

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA



FACOLTA' DI INGEGNERIA

**ANALISI ISTOMORFOMETRICA
DELLA REGIONE ANTERIORE DEL
PIEDE E VALUTAZIONE DEL
COMPORTAMENTO
BIOMECCANICO**

Laureando: ELENA FAVARETTO

Relatore: Ch. mo Prof. ARTURO N. NATALI

Correlatrice: Ing. CHIARA GIULIA FONTANELLA

Corso di laurea Magistrale in Bioingegneria

Anno Accademico 2010/2011

INTRODUZIONE.....	7
CAPITOLO 1. ANATOMIA DELLA REGIONE DELL'AVAMPIEDE	11
1.1. SCHELETRO DEL PIEDE	12
1.1.1. Il retropiede.....	13
1.1.2. Il mesopiede.....	15
1.1.3. L'avampiede.....	17
1.1.3.1. Ossa metatarsali.....	17
1.1.3.2. Falangi delle dita.....	19
1.1.3.3. Ossa sesamoidi.....	21
1.2. ARTICOLAZIONI E LEGAMENTI.....	21
1.2.1. Articolazioni e legamenti tarso-metatarsiche.....	22
1.2.2. Articolazioni e legamenti intermetatarsali.....	23
1.2.3. Articolazioni e legamenti metatarso-falangei e interfalangei.....	24
1.3. TENDINI E MUSCOLI.....	24
1.3.1. Muscoli estrinseci del piede	24
1.3.2. Muscoli intrinseci del piede	29
1.3.2.1. Muscoli dorsali del piede.....	30
1.3.2.2. Muscoli plantari del piede.....	30
1.4. FASCE DEL PIEDE	39
1.5. PELLE	40

1.6. TESSUTO ADIPOSO.....	43
1.7. CONFIGURAZIONE STRUTTURALE DEL PIEDE	44
CAPITOLO 2. CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DEI MATERIALI	49
2.1. COMPONENTI DELLA MATRICE EXTRACELLULARE E LORO PROPRIETÀ	49
2.1.1. Proteine fibrose: collagene ed elastina.....	51
2.1.2. Eteropolisaccaridi: glicosamminoglicani e proteoglicani	60
2.1.3. Analisi delle proprietà meccaniche dei tessuti connettivi molli.....	61
2.2. ANALISI DELLE PROPRIETÀ MECCANICHE DEI TESSUTI CONNETTIVI MOLLI DEL PIEDE	62
2.2.1. Tessuti connettivi molli nella regione anteriore del piede.....	63
2.2.2. Tessuto adiposo	68
2.2.3. Pelle	73
2.2.4. Spessori dei tessuti molli nella pianta dell'avampiede	76
CAPITOLO 3. PROVE SPERIMENTALI SUI TESSUTI MOLLI DELLA REGIONE PLANTARE DEL PIEDE	83
3.1. PROVE IN VITRO	83
3.1.1. Prove di compressione.....	83

3.2. PROVE IN VIVO.....	97
3.2.1. Prove di indentazione	97
3.2.2. Prove di suzione	118
CAPITOLO 4. MODELLI COSTITUTIVI PER LA DESCRIZIONE DEL COMPORTAMENTO DEL TESSUTO BIOLOGICO MOLLE	125
4.1. FORMULAZIONE DEI MODELLI COSTITUTIVI ISOTROPI	128
4.1.1. Modelli costitutivi iperelastici isotropi	130
4.1.1.1. Formulazione del modello iperelastico isotropo.....	133
4.1.1.2. Modello neo-Hookeano quasi-incomprimibile	135
4.1.1.3. Modello viscoiperelastico.....	136
4.2. IDENTIFICAZIONE DEI PARAMETRI COSTITUTIVI.....	140
4.2.1. Definizione della funzione costo	140
4.2.2. Implementazione della procedura stocastico-deterministica	141
4.3. DETERMINAZIONE DEI PARAMETRI.....	143
CAPITOLO 5. MODIFICAZIONI DEI TESSUTI MOLLI DELL'AVAMPIEDE DURANTE LE ULTIME FASI DEL PASSO..	153
5.1. FASE STATICA	153
5.1.1. Appoggio monopodalico.....	153
5.2. CICLO DEL PASSO.....	162
5.3. VARIAZIONI DEI TESSUTI MOLLI DELL'AVAMPIEDE NELLE FASI DI HEEL OFF E DI TOE OFF.....	163

5.3.1. Cinematica dell'avampiede nelle fasi di heel off e di toe off.....	163
5.3.2. Variazioni dei tessuti molli dell'avampiede in seguito alla flessione dorsale delle dita.....	167
5.4. DINAMICA DELL'AVAMPIEDE NELLE FASI DI HEEL OFF E DI TOE OFF .	175
5.5. RISPOSTA MECCANICA DEI TESSUTI MOLLI NELLA FASE DI PUSH OFF	176
CAPITOLO 6. MODELLAZIONE NUMERICA	183
6.1. COSTRUZIONE DEL MODELLO NUMERICO.....	184
6.2. VANTAGGI E SVANTAGGI DELL'USO DELL'ANALISI AGLI ELEMENTI FINITI.....	185
6.3. MODELLI NUMERICI DEI TESSUTI MOLLI DELL'AVAMPIEDE IN LETTERATURA.....	185
6.4. ANALISI NUMERICHE	195
6.4.1 Modello numerico di un parallelepipedo di tessuto adiposo compresso tra due piastre metalliche.....	195
6.4.2. Modello numerico del piede.....	199
CONCLUSIONE.....	207
BIBLIOGRAFIA.....	211

INTRODUZIONE

Il piede svolge funzioni molto importanti nella vita di tutti i giorni di un individuo. La sua caratterizzazione meccanica e strutturale e l'analisi dei processi di interazione tra arto inferiore e calzatura sono alla base della definizione di nuovi strumenti e metodi per l'ideazione, la progettazione e la produzione tanto di una calzatura, quanto di protesi, che consentono di migliorare la quotidianità delle persone che le utilizzano.

