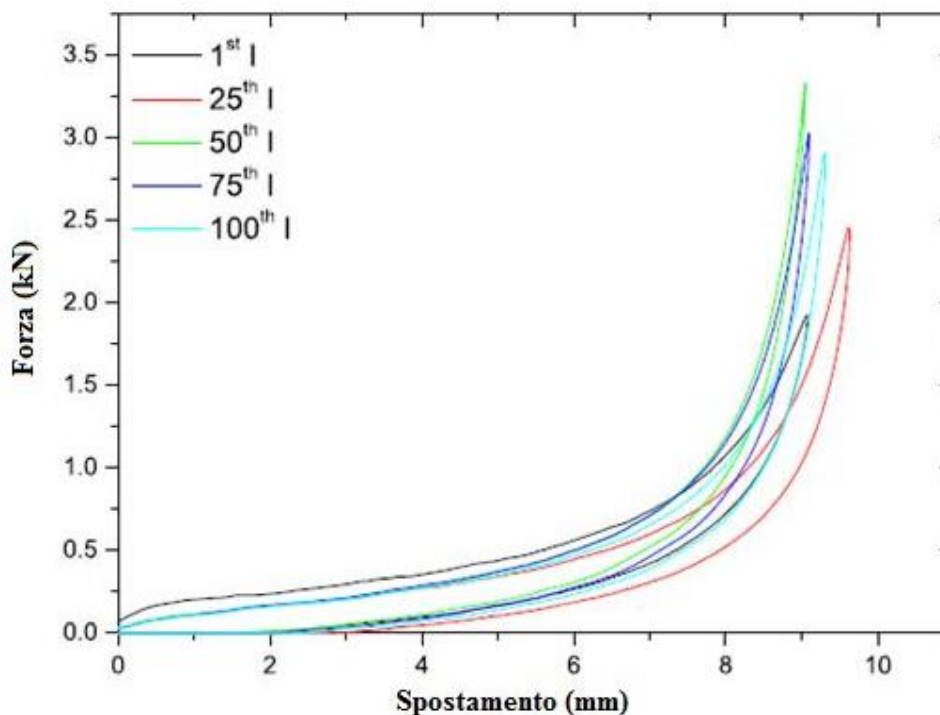


Figura 3.14: Comportamento elasto – plastico di EVA108 durante 100 urti.

Tutte e tre le schiume di EVA150 (EVA146, EVA151, EVA152) cambiano comportamento durante il test: la curva dopo il primo impatto mostra una regione elastica iniziale, dopo la quale si ha una costante deformazione plastica. Questa curva è caratteristica dei materiali viscoelastici. Si può osservare lo stesso comportamento negli urti successivi, ma con un valore di tensione di snervamento minore, poiché la frequenza degli impatti non consente il recupero alla schiuma. Questo loro modo di comportarsi sembra raggiungere un “equilibrio” dove la forma della curva, la forza massima e la deformazione sono praticamente le stesse; equilibrio individuabile dai grafici delle curve deformazione – tensione delle varie schiume, in cui si può infatti notare come, dopo l’impatto iniziale, le varie curve tendano a sovrapporsi. Questo può succedere perché, durante il primo urto, alcune regioni subiscono dei danni permanenti alla struttura che la rendono più facilmente deformabile.

Il termine “danno permanente” è usato per indicare un cambiamento viscoelastico non – lineare nella struttura delle cellule interne, che può essere ridotto lasciando al campione un periodo di tempo per il suo completo o parziale recupero (Park, 1991).

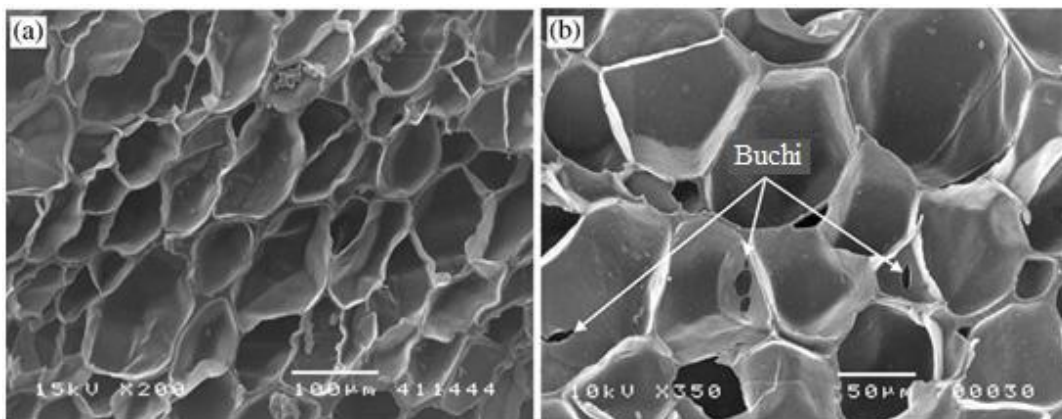


Figura 3.15: Particolare della schiuma di EVA150 nella regione posteriore della calzatura.  
 a): facce delle cellule di EVA150 piegate e compresse. b): presenza di buchi e fratture nelle facce interne delle cellule.

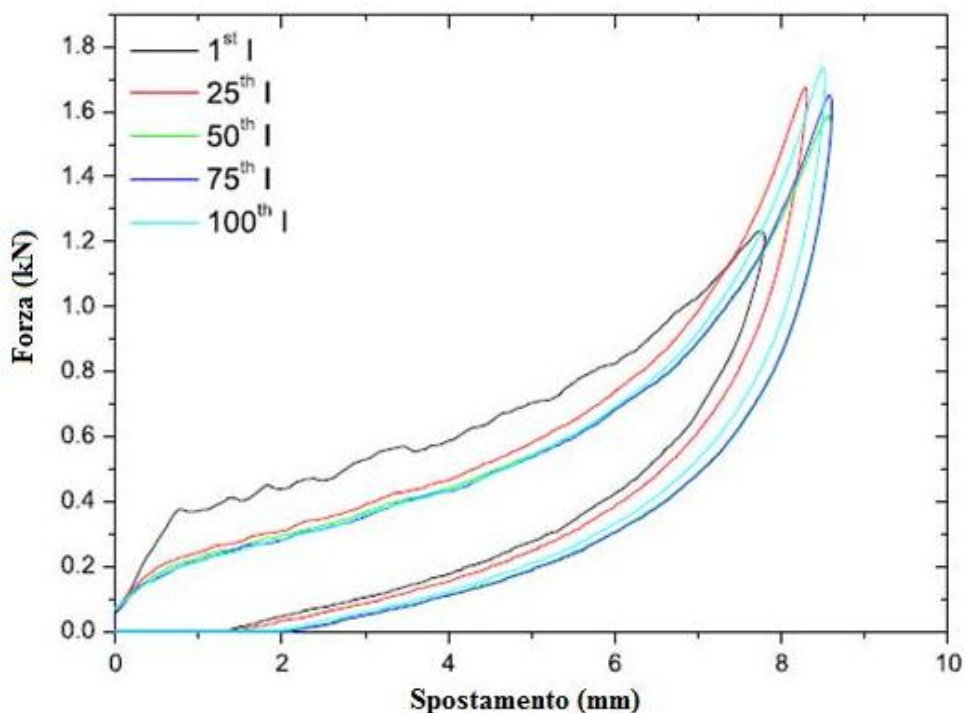


Figura 3.16: Comportamento elastico – plastico di EVA146 durante 100 urti.

Il campione di EVA265, in fine, presenta una risposta meccanica in cui la tensione di snervamento al primo impatto risulta nettamente differente dai valori di questa negli urti successivi, infatti dal 25esimo impatto la differenza dei valori della tensione delle varie curve risulta poco rilevante. Questa variazione di tensione, che al primo urto risulta persino doppia rispetto ai valori successivi, è indice del “rammollimento”



della struttura interna, a causa di rotture e fratture della cellule, come illustrato sopra per il campione di EVA150.

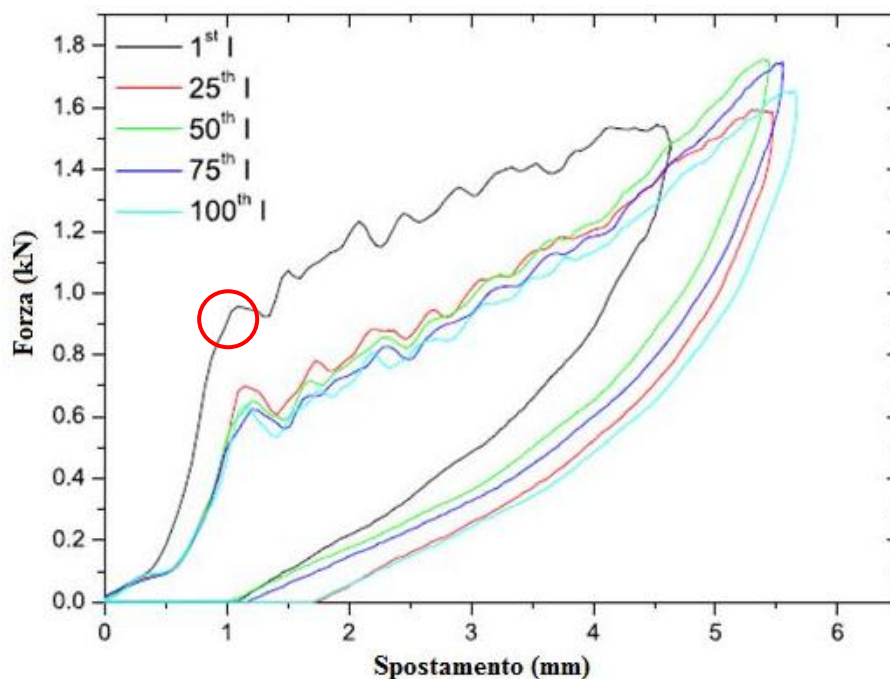


Figura 3.17: Comportamento elasto – plastico di EVA265 durante 100 urti.

Particolare: tensione di snervamento al primo impatto.

Un'ulteriore analisi effettuata è il test di risposta agli urti dei campioni a lungo termine. Per mettere in relazione l'esperimento di laboratorio con l'effettivo utilizzo durante una corsa sportiva. Poiché deve essere definita una correlazione tra la prova di laboratorio e una distanza percorsa, viene stabilita una relazione tra la frequenza del passo umano e la velocità della corsa ricavata da diversi studi.

L'apparecchiatura ha una frequenza di sollecitazione equivalente ad una velocità di corsa pari a 7.5 m/s e per il primo esperimento la distanza percorsa totale è di 270 km, mentre per il secondo test è di 1377 km. Le sollecitazioni hanno una durata di 2 ore al giorno e durante l'esperimento ai campioni viene lasciato un periodo di recupero pari a 22 ore da una "corsa" ad un'altra, per simulare le condizioni reali delle calzature sportive di atleti di maratona, quindi corrispondenti al caso peggiore.

L'esperimento è durato 5 giorni, a cui corrisponde una distanza percorsa di 270 km, ed ha portato a dei risultati che mostrano una distanza significativa della forma delle curve elasto – plastiche dal primo ai successivi impatti nella stessa giornata/corsa, questa differenza diventa però meno chiara nelle corse successive.

Questo cambiamento progressivo, e non drastico, è dovuto al tempo di recupero che intercorre tra le diverse sessioni di corsa, il quale influisce in modo diverso su ciascuna schiuma.

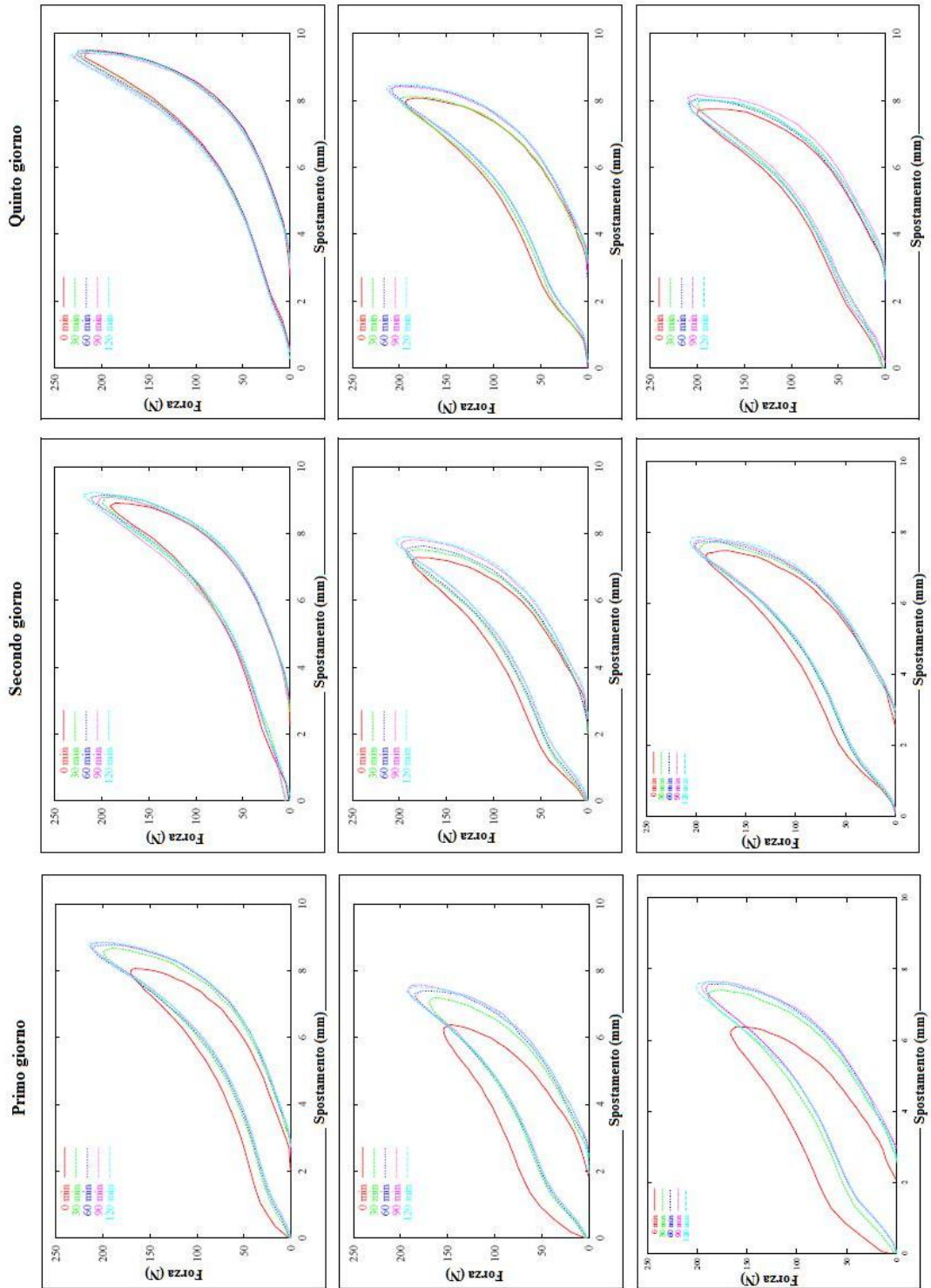


Figura 3.18: Comportamento elastico – plastico di EVA108, 146 e 151 per il primo, secondo e quinto giorno.

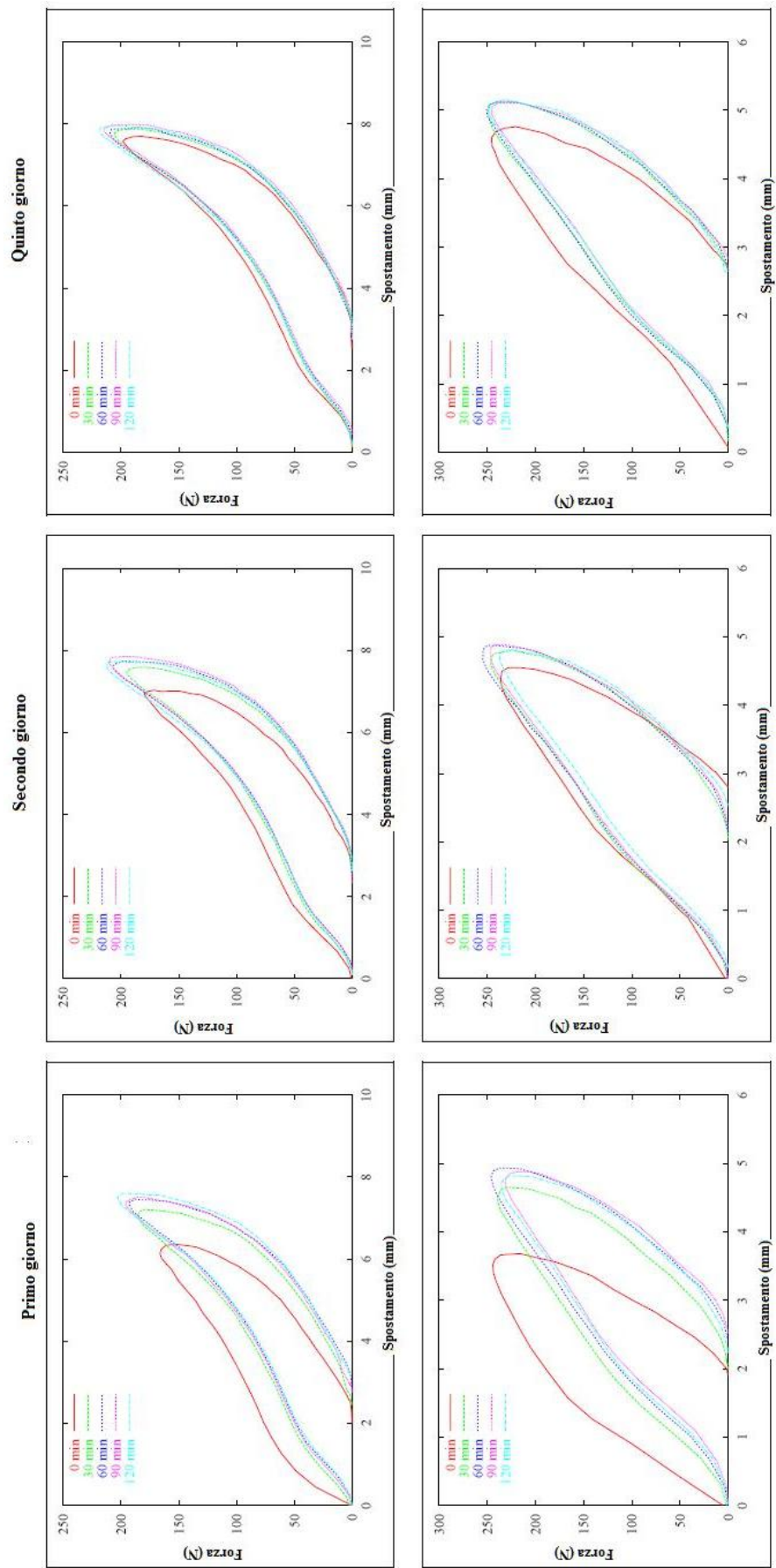


Figura 3.19: Comportamento elasto – plastico di EVA152 e 265 per il primo, secondo e quinto giorno.

Dai grafici è possibile notare che la schiuma di EVA108 subisce il cambiamento più evidente tra il primo e i successivi urti, con una progressiva riduzione del grado di recupero. Il campione presenta un incremento del 33% del picco di forza tra 0 km e 54 km, cioè dopo il primo giorno, e il valore percentuale aumenta al 43% alla fine dei cinque giorni.

Il campione di EVA265, invece, mostra minore cambiamento del picco di forza, di appena il 3%, tra l'istante iniziale e la fine del primo giorno di analisi e tale valore percentuale aumenta solo fino al 7% alla fine di tutto l'esperimento. Il suo grado di recupero del primo periodo di "riposo" è costante e pari all'1%, ad indicare che la schiuma non riprende le sue proprietà iniziali, né completamente, né parzialmente; ossia la schiuma ha recuperato l'1% delle sue proprietà di compressione rispetto al comportamento mostrato alla fine della sessione di corsa precedente. Per i campioni di EVA108 e EVA152, il valore percentuale del grado di recupero vale rispettivamente 10% e 14%, mostrando la capacità di recuperare, sebbene parzialmente, alcune proprietà meccaniche.

Lo stesso test viene ora prolungato di 17 giorni, per una distanza totale percorsa pari a 1377 km, mantenendo gli stessi tempi di recupero (22 ore).

Tutti i campioni mostrano un cambiamento durante tale esperimento: si può notare una diminuzione del loro volume, dovuto al calo della loro altezza (ossia del loro spessore) e ad un lieve aumento nella zona di impatto, a causa della struttura parzialmente viscoelastica del polimero, mentre la massa rimane più o meno invariata durante i diversi giorni.

La più grande variazione di densità è osservata nel campione di EVA108, che mostra una differenza del 15% tra 0 e 1377 km, con un cambiamento in spessore del 16%. Le schiume di EVA151 e EVA152 presentano densità simili e cambiamenti in altezza rispettivamente del 9% e 11%. L'EVA146 mostra invece dei cambiamenti più rilevanti: in altezza del 14% e per quanto riguarda la densità del 12%.

In fine il campione di EVA265 presenta il cambiamento di densità minore, pari al 6%, invece in altezza si ha un valore pari al 9%, paragonabile a quello dei campioni di EVA151 e EVA152.

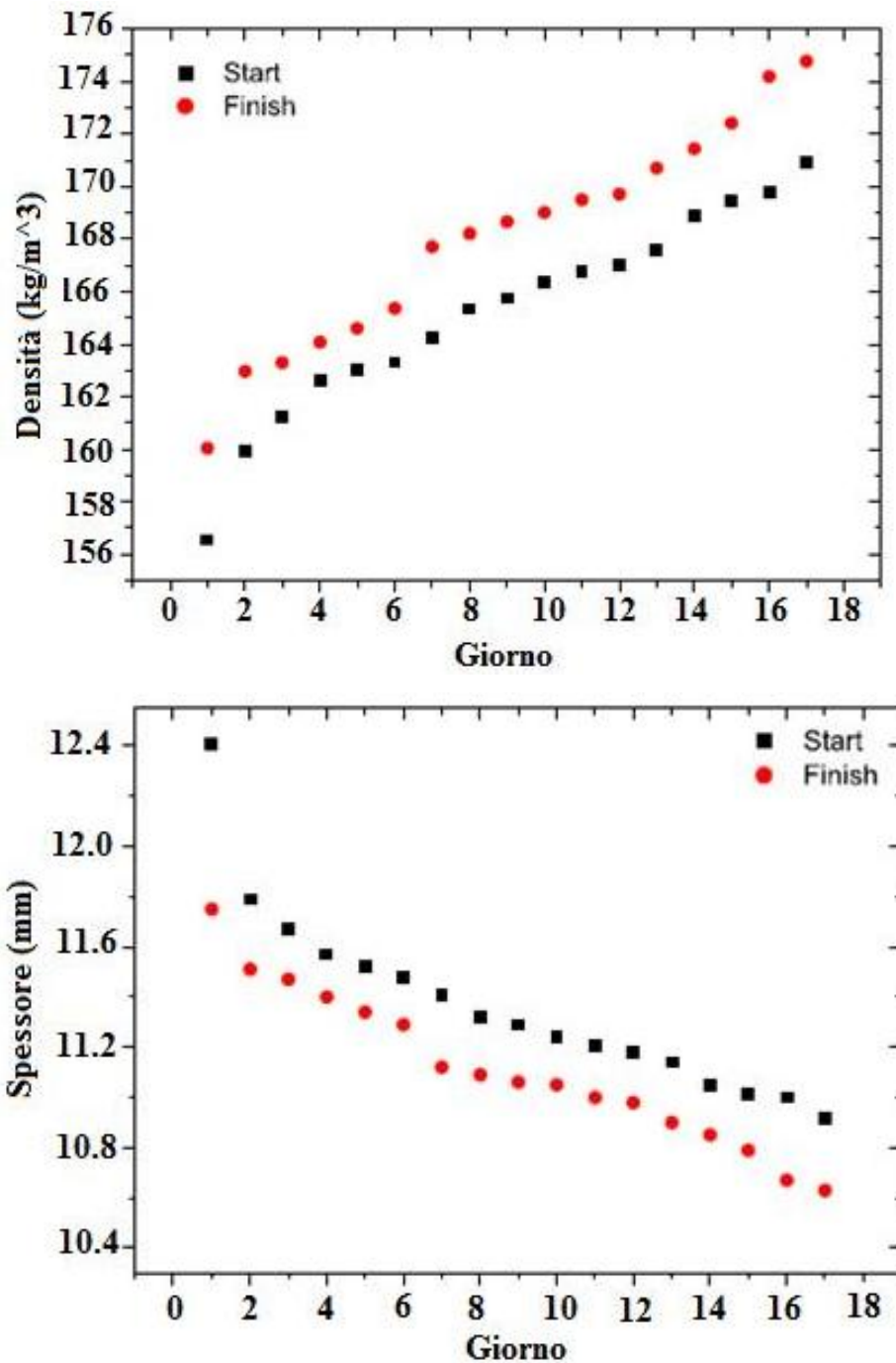


Figura 3.20: Variazione della densità (sopra) e dello spessore (sotto) durante i 17 giorni per EVA146.

Tutti i campioni mostrano un aumento costante della pressione di picco con la distanza percorsa, variazione che appare comunque minore di quella attesa dopo 1377 km di corsa. Prendendo, infatti, in considerazione studi precedenti effettuati da Cavanagh (1980), viene suggerita una vita media per una calzatura sportiva di non più di 800 km; questo valore risulta nettamente inferiore a quello ottenuto nello studio esposto sopra. Una giustificazione per questa discrepanza tra i due valori

potrebbe essere che, mentre nelle scarpe reali possono essere presenti dei significativi aumenti di temperatura, che riducono il contributo del polimero per la sollecitazione di compressione (Kinishita e Bates, 1996), gli esperimenti svolti in laboratorio si trovano in un ambiente in cui è presente una temperatura costante di 20°C e gli urti sono effettuati su piccoli campioni di materiale, oltretutto ben ventilati in superficie.

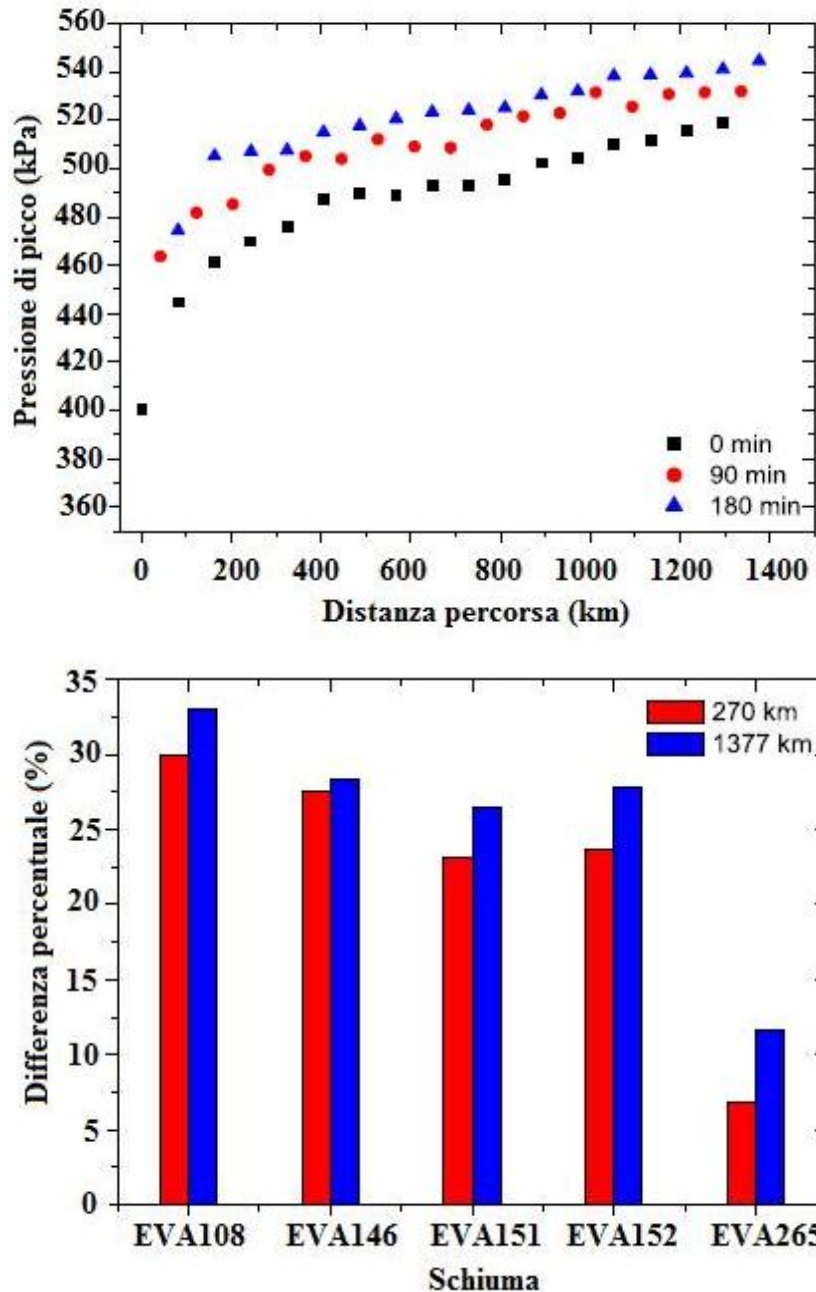


Figura 3.21: Aumento delle pressioni di picco con la distanza percorsa, all'inizio a metà e alla fine di ogni sessione giornaliera, per EVA151 (sopra). Confronto delle differenze percentuali delle pressioni di picco tra il test effettuato per 5 giorni e quello prolungato a 17 giorni (sotto).

Ulteriori studi possono essere realizzati introducendo dei miglioramenti all'intero protocollo di analisi dei materiali, come per esempio effettuare l'intera esperienza in un ambiente in grado di analizzare gli effetti della temperatura e dell'umidità o estendendo l'intero studio a campioni più realistici, come per esempio dei campioni composti da uno strato di schiuma e uno di gomma per simulare la presenza dell'outsole.

Questi test meccanici mostrano un cambiamento della risposta delle schiume, che compongono le midsole, con l'uso, il quale porta ad un aumento della forza di picco e una riduzione dell'energia assorbita, con il risultato di un incremento della forza che viene trasmessa al corpo dell'atleta.

La morbidezza del materiale e la diminuzione delle proprietà di ammortizzamento a causa delle distanze percorse, sono dovute principalmente a una riduzione dell'iniziale collasso della tensione di compressione, e non per una variazione dell'aria contenuta nei sistemi di cushioning dell'intersuola.

Confrontando, in fine, le schiume con densità simile, si nota un rendimento migliore per l'EVA146 e l'EVA151 piuttosto che per l'EVA152, questo a causa delle differenze della struttura cellulare dei polimeri e della loro diversa composizione.

### **3.3 Poliuretano – PU**

Il poliuretano è un materiale polimerizzante contenente gruppi del tipo  $[-NH-(CO)-O-]$  ed ottenuto con la reazione di un poliolo con un isocianato. La possibilità di variare rapporti e tipi di materie prime consente di ottenere un'ampia varietà di prodotti, con caratteristiche tali da poter coprire una vasta gamma di applicazioni. Il poliuretano offre il vantaggio di essere un materiale plastico facilmente modellabile e che raggruppa caratteristiche salienti combinate assieme.

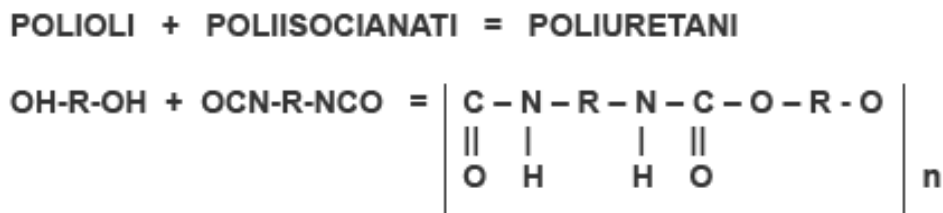


Figura 3.22: Struttura chimica del poliuretano (PU).

Una delle proprietà meccaniche più importanti delle scarpe da ginnastica è il comportamento ammortizzante della midsole, il quale è strettamente connesso con l'assorbimento ed il ritorno di energia durante la deformazione e la capacità di scaricare il carico dell'intersuola della scarpa.

La schiuma di EVA, infatti, è il materiale più comunemente utilizzato per le midsole delle scarpe da corsa poiché offre durabilità ed elasticità a basse densità (Verdejo, 2003); mentre il poliuretano, leggero ed altamente resistente all'abrasione, è attualmente utilizzato come materiale costituente il battistrada delle calzature, grazie alle sue eccellenti proprietà meccaniche a lungo termine.

Lo scopo dello studio condotto da K. Brückner (2010) è quello di indagare se la schiuma di poliuretano, con densità e durezza paragonabili a quelle dell'EVA, può essere utilizzata come materiale ammortizzante per la produzione di midsole di calzature sportive.

In quest'analisi vengono testate, mediante la tecnica di impianto per idrodistribuzione (HIT), le midsole di calzature da running: sette in poliuretano puro e due in schiuma EVA, con densità di 0.25 – 0.30 g/cm<sup>3</sup>; le differenti calzature hanno identica tomaia e identico battistrada.

Viene utilizzato un sistema di prova servo – idraulico, descritto da Heidenfelder et al. (2005), in grado di produrre 100 cicli di carico (test a breve termine) e 240'000 cicli di carico (test a lungo termine) rispettivamente, utilizzando un peso sferico, con diametro pari a 50 mm, che impatta sulla zona calcaneare della calzatura ad una velocità di corsa simulata pari a 3.5 ± 0.1 m/s.



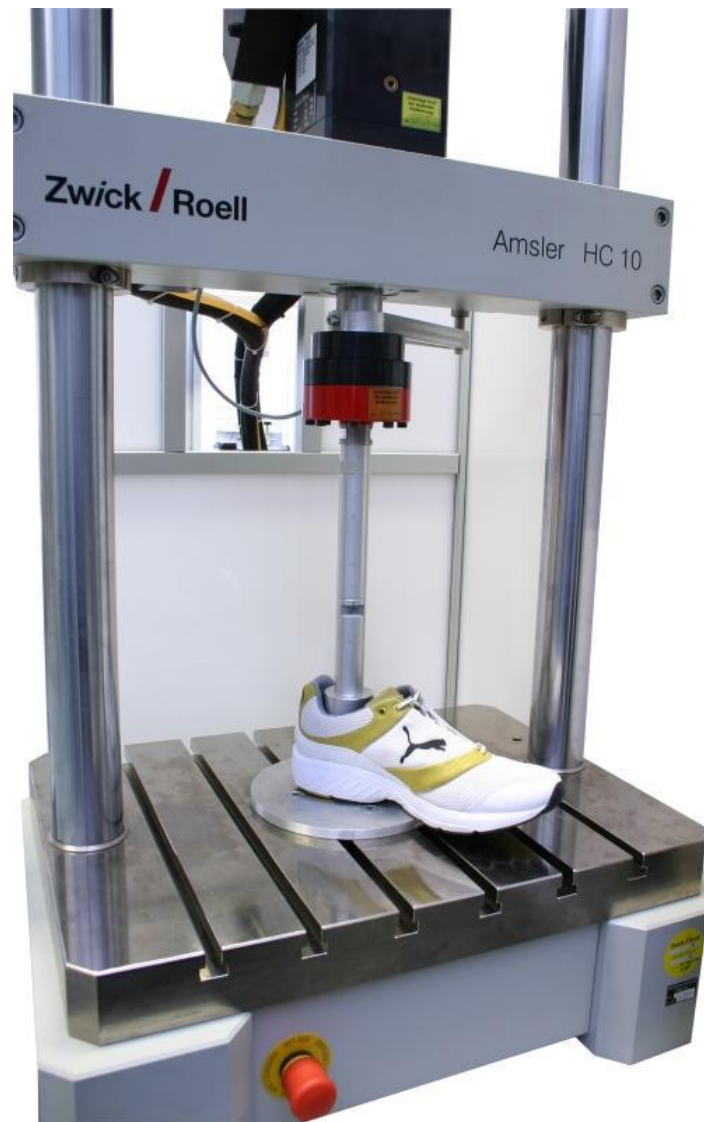


Figura 3.23: Sistema di prova servo – idraulico con peso sferico.

I parametri del test per l'analisi dello smorzamento, in accordo con Schwanitz et al. (2008), sono:

- l'energia in ingresso (J): l'energia prodotta nel materiale dal peso sferico del macchinario. L'energia d'ingresso è equivalente all'area interna della curva tensione – deformazione durante la fase di carico.

$$E_{\text{ingresso}} = \int_{\text{def } 0}^{\text{def } \max} F \Delta \text{def}$$

- l'energia persa (J): l'energia che viene assorbita dal materiale e dissipata sotto forma di calore. L'energia persa corrisponde all'area interna della curva tensione – deformazione durante la fase di carico e scarico (la curva di isteresi).

$$E_{\text{persa}} = E_{\text{ingresso}} - E_{\text{ritorno}} = E_{\text{ingresso}} - \int_{\text{def}_{\text{max}}}^{\text{def}0} F \Delta def$$

- l'energia persa relativa (%): corrisponde al rapporto tra l'energia persa e l'energia fornita in ingresso e può essere considerata come l'abilità della calzatura a ridurre le forze d'urto sul tallone.

$$E_{\text{relativa}} = E_{\text{persa}} / E_{\text{ingresso}}$$

I risultati del test a breve termine mostrano che le intersuole in PU esaminate possono essere adattate in modo da uguagliare le proprietà di ammortizzamento delle standard midsole in EVA. Inoltre, i risultati rivelano la possibilità di raggiungere proprietà paragonabili a quelle delle migliori calzature da running.

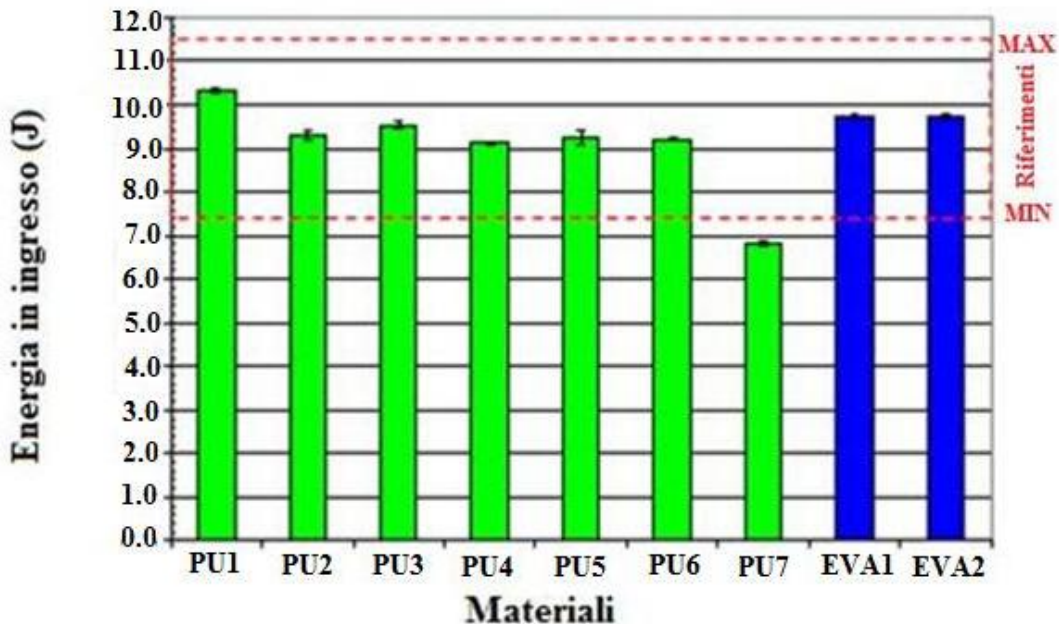


Figura 3.24: Energia in ingresso dopo il test a breve termine. Le linee rosse indicano i campioni di riferimento.

Dal grafico riportato sopra si può notare come siano due diversi campioni di PU ad ottenere il valore più alto e più basso, rispetto ai riferimenti (in rosso nel grafico), a conferma della vasta gamma di proprietà del poliuretano; il suo più grande vantaggio risiede appunto nella sua versatilità, variando dalla soffice morbidezza delle schiume flessibili, alla straordinaria resistenza alle sollecitazioni di flessione, allo scivolamento sull'acqua, fino alle eccellenti proprietà di isolamento termico delle schiume rigide.

Le stesse osservazioni si possono notare nel grafico che riporta i valori dell'energia persa, dove sono sempre due diversi campioni di PU a raggiungere il valore massimo ed il valore minimo; tutti e due i materiali di poliuretano raggiungono, a diversi valori di energia in ingresso e di energia persa, risultati simili per quanto riguarda l'energia persa relativa, ad indicare che le proprietà di ammortizzamento della midsole possono essere adattate a richieste differenti, tramite una variazione sistematica della composizione dello stesso poliuretano.

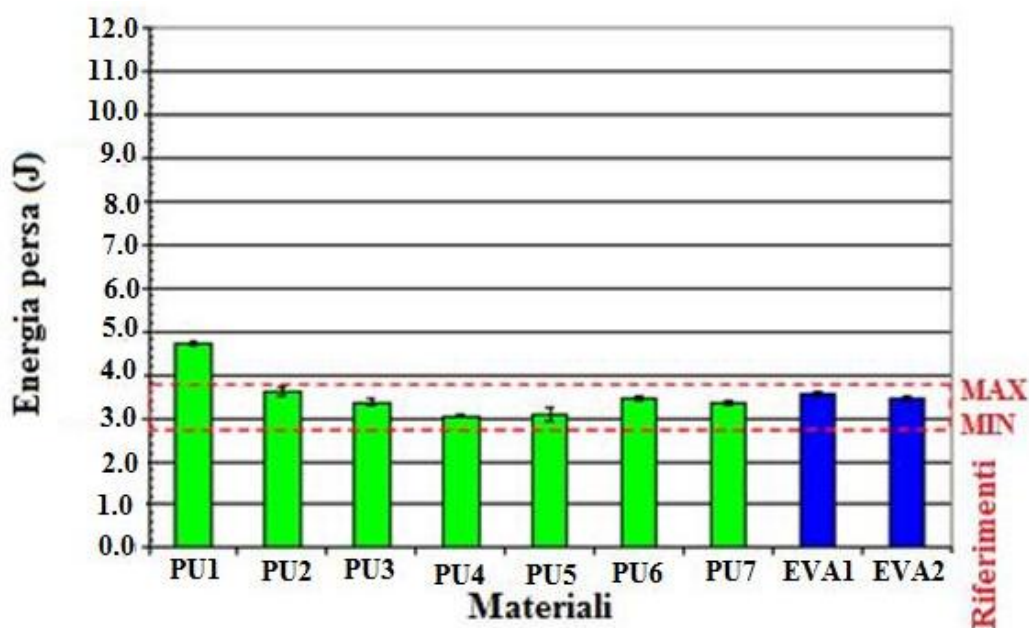


Figura 3.25: Energia persa dopo il test a breve termine. Le linee rosse indicano i campioni di riferimento.

L'energia in ingresso e la deformazione massima della suola della calzatura sportiva presentano una buona correlazione lineare che denota la dipendenza dell'energia iniziale dall'intensità dell'indentazione strumentata, si tratta di una tecnica, non distruttiva, in grado di migliorare notevolmente la misurazione della durezza del

materiale, grazie al monitoraggio continuo del carico e della profondità di affondamento nel materiale del penetratore.

La Figura 3.26 mostra le curve di isteresi dei materiali di due intersuole con uguale densità ( $0.3 \text{ g/cm}^3$ ), ma con durezze della superficie diverse (37 e 68 Asker C): le proprietà dei due materiali risultano nettamente differenti. Con Asker C si intende la scala di misura della durezza utilizzata per le gomme morbide.

A causa del valore della massima deformazione più basso e dell'incremento lineare della curva di carico, il campione di materiale più duro presenta un valore di energia in ingresso inferiore rispetto a quello del materiale più morbido; quest'ultimo, a sua volta, raggiunge un valore di energia persa superiore.

Il forte incremento della deformazione nel ciclo di carico, tra i 14 e 15 mm, del materiale più morbido indica che la struttura cellulare della schiuma viene compressa fino a che risultano misurabili solo le proprietà della matrice interna del materiale, quindi si può affermare che il campione di PU1 è troppo morbido per sostenere il carico impresso da un atleta qualsiasi e risulta appena adeguato per un corridore dal peso di massimo 60 kg.

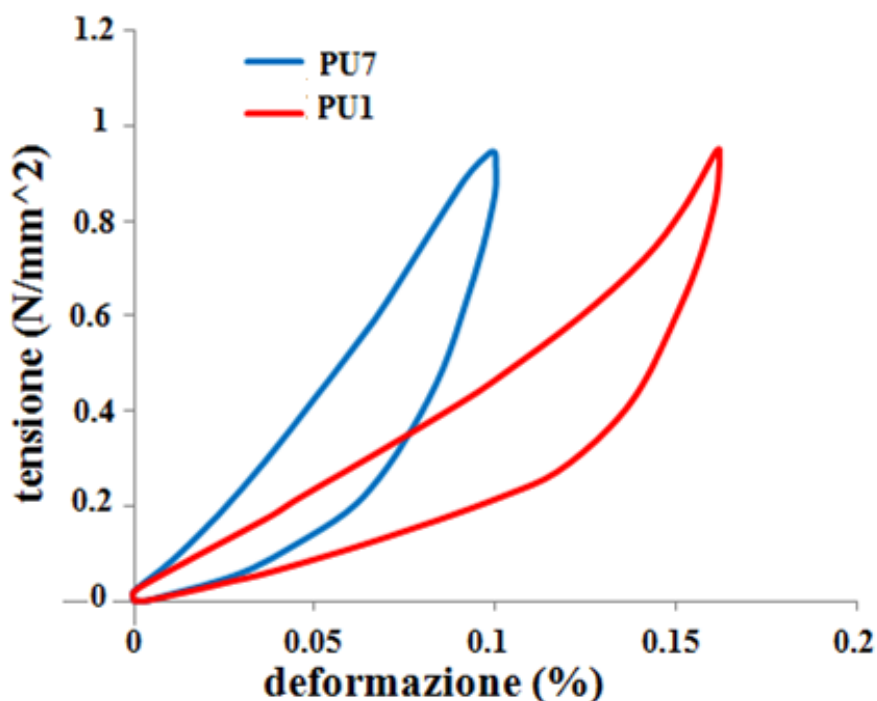


Figura 3.26: Curve tensione – deformazione di due calzature con midsole in PU di differente durezza.

I risultati del test a lungo termine, invece, mostrano una sostanziale riduzione dei parametri di smorzamento, in accordo con quanto dimostrato da Schwanitz et al. (2008). Cambiamenti relativi a questi parametri sono considerevolmente alti nei campioni di EVA piuttosto che su quelli in PU (come mostrano le figure 3.27 e 3.28); di conseguenza, si può affermare che il poliuretano offre una durabilità ed una resistenza all'invecchiamento migliore rispetto alle schiume in etilene vinil acetato.

In aggiunta, le calzature con midsole fatte di materiale in EVA puro, rivelano cambiamenti significativi dei parametri di ammortizzamento, rispetto a comuni scarpe sportive con midsole composte sia di etilene vinil acetato che elementi aggiuntivi, tra cui preferibilmente il poliuretano termoplastico, che ne migliora la resistenza all'usura.

Cambiamenti non significativi dell'energia persa relativa (%) ed un'alta correlazione tra i cambiamenti relativi all'energia di ingresso (J) e dell'energia persa (J) dimostrano che il test a lungo termine influenza ugualmente entrambe le energie, sia di ingresso che persa. In accordo con Cook et al. (1985), la diminuzione dell'energia persa (J) può seriamente portare ad un aumento di potenziali lesioni dell'arto inferiore.

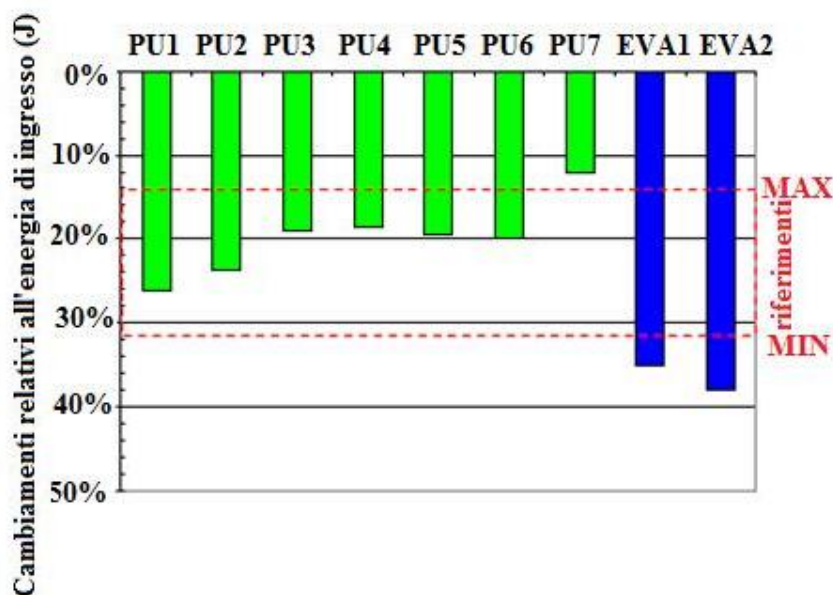


Figura 3.27: Cambiamenti relativi all'energia di ingresso dopo il test a lungo termine. In rosso sono evidenziati i risultati dei campioni di riferimento.

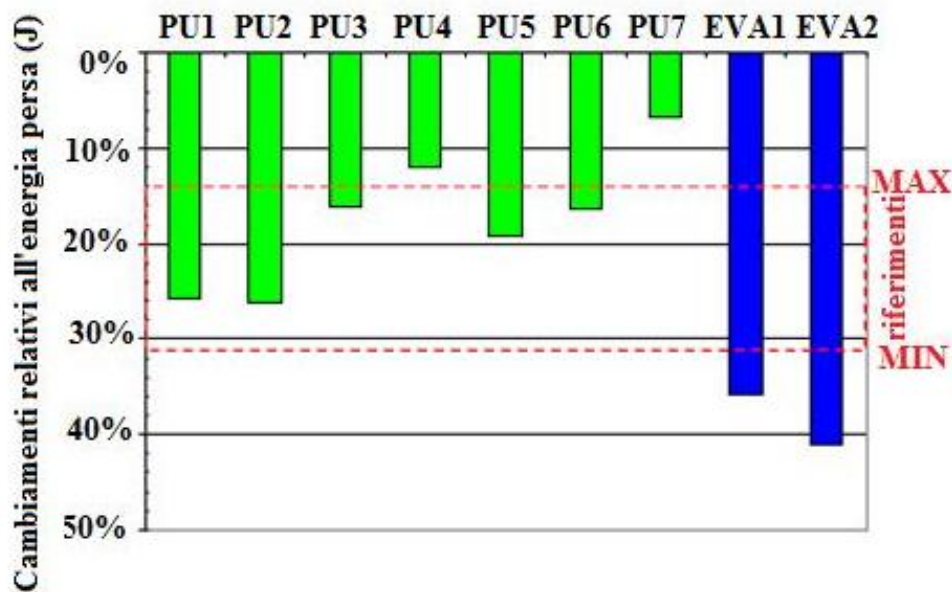


Figura 3.28: Cambiamenti relativi all'energia persa dopo il test a lungo termine. In rosso sono evidenziati i risultati ottenuti dai campioni di riferimento.

In conclusione, lo studio dimostra come schiume in PU, con specifiche caratteristiche (ovvero un'adeguata durezza ed una determinata densità), possano risultare adatte come materiali costituenti midsole di calzature sportive, rispettando le proprietà di ammortizzamento in seguito a urti meccanici. In futuro dovranno però essere analizzati anche altri parametri meccanici, quali la rigidità e le proprietà della struttura cellulare del polimero stesso.

### 3.4 Effetti sull'attivazione muscolare di soles in materiali differenti

Lo scopo dello studio condotto da B.M. Nigg et al. (2002) è di valutare se, effettivamente, utilizzando calzature con soles in materiali diversi, si hanno dei cambiamenti nell'elettromiografia (EMG) di determinati muscoli dell'arto inferiore. A questo studio hanno partecipato venti corridori maschi, a cui sono stati fatti indossare due tipi differenti di calzature. Le due scarpe utilizzate hanno modello uguale (stessa tomaia, outsole e insole) ma differiscono nei materiali che compongono la midsole nella zona calcaneare: una di media durezza (45 Shore C) particolarmente elastica, l'altra più viscosa con durezza inferiore (26 Shore C). Con

Shore C si intende la scala di durezza utilizzata per misurare materiali più soffici rispetto alla scala Shore A, come spugne o poliuretano espanso elastico.

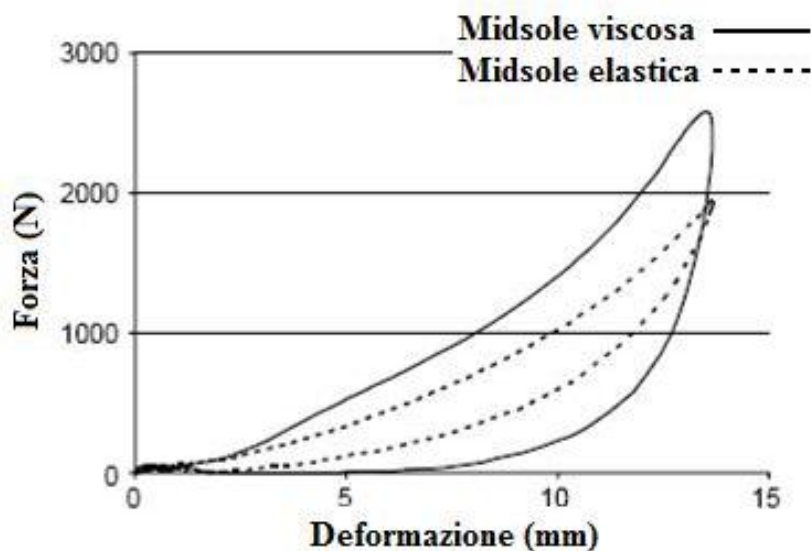


Figura 3.29: Curva forza – deformazione per le due differenti midsole ottenuta dopo tre compressioni, ciascuna alla velocità di 300 mm/s.

È analizzata l'attività muscolare della gamba destra mediante un test elettromiografico effettuato sui venti partecipanti in movimento su un tapis roulant: vengono, quindi, misurati i potenziali elettrici che si formano nei muscoli dell'arto inferiore durante la loro contrazione, ed in particolare l'attività del tibiale anteriore, del gastrocnemio mediale, del vasto mediale e dei muscoli posteriori della coscia.

Un totale di 5 passi per esperimento costituiscono i dati derivanti dall'EMG, che vengono campionati con un periodo di 5 s al minuto per 6 minuti, fornendo in tutto 30 prove da analizzare. I dati dell'EMG vengono in seguito filtrati (von Tschärner, 1999) mediante un filtro passa – banda, con ampiezza da 20 – 400 Hz, e viene eseguita la radice della media dei quadrati, valore efficace, dei valori ottenuti 50 ms prima del contatto iniziale con il tapis roulant, in corrispondenza alla pre – attivazione del muscolo.

Si ottiene così il grafico di Figura 3.27, dove la linea continua verticale indica il primo contatto con il suolo, mentre le due linee tratteggiate corrispondono ai valori 50 ms prima e 50 ms dopo il primo impatto.

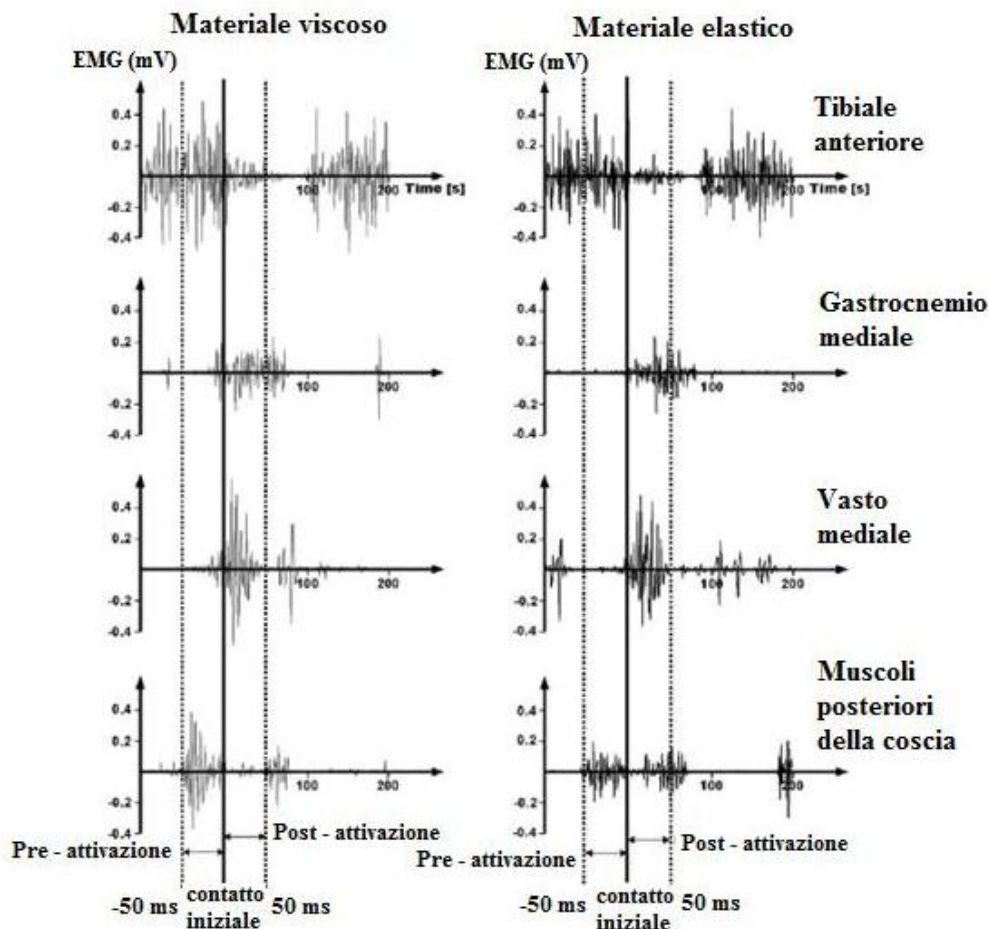


Figura 3.30: Elettromiografia (EMG) dei quattro muscoli della gamba destra, durante la corsa con scarpe con midsole viscosa ed elastica.

Cambiamenti nell'attività muscolare possono derivare da variazioni del timing (tempo di attivazione), dell'intensità e della frequenza.

Da Figura 3.30, si può notare come non siano presenti sostanziali differenze dei tempi di attivazione tra le due diverse tipologie di calzature. Considerevoli cambiamenti, invece, dell'intensità dell'attività muscolare, prima del contatto del tallone con il suolo, sono individuabili quando si cambia scarpa, per esempio nell'EMG dei muscoli posteriori della coscia o del tibiale anteriore.

Per quanto riguarda le frequenze medie delle wavelet, non si notano grandi variazioni rispetto alle due diverse condizioni; piuttosto si può vedere come i segnali EMG abbiano una frequenza media nettamente superiore prima che il tallone tocchi il suolo, rispetto all'avvenuto contatto. Questo risultato suggerisce che l'attività elettromiografica prima e dopo il contatto iniziale interessa due eventi differenti: si può ipotizzare che i segnali EMG prima del contatto sono causati sulla previsione



dell'imminente urto, mentre quelli immediatamente successivi all'impatto con il suolo sono dei riflessi.

I risultati di questa analisi mostrano che, cambiando i materiali con cui sono costituite le midsole delle calzature sportive, l'intensità dell'attività muscolare degli arti inferiori dei diversi soggetti presi in esame subisce dei cambiamenti, visibili dalle wavelet dell'EMG, dovuti alle differenze microstrutturali dei materiali che presentano fibre capaci di contrazioni più o meno veloci.

**Bibliografia Terzo Capitolo:**

K. Bruckner, S. Odenwald, S. Schwanitz, J. Heidenfelder, T. Milani, “Polyurethane – foam midsoles in running shoes – impact energy and damping”, *Procedia engineering* 2, 2010, pp. 2789 – 2793.

N. J. Mills, “Polymer foams handbook: engineering and biomechanics applications and design guide”, Butterworth – Heinemann, 2007.

B. M. Nigg, D. Stefanyshyn, G. Cole, P. Stergiou, J. Miller, “The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 36, 2003, pp. 569 – 575.

R. Verdejo, “Gas loss and durability of EVA foams used in running shoes”, 2003.

# CAPITOLO QUARTO

## TEST EFFETTUATI SULLE CALZATURE

### 4.1 Prove per il controllo della qualità dei materiali

La scarpa da running, ma più in generale le calzature, è un oggetto la cui qualità è difficilmente definibile in quanto vi sono molteplici parametri che ne influiscono la durabilità e le prestazioni dal punto di vista del mantenimento di una funzionalità ottimale. L'estrema varietà dei piedi e dell'uso che viene fatto della calzatura non consente un giudizio oggettivo sulla durabilità della scarpa, poiché intervengono fattori come l'adattamento del singolo piede alla suola, tipologia di attività che viene svolta (corsa intensa, corsa blanda, camminata), la frequenza con cui viene svolta l'attività, la corporatura dell'utilizzatore (normopeso, obeso o sottopeso), le condizioni ambientali di utilizzo i trattamenti cui è sottoposta nel tempo la calzatura (lavaggio, asciugatura) etc.

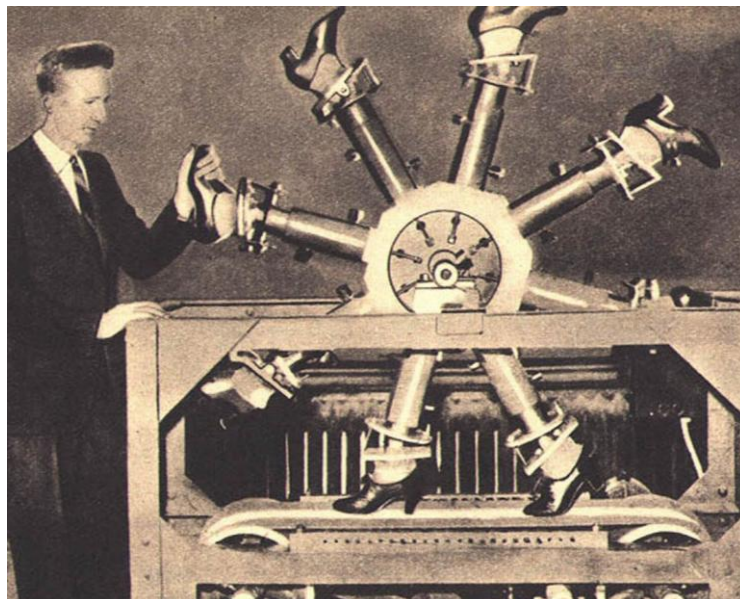


Figura 4.1: Uno dei primi test effettuato sulle calzature per determinarne la durabilità.

Se si restringe il campo di giudizio (non sulla scarpa in generale, ma su un suo componente ad esempio), la situazione migliora ed è possibile dare qualche dato oggettivo. Ad esempio testando la suola di una calzatura costituita da un particolare materiale è possibile definirne la distanza critica, come visto nel capitolo precedente. In questo capitolo viene proposta una serie di apparecchiature utilizzate presso il Laboratorio di Controllo qualità dei materiali del Politecnico Calzaturiero. Tramite questi dispositivi è possibile effettuare prove e tarature sui materiali e sulle componenti delle calzature stesse, grazie a strumenti in grado di analizzarne le caratteristiche chimiche e fisico – meccaniche.

L'ambiente in cui vengono effettuate le prove è condizionato e si trova ad una temperatura costante di  $23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  e ad un'umidità relativa pari al  $50\% \pm 5\%$ , per garantire la validità tecnica delle prove che vengono effettuate.

Lo svolgimento di prove di laboratorio ha generalmente gli obiettivi di determinare le caratteristiche del materiale e di verificarne l'idoneità all'uso finale, qualsiasi sia l'ambito di ricerca o di applicazione dell'oggetto di prova.

Nel caso di verifica dell'idoneità all'uso finale delle proprietà intrinseche del materiale, come per esempio modulo elastico, allungamento a rottura o carico di rottura, la prova simula ciò che accade al materiale o al componente durante l'utilizzo, cioè quando sottoposto a flessioni ripetute, urti, usura o esposizioni a particolari agenti che ne provocano il degrado o l'invecchiamento.

Le metodologie di prova sono regolate da norme, al fine di garantire l'attendibilità dei risultati e procedure ripetibili. Le norme in vigore in Italia sono pubblicate dall'UNI – Ente Nazionale Italiano di Unificazione, che svolge attività normativa in quasi tutti i settori industriali, commerciali e del terziario e partecipa all'attività normativa degli organismi sopranazionali di normazione: ISO (International Organization for Standardization) e CEN (Comité Européen de Normalisation).

All'interno del Laboratorio si trovano diversi tipi di attrezzature per le prove sui materiali e sui componenti delle calzature e in Figura 4.1 si può osservarne la pianta.

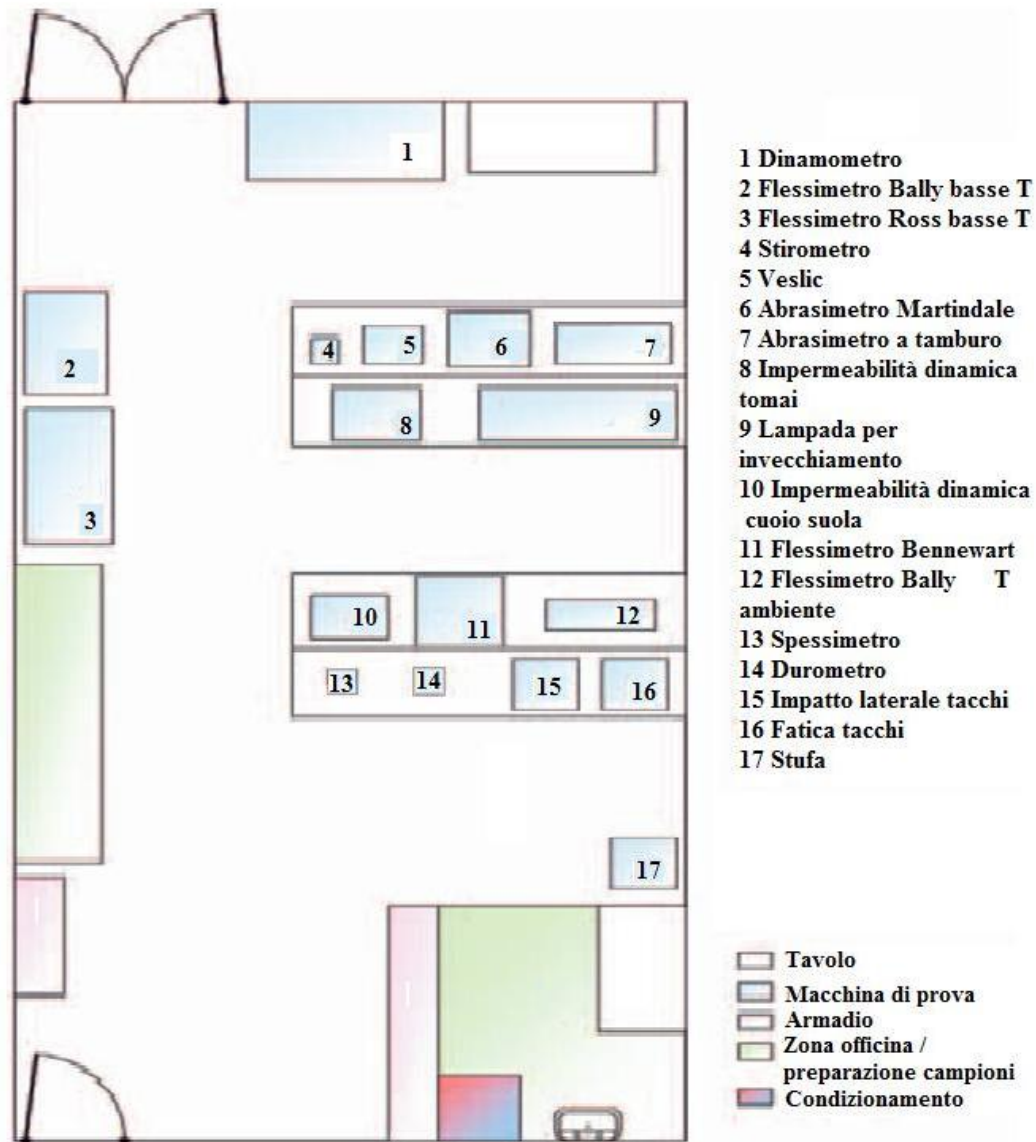


Figura 4.2: Vista in pianta del Laboratorio per il Controllo della qualità dei materiali.

Le tipologie di prove che si possono effettuare presso il Laboratorio di materiali si differenziano in base a due criteri diversi: il componente della calzatura sotto esame, o il tipo di materiali sottoposto a prova.

In particolare, nella prima suddivisione si considerano le calzature per le quali si possono eseguire le prove di tenuta dei tacchi, di distacco dei tomai dalle soles e di impermeabilità dinamica e resistenza all'acqua. Inoltre vengono testati i contrafforti e i puntali, per i quali si verificano la capacità all'incollaggio e le caratteristiche meccaniche; i tacchi e gli accessori della calzatura, per i quali si possono eseguire le prove di trazione, di rilascio di nichel e di resistenza alla corrosione; per le restanti parti della calzatura (tomai, fodere, solette e soles) si possono eseguire delle prove

come quella per la determinazione della resistenza a flessioni ripetute, a lacerazione, a trazione, ad abrasione, al sudore, a cucitura, a sfaldatura e delaminazione, della permeabilità e dell'assorbimento del vapor d'acqua, della migrazione del colore e della solidità dello stesso allo strofinio.

Nella seconda categoria si considerano le prove di laboratorio divise in base al materiale che viene testato, che può essere cuoio, gomma o elastomero, un supporto rivestito, un tessuto o tessuto – non – tessuto, un adesivo. Le prove più frequenti sono la determinazione della resistenza a trazione, a lacerazione, alle flessioni ripetute, ad abrasione, la valutazione della permeabilità al vapor acqueo, dell'assorbimento d'acqua e la misura dello spessore. Altre tipologie di prove sono quella di durezza per la gomma e gli elastomeri, la determinazione del potere adesivo e della temperatura e del tempo di riattivazione per gli adesivi, la solidità del colore alla luce per i tessuti e la solidità del colore allo strofinio per i supporti resistivi.

Il risultato di tutte queste prove e procedure sperimentali è il raggiungimento della completa definizione della qualità della calzatura nella totalità delle sue parti: soles, tomaie, fodere, solette, contrafforti e puntali.

## **4.2 Attrezzature del Laboratorio**

Nel Laboratorio per il Controllo della qualità dei materiali sono disponibili delle attrezzature specifiche per eseguire determinate prove.

Di seguito vengono presentate le diverse attrezzature disponibili, specificandone il tipo di macchina e la società che la fornisce, il tipo di prova per cui è utilizzabile ed i componenti testabili, le normative di riferimento, le caratteristiche costruttive ed i comandi presenti nel pannello di controllo, gli accessori disponibili e le caratteristiche dimensionali e di alimentazione.

Abrasimetro a tamburo rotante:

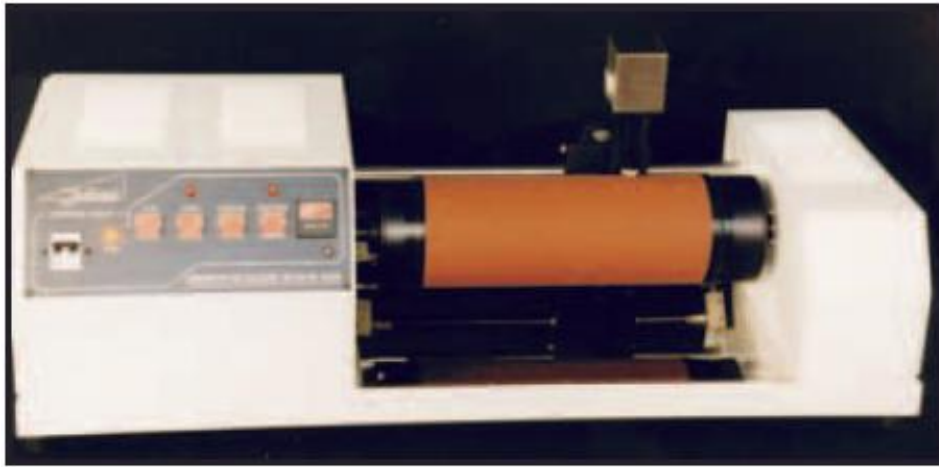


Figura 4.3: Abrasimetro a tamburo rotante.

Società fornitrice:	Giuliani Tecnologie S.r.l.
Tipi di prove:	Prove di abrasione su provini diversificati di materiali.
Componenti di prova:	Gomma ed elastomeri, suole.
Norme di riferimento:	<ul style="list-style-type: none"><li>• ISO 4649</li><li>• UNI EN 12770</li><li>• UNI 9185</li><li>• UNI 8615</li><li>• DIN 53 516</li><li>• BS 903</li></ul>
Caratteristiche costruttive:	Basamento portante in acciaio verniciato antiacido. Doppio gruppo di movimento con motoriduttori di potenza adeguata. Gruppo porta campione basculante con appoggio e stacco automatico del tamburo. Sistema di regolazione micrometrica della posizione. Piano raccogli abraso in acciaio INOX 18/8
Pannello di controllo:	Interruttore magnetotermico salvavita di

## Test Effettuati sulle Calzature

---

	sicurezza.
	Pulsanti Start, Stop manuali.
	Pulsanti Start, Stop a rotazione.
	Contagiri digitale programmabile.
Accessori:	Carta abrasiva normalizzata.
	Gomma campione normalizzata.
	Nastro biadesivo normalizzato.
N° posti:	1
Dimensioni:	1100 mm × 500 mm × 500 mm
Peso:	55 kg
Alimentazione:	200 V, 50 Hz



Abrasimetro tipo Martindale:



Figura 4.4: Abrasimetro tipo Martindale.

Società fornitrice:	Giuliani Tecnologie S.r.l.
Tipi di prove:	Apparecchio per determinare il grado di abrasione e di pilling dei cuoi e dei tessuti.
Componenti di prova:	Tomai, cuoi, tessuti, non – tessuti, accoppiati (tessili + sintetici)
Norme di riferimento:	<ul style="list-style-type: none"><li>• UNI EN 13520</li><li>• BS 5690:1991–3424: PT24:1990</li><li>• ASTM D4966-69, ASTM D4970:1989</li><li>• ISO 12673: 1989</li><li>• IWTO 196: 1980-112: 1980</li><li>• M&amp;S P19-P19B</li><li>• DIN/ISO 12947-1</li></ul>
Caratteristiche costruttive:	Struttura portante in acciaio verniciato antiacido in resina epossidica. Gruppo motoriduttore. Gruppi di abrasione in acciaio INOX 18/8. Pesi normalizzati intercambiabili in acciaio INOX 18/8.
Pannello di controllo:	Interruttore generale. Sistema digitale di conteggio totale.

## Test Effettuati sulle Calzature

---

	Contatore singolo su ogni testa. Pulsanti Start, Stop, emergenza.
Materiali di consumo:	Abradent Fabric. Tessuto abrasivo standard. Tessuto "Non - Woven". Set di fogli di poliuretano "Foam".
Accessori:	2 set di pesi che generano pressioni pari a 9 MPa e 12 MPa.
N° posti:	6
Dimensioni:	750 mm × 650 mm × 300 mm
Peso:	120 kg
Alimentazione:	200 V, 50 Hz monofase.

Bilancia analitica ad alta risoluzione:



Figura 4.5: Bilancia analitica ad alta risoluzione.

Società fornitrice:	Mettler.
Tipi di prove:	Pesata analitica ad alta risoluzione.
Norme di riferimento:	ISO 9901/29001
Caratteristiche costruttive:	Funzionamento automatico, con apertura e chiusura sincrona delle finestre. Comandi manuali. Camera di pesata aperta, con paravento molto versatile e configurabile.
Calibrazione FACT:	Autocalibrazione a motore totalmente automatica, con due pesi di calibrazione incorporati e possibile avviamento manuale.
Selezionabile:	Adattatore di vibrazioni con 3 regolazioni per l'adattamento al luogo d'installazione, soppressioni degli effetti vibratorii. Adattatore del processo di pesata con 4 regolazioni: dosaggio, regolatore universale, pesata assoluta, applicazioni speciali. Rivelatore di stabilizzazione con 8 regolatori

con diversi limiti di tolleranza.

Unità di pesata 1: g, mg, oz, tl, GN, dwt, ct, C.M., mo.

Unità di pesata 2: g, mg, oz, tl, GN, dwt, ct, C.M., mo, PCS, Stk, %.

Applicazioni: PCS, Stk (conteggi di pezzi, riferimento 10, 20, 50, 100 pezzi) e % (pesate in percento).

Interfaccia dati:	CL/RS232C. bidirezionale, installata di serie.
N° posti:	1
Precisione d'indicazione:	1 mg
Portata:	405 g
Campo tara (sottrattivo):	0 g ÷ 405 g
Linearità:	± 0.8 mg
Tempo di stabilizzazione:	4 s, 6 s, 8 s
Pesi di calibrazione:	2 × 100 g
Piatto:	80 mm × 80 mm in acciaio INOX, dispositivo per le pesate al di sotto della bilancia.
Altezza libera sopra il piatto:	239 mm
Chassis della bilancia:	241 mm × 433 mm × 289 mm
Peso:	9.3 kg

Dinamometro elettronico:



Figura 4.6: Dinamometro elettronico.

Società fornitrice:

Acquati S.r.l.

---

Tipi di prove:

Apparecchio universale usato per prove di resistenza a: trazione, flessione, compressione, taglio, carico alternato ed altri tipi di sollecitazione dinamica.

---

Componenti di prova:

Tomai, cuoi, fodere, tessuti, non – tessuti, solette, soles, gomma ed elastomeri, assemblati, filati, cordonetti, corde.

## Test Effettuati sulle Calzature

---

Norme di riferimento:	<ul style="list-style-type: none"><li>• UNI EN 12744</li><li>• UNI EN 12745</li><li>• UNI EN 29073</li><li>• UNI EN 12771</li><li>• UNI EN 12774</li><li>• UNI EN 12785</li><li>• UNI EN 12803</li><li>• UNI EN 13511</li><li>• UNI EN 13514</li><li>• UNI EN 13522</li><li>• UNI EN 13571</li><li>• UNI EN 13572</li></ul>	UNI EN 1392  UNI EN ISO 1421 UNI EN ISO 9073-4 UNI EN ISO 19958 UNI EN ISO 13934-1 UNI EN ISO 20863 UNI EN ISO 22776 UNI ISO 3376 UNI ISO 3377 UNI ISO 3379
Caratteristiche tecniche:	Un sistema di assemblaggio tecnologicamente avanzato assicura all'apparecchio una grande affidabilità e solidità.	
Strumenti di misura:	Cella di carico da 250'000 N. Estensimetro a corsa lunga.	
N° posti:	1	
Alimentazione:	200 V, 50 Hz	

Dome:



Figura 4.7: Dome.

Società fornitrice:	Giuliani Tecnologie S.r.l.
Tipi di prove:	Apparecchio idoneo alla misurazione della resistenza alla messa in forma.
Componenti di prova:	Tomai, cuoi, contrafforti e puntali.
Norme di riferimento:	<ul style="list-style-type: none"><li>• UNI EN ISO 20864</li><li>• IUP/21</li></ul>
Caratteristiche costruttive:	Anelli in ottone per la tenuta del provino. Pistone con testa a forma sferica. Micrometro con precisione 1/100.
N° posti:	1
Dimensioni:	200 mm × 150 mm × 150 mm
Peso:	2 kg

Durometro Shore:



Figura 4.8: Durometro Shore.

Società fornitrice:	Giuliani Tecnologie S.r.l.
Tipi di prove:	Apparecchio per la determinazione della durezza, anche con carico costante, di gomma, elastomeri, materie plastiche.
Componenti di prova:	Gomme ed elastomeri, materie plastiche.
Norme di riferimento:	<ul style="list-style-type: none"> <li>• UNI ENI ISO 868</li> <li>• UNI 4916</li> </ul>
Caratteristiche costruttive:	Lo speciale attacco rapido permette di intercambiare la testa di misurazione sia essa di tipo A o di tipo D.
Accessori:	Strumento Shore A. Strumento Shore D. Peso supplementare per Shore D.
N° posti:	1
Dimensioni:	250 mm × 250 mm × 500 mm
Peso:	5kg



Flessimetro tipo Bally a bassa temperatura:



Figura 4.9: Flessimetro Bally a bassa temperatura.

Società fornitrice:	Giuliani Tecnologie S.r.l.
Tipi di prove:	Attrezzatura idonea allo sviluppo di prove non disturbate da fonti di calore, in quanto il gruppo di trasmissione del movimento è esterno e schermato dalla cella di prova. Tutta la massa dei provini o delle soles ha temperatura costante. La discesa termica è veloce, così come il recupero della temperatura dopo l'apertura della porta per la lettura dei cicli programmati raggiunti.
Componenti di prova:	Tomai, cuoi, pelli artificiali.
Norme di riferimento:	<ul style="list-style-type: none"><li>• UNI EN ISO 5402</li><li>• EN 13512</li></ul>
Caratteristiche costruttive:	Sistema frigorifero completo di mobile portante

realizzato in lamiera di acciaio verniciato su ruote pivottanti.

Cella interna di prova in acciaio INOX 18/8.

Portello superiore su cerniere autoallineanti a perfetta tenuta con maniglione di presa.

Coibentazione interna a doppia tenuta.

Motocompressore ermetico di potenza adeguata completo dei relativi servomeccanismi.

Luce interna con lampada a 24 V.

Microswitch di sicurezza sulla porta.

Caratteristiche tecniche:	Idoneo a lavorare da temperature ambiente a -30°C circa (o altre temperature a richiesta).
Pannello di controllo:	Interruttore magnetotermico di sicurezza. Pulsante luminoso Start, Stop, gruppo movimento. Pulsante luminoso Start, Stop frigoventilatore. Pulsante luminoso luce interna. Pulsante luminoso per il posizionamento manuale gruppo porta soles. Programmatore – indicatore digitale della temperatura di prova. Contacchi elettronico digitale a 6 cifre.
N° posti:	6 – 12
Dimensioni:	Dimensioni utili interne della cella: 900 mm × 500 mm × 500 mm
Peso:	200 V, 50 Hz

Flessimetro tipo Bennewart:



Figura 4.10: Flessimetro tipo Bennewart.

Società fornitrice:	Giuliani Tecnologie S.r.l.
Tipi di prove:	Apparecchio per test di resistenza alle flessioni di soles.
Componenti di prova:	Suole, materiali per soles.
Norme di riferimento:	<ul style="list-style-type: none"><li>• UNI EN ISO 5402</li><li>• EN 13512</li></ul>
Caratteristiche costruttive:	Cabina comando realizzata in acciaio verniciato antiacido. Gruppo motoriduttore autolubrificante. Gruppo di trasmissione del movimento su cuscinetti di rotolamento schermati autocentranti. Basetta portante realizzata in acciaio. Pinze superiori ed inferiori, asta di supporto e viterie realizzate in acciaio.

## Test Effettuati sulle Calzature

---

Supporti in acciaio brunito (acciaio INOX opzionale).

Cuscinetti di tipo autocentrante schermati in acciaio anticondensa.

---

Pannello di controllo:

Interruttore generale.

Pulsante per la messa in asse automatica dei morsetti.

Contaimpulsivi – programmatore elettronico a 6 cifre con azzeramento automatico.

---

N° posti:

6

---

Alimentazione:

200 V, 50 Hz

Flessimetro tipo Ross:

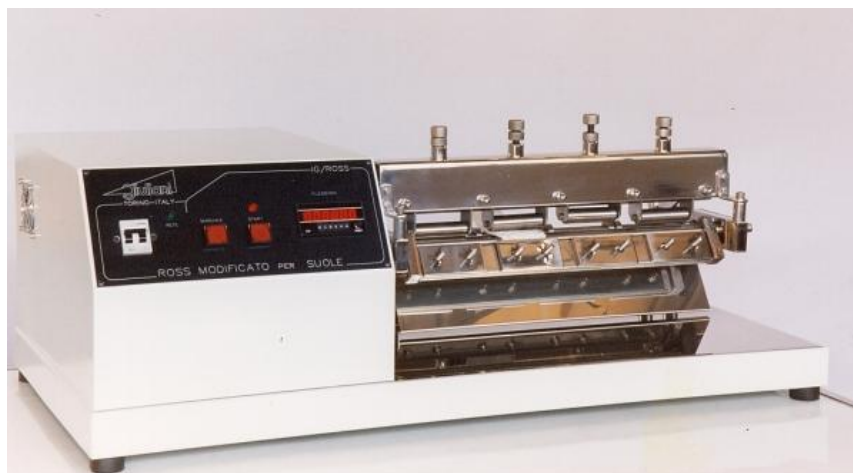


Figura 4.11: Flessimetro tipo Ross.

Società fornitrice:	Giuliani Tecnologie S.r.l.
Tipi di prove:	Apparecchiatura per le prove di flessione a 90°C.
Componenti di prova:	Suole, materiali per soles.
Norme di riferimento:	<ul style="list-style-type: none"> <li>• BS 5131-2.1</li> <li>• ISO 6907: 1984</li> </ul>
Caratteristiche costruttive:	<p>Motoriduttore autolubrificante.</p> <p>Gruppo di movimento in acciaio INOX 18/8, completo di sistema Giuliani di apertura del gruppo per un facile e perfetto posizionamento del campione.</p>
Pannello di controllo:	<p>Interruttore magnetotermico generale di sicurezza.</p> <p>Pulsanti big – touch Start, Stop.</p> <p>Programmatore elettronico digitale a 6 cifre.</p> <p>Reset.</p>
N° posti:	<p>12 per i provini.</p> <p>4 per le soles.</p>
Alimentazione:	200 V, 50 Hz

Lampada di invecchiamento:



Figura 4.12: Apparecchio per la determinazione dell'impermeabilità del cuoio della suola.

Società fornitrice:

Giuliani Tecnologie S.r.l.

Tipi di prove:

La lampada per invecchiamento accelerato alla luce artificiale è costituita da riflettori incorporati delle lampade alogene a vapori metallici, in grado di fornire una riflessione del colore brillante e naturale, con le caratteristiche precipue della luce diurna. Esse forniscono 95 lumen per Watt.

Componenti di prova:

Tessuti.

Norme di riferimento:

- UNI EN ISO 105-B02

Caratteristiche costruttive:

Lampade alogene a vapori metallici.

Lo spazio sottoposto a radiazioni complete ha diametro di 400 mm.

Il sistema di regolazione della temperatura permette di attivare automaticamente le ventole di raffreddamento interno della cella.

---

Pannello di controllo:	Interruttore generale. Pulsanti Start, Stop. Timer automatico programmabile. Termoregolatore. Ventole di circolazione aria. Reattore cavo.
N° posti:	1
Dimensioni:	1800 mm × 600mm × 600 mm
Peso:	45 kg
Alimentazione:	200 V, 50 Hz
Potenza nominale:	360 W
Potenza assorbita con reattore:	385 W
Differenza massima di tensione:	50%
Intensità di corrente:	3.5 A
Potenza luminosa:	5.6 cd
Potenza erogata:	2227.5 cd
Indice di riflessione colore:	85 RA
Temperatura colore:	6000 K

---

Permeabilità dinamica elettronico:

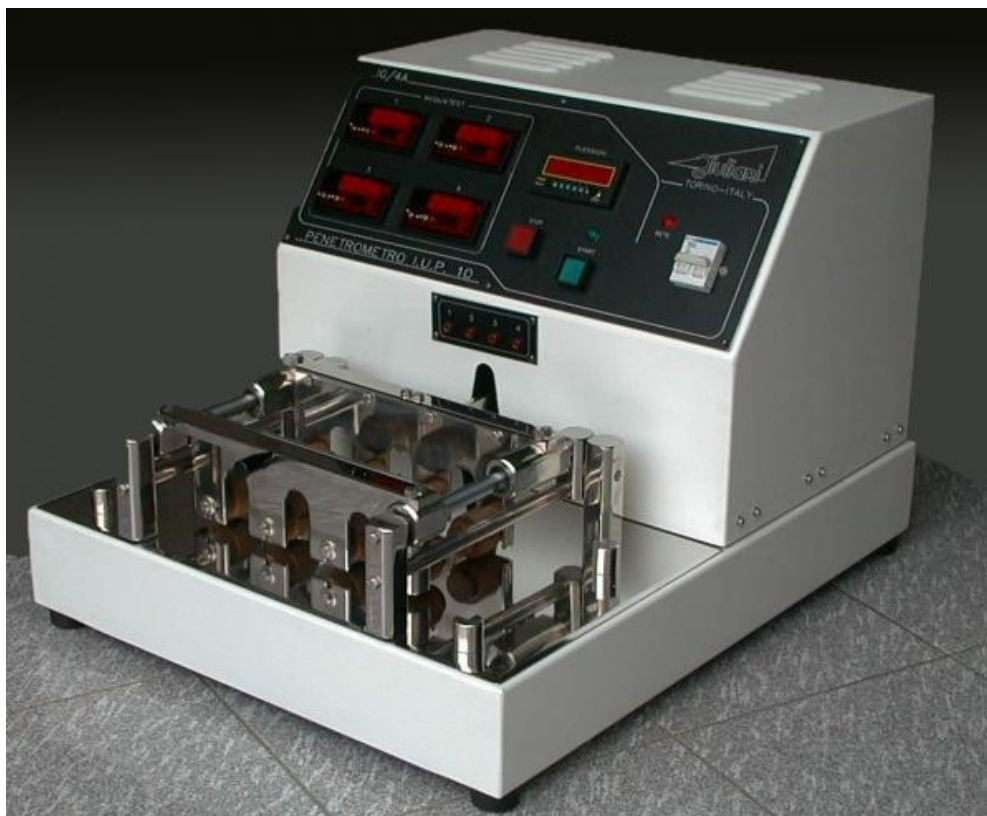


Figura 4.13: Apparecchio per la determinazione della permeabilità dinamica, elettronico.

Società fornitrice:	Giuliani Tecnologie S.r.l.
Tipi di prove:	L'apparecchiatura permette di determinare il tempo di passaggio del liquido attraverso il provino. Il sistema brevettato "Acquatest" avvisa immediatamente, con un segnale acustico, il passaggio della prima microgoccia, visualizzando il tempo effettivo d'impermeabilità del campione.
Componenti di prova:	Tomai.
Norme di riferimento:	<ul style="list-style-type: none"><li>• UNI EN 13518</li><li>• I.U.P. 10</li></ul>
Caratteristiche costruttive:	Piano portante interno in profilato di acciaio trattato, verniciato antiacido. Gruppo di prova in acciaio INOX 18/8 a 4 posti



di lavoro.

Sistema di regolazione dell'ampiezza delle flessioni secondo normative internazionali.

Gruppo porta provini sollevabile per facilitare le operazioni di inserimento del campione.

Gruppo motoriduttore di potenza adeguata.

Vaschetta porta liquido estraibile in acciaio INOX 18/8.

Sistema di pressione a salita automatica.

Sensori in acciaio INOX 18/8.

Rullo di pressione con morsetti porta provino ad attacco rapido.

---

Pannello di controllo:	Interruttore magnetotermico di sicurezza. Avviso ottico/acustico di fine prova. Pulsanti Start, Stop manuali. N° 4 sistemi Acquatest. N° 4 timer digitali. N° 4 avvisatori acustici. Strumento digitale con preimpostazione del numero di cicli.
N° posti:	4
Dimensioni:	600 mm × 800 mm × 600 mm
Peso:	50 kg
Alimentazione:	200 V, 50 Hz

---

Permeabilità al vapore d'acqua:



Figura 4.14: Apparecchio per la determinazione della permeabilità al vapore d'acqua.

Società fornitrice:	Giuliani Tecnologie S.r.l.
Tipi di prove:	Apparecchio per la determinazione della permeabilità al vapore acqueo su pelli, cuoi o materiali permeabili in genere.
Componenti di prova:	Tomai, fodere.
Norme di riferimento:	<ul style="list-style-type: none"><li>• UNI EN 13515</li><li>• I.U.P. 15</li></ul>
Caratteristiche costruttive:	Struttura portante realizzata in acciaio verniciato antiacido in resina epossidica, di adeguato spessore. Gruppo di ventilazione a norma con palette in duralluminio. Gruppo porta flaconi in duralluminio, con sistema a molla per lo sgancio dei medesimi.

## Test Effettuati sulle Calzature

---

Gruppo con frizione regolabile per il prelevamento, a fine prova, dei flaconi.

Gruppo di movimento con motoriduttore in bagno d'olio.

---

Pannello di controllo:	Interuttore magnetotermico di sicurezza. Pulsanti luminosi Start, Stop. Timer autoprogrammabile multiscale.
Accessori:	6 flaconi porta provino normalizzati.
N° posti:	6
Dimensioni:	500 mm × 650 mm × 500 mm
Peso:	25 kg
Alimentazione:	200 V, 50 Hz

---

Perspirometro:



Figura 4.15: Perspirometro.

Società fornitrice:	Giuliani Tecnologie S.r.l.
Tipi di prove:	Apparecchio per la determinazione della resistenza alla migrazione del colore per contatto.
Componenti di prova:	Tomai, fodere, solette.
Norme di riferimento:	<ul style="list-style-type: none"> <li>• UNI EN 13517</li> <li>• IUF/421-426-442</li> <li>• DIN 54 005-54 006-54 007</li> </ul>
Caratteristiche costruttive:	<p>Struttura portante realizzata in lamiera di acciaio INOX 18/8.</p> <p>Piano di appoggio su sistema elastico per il carico normalizzato e preciso su tutta la superficie di appoggio.</p> <p>Peso normalizzato in massello di acciaio INOX 18/8 con maniglia di presa.</p> <p>N° 11 inserti normalizzati in acrilico.</p>
Accessori:	Foglio in PVC per apparecchio Hydro – test.
N° posti:	1
Dimensioni:	200 mm × 150 mm × 150 mm
Peso:	5 kg

### 4.3 Prove di Laboratorio

Le prove che vengono eseguite presso il Laboratorio per il Controllo della qualità dei materiali possono essere suddivise secondo due criteri, il primo tiene conto del componente da sottoporre a prova, classificabile in calzature complete, tomaia, fodere, solette, soles, contrafforti e puntali; il secondo tiene conto del tipo di materiale che viene considerato, come le gomme e gli elastomeri, i tessuti e gli adesivi.

Test su calzature complete, tomaia e fodere:

Sulle calzature complete è possibile effettuare prove per la determinazione della resistenza al distacco della tomaia dalla suola esterna, o al distacco di strati adiacenti della suola esterna, o alla rottura da strappo di queste due parti. La procedura consiste nella misurazione della forza richiesta per separare tomaia e suola, utilizzando una macchina per prove di trazione con un carico di registrazione continuo, ovvero un dinamometro, i cui morsetti si allontanano ad una velocità di  $100 \pm 20$  mm/min. I tipi di costruzione per la verifica dell'adesione tomaia – suola prevedono dei provini, prelevati dalle calzature, di diverse dimensioni: larghi circa 25 mm e lunghi circa 15 mm senza soletta, larghi circa 10 mm e lunghi almeno 50 mm con un distacco iniziale della tomaia dalla suola di 10 mm, larghi circa 15 mm e lunghi almeno 50 mm con gli strati della suola con un distacco iniziale di 10 mm. I provini devono, inoltre, essere sottoposti ad un processo di invecchiamento a  $50^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  per sette giorni e condizionati per almeno 24 ore prima della prova.

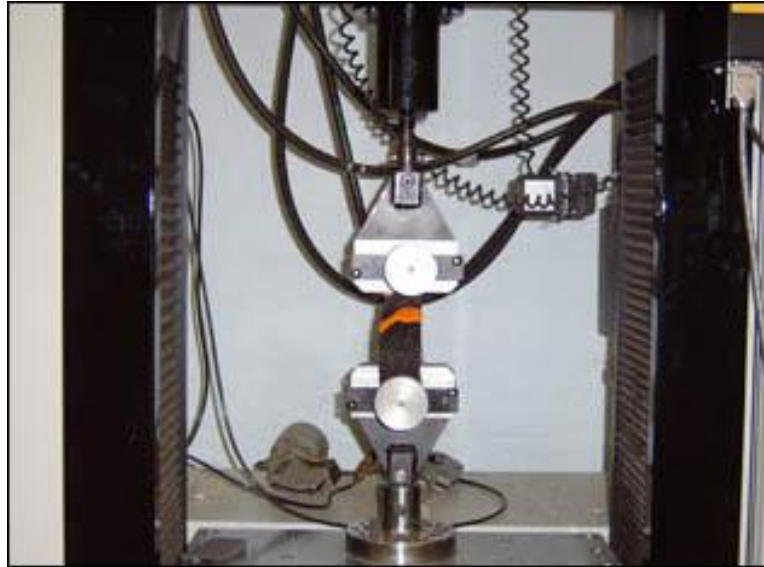


Figura 4.16: Test con dinamometro su un campione di tomaia.

Un ulteriore test realizzabile sulla calzatura completa consiste nella determinazione della resistenza di quest'ultima all'acqua. La scarpa viene immersa in una vasca contenente dell'acqua, profonda fino ad un livello di circa 5 mm sopra la giunzione tomaia/suola, e ivi subisce un numero misurato di flessioni, atte a simularne la deambulazione; l'entità dell'ingresso d'acqua è determinata mediante ispezione visiva ed al tatto.



Figura 4.17: Analisi della permeabilità all'acqua della calzatura sportiva.

Utilizzando il flessimetro Bally, normale o per le basse temperature, si possono eseguire prove per la determinazione della resistenza alle flessioni di tomaie e fodere. I provini vengono fissati alla macchina, dove viene simulato il danneggiamento causato dal piegamento verso l'interno della mascherina della tomaia, tramite dei morsetti, che oscillano a velocità costante. Si può eseguire il test con provini a secco o ad umido, a temperatura ambiente o, con provini a secco, a temperature sotto lo zero.

I campioni devono essere rettangolari di dimensioni  $(70 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}) \times (45 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm})$  e, prima della prova, devono essere posti in un ambiente con atmosfera controllata per almeno 24 ore; il numero comunemente utilizzato di flessioni è 70'000 per i provini asciutti e 20'000 per quelli umidi.

Dopo un numero di cicli prestabilito, si esegue un esame visivo della gravità del danneggiamento.



Figura 4.18: Flessimetro Bally a temperatura ambiente con provini rettangolari di tomaia.

Su tomaie, fodere e solette si può determinare la loro resistenza all'abrasione a umido e a secco, utilizzando un abrasimetro di tipo Martindale, al fine di valutarne l'utilizzo finale.

Sei provini circolari, sottoposti ad una pressione costante di  $12 \pm 0.2 \text{ kPa}$ , vengono sfregati contro pezzi di un tessuto abrasivo e contro una carta abrasiva di riferimento,

due dei quali umidi e due secchi. Il provino è bloccato lungo il bordo ed ha una parte piana circolare esposta di area pari a  $645 \pm 5$  mm, il movimento relativo tra questo e l'abrasivo è un moto ciclico complesso che produce strofinio in tutte le direzioni; la prova viene interrotta dopo un numero prestabilito di cicli e si valuta il danno subito dal campione.

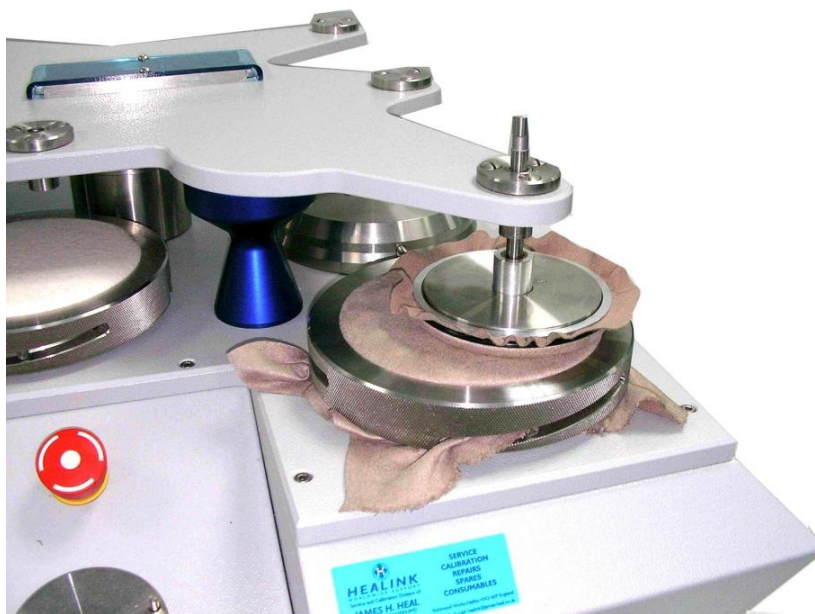


Figura 4.19: Abrasimetro di tipo Martindale durante un test di prova.

Fodere e solette vengono, inoltre, sottoposte a prove per l'analisi dell'invecchiamento provocato dalla traspirazione umana: mediante l'utilizzo di vari strumenti di laboratorio, un provino quadrato, con lato pari a  $60 \pm 20$  mm, dopo essere stato condizionato almeno un giorno prima della prova, viene posto in un recipiente contenente una soluzione acida alcalina di sudore artificiale. In seguito, viene inserito in una stufa termostata a  $35^{\circ}\text{C}$  per 24 ore e, una volta estratto, il campione deve essere lasciato per altre 24 ore in atmosfera normalizzata. Questo procedimento va ripetuto cinque volte.

Test di prova su soles e materiali per soles:

Grazie all'utilizzo di un flessimetro Ross, è possibile analizzare il comportamento di soles e dei materiali che le compongono in seguito a flessioni ripetute. Per questo



test si utilizzano tre provini, uno per ogni direzione principale del campione, larghi 25 mm, lunghi 150 mm e con spessore che può valere: 3.0 mm, 5.0 mm, 7.0 mm, 10.0 mm o 15.0 mm. Un provino, a cui viene praticato un piccolo intaglio con un apposito punzone, è ripetutamente flesso con un angolo di 90° su un mandrino; l'incremento in ampiezza di questo intaglio fornisce una misura della tendenza del materiale a rompersi. Si può anche flettere un campione a cui non è praticato l'intaglio, per valutare l'eventualità che si presentino una o più rotture nel punto di flessione.

Per determinare, invece, la rigidità longitudinale delle soles intere a flessioni ripetute, si utilizza un flessimetro Bennewart: il provino, che in questo caso è costituito dalla suola stessa, subisce delle flessioni alla velocità di curvatura di  $100 \pm 10$  mm/min, fino ad un angolo massimo di 45° e viene registrata la forza applicata.



Figura 4.20: Test su soles di calzature con flessimetro Bennewart.

Per determinare la resistenza alla trazione e all'allungamento delle soles si utilizza il dinamometro: un provino, lungo tra i 20 o 25 mm, viene fissato tra i due morsetti della macchina di trazione, i quali vengono separati con una velocità costante di  $100 \pm 10$  mm/min e tramite un registratore grafico vengono valutate la tensione e la deformazione. Per soddisfare i requisiti commerciali, la suola alla fine del test deve

presentare una resistenza a trazione maggiore o uguale a  $10 \text{ N/mm}^2$  e un allungamento a rottura compreso tra il 18% e il 30%.

Con lo stesso strumento, ovvero il dinamometro, è possibile verificare la resistenza a lacerazione delle soles, posizionando un provino, con un singolo intaglio (per formare due lembi) tra i due morsetti, in modo che l'intaglio risulti parallelo all'asse della macchina. I morsetti vengono separati alla velocità di  $100 \pm 10 \text{ mm/min}$ , affinché la propagazione della lacerazione si estenda fino al bordo del provino; si registrano quindi la forza iniziale di lacerazione, le forze media e massima richieste per continuare la lacerazione ed il tipo di lacerazione stessa.

I provini devono essere rettangolari, di dimensioni  $100 \text{ mm} \times 15 \text{ mm}$ , con spessore di 2.0 mm per le soles compatte polimeriche ed elastomeriche e di 4.0 mm per quelle in materiale semiespanso e cellulare.



Figura 4.21: Prova di durezza effettuata su una suola completa.

Su gomme, elastomeri e materie plastiche vengono effettuati test per determinarne le rispettive durezze per penetrazione di un durometro (durezza Shore): un penetratore è forzato ad entrare nel materiale sottoposto a prova, in modo da misurare la profondità

di penetrazione, che è inversamente proporzionale alla durezza, che, a sua volta, dipende dal modulo elastico e dalle proprietà viscoelastiche del materiale.

Si effettuano le misure di durezza in cinque differenti posizioni sul provino, a distanza di almeno 6 mm, e se ne determina il valore medio; lo spessore del provino deve essere almeno di 4 mm e la sua superficie deve essere piana per permettere l'appoggio su un'area di almeno 6 mm attorno al punto di penetrazione.

**Bibliografia Quarto Capitolo:**

AA. VV., “Un laboratorio specializzato nel controllo dei materiali per il settore calzaturiero”, Distretto Calzaturiero Veneto, 2006.

S. Schwanitz, S. Moser, S. Odenwald, “Comparison of test methods to quantify shock attenuating properties of athletic footwear”, *Procedia engineering*, Vol. 2, 2010, pp. 2805 – 2810.

[www.giuliani.it](http://www.giuliani.it)

[www.politecnicocalzaturiero.it](http://www.politecnicocalzaturiero.it)

# CAPITOLO QUINTO

## METODO DEGLI ELEMENTI FINITI

### PER IL PROGETTO DELLA

### CALZATURA

#### **5.1 Metodologia per la modellazione 3D**

Molti problemi e/o disturbi che colpiscono il piede, come per esempio il piede diabetico o artritico, la patologia del piede piatto, distorsioni della caviglia, fratture delle ossa o altre lesioni connesse allo sport, finora hanno determinato un significativo importo di spese mediche e le loro principali cause, spesso, sono legate alle elevate pressioni esercitate sul piede, ma anche a calzature inadatte.

Una chiara immagine del meccanismo di redistribuzione delle forze applicate alla struttura del piede e della caviglia può aiutare a prevedere la situazione di carico e capire la logica biomeccanica alla base delle differenti terapie e della progettazione di calzature funzionali.

Gli studi sperimentali effettuati sul piede e la caviglia spesso sono stati limitati allo studio delle pressioni plantari e al movimento dell'articolazione tibio – tarsica, mentre risulta rara la valutazione dei movimenti delle ossa interne e dei tessuti molli, a causa della mancanza di un'adeguata tecnologia e dell'evidente natura invasiva che tali misure richiederebbero come approccio.

Al fine di migliorare tali inadeguatezze, molti ricercatori si sono indirizzati verso metodi computazionali per ottenere informazioni che potessero integrare i dati ottenuti mediante procedure cliniche standard, per una interpretazione più accurata di un problema clinico. Metodi di modellazione computazionale, come quello agli elementi finiti (FE), sono stati utilizzati in molte ricerche biomeccaniche con grande successo, grazie alla loro capacità di modellare strutture aventi geometrie irregolari, con differenti proprietà materiali e grazie alla loro facilità di simulare complicate

condizioni di vincolo e di carico sia in analisi statiche che dinamiche. In merito al piede umano, il metodo agli elementi finiti permette la previsione delle pressioni plantari e del movimento delle ossa e delle articolazioni, offrendo informazioni aggiuntive sulla distribuzione delle deformazioni e delle tensioni interne al complesso piede – caviglia.

Lo sviluppo di un modello FE del piede geometricamente dettagliato è cominciato negli ultimi anni novanta e, grazie a questi modelli tridimensionali esistenti in letteratura (Bandak, 2001; Chen, 2001; Gefen, 2000; Jacob, 1999), sono state possibili nuove teorie riguardo alla redistribuzione dei carichi e delle pressioni all'interno dell'arto inferiore. Tuttavia, questi modelli sono stati realizzati tramite alcune ipotesi semplificative, come per esempio una parziale semplificazione della forma del piede, 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.

Lo studio descritto di seguito, condotto da Antunes et al. (2007), illustra come il software MIMICS<sup>®</sup> 9.1 ha aiutato i ricercatori nel generare, rapidamente e facilmente, un preciso modello di piede 3D dettagliato anatomicamente per l'analisi dell'elemento finito non lineare, efficace per conoscere la distribuzione della pressione sui piedi e le sue implicazioni per il comfort umano, il quale può essere migliorato indossando solette delle scarpe che siano ottimizzate meccanicamente per sostenere il peso del corpo senza differenze sui piedi e al tempo stesso agire da riduttori della pressione di contatto nelle zone plantari a rischio.

Il primo passo, relativo alla definizione antropometrica del piede, è una scansione mediante tomografia computerizzata (Computed Tomography o CT) della regione dell'arto inferiore di un uomo di 26 anni, utilizzando l'apparecchiatura Philips<sup>®</sup> Brilliance CT. I dati medici ottenuti dalla scansione tomografica, cioè le immagini DICOM, vengono elaborati con il sistema di controllo interattivo delle immagini mediche, MIMICS<sup>®</sup> 9.1, che permette di ottenere il primo modello 3D utilizzando la tecnica di segmentazione della densità.

Il primo prototipo così generato, viene esportato in un file \*.STL che consente la modellazione CAD tramite il software CATIA<sup>®</sup>, permettendo il montaggio delle diverse componenti ricostruite mediante MIMICS<sup>®</sup> ed alcune operazioni geometriche

tridimensionali. Infine, il modello CAD è importato nel pacchetto FEM/FEA (Finite Element Method / Finite Element Analysis) non lineare (ABAQUS® 6.6.1).

Il modello viene quindi preparato per l'analisi non lineare, esattamente attraverso la definizione di carichi, delle condizioni limite, delle proprietà dei diversi materiali, dei vincoli cinematici e attraverso un processo di discretizzazione agli elementi finiti, cioè mediante la costruzione di una delle mesh con elementi 3D.

La metodologia per la modellazione del piede 3D è rappresentata in Figura 5.1.

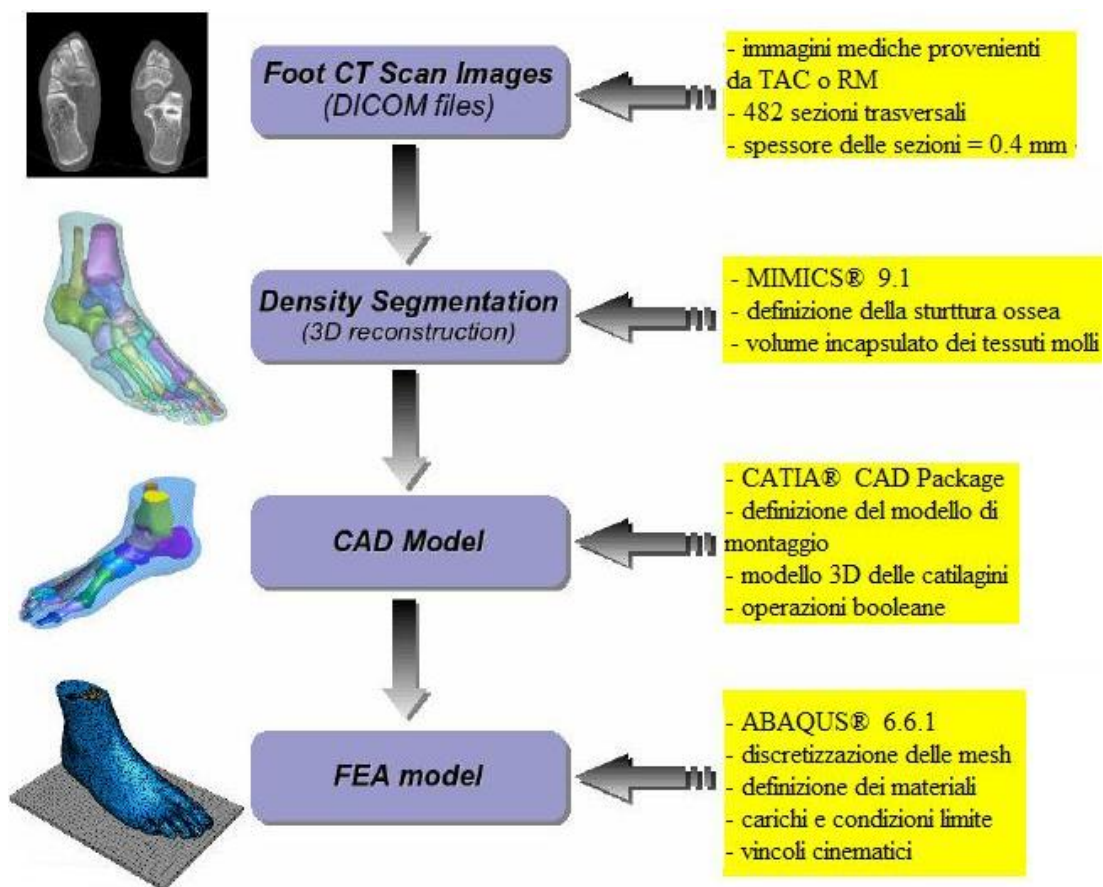


Figura 5.1: Metodologia per la modellazione.

Generazione dati di immagini mediche:

La scansione CT viene eseguita su un uomo di 26 anni del peso di 75 kg, tramite l'apparecchiatura Philips® Brilliance CT. Viene effettuata su entrambi i piedi nella postura neutrale, in cui sono presenti le tensioni e pressioni minori su tendini, muscoli e ossa ed è definita da 482 scansioni di sezioni trasversali mediante fette con uno spessore pari a 0.4 mm e campo visivo di 346 mm. Le immagini mediche che

vengono esportate dall'apparecchiatura CT con un formato DICOM, di area  $1024 \times 1024$  pixels. L'elevata risoluzione delle immagini, associata alla piccola distanza tra ogni sezione, assicura una buona definizione geometrica del primo modello 3D nelle operazioni future di segmentazione della densità.



Figura 5.2: Attrezzatura Philips® Brilliance CT per la scansione tomografica del piede.

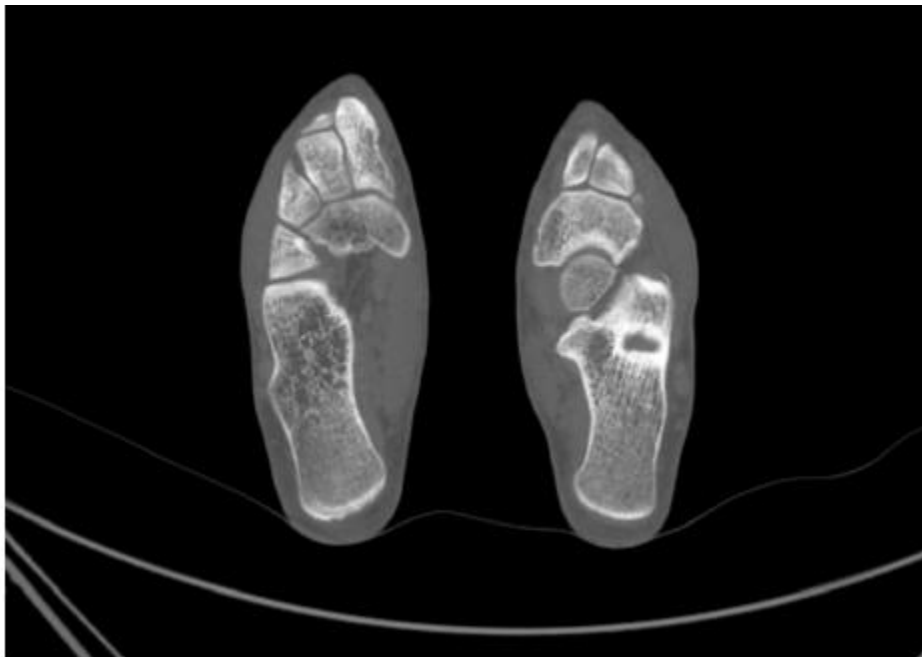


Figura 5.3: Immagine della scansione CT.



Segmentazione della densità (ricostruzione 3D):

Per la ricostruzione del primo modello 3D antropometrico (struttura ossea e volume incapsulato dei tessuti molli) viene utilizzato il software MIMICS<sup>®</sup> 9.1 di controllo interattivo delle immagini mediche.

Le immagini DICOM, ottenute dalla scansione CT, sono costituite da pixels con differenti gradazioni di grigio. Le zone con differenti intensità corrispondono a materiali con diverse densità presenti nella struttura anatomica del piede, ossia tessuti molli, ossa e cartilagini. Si può notare come dall'analisi CT sia possibile distinguere anche i tendini e i legamenti, ma al momento queste due strutture non vengono considerate nella ricostruzione 3D.

Per ciascun segmento osseo, la maschera di segmentazione viene separata utilizzando la modifica manuale e lo strumento di ingrandimento della regione, a questo punto ad ogni osso viene associata una maschera che può essere distinta in base a diversi colori applicati.

La ricostruzione dei volumi incapsulati dei tessuti molli risulta più veloce e facile a causa della grande differenza di densità tra i tessuti molli stessi e l'aria circostante. Gli spazi tra le ossa, che generalmente sono occupati dalla cartilagine e dal liquido sinoviale, non seguono il processo di segmentazione: le cartilagini vengono modellate separatamente mediante un programma CAD che permette una differenziazione nella zona posteriore, necessaria per una giusta assegnazione delle differenti proprietà dei materiali e per la corretta definizione dei vincoli cinematici nel modello FE.

Le diverse fasi compiute per la ricostruzione 3D utilizzando la tecnica di segmentazione della densità con il software MIMICS<sup>®</sup> 9.1 sono riportate di seguito:

- importazione dei dati medici (immagini DICOM): il software MIMICS<sup>®</sup> 9.1 consente l'importazione automatica di 482 porzioni di immagini provenienti dalla tomografia computerizzata. Un pixel di dimensione 0.338 mm è automaticamente calcolato, considerando la risoluzione dell'immagine iniziale di  $1024 \times 1024$  pixels. La dimensione dei pixel e la distanza tra le varie immagini, pari a 0.4 mm, garantiscono la corretta riproducibilità dimensionale del modello generato durante il processo di segmentazione. Per ridurre al minimo la dimensione del progetto e massimizzare il rendimento

del processo di ricostruzione tridimensionale, viene effettuata un'operazione di spuntatura al fine di eliminare le parti di immagini del piede sinistro, concentrando così le attenzioni sul modellamento dell'area del piede destro.

- sogliatura: questo metodo per segmentare un'immagine si basa sull'unità di Hounsfield (HU): l'unità di misura della densità elettronica, la cui scala comprende 2001 diverse tonalità di grigio, dal nero al bianco. La densità dell'aria assume un valore di -1000 HU, l'acqua vale 0 HU e l'osso compatto vale +1000. Alla sogliatura, utilizzata per separare ciascun osso dalla struttura ossea generale, al fine di includere sia le ossa trabecolari che quelle corticali ed escludere invece le regioni cartilaginee, viene impostato un limite inferiore a 250 HU ed un limite superiore a 2000 HU.
- maschera di segmentazione della densità: per ogni osso, viene creata una maschera singola ed individuale. Questo processo permette la generazione a posteriori di file geometrici indipendenti e di modelli 3D. Vengono inoltre effettuate alcune operazioni manuali per eliminare pixels residui corrispondenti alle regioni cartilaginee e alle falangi e per il riempimento delle cavità, in modo da escludere alcuni vuoti alla maschera della densità, al fine di ottenere un modello 3D di base indipendente ed agevole.
- sviluppo delle parti: questo processo permette di scindere la segmentazione in parti differenti e separate, dove ogni parte corrisponde ad una maschera, che può essere distinta applicandovi colori diversi. Affinchè questa separazione sia possibile, bisogna che maschere adiacenti non siano connesse da pixels residui. Queste operazioni sono svolte in ognuna delle 482 immagini acquisite e alla fine, per la completa definizione della struttura ossea e dei tessuti molli, vengono definite 30 diverse regioni.

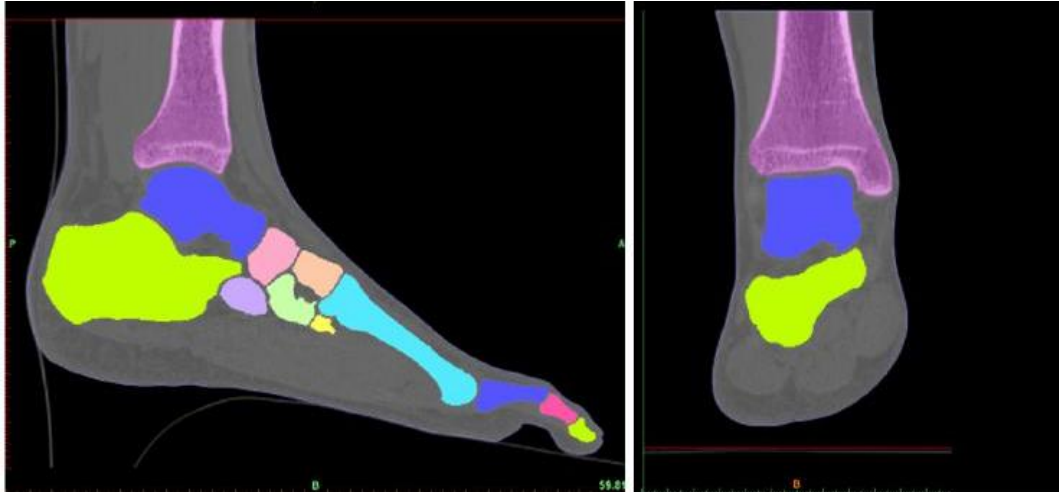


Figura 5.4: Vista sagittale e sezione coronale del piede in MIMICS®.

Ad ogni osso è applicata una maschera di diverso colore.

- ricostruzione 3D: le maschere generate in precedenza vengono utilizzate per sviluppare un modello 3D di ogni osso e di ciascun volume incapsulato di tessuto molle. La ricostruzione 3D si basa sulla tecnica di interpolazione 3D che trasforma l'immagine 2D in un modello tridimensionale. Per questa specifica ricostruzione, è stata utilizzata un'interpolazione dei livelli di grigio associata alla precisione dell'algoritmo per raggiungere una rappresentazione dimensionale più accurata della struttura del piede.

Ogni regione viene in seguito ricostruita al fine di ottenere tutte le ossa e i volumi dei tessuti molli che definiscono geometricamente la struttura del piede; ogni modello è esportato in formato \*.STL per permettere le future elaborazioni CAD.

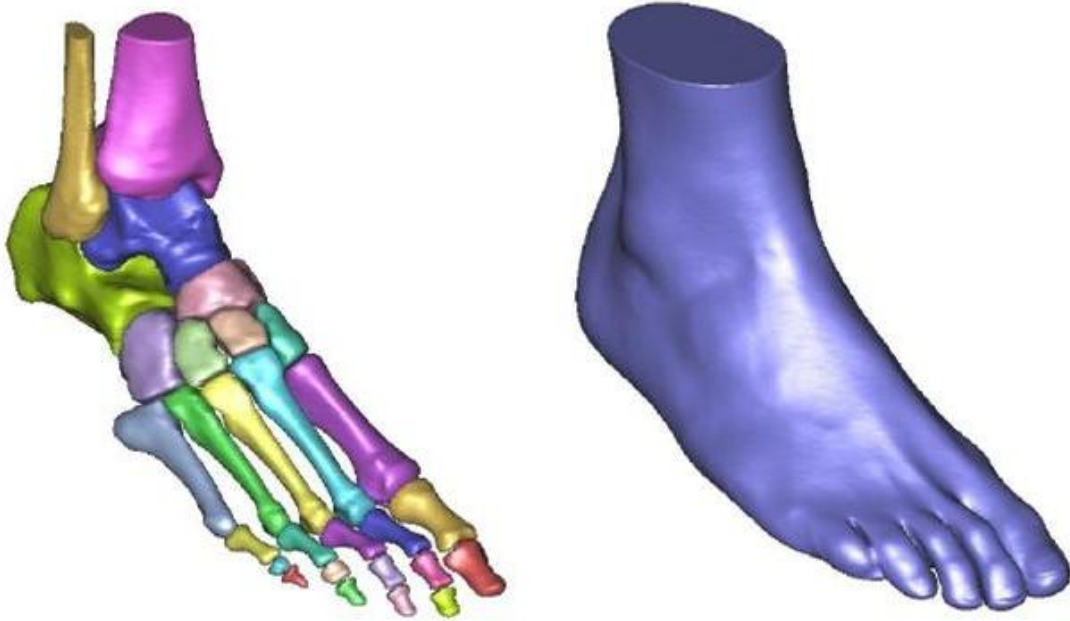


Figura 5.5: Struttura ossea assemblata e modello dei tessuti molli.

La posizione relativa delle differenti parti che costituiscono il modello assemblato di base e un taglio della sezione trasversale del modello del piede sono mostrati in Figura 5.6.

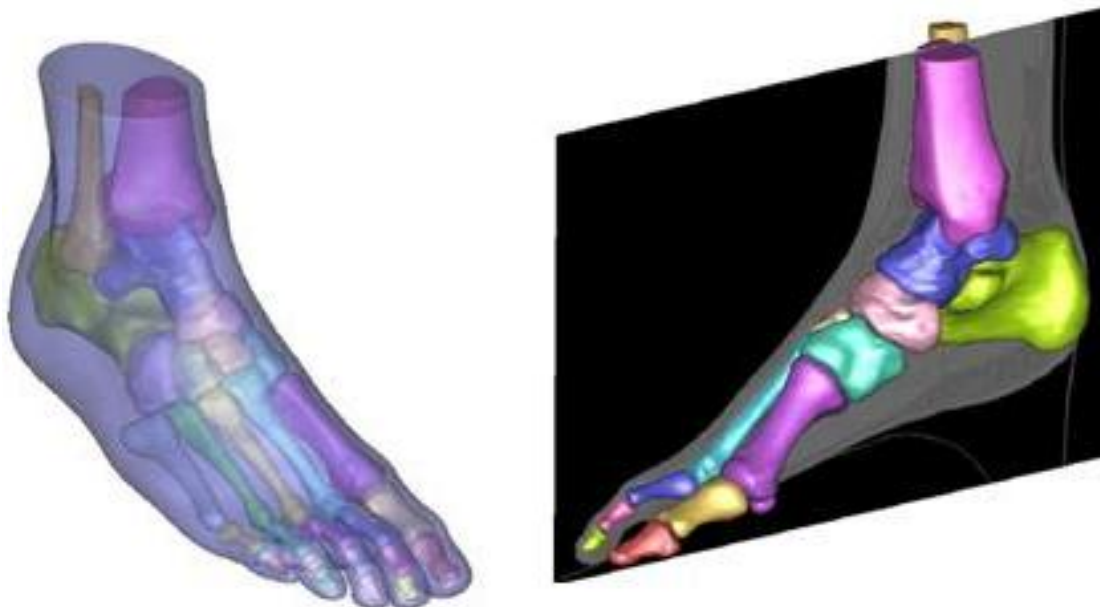


Figura 5.6: Modello 3D della struttura ossea e del tessuto molle, a sinistra. Sezione trasversale del modello del piede, a destra.

### Modellazione CAD 3D:

I file \*.STL generati in MIMICS® vengono importati nel pacchetto CAD CATIA®, in seguito le diverse parti importate vengono assemblate insieme.

Le cartilagini, che non erano state ricostruite precedentemente, ora vengono modellate in modo da connettere le ossa e riempire gli spazi cartilaginei. In seguito sono eseguite delle operazioni booleane sul volume, per ottenere un volume dei tessuti molli che corrisponde alla sottrazione, dal modello completo, della struttura ossea con le cartilagini. Questa procedura assicura il perfetto allineamento delle superfici esterne del modello, importante per la futura generazione del modello agli elementi finiti.

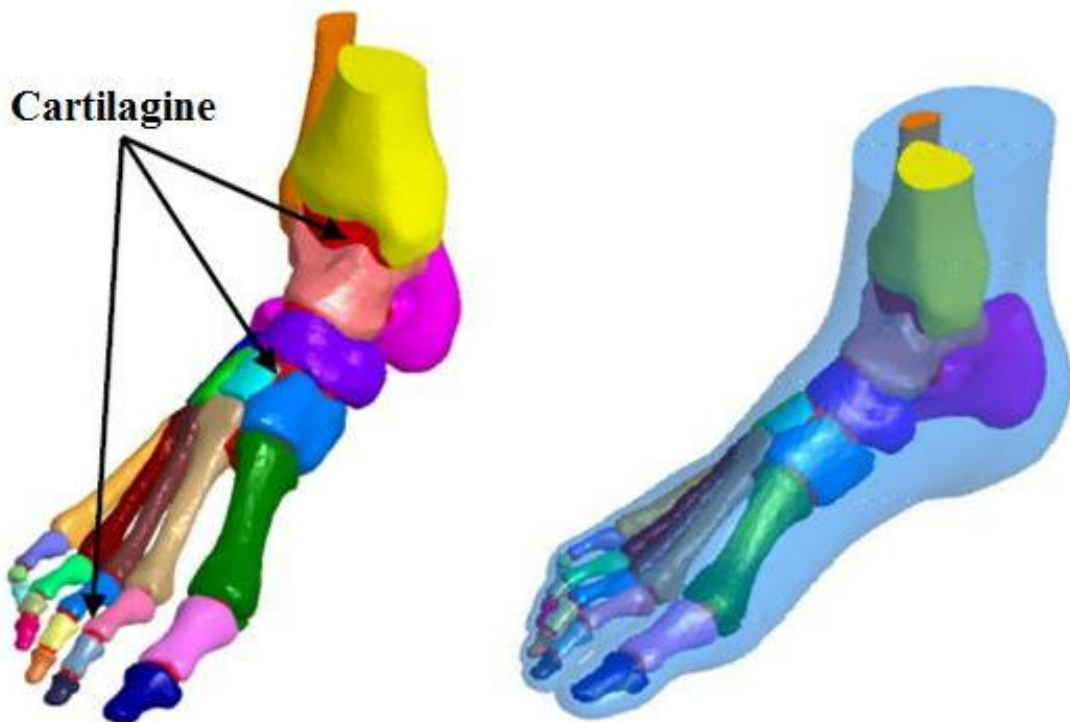


Figura 5.7: Struttura ossea e cartilagini, a sinistra. Struttura ossea, cartilagini e tessuto molle, a destra.

### Costruzione del modello FE non lineare:

In seguito, il modello CAD della struttura ossea del piede è importato nel pacchetto FEA non lineare ABAQUS® 6.6.1.

Il modello FE non lineare consiste di 28 segmenti ossei, comprensivo dei segmenti distali di tibia e perone e le 26 ossa del piede, connessi tra loro da cartilagine modellata, come mostra Figura 5.8.

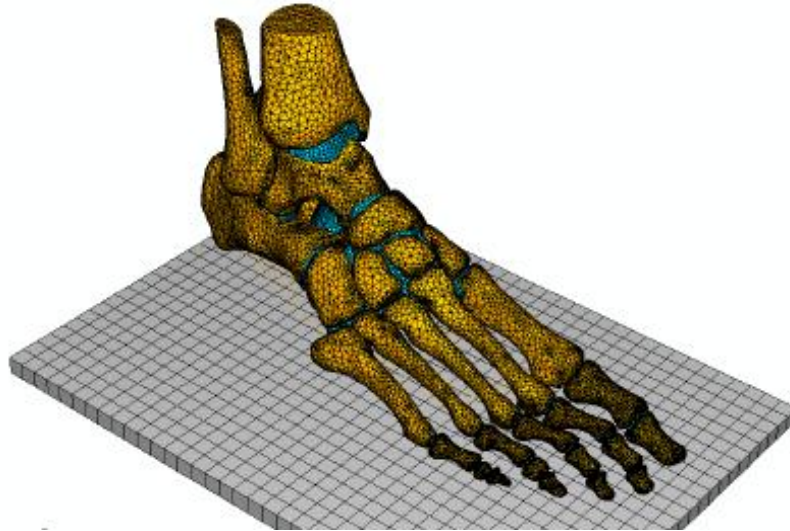


Figura 5.8: Mesh della struttura ossea e delle cartilagini.

La mesh del volume incapsulato di tessuto molle è rappresentata in Figura 5.9: la struttura ossea e cartilaginea vengono, quindi, vincolate tra loro a formare un'unica struttura con regioni di materiali differenti. Questa struttura viene in seguito fusa al volume di tessuto molle, attraverso la definizione di una matrice connessa a vincoli cinematici.

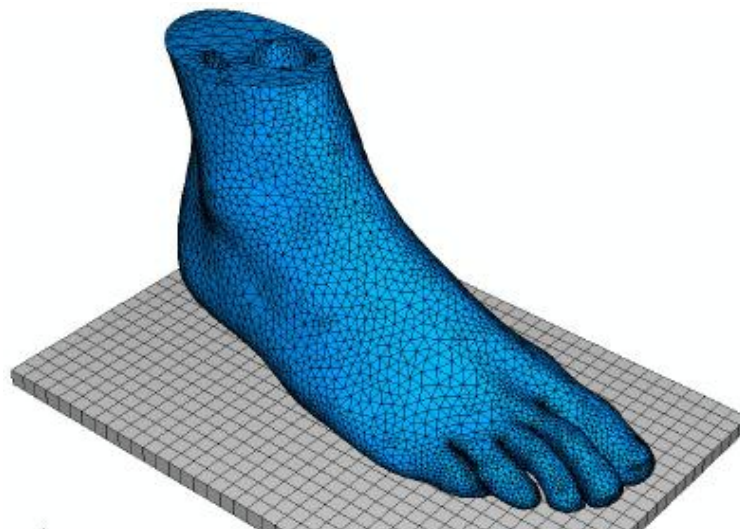


Figura 5.9: Mesh del volume incapsulato del tessuto molle.

Nel modello FE vengono inclusi pure i 72 legamenti del piede, tra cui anche la fascia plantare ed il tendine di Achille, grazie alla definizione rispettivamente di fascio e connettori assiali. La fascia plantare è una delle maggiori strutture stabilizzanti dell'arco longitudinale del piede umano ed è in grado di sopportare alte tensioni durante l'applicazione di un peso all'arto inferiore (Cheung et al., 2004). Nel modello FE, la fascia plantare viene geometricamente semplificata e divisa in cinque separate sezioni (raggi).

La definizione geometrica del tendine di Achille mediante connettori assiali, permette la simulazione dei carichi applicati alla zona calcaneare durante la fase di appoggio mediante sei elementi connettori.

Per discretizzare il modello della struttura del piede è possibile utilizzare elementi tridimensionali variabili per topologia ed impostazioni; però la complessità della geometria del piede non permette l'uso di elementi esaedrici, che in genere offrono maggiore accuratezza nella progettazione con minori costi computazionali. Per questo motivo vengono invece utilizzati elementi tetraedrici per le mesh del modello, che risultano essere più versatili nel seguire le irregolarità delle forme della struttura ossea e dei tessuti molli. Elementi con formulazione ibrida, invece, assicurano vincoli quasi incompressibili per il comportamento meccanico elastico non lineare dei tessuti molli; viene poi modellato un piano rigido con lo scopo di simulare il suolo.

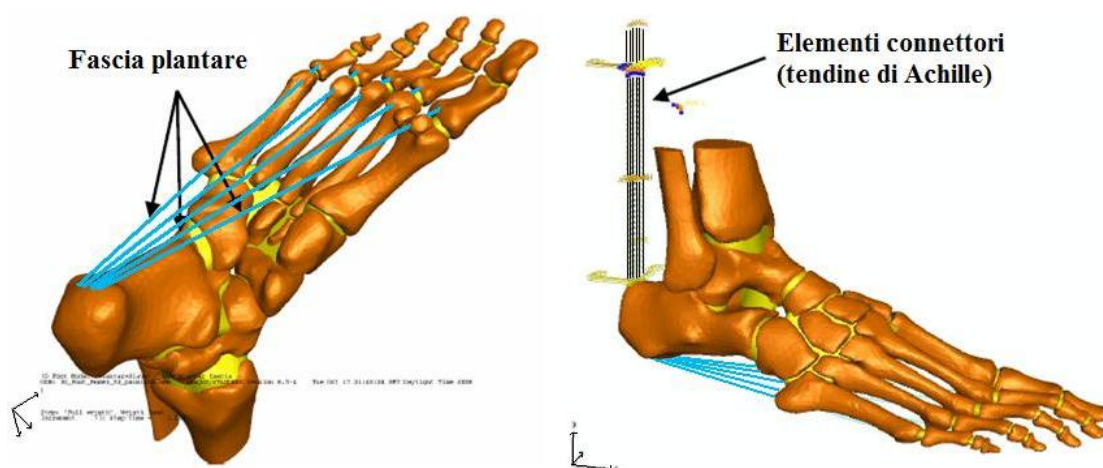


Figura 5.10: Modello della fascia plantare, a sinistra. Modello del tendine di Achille, a destra.

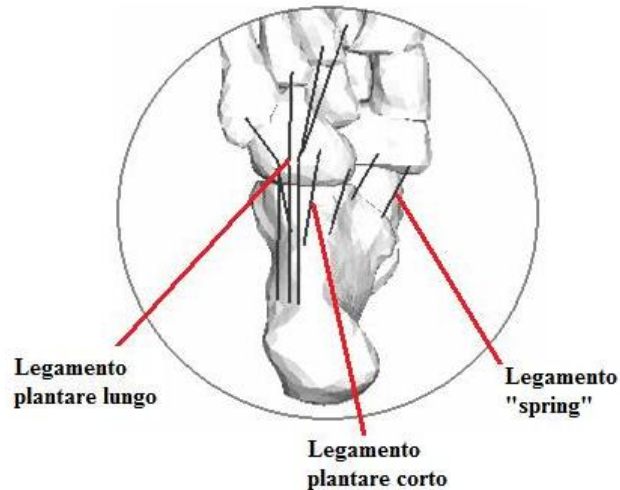


Figura 5.11: Punti di attacco dei legamenti nel modello FE.

L'interfaccia piede / suolo è definita tramite una superficie di contatto, che permette la trasmissione dei carichi tra il piano di supporto (terreno) ed il modello del piede, oltre che la generazione di un campo di pressioni di contatto dell'area plantare; viene definita, inoltre, una taccia di scivolamento connessa ad un nodo della superficie di contatto in modo da simulare il comportamento di interazione tangenziale. Utilizzando il criterio di Coulomb, o dell'attrito interno, il coefficiente di attrito tra piede e suolo viene quindi impostato ad un valore pari a 0.6.

### **Carichi applicati e condizioni limite:**

Al punto di riferimento del piano di supporto viene applicata una forza verticale corrispondente a metà del peso corporeo e, all'estremità degli elementi connettori assiali, vengono applicati dei carichi per simulare il comportamento del tendine di Achille nella posizione di equilibrio in piedi. La valutazione dei carichi e cui è sottoposto il tendine di Achille non è sperimentalmente misurabile, e per questa ragione, infatti, vengono utilizzati alcuni presupposti analitici derivanti da letteratura (A. Simkin, 1982; Cheung et al., 2005), i quali stimano che il carico nel tendine di Achille è compreso tra un mezzo e due terzi del peso totale applicato al piede: un individuo di 75 kg è soggetto ad una forza di reazione verticale pari approssimativamente a 375 N su ogni piede.



Nello studio qui analizzato da Antunes et al., sono considerati due differenti tipi di carichi: in un primo caso si considera un puro carico verticale di compressione definito da una forza verticale di 375 N, applicata al punto di riferimento del terreno. Il secondo tipo di carico considera simultaneamente, invece, sia la forza applicata al calcagno dal tendine di Achille, sia la forza di reazione del suolo, al fine di simulare al meglio la condizione di equilibrio statico: in base al modello di Simkin (1982), viene quindi calcolata, per la forza del tendine di Achille, una grandezza di 187.5 N. Tibia e perone, e la superficie superiore del tessuto molle, durante il tempo di analisi, vengono fissati insieme attraverso un vincolo cinematico, mentre al punto di carico di riferimento del terreno vengono applicate le condizioni limite, permettendo il movimento univocamente nella direzione verticale.

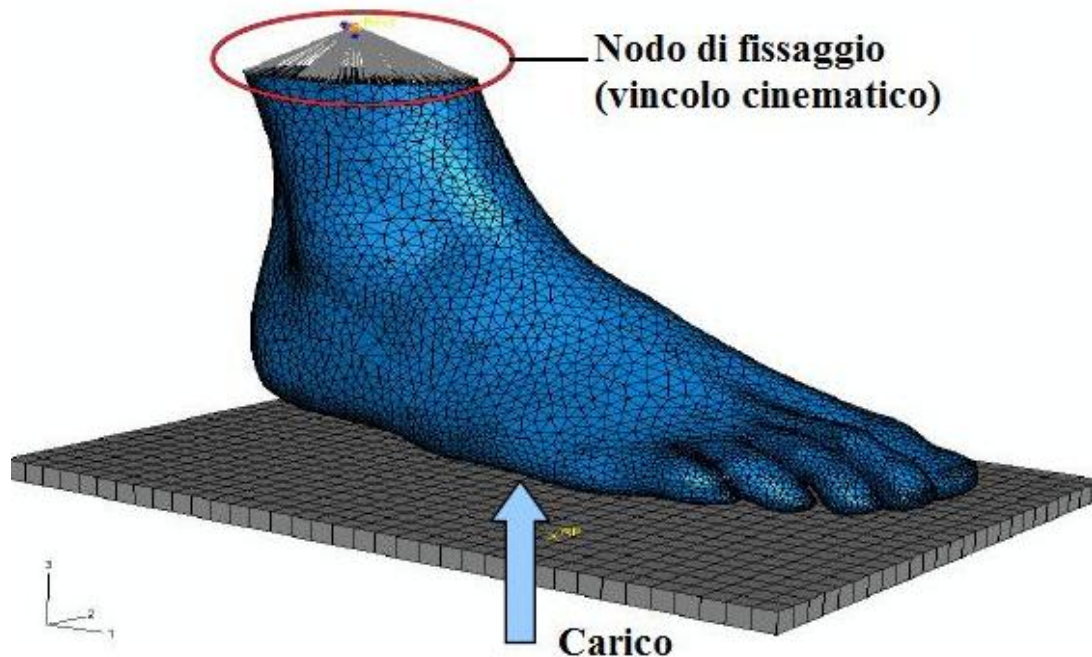


Figura 5.12: Applicazione del carico e condizioni limite.

### Proprietà dei materiali:

Tutti i materiali utilizzati nel modello FE sono considerati isotropi e con caratteristica elastico – lineare, ad eccezione del tessuto molle le cui proprietà meccaniche sono caratterizzate da un comportamento elastico non – lineare. Il comportamento del tessuto osseo è lineare con modulo di Young e modulo di Poisson rispettivamente pari a 7300 MPa e 0.3; questi valori sono stati ottenuti

valutando l'elasticità dell'osso corticale e trabecolare, in accordo con gli studi condotti da Nakamura et al. (1981).

Le proprietà meccaniche delle cartilagini (Athanasίου et al., 1998) e della fascia plantare sono state, invece, scelte da letteratura (Shanti et al., 1999; A. Gefen, 2003; Cheung et al., 2005).

<b>Componenti</b>	<b>Topologia</b>	<b>Formulazione</b>	<b>Modulo di Young E (MPa)</b>	<b>Modulo di Poisson <math>\nu</math></b>	<b>Area sezione trasversale (mm<sup>2</sup>)</b>
Struttura ossea	Tetraedri 3D	Lineare	7300	0.3	–
Cartilagine	Tetraedri 3D	Lineare	10	0.4	–
Tessuti molli	Tetraedri 3D	Lineare, ibrida	Iperelastico	$\approx 0.5$	–
Tendine di Achille	1D	Elementi connettori assiali	17'000	–	–
Legamenti	1D	Elemento fascio	260	–	18.4
Fascia plantare	1D	Elemento fascio	350	–	58.6
Suolo	Quadrilatero 3D	Elemento rigido	17'000	–	–

Tabella 5.1: Proprietà dei materiali e formulazione / topografia degli elementi.

Nello specifico, la definizione del comportamento meccanico elastico non – lineare, per i tessuti molli, è stata formulata sulla base di dati uniassiali ricavati dai grafici tensione – deformazione di test in vivo del tallone (Lemmon et al., 1997). Questa impostazione non – lineare del materiale serve ad ottenere un modello più accurato del comportamento meccanico del tessuto molle nelle aree dove la deformazione di tale tessuto è maggiore e di conseguenza non governato da una risposta meccanica lineare.

Per ottenere i parametri relativi al tessuto molle, si utilizza un polinomio di secondo grado dell'energia potenziale di deformazione:

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

Dove U è l'energia di deformazione per unità di volume;  $C_{ij}$  e  $D_i$  sono i parametri del materiale (vedere Tabella 5.2);  $\bar{I}_1$  e  $\bar{I}_2$  sono la prima e la seconda parte invariante deviatorica della deformazione e  $J_{el}$  è il rapporto elastico del volume.

$C_{10}$	$C_{01}$	$C_{20}$	$C_{11}$	$C_{02}$	$D_1$	$D_2$
0.08556	-0.05841	0.03900	-0.02319	0.00851	3.65273	0.00000

Tabella 5.2: Coefficienti del materiale iperelastico utilizzati per il tessuto molle (non – lineare).

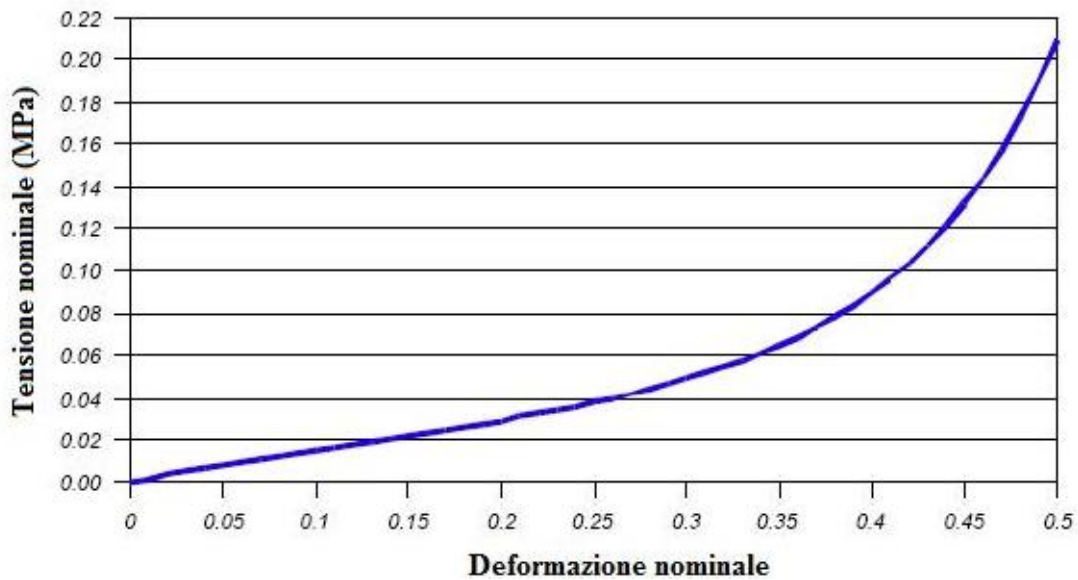


Figura 5.13: Comportamento meccanico in vivo uniassiale non – lineare del tessuto molle.

### Risultati preliminari dell'analisi FE non – lineare:

Il modello FE 3D del piede, anatomicamente dettagliato, è stato sviluppato da immagini della scansione tomografica a cui è stata applicata la tecnica di segmentazione della densità, come visto sopra, e grazie alla manipolazione CAD, sono stati definiti i vincoli cinematici tra la struttura ossea, le cartilagini ed i tessuti molli. Il modello FE così generato permette di valutare parecchi aspetti che possono essere utilizzati, ad esempio, per stimare il comfort della soletta interna della calzatura o per studiare aspetti biomeccanici del piede. Il monitoraggio dei valori

delle pressioni di contatto della zona plantare assume un ruolo vitale nello studio di Antunes et al. (2007), nel quale vengono considerati due casi di carico differenti: un puro carico di compressione (carico del peso) ed il carico in equilibrio statico (carico del peso + carico del tendine di Achille).

I risultati riportati in seguito sono semplicemente introduttivi alla valutazione qualitativa, delle tensioni e delle pressione di contatto, inerenti la struttura del piede.

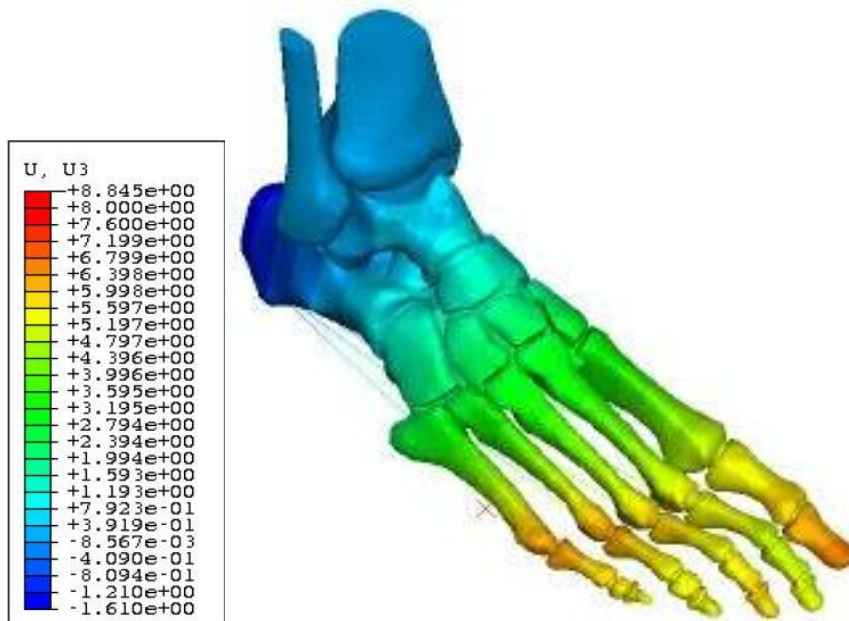


Figura 5.14: Spostamento nodale (pura compressione).

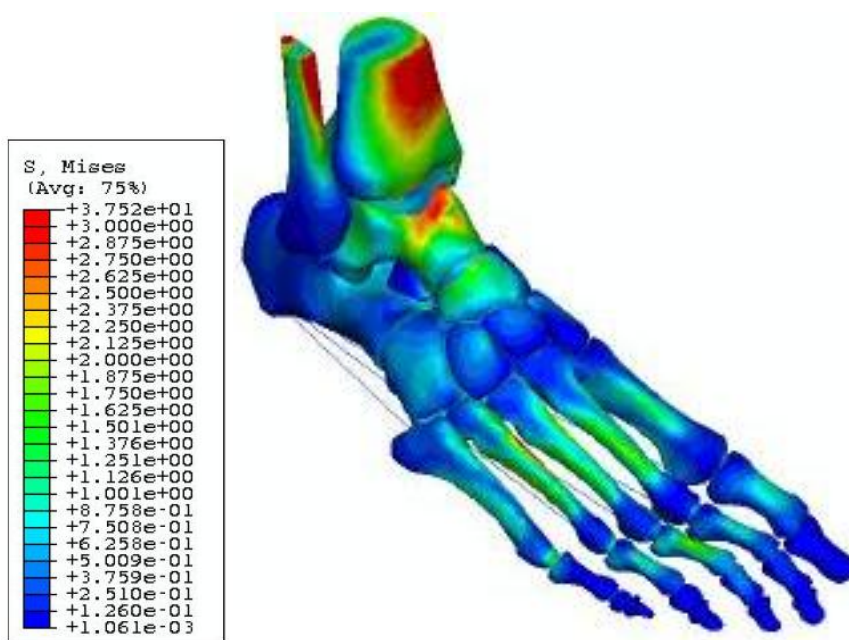


Figura 5.15: Tensione von Mises (pura compressione).

Il criterio di von Mises è un criterio di resistenza relativo a materiali duttili (è quindi un criterio di snervamento), isotropi, con uguale resistenza a trazione e a compressione; in un contesto più propriamente meccanico, secondo tale criterio, lo snervamento del materiale viene raggiunto quando l'energia di deformazione distorcente raggiunge un valore limite, intendendo per energia di deformazione distorcente di un corpo l'aliquota dell'energia di deformazione elastica legata a variazione di forma (la deformazione distorcente) ma non di volume del corpo. Il criterio di von Mises è anche noto come della massima tensione tangenziale ottaedrale, in quanto la relativa condizione di snervamento può essere interpretata come raggiungimento di un valore limite della tensione tangenziale ottaedrale, cioè la componente tangenziale della tensione sul piano ottaedrale, piano equiorientato rispetto alle tre direzioni principali.



Figura 5.16: Tensione von Mises (pura compressione).

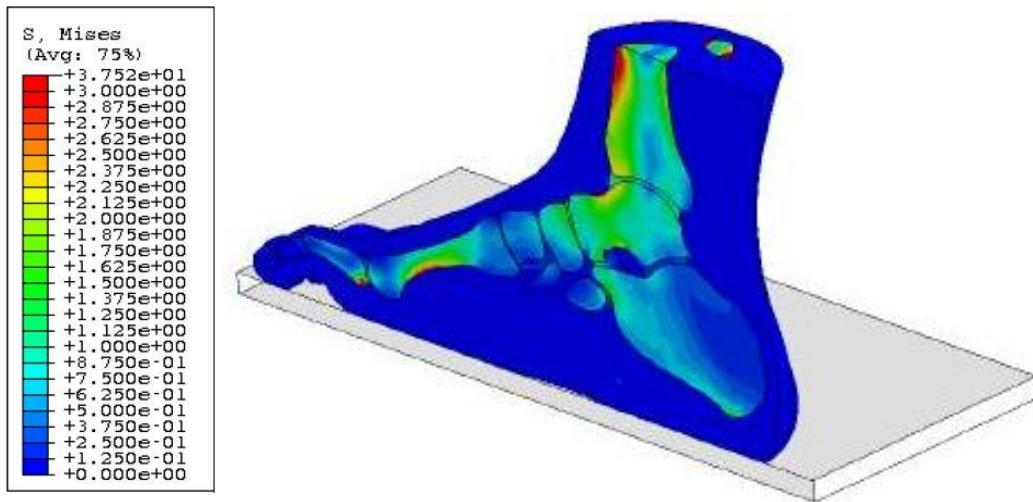


Figura 5.17: Sezione del piede (pura compressione).

Il modello FE prevede un valore massimo della pressione di contatto pari a 0.131 MPa (13.1 N/cm<sup>2</sup>) e 0.108 MPa (10.8 N/cm<sup>2</sup>) rispettivamente nel caso di pura compressione e nel caso di equilibrio statico, come mostrano Figura 5.18 e Figura 5.19.

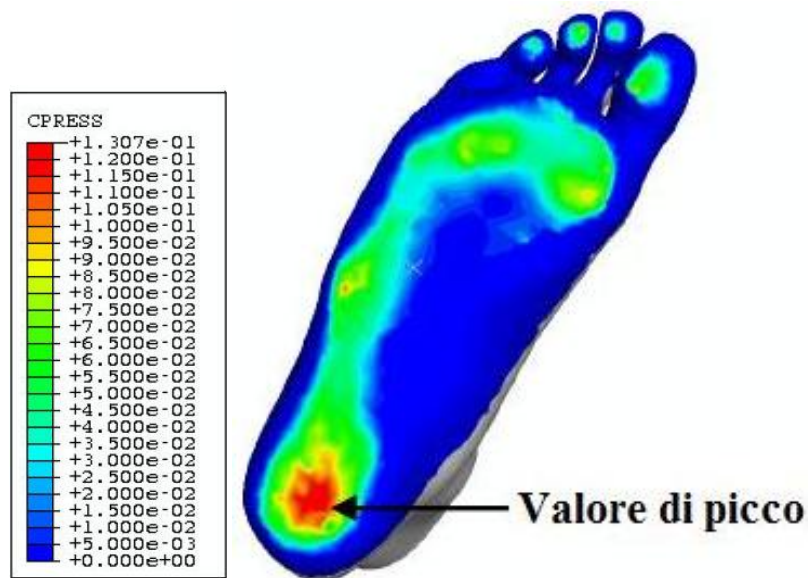


Figura 5.18: Pressioni di contatto plantari (pura compressione).

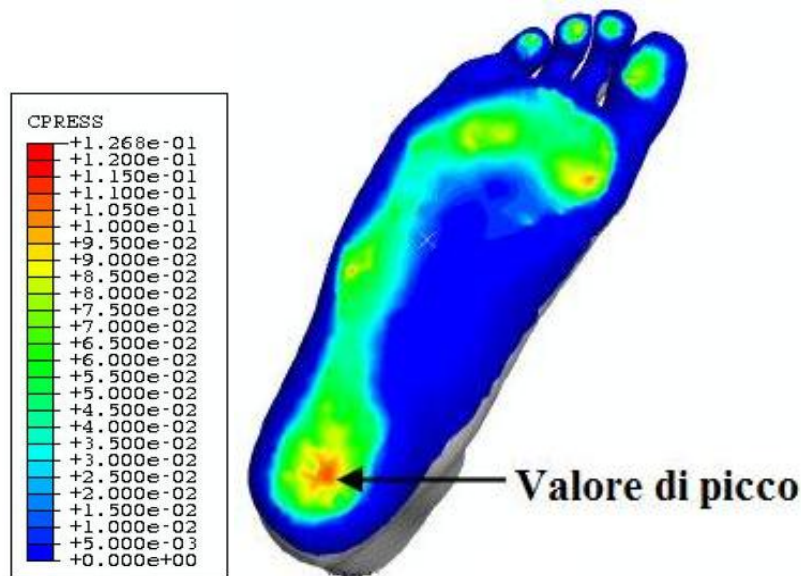


Figura 5.19: Pressioni di contatto plantari (equilibrio statico).

Le pressioni di contatto sotto le teste metatarsali e le falangi distali aumentano con l'aumentare del carico applicato nella zona posteriore del calcagno. Il carico sul calcagno rispetto alla pura compressione, sposta il centro di pressione ed incrementa i carichi portanti sull'avampiede, riducendo, di conseguenza, quelli nella parte posteriore del piede. A livello della struttura ossea, sono presenti picchi di tensione sull'astragalo e sui metatarsi. I punti di intersezione degli elementi di fascio, dei legamenti plantare, con i metatarsi / falangi e con l'osso del calcagno, subiscono una grossa sollecitazione dovuta alla tensione generata sulla fascia plantare, come si può vedere in Figura 5.16.

Nella Tabella 5.3 sono riportati i valori indicativi delle pressioni di contatto nelle regioni del tallone e delle teste metatarsali.

Carico:	1metatarso	2metatarso	3metatarso	4metatarso	5metatarso	calcagno
Pura compressione	0.079 MPa	0.041 MPa	0.072 MPa	0.074 MPa	0.054 MPa	0.131 MPa
Equilibrio statico	0.087 MPa	0.049 MPa	0.081 MPa	0.079 MPa	0.060 MPa	0.108 MPa

Tabella 5.3: Distribuzione delle pressioni di contatto.

Uno studio, presentato da Cheung et al. (2007), indaga invece il comportamento biomeccanico dell'arto inferiore durante le tre fasi più importanti del passo, sempre utilizzando il modello FE tridimensionale del complesso piede – caviglia descritto all'inizio del capitolo.

Vengono definite le interazioni di contatto delle principali articolazioni, come anche l'interfaccia piede / suolo. Le forze dei muscoli estrinseci sono ottenute dai valori normalizzati di un'elettromiografia (EMG) eseguita dal soggetto su cui è stato definito il modello FE.

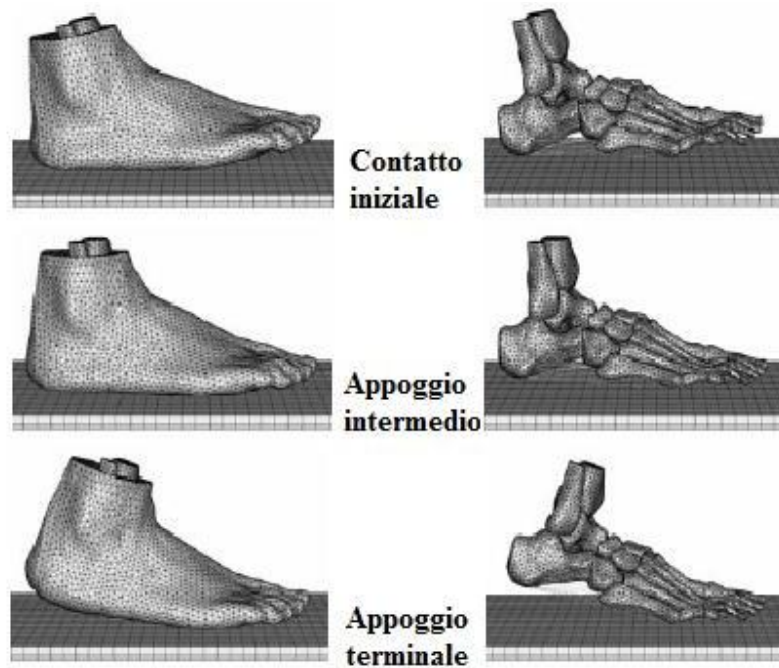


Figura 5.20: Mesh dell'interfaccia piede / terreno deformate durante le tre fasi del passo.

Le tensioni di von Mises registrate durante le tre fasi vengono riportate in Tabella 5.4, sia per l'articolazione metatarso – falangeo del primo dito (First Metatarsophalangeal Joint o MPJ) che per quella talo – navicolare (Talonavicular Joint o TNJ).

Tensioni di von Mises:	Contatto iniziale	Appoggio intermedio	Appoggio terminale
MPJ	1.54 MPa	2.39 MPa	7.82 MPa
TNJ	2.38 MPa	4.01 MPa	21.67 MPa

Tabella 5.4: Tensioni di von Mises durante il cammino.



Verifica sperimentale:

I risultati ottenuti dall'analisi agli elementi finiti sono, quindi, verificati mediante misurazioni sperimentali, utilizzando delle solette sensorizzate PEDAR<sup>®</sup> System prodotto da NOVEL<sup>®</sup>. Queste solette sensorizzate permettono l'analisi, e quindi la misurazione, dei valori delle pressioni della zona plantare del piede sia in condizioni statiche che dinamiche.

La stessa persona che si è sottoposta alla scansione CT, viene impiegata nelle misurazioni sperimentali: i valori delle pressioni di contatto risultanti da queste analisi vengono quindi confrontate con i risultati ottenuti mediante l'analisi FE.



Figura 5.21: Solette sensorizzate PEDAR<sup>®</sup> prodotte da NOVEL<sup>®</sup>.

Dai test di misurazione effettuati con le solette si può notare come i picchi di pressione vengano rispettati, ossia confrontando i risultati ottenuti dal modello FE e quelli mediante analisi sperimentale si individuano valori più elevanti nelle stesse regioni plantari del piede, calcagno e teste metatarsali (Figura 5.22).

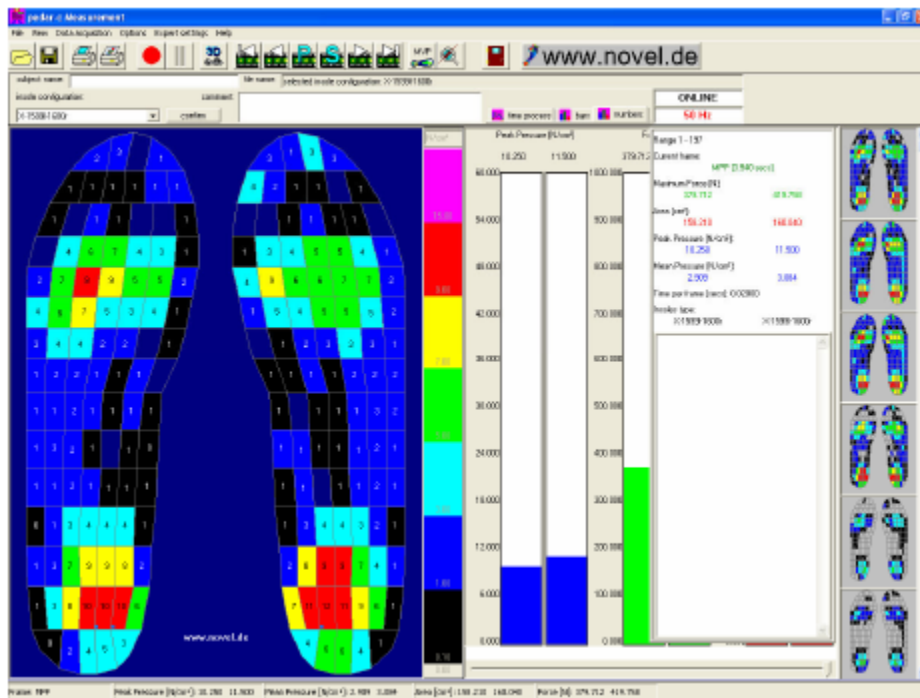


Figura 5.22: Risultati in uscita dalle misurazioni sperimentali con solette sensorizzate PEDAR® prodotte da NOVEL®.

Questo modello FE non –lineare del piede ha lo scopo di poter essere uno strumento per l’ottimizzazione della progettazione della calzatura, in particolar modo della soletta interna della scarpa che deve risultare anatomicamente dettagliata, in modo da garantire il comfort a qualsiasi piede sia destinata.

## 5.2 Progettazione della soletta interna della calzatura

Un numero sempre maggiore di prove suggeriscono che la maggior parte delle patologie dei piede possono essere risolte o alleviate calzando un’appropriata soletta interna, che aiuti a mitigare le elevate pressioni plantari (Hosein et al, 2000).

La modellazione computazionale, al giorno d’oggi, è un importante strumento per migliorare le conoscenze riguardo la biomeccanica del piede. L’analisi agli elementi finiti può, infatti, prevedere la distribuzione dei carichi tra il piede ed il suo supporto, sia esso il semplice terreno come visto nel paragrafo precedente, o si tratti invece di una calzatura. Il modello FE può, inoltre, fornire informazioni sugli stati di deformazione e sulle tensioni interne al piede stesso e permette di compiere efficienti

valutazioni parametriche sui risultati di modifiche apportate alle diverse forme e materiali di intersuole, senza il bisogno di fabbricarle e testarle su diversi pazienti.

Utilizzando il modello tridimensionale agli elementi finiti del piede realizzato nel paragrafo precedente, la ricerca condotta da Cheung et al. (2005) studia gli effetti che spessore e rigidità della soletta interna hanno sui tessuti molli del piede e sulla distribuzione delle pressioni plantari.

Lo studio prende in considerazione inizialmente due solette interne con forma differente: un'intersuola piatta ed una modellata su misura, simulandole entrambe mediante un modello FE. La soletta interna modellata su misura è ottenuta dalla forma del piede scalzo del soggetto iniziale, senza carichi applicati. La forma del piede scalzo si ricava dall'impronta della persona seduta in posizione neutrale; in seguito la forma viene importata nel software SolidWorks per ottenerne il modello tridimensionale.

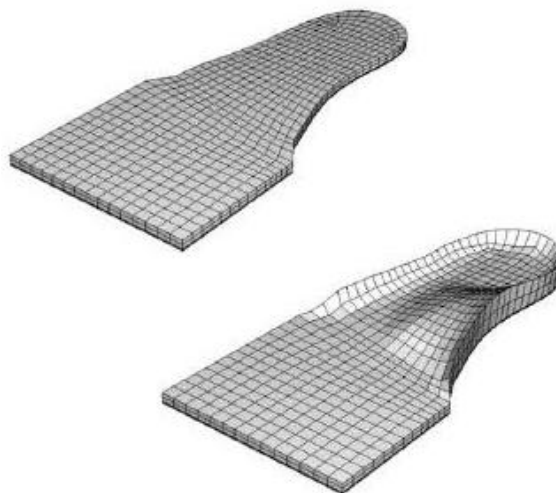


Figura 5.23: Mesh agli elementi finiti per soletta interna piatta (sopra) e soletta interna parzialmente modellata su misura (sotto).

Si ha così una soletta di spessore pari a 5 mm meshed con un elemento rigido, avente modulo di Poisson pari a 0.4 e un modulo di Young che varia da 0.3 MPa (morbido), 1 MPa (poco rigido) fino a 1000 MPa (molto rigido) in modo da simulare rispettivamente una schiuma in poliuretano a celle aperte, l'etilene vinil acetato ad alta densità e il polipropilene. Per simulare il suolo viene invece utilizzato uno strato molto rigido con spessore pari ad 1 mm; l'interfaccia piede / soletta interna è stata

modellata con una superficie di contatto avente coefficiente di attrito pari a 0.6 (Zhang et al., 1999).

La soletta viene opportunamente posizionata in modo da permettere, prima dell'applicazione di un carico, un contatto iniziale tra piede e suolo che presenti deformazioni e pressioni di contatto minime. Le pressioni interfacciali tra il piede e il supporto, durante l'equilibrio statico, sono misurate grazie a solette F – Scan<sup>®</sup>: la misurazione è effettuata sullo stesso soggetto che volontariamente si è sottoposto alla scansione tomografica iniziale. I risultati provenienti dalle solette sensorizzate serviranno come dati di confronto per convalidare i risultati invece ottenuti dal modello agli elementi finiti.

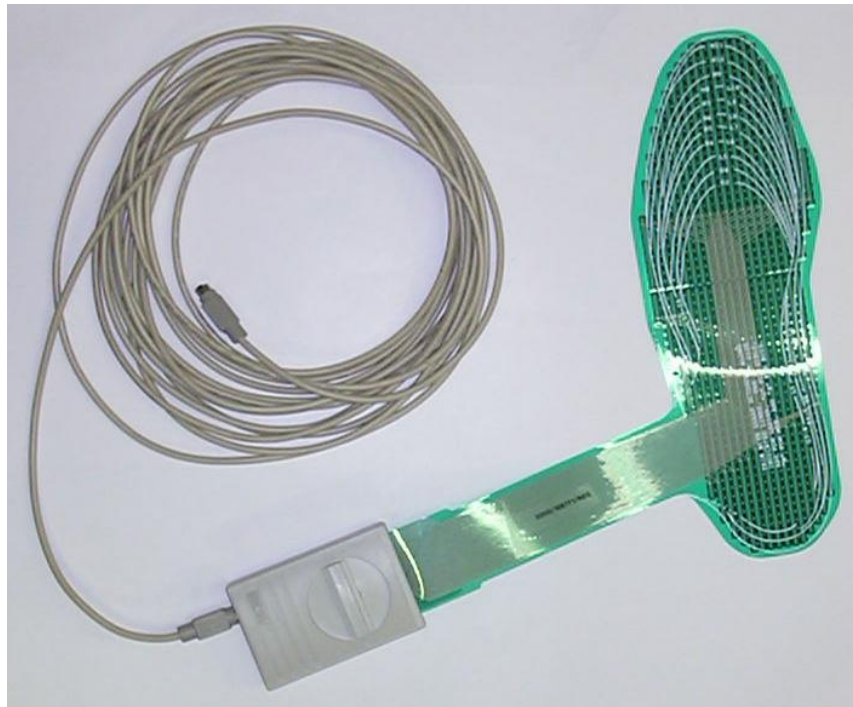


Figura 5.24: Solette F – Scan<sup>®</sup> System di Tekscan<sup>®</sup>

Una persona del peso di 75 kg, applica una forza verticale pari a 375 N su ciascun piede durante la fase di equilibrio statico; i vettori delle forze corrispondenti a metà del peso corporeo e i vettori delle forze di reazione vengono applicate al modello 3D, secondo quanto riportato da A. Simkin (1982), che prevede una forza del tendine di Achille diretta verso l'alto, con grandezza pari a 187.5 N (50% della forza applicata al piede), rappresentata da cinque vettori equivalenti posizionati all'estremità posteriore del calcagno. Una forza normale verticale di 375 N è invece applicata al

centro di pressione sulla superficie inferiore del supporto del piede (vedi anche Figura 5.12).

Figura 5.25 raffigura la distribuzione delle pressioni plantari ottenute mediante la misurazione F – Scan<sup>®</sup>, mentre in Figura 5.25 sono mostrate le diverse distribuzioni di pressione previste dalla simulazione agli elementi finiti, sempre durante la condizione di equilibrio statico.

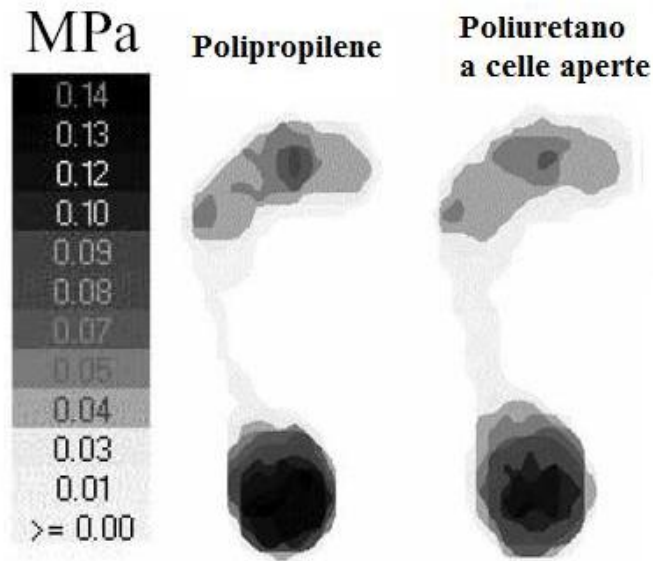


Figura 5.25: Distribuzione delle pressioni plantari ottenuta con misurazione F – Scan<sup>®</sup> con soletta interna in polipropilene e in poliuretano, con spessore pari a 5 mm.

Sia le misurazioni sperimentali, che i valori ottenuti tramite la simulazione con il modello FE, mostrano delle elevate pressioni intorno al tessuto molle della zona calcaneare e delle teste metatarsali, in particolare sulla seconda (Figura 5.25 e 5.26).

Il modello prevede un picco di pressione pari a 0.266 e 0.194 MPa, utilizzando una soletta interna piatta e rigida ( $E=1000$  MPa), rispettivamente nella zona corrispondente al tallone e nella regione dei metatarsi. Con una soletta piatta ma morbida ( $E=0.3$  MPa), il picco di pressione previsto risulta essere di 0.214 e 0.162 MPa rispettivamente per le stesse regioni citate in precedenza.

I corrispondenti picchi di pressione ottenuti mediante misurazioni F – Scan<sup>®</sup> hanno valore rispettivamente pari a 0.14 e 0.09 MPa con una intersuola in polipropilene (rigido) e pari a 0.13 e 0.07 utilizzando una soletta interna in poliuretano a celle aperte (morbido).

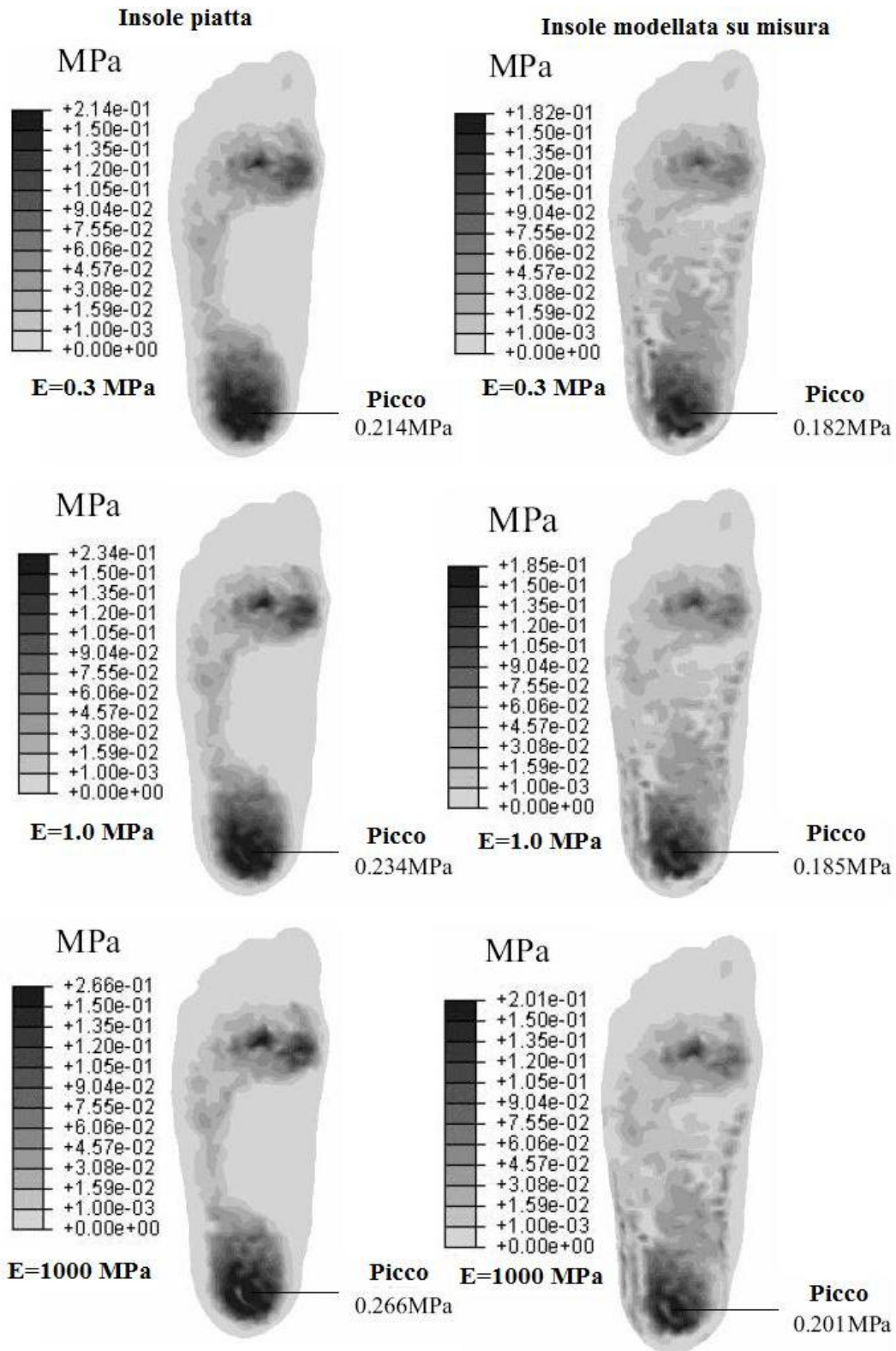


Figura 5.26: Distribuzione delle pressioni plantari utilizzando solette interne in differenti materiali, sia piatta che modellata su misura.

Analizzando le pressioni di Figura 5.26, si nota che, sotto le medesime condizioni di carico, utilizzando una soletta interna morbida e modellata su misura si ottiene una riduzione del valore massimo delle pressioni, sia nel tallone sia nell'avampiede, e un aumento dell'area di contatto tra la pianta del piede e l'intersuola stessa.

Nei grafici di Figura 5.27 sono mostrate tre caratteristiche della correlazione soletta interna / piede: gli effetti della rigidità, di solette piatte o su misura, sui valori delle pressioni plantari, gli effetti sull'area di contatto tra il piede e l'intersuola, e la distribuzione delle tensioni di von Mises sulla struttura ossea.

Confrontando due solette interne, una piatta e rigida ( $E=1000$  MPa) e l'altra piatta ma morbida ( $E=0.3$  MPa), si ha una riduzione di 16.5% dei picchi di pressione a livello dei metatarsi e del 19.5% nella zona del tallone. Utilizzando poi delle intersuole modellate su misura, i valori delle pressioni diminuiscono ulteriormente: con soletta rigida, rispetto ad una piatta, si ha una riduzione del 23.3% e del 24.4% rispettivamente per i metatarsi e per il tallone, mentre, utilizzandone una morbida, si arriva rispettivamente ad un calo del 40.7% e del 31.6%.

L'area di contatto tra la pianta del piede e l'intersuola aumenta significativamente con l'utilizzo di solette interne progettate su misura, soprattutto nella zona del mesopiede: confrontando due solette, una piatta e rigida e la seconda semplicemente modellata su misura, la superficie di contatto aumenta del 51.5% e del 59.7%, rispettivamente se si tratta di intersuola su misura rigida e morbida.

Durante la fase di equilibrio statico, le più alte tensioni di von Mises nella struttura ossea, nella simulazione con il modello tridimensionale, si verificano nella zona posteriore del piede, per tutti i casi analizzati. Nella zona del mesopiede e del tallone, sono le articolazioni calcaneocuboidea e sottoastragalica posteriore, rispettivamente, a sostenere le pressioni maggiori. In generale l'utilizzo di solette interne morbide e fatte su misura riduce tali pressioni a livello della struttura ossea. Confrontando una soletta interna piatta e rigida con una piatta e morbida prima e modellata su misura e morbida in seguito, nella regione dell'avampiede, si misura una diminuzione delle tensioni pari al 5.6% e all'11.7% rispettivamente. È interessante invece vedere come nella zona posteriore del piede, utilizzando intersuole morbide e modellate su misura, invece, si misuri un piccolo aumento delle tensioni di von Mises. Durante l'equilibrio statico, Cheung et al. (2005) hanno scoperto che la fascia plantare subisce una deformazione massima pari a 0.49% e 0.37% della sua lunghezza totale,

rispettivamente con solette interne rigide piatte o su misura e l'utilizzo di materiali morbidi ha un effetto negativo su questa deformazione a livello della fascia plantare.

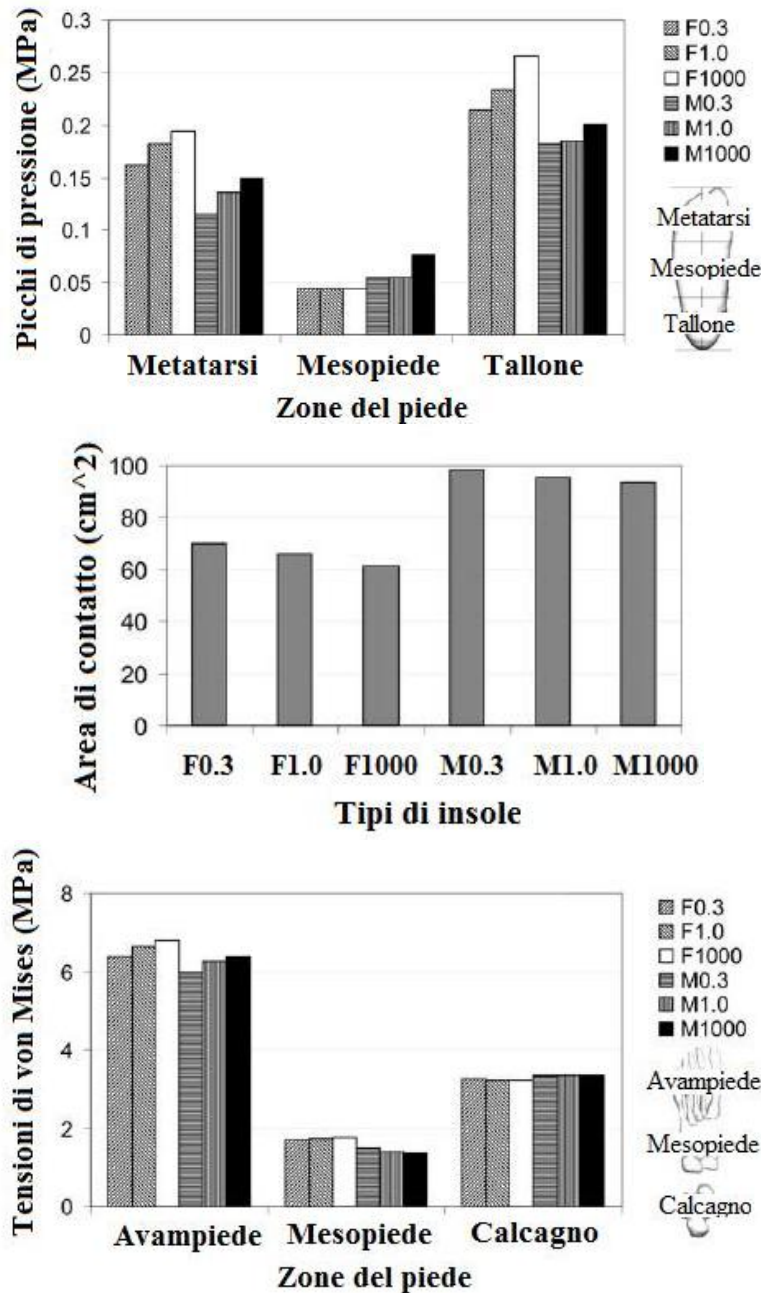


Figura 5.27: Effetti della rigidità sui picchi di pressione (sopra); area di contatto con differenti tipi di solette interne (in mezzo); tensioni di von Mises nella struttura ossea (sotto).

La legenda indica il tipo di solette interne (F, piatta – flat; M, modellata su misura) e la sua rigidità (0.3, morbida; 1.0, solida poco rigida; 1000, molto rigida).

La distribuzione delle pressioni prevista dal modello 3D agli elementi finiti è, in generale, paragonabile ai risultati ottenuti mediante misurazione F – Scan<sup>®</sup>.



In ogni caso, però, i valori previsti risultano maggiori rispetto alle misurazioni; questa differenza potrebbe essere dovuta a delle differenze nella risoluzione tra i sistemi sensorizzati e l'analisi agli elementi finiti.

I valori previsti delle tensioni di von Mises, invece, mostrano che le regioni più vulnerabili risultano essere il secondo ed il terzo metatarso, dove si ha una concentrazione di tali tensioni; ulteriori zone, sede di possibili fratture o lesioni, risultano essere le articolazioni sottoastraglica e calcaneocuboidea. L'utilizzo di solette morbide, in particolare se modellate su misura, risulta essere un modo efficace per ridurre le tensioni a livello della struttura ossea nelle regioni dell'avampiede e del mesopiede.

Con questo studio, sviluppato da Cheung et al. (2005), si è quindi visto come il fatto di utilizzare sia un materiale morbido, che una forma modellata su misura, abbia un ruolo importante nella riduzione delle pressioni plantari, le quali vengono assorbite in maniera più uniforme rispetto a quanto avviene con solette interne rigide e piatte, che al contrario tendono a concentrare il carico sul tallone e tra la seconda e la terza testa metatarsale.

Il modello FE ha, però, delle limitazioni dal momento che per semplificarne lo studio sono stati considerati dei materiali elastico lineari con proprietà omogenee e non sono stati presi in considerazione i legamenti all'interno delle dita ed altri tessuti connettivi, come ad esempio le capsule articolari. In più è stato valutato solo il carico del tendine di Achille, mentre non sono state simulate tutte le forze degli altri muscoli intrinseci ed estrinseci.

Per il futuro, quindi, il modello agli elementi finiti descritto in questi studi può sicuramente essere migliorato e ridefinito per simulare situazioni più realistiche, incorporando, per esempio, materiali con proprietà nonlineari per i legamenti e tessuti molli più dettagliati.

### **5.3 Progettazione della calzatura**

Si procede ora con l'analisi di una calzatura, sempre mediante l'utilizzo dell'analisi agli elementi finiti che ancora una volta facilita la valutazione delle diverse

caratteristiche strutturali e dei differenti parametri materiali della calzatura senza doverne fabbricare di nuove e senza la necessità replicare prove sperimentali.

Nello studio condotto da Cheung e Zhang (2008), viene preso in considerazione lo stesso modello FE 3D del piede analizzato da Cheung et al.(2005) e da Antunes et al. (2007).

La geometria della soletta interna della calzatura si basa sulla forma del piede dello stesso soggetto che si è sottoposto all'analisi tomografica descritta nel Paragrafo 5.1. La forma del piede scalzo è acquisita mediante uno scanner laser 3D (INFOOT Laser Scanner) in tra differenti condizioni di carico: appoggio su un piede solo, pieno peso corporeo (FWB o Full Weight Bearing); doppio appoggio, carico pari alla metà del peso corporeo (HWB o Half Weight Bearing); posizione seduta, piede scarico (NWB o Non Weight Bearing).



Figura 5.28: INFOOT Laser Scanner per l'acquisizione dell'immagine del piede scalzo.

Il modello FE della calzatura è composto da tre strati corrispondenti a insole, midsole ed outsole e, nello studio di Cheung e Zhang (2008), vengono analizzati due materiali, costituiti da schiume elastomeriche, comunemente utilizzati nella fabbricazione delle suole. I materiali presi in considerazione sono una schiuma poliuretanic, Poron<sup>®</sup> (Rogers Corporation, USA), con due diverse caratteristiche: la prima, Poron\_L24, con durezza 10 (Shore A) e la seconda, Poron\_L32, con durezza 20 (Shore A); e una schiuma di etilene vinil acetato (EVA), Nora<sup>®</sup> (Freudenberg, Germania), con tre diversi valori di durezza: 30, 40 e 50 (Shore A), rispettivamente Nora\_SLW, Nora\_SL e Nora\_AL.

Ogni materiale è stata testato con una macchina Hounsfield e ogni campione, di diametro pari a 20 mm e spessore di 6 mm, viene sottoposto a compressione uniassiale di 500 N a una velocità di 1 mm/s.

Le curve tensione–deformazione che si ottengono dal test di prova dei diversi campioni servono per ricavare i coefficienti dei parametri materiali da utilizzare per la realizzazione del modello in ABAQUS.

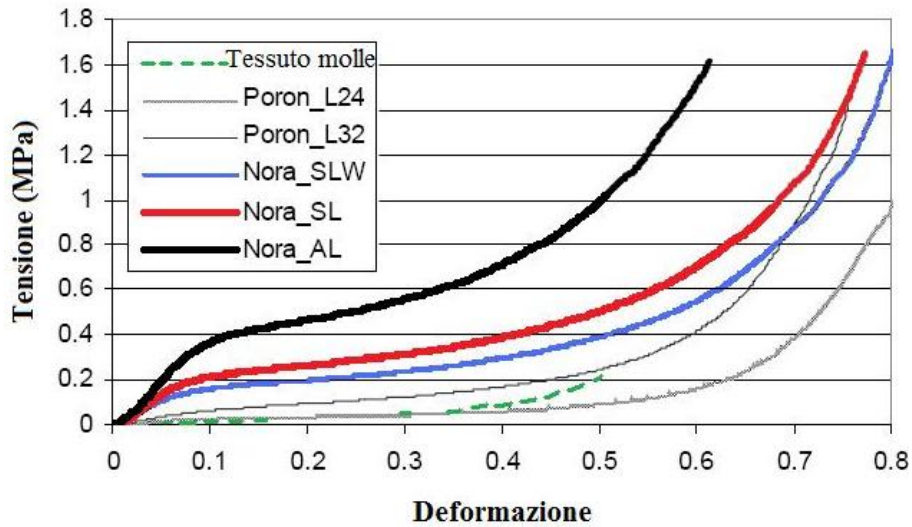


Figura 5.29: Curva tensione – deformazione dei diversi tipi di materiale analizzati, compreso il tessuto molle.

Materiale	$\mu_1$	$\mu_2$	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\beta_1$	$\beta_2$
Poron_L24	0.2130	-0.0621	10.300	-3.349	0.32	0.32
Poron_L32	-0.3365	-0.0873	7.272	-2.391	0.32	0.32
Nora_SLW	0.9754	-0.2914	8.870	-2.884	0.32	0.32
Nora_SL	1.0370	-0.3044	7.181	-2.348	0.32	0.32
Nora_AL	8.8740	-7.8270	2.028	1.345	0.32	0.32

Tabella 5.5: Coefficienti dei materiali (non – lineari) utilizzati per il modello in ABAQUS.

L’interfaccia piede / soletta interna è progettata utilizzando una superficie di contatto con un coefficiente di attrito pari a 0.6 (Zhang et al., 1999), mentre per simulare il suolo, a cui il modello del piede viene fissato, si utilizza un piano con avente le caratteristiche del calcestruzzo reale.

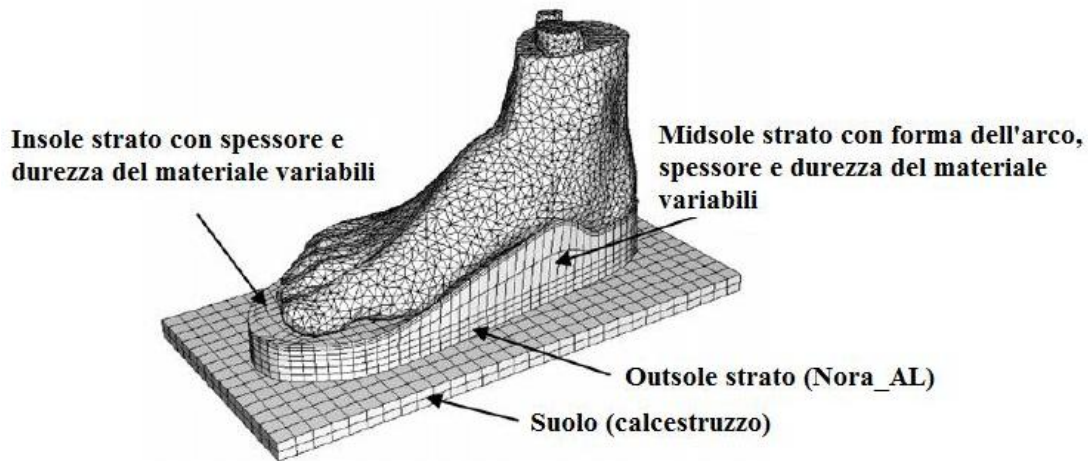


Figura 5.30: Meshes dei modelli FE della struttura piede – caviglia, della suola completa della calzatura e del suolo.

Per simulare l'appoggio intermedio (midstance) vengono applicate le forze muscolo tendinee di entrambi i tendini di Achille (750 N), del tibiale posteriore (70N), del flessore lungo dell'alluce (40N), del flessore lungo delle dita (30N), del peroneo breve (30N) e del peroneo lungo (40N), nei loro corrispettivi punti di inserzione (i valori delle forze derivano dalla letteratura: J. Dul, 1983; J. Perry, 1992; Kim et al., 2001). Sotto il supporto viene invece applicata una forza di reazione del suolo pari a 550 N .

In Figura 5.32 vengono mostrate le tipiche deformazioni subite dalla struttura ossea e dai tessuti molli durante la simulazione di tre fasi del ciclo del passo, ovvero il contatto iniziale della calzatura (Initial Contact o IC), l'appoggio e carico del tallone (Heel Strike o HS) e l'appoggio intermedio (Midstance o MS).

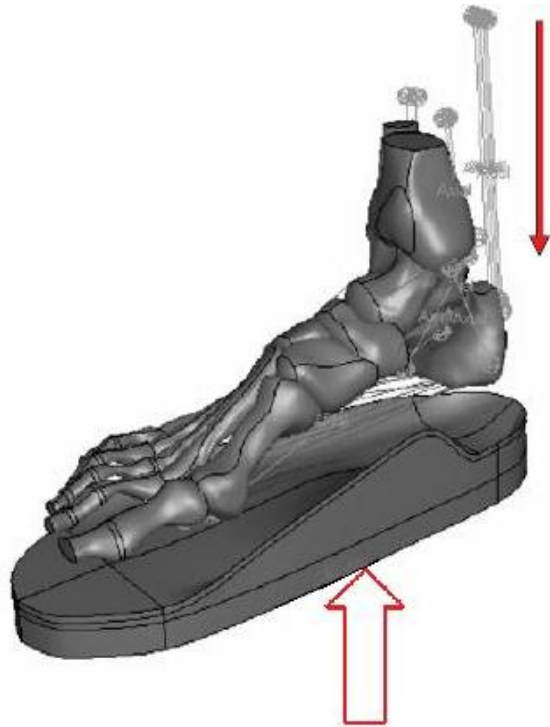


Figura 5.31: Elementi connettori per l'applicazione delle forze muscolari durante la simulazione dell'appoggio intermedio.

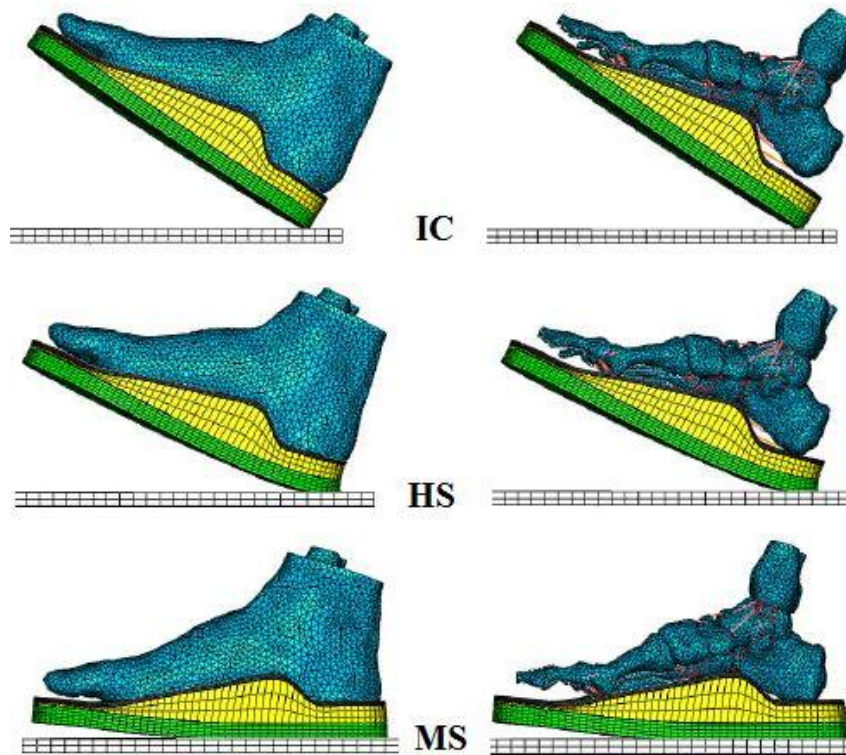


Figura 5.32: Deformazioni subite dai tessuti molli (sopra) e dalla struttura ossea (sotto) durante la simulazione del contatto iniziale della calzatura con il terreno (IC), risposta al carico del tallone (HS) e appoggio intermedio (MS).

In questo studio vengono analizzati cinque fattori di design per l'ottimizzazione della distribuzione delle pressioni plantari nella calzatura durante la simulazione del midstance: la forma dell'arco plantare, lo spessore della soletta interna, lo spessore della midsole, la durezza della soletta interna e la durezza della midsole. Ad ogni fattore di design vengono assegnati quattro livelli (Tabella 5.6) per l'analisi parametrica. Vengono quindi considerati quattro tipi differenti di forme dell'arco plantare: piatta (F o flat), FWB, HWB, NWB. La soletta interna è invece definita come uno strato uniforme con spessore variabile (3, 6, 9, 12 mm) per simulare lo strato di cushioning in poliuretano o in EVA; mentre, fatta eccezione della condizione di arco piatto (F), la midsole è composta da uno strato superiore modellato sulla forma del piede scalzo del soggetto e di uno strato inferiore piatto, con diversi spessori (3, 6, 9, 12 mm) e diverse durezze. L'outsole è definita da uno strato uniforme spesso 12 mm e caratterizzato dalle proprietà di una schiuma in EVA ad alta densità (Nora\_AL). Le diverse durezze, sia per intersuola che per midsole, hanno valori che variano dai 10 ai 50 Shore A.

Fattori di design	Livello 1	Livello 2	Livello 3	Livello 4
Forma dell'arco plantare	F	FWB	HWB	NWB
Spessore soletta (mm)	3	6	9	12
Spessore midsole (mm)	3	6	9	12
Durezza soletta	10	20	30	40
Durezza midsole	20	30	40	50

Tabella 5.6: Fattori di design e i livelli per l'analisi parametrica.

L'analisi parametrica viene effettuata utilizzando il metodo di Taguchi, che permette di effettuare solamente 16 simulazioni per identificare l'importanza relativa ai diversi fattori di design per migliorare lo stress plantare.

L'approccio di Taguchi è basato su di una variante del DOE (design of experiments, ossia progettazione degli esperimenti), cui vengono sottoposti i prototipi o i campioni nella fase dell'ottimizzazione dei processi produttivi e dei prodotti. Gli esperimenti, sono seriali, e sono condotti variando più di un fattore alla volta. In pratica, se si prova un processo produttivo, si tratta di scoprire le condizioni ottimali, quelle che consentono la maggior latitudine del processo. Vale a dire quelle alle quali la qualità

del prodotto non cambia anche se intervengono perturbazioni ad alterare i parametri (stesso obiettivo del DOE classico). Analogamente, se si prova un prodotto, si opera per ricercare le condizioni di progetto (parametri fisici, materie prime, dispositivi, ecc.) che garantiscono l'insensibilità del prodotto alla variazione delle condizioni d'uso da parte del cliente.

Questa metodologia di Taguchi, chiamata anche "Robust design", è considerata efficiente, affidabile ed uno dei modi più creativi per migliorare i prodotti ed i processi. E' forse l'unico mezzo di progettazione dei prodotti e processi che cerca di minimizzare l'impatto delle forze esterne, siano esse quelle dell'ambiente, delle condizioni d'uso o quelle delle perturbazioni casuali o sistemiche che accompagnano la produzione del prodotto.

I principali effetti, utilizzando l'analisi con il metodo di Taguchi, di ogni fattore di design ad ogni livello sono raffigurati in Figura 5.33; tra i cinque fattori, l'uso di un supporto dell'arco plantare risulta essere quello che influenza maggiormente la riduzione delle pressioni plantari. Mentre nella zona del mesopiede si può vedere come le pressioni risultino insensibili alle variazioni degli spessori e delle durezza dei materiali.

Con la variazione della durezza dei materiali, dal Nora\_SLW (30 Shore A) al più morbido Poron\_L32 (20 Shore A), si ha una riduzione dei valori di pressione nelle regioni posteriori del piede e nell'avampiede. Una diminuzione ulteriore delle pressioni si ottiene utilizzando un materiale ancora più morbido, ad esempio il Poron\_L24 (10 Shore A).

Dall'analisi della sensibilità dei cinque fattori di design, la grandezza della diminuzione dei picchi di pressione maggiore si ha con una forma dell'arco plantare, uno spessore di insole e di midsole fissati al livello 4, mentre durezza di insole e midsole al livello 1, come si può vedere da Figura 5.33.

In più, l'analisi rivela che l'uso di un supporto dell'arco plantare modellato su misura risulta più importante, per quanto riguarda la riduzione dei picchi di pressione, rispetto all'impiego di una soletta interna ammortizzante: l'uso di una soletta morbida con spessore pari a 3 mm apporta una considerevole riduzione di tale valori su tutta la pianta del piede; tuttavia l'impiego di un'intersuola più spessa, 6 mm, non risulta diminuire ulteriormente le pressioni, al contrario le accresce a livello del tallone.

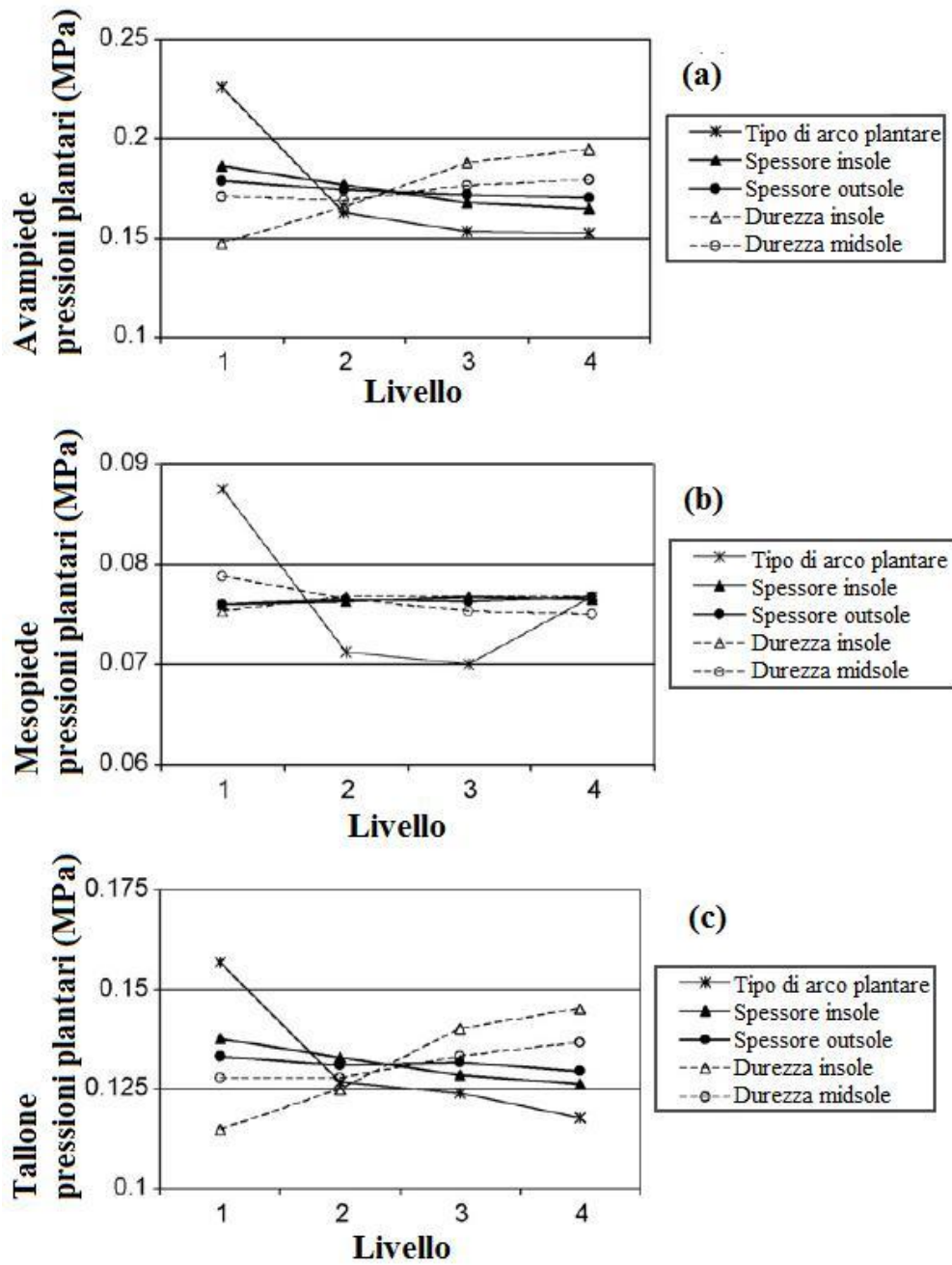


Figura 5.33: Principali effetti dei cinque fattori di design a ogni livello sulla previsione dei picchi di pressione nell'avampiede (a), mesopiede (b), e nella zona del tallone (c).

In ogni caso, bisogna notare che la durezza ottimale della soletta interna dipende dalla pressione esercitata sulla soletta interna stessa, che è determinata dal peso del corpo dell'individuo che andrà ad indossare la calzatura e dall'attività in cui la impiegherà.



Oltretutto, trascurando l'interazione tra piede e tomaia si commette una semplificazione da non sottovalutare, perché il piede si trova ad essere in una posizione meno limitata e soggetto a una maggiore deformazione.

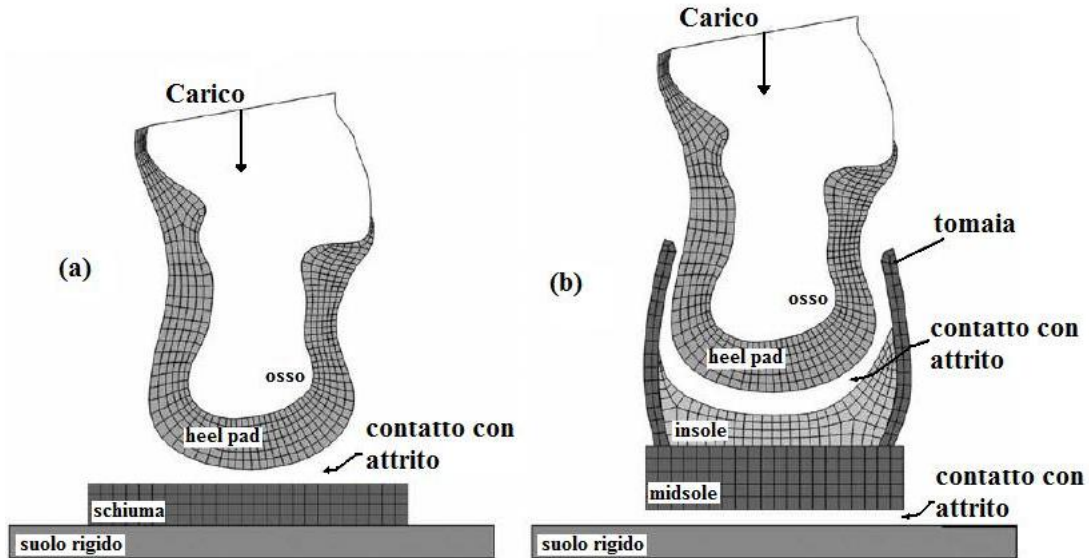


Figura 5.34: Analisi dell'interazione piede / suola senza (a) e con (b) tomaia.

Per tenere conto delle limitazioni dovute alla presenza della tomaia, grazie alla tecnologia odierna è possibile realizzare dei prototipi tridimensionali virtuali, utilizzando per esempio programmi come Rhinoceros® oppure Blender®, ottenendo così dei modelli atti alla simulazione di piede e calzature. Anche con l'analisi agli elementi finiti si può ottenere un modello di calzatura, che però oggi risulta meno dettagliato rispetto a quanto ottenuto con i software sopra citati. Un esempio di calzatura agli elementi finiti è riportata in Figura 5.35 e si può notare la mancanza di una suola ben definita, del sistema di allacciatura, bensì risulta utile per analizzare l'interazione piede / calzatura in modo da creare un modello anatomicamente comodo.

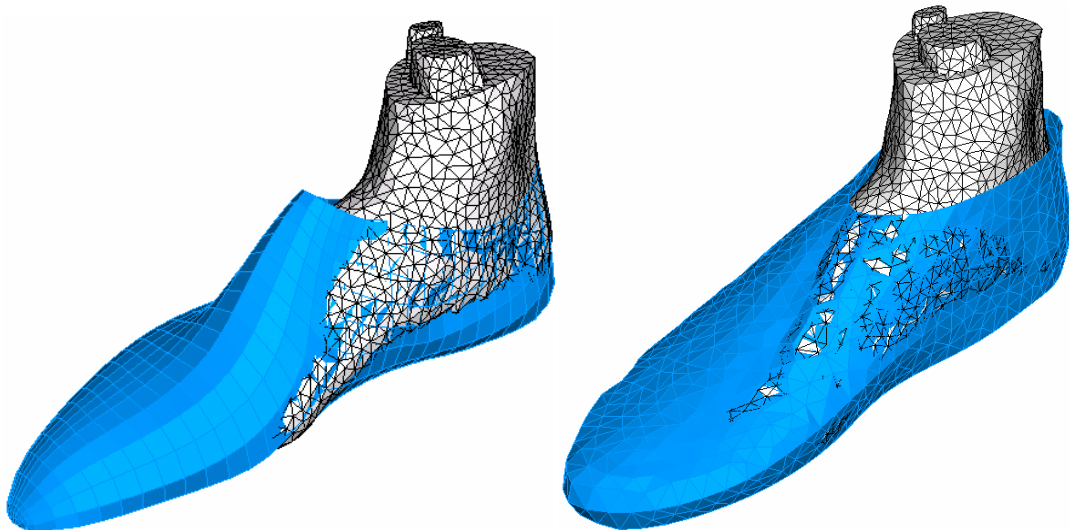


Figura 5.35: Modello agli elementi finiti di una calzatura.

Presso l'Officina Ortopedica Gomiero S.r.l., invece, gli ingegneri specializzati nella progettazione di calzature, ad esempio, si servono del software RhinoShoe<sup>®</sup>, un plugin di calzature per Rhinoceros<sup>®</sup>, che gli permette di sviluppare i modelli prima dell'effettiva fabbricazione, in modo da prevedere il design ed il comfort di ogni parte che andrà a comporre la scarpa finita.

Un prototipo piede – calzatura viene riportato in Figura 5.36.

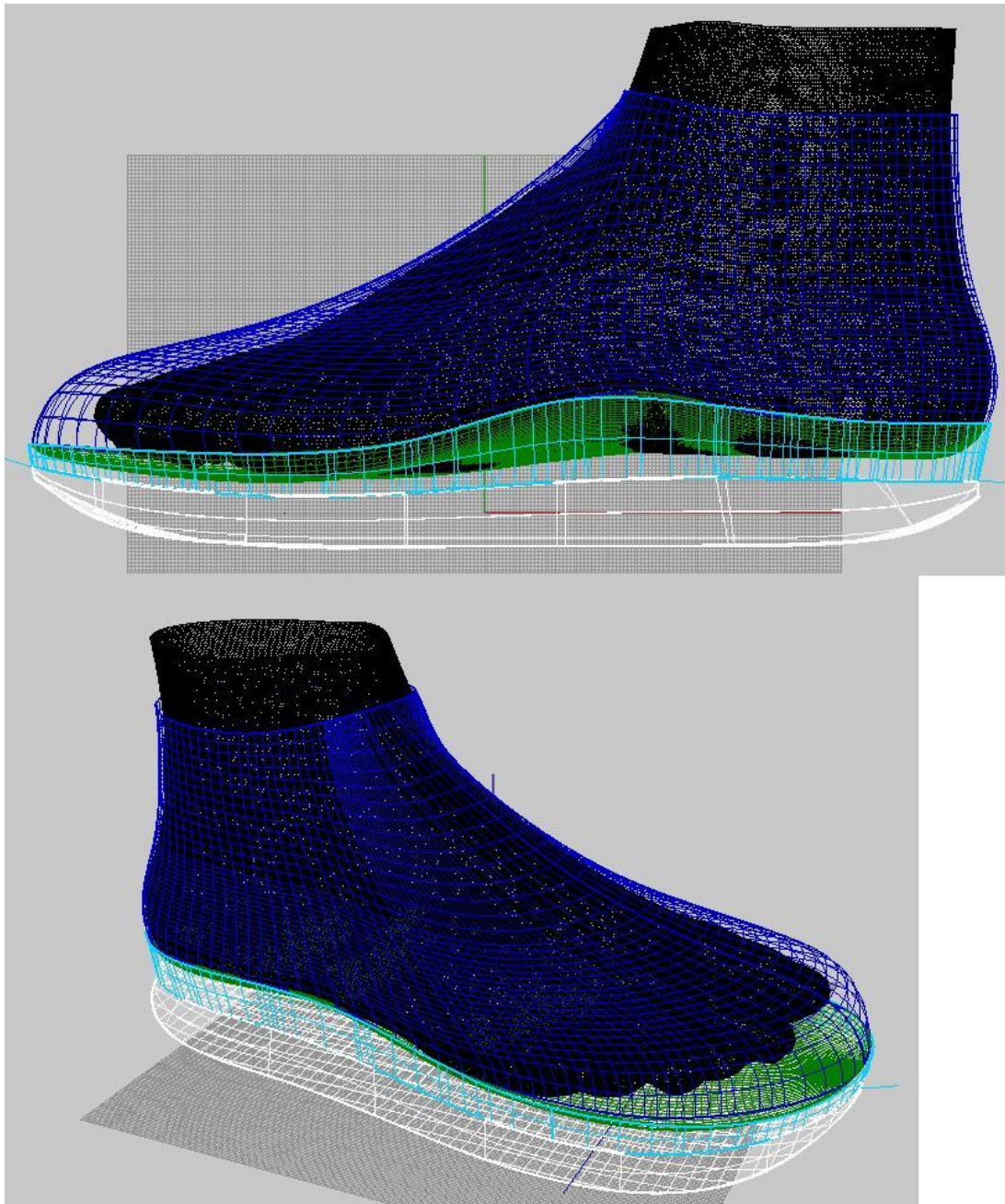


Figura 5.36: Vista mediale e laterale del modello tridimensionale del piede e della calzatura ottenuta con Rhinoceros<sup>®</sup>, su concessione di Officina Ortopedica Gomiero S.r.l..

Il software RhinoShoe<sup>®</sup> è in grado di realizzare forme tridimensionali di qualsiasi natura e complessità, disponendo di strumenti avanzati, come la vettorizzazione o lo sviluppo su piano di curve 3D, per il ridimensionamento e la correzione di soles e solette, con la possibilità di definire i modelli personalizzati.

Per studi futuri, si è quindi in grado di analizzare spessore e flessibilità della suola, altezza del contrafforte, i diversi sistemi di allacciatura, e gli effetti che tali parametri apportano al complesso piede – caviglia.

## **Bibliografia Quinto Capitolo:**

P. J. Antunes, G. R. Dias, A. T. Coelho, F. Rebelo, T. Pereira, “Non – linear finite element modelling of anatomically detailed 3D foot model”, 2007.

J. T. M. Cheung, B. M. Nigg, “Clinical applications of computational simulation of foot and ankle”, Wissenschaftlicher Beitrag, 2007.

J. T. M. Cheung, G. de Vrles, B. M. Nigg, “Biomechanical effects of midfoot fusion – a finite element study”, Journal of Biomechanics, Vol. 40, 2007.

J. T. M. Cheung, V. Valderrabano, S. Landry, B. M. Nigg, “Effect of ankle instability on the load bearing characteristics of the ankle – foot structure during touchdown”, 2008.

J. T. M. Cheung, M. Zhang, “A 3 – dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design”, Arch Phys Med Rehabil, Vol. 86, 2005, pp. 353 – 358.

J. T. M. Cheung, M. Zhang, “Finite element modeling of the human foot and footwear”, ABAQUS Users’ Conference, 2006.

J. T. M. Cheung, M. Zhang, “Parametric design of pressure – relieving foot orthosis using statics – based finite element method”, Medical engineering & physics, Vol. 30, 2008, pp. 269 – 277.

S. Goske, A. Erdemir, M. Petre, S. Budhabhatti, P. R. Cavanagh, “Reduction of plantar heel pressures: insole design using finite element analysis”, Journal of Biomechanics, Vol. 39, 2006, pp. 2363 – 2370.

[www.rhino3d.com](http://www.rhino3d.com)

## CONCLUSIONI

Lo studio delle diverse problematiche legate alla progettazione ed alla costruzione delle calzature sportive specialistiche, porta ad affermare che l'approccio multidisciplinare è un fattore indispensabile per la produzione di scarpe qualificate.

Ciò nonostante, si è ancora lontani dal poter rispondere pienamente alle richieste poste dalla difficile clientela degli sportivi, diversi per massa e morfologia anatomica. La sfida che caratterizzerà il futuro delle calzature sportive, non si baserà solo sul miglioramento tecnologico e funzionale del prodotto, ma anche e soprattutto sulla creazione della conoscenza in grado di concretizzare un processo di orientamento alla scelta, costruito sulle esigenze e sulle caratteristiche fisiche dell'individuo. Non appare quindi velleitario, pensare ad un negozio in cui le risposte ad un questionario ed alcune misure anatomiche – funzionali del cliente, siano messe in relazione con i dati caratterizzanti diverse calzature, per arrivare ad una scelta ottimizzata secondo criteri che non siano puramente estetici o di moda.

Partendo, quindi, dall'analisi anatomica del piede, ovvero valutando la presenza o meno di patologie, ed i movimenti possibili delle sue articolazioni, si passa ad una valutazione cinematica dell'intero complesso piede – caviglia, l'analisi del cammino, per analizzare le diverse forze e pressioni che agiscono sul piede stesso. La misurazione di tali forze, mediante pedane o solette sensorizzate, permette la previsione della situazione di carico, utile al progettista per realizzare calzature funzionali con il fine di mitigare le elevate pressioni plantari.

Il passo successivo per la progettazione di calzature sportive più efficienti possibili, risulta essere la valutazione e l'analisi dei diversi materiali utilizzabili, con la raccolta di dati relativi alle differenti risposte agli urti e a sollecitazioni cicliche; si è dunque visto come una suola intermedia costituita in schiuma di EVA risulti caratterizzata da proprietà ammortizzanti migliori rispetto a quelle in schiume poliuretaniche, anche se queste ultime risultano possedere una versatilità nettamente superiore che permette loro di avere una vasta gamma di proprietà, variando dalla morbidezza delle schiume flessibili, fino alle eccellenti proprietà di isolamento termico della schiume rigide.

Mediante analisi sperimentali di laboratorio si sono potute testare calzature sportive complete e diverse parti di esse, come tomaie, soles o fodere.

Infine, è stato analizzato il metodo agli elementi finiti come parte integrante per la realizzazione di un modello tridimensionale del piede, in grado di consentire analisi computazionali di particolari condizioni di interazione tra piede e calzatura. I risultati numerici devono poi essere convalidati dai dati raccolti in precedenza mediante solette sensorizzate F – Scan<sup>®</sup>, durante l'analisi del cammino.

Grazie ai risultati confortanti osservati dal confronto tra le prove sperimentali ed il modello FE, si possono ipotizzare sviluppi futuri che porteranno alla realizzazione di modelli virtuali di calzature sportive maggiormente dettagliate, in grado di tener conto di parametri non ancora studiati. Tali parametri possono essere la presenza o meno di un calzino, la rigidità e l'altezza del contrafforte, l'analisi dei diversi sistemi di allacciatura, la flessibilità dei sostegni laterali e del battistrada.

Tutto ciò porterà alla realizzazione di calzature sportive più stabilizzanti, più efficienti nell'azione di smorzamento del carico all'impatto del tallone con il terreno o nella fase di spinta della zona metatarsale, in grado di diminuire il numero di lesioni ed infortuni, ma soprattutto si potrà cominciare a pensare di passare da una produzione di massa, ad una personalizzazione di massa delle calzature.

## RINGRAZIAMENTI

Alla fine di questo lavoro colgo l'occasione per alcuni ringraziamenti.

Vorrei ringraziare innanzitutto la mia famiglia, i miei genitori Daniela e Paolo e la mia sorellina Matilde, per essere sempre stati presenti e vicini in ogni mia scelta, per avermi permesso di condurre gli studi con serenità, sostenendomi in ogni momento.

Ringrazio il mio Paolo, per essere un punto fermo nella mia vita ormai da più di due anni, per rendere ogni giorno una nuova emozione, facendomi capire attraverso le piccole e semplici cose il vero significato della parola amore, per avermi insegnato a non dare nulla per scontato e per riuscire a farmi sorridere anche nelle situazioni più buie.

Un grazie ad Alberto, il mio migliore amico, se non il mio grande angelo custode, che mi ha insegnato a crescere, a non prendermi sul serio e ad affrontare il mondo che mi sta di fronte con spensieratezza e contando esclusivamente sulle mie forze, grazie per tutte le sere passate a parlare, per i litigi, per gli abbracci e per l'amore fraterno che ci lega.

Grazie a tutti i miei amici, che mi sono stati vicini fino ad oggi, in particolare a Tuly e Alessia e agli otto anni di amicizia che ci legano, a tutti i momenti passati insieme, fatti di risate, consigli, chiacchiere e discussioni. Ringrazio inoltre gli amici dell'università, in particolare Federico e Nicolò, con cui ho iniziato e trascorso questi bellissimi tre anni, passati senza che ce ne accorgessimo.

In ultimo, ma non di importanza, voglio ringraziare sentitamente il mio relatore, il Professore Arturo N. Natali, per avermi dato la possibilità di sviluppare questo interessantissimo elaborato presso il CMBM. Un grazie di cuore alla mia correlatrice, l'Ing. Chiara Venturato, per avermi seguita ed aiutata con pazienza e costante disponibilità durante questi quattro mesi di lavoro, dandomi ottimi consigli anche per i miei studi futuri.

Ringrazio, concludendo, tutte quelle persone che mi hanno permesso di arrivare fino a questo traguardo e a tutti quelli che mi sono vicini in questo momento.