Questa tesi ha l'obiettivo di studiare e di definire dal punto di vista biomeccanico il tessuto adiposo plantare e la pelle della regione anteriore del piede umano. L'avampiede riveste un ruolo fondamentale nel passo, in particolare nelle ultime fasi, prima dello stacco del piede dal suolo, perché dà al piede stesso la giusta propulsione, che gli consente di alzarsi da terra e proseguire verso avanti. Tutto ciò avviene senza che la struttura interna subisca danneggiamenti, perché il tessuto adiposo ha la capacità di assorbire gli urti e di ridistribuire le forze.

Il metodo utilizzato è basato su un approccio di tipo meccanico e richiede la definizione di modelli numerici interpretativi la regione di studio. Il comportamento meccanico delle componenti biologiche del piede richiede inizialmente una valutazione istologica e morfometrica dei tessuti biologici permettendo, insieme all'analisi di dati da prove sperimentali meccaniche, la formulazione di appropriati modelli costitutivi. Il modello numerico del piede viene quindi definito mediante la discretizzazione agli elementi finiti dei modelli solidi virtuali e la caratterizzazione dei vari tessuti mediante le formulazioni costitutive sviluppate. Tale modello numerico consente l'analisi della distribuzione delle tensioni e delle deformazioni all'interno dei tessuti biologici in presenza di sollecitazioni meccaniche

I modelli numerici hanno, in generale, una grande importanza a livello scientifico, sia perché consentono di simulare condizioni difficilmente riproducibili per via sperimentale sia perché possono essere usati anche dai clinici, ad esempio per valutare come reagirebbe a determinate sollecitazioni il piede di un paziente che presenta una patologia. Inoltre, l'uso dei modelli numerici comporta anche vantaggi economici, in quanto è molto più oneroso svolgere una prova sperimentale che fare una simulazione usando uno di questi

modelli (qualora sia possibile riprodurre tale prova sperimentale attraverso un modello agli elementi finiti).

Non si è potuto prescindere da una descrizione dell'anatomia di quella regione, andando cioè a descrivere, oltre al tessuto adiposo e alla pelle, anche le ossa, le articolazioni, i legamenti, i tendini, i muscoli, le fasce poiché hanno una stretta correlazione, non solo anatomica, ma anche funzionale, con i tessuti di interesse in questa tesi. Tutto ciò sarà descritto nel capitolo 1.

Il capitolo 2 descriverà la caratterizzazione meccanica dei componenti della matrice extracellulare dei tessuti umani, in particolare saranno indagate nel dettaglio le proteine fibrose e gli eteropolisaccaridi. In seguito, verranno analizzate dal punto istomorfometrico i tessuti molli della regione anteriore del piede, al fine di valutarne le componenti istologiche e la distribuzione strutturale.

Nel capitolo 3 sono state analizzate alcune prove sperimentali descritte in letteratura al fine di valutare le proprietà meccaniche dei tessuti connettivi molli, quali tessuto adiposo e pelle. In particolare, sono state descritte sia prove in vitro, le quali testano direttamente il materiale di interesse, in particolare prove di compressione, sia prove in vivo, le quali testano l'intera struttura all'interno della quale si trova il materiale di nostra competenza e, pertanto, daranno dei risultati che risentono anche dei tessuti circostanti. Le prove in vivo considerate sono prove di indentazione e prove di suzione. Le prove di indentazione consistono nel sollecitare a compressione il tessuto attraverso un indentatore. Le prove di suzione sollecitano invece a trazione il tessuto, tramite aspirazione dello stesso. Lo scopo di questo capitolo è sia di osservare le risposte meccaniche di pelle e/o tessuto adiposo in seguito a differenti tipi di sollecitazione, che avere un'idea di come vengono eseguite queste prove e di come sono fatti gli strumenti utilizzati, per poter eventualmente simulare queste sperimentazioni in un momento successivo.

Per descrivere il comportamento meccanico di un tessuto, si ricorre alla definizione di modelli costitutivi. Nel capitolo 4 verranno presentati alcuni modelli costitutivi in grado di descrivere il comportamento meccanico del tessuto adiposo, in particolare il modello iperelastico isotropo e il modello visco-iperelastico isotropo. L'identificazione dei parametri costitutivi avrà luogo mediante l'uso di un metodo stocastico-deterministico,

che consente di trovare il set ottimo di parametri costitutivi che descrivono il modello scelto. Verranno poi tracciati gli andamenti delle predizioni del modello caratterizzato da questi set di parametri, rispetto ai dati sperimentali, considerando curve di carico-scarico a differenti velocità e prove di rilassamento delle tensioni.

Il capitolo 5 sarà dedicato al passo, con particolare attenzione alle fasi di heel off e di toe off, che sono quelle che precedono lo stacco del piede dal suolo e durante le quali i tessuti dell'avampiede vengono maggiormente sollecitati.

Infine, nel capitolo 6, verranno prima descritti dei modelli numerici riportati in letteratura e poi saranno creati dei modelli numerici, grazie all'uso di specifici software. Il primo modello numerico rappresenta un parallelepipedo di tessuto adiposo compresso tra due piastre metalliche, mentre il secondo simula un piede che viene sollecitato secondo due tipi di prove differenti. Prima viene simulata la compressione del piede da parte di un piatto metallico e poi una prova di indentazione attraverso un cilindro sottile. In entrambi i casi lo scopo è di vedere come rispondono i tessuti ai carichi dai quali sono sollecitati, ovvero come variano le distribuzioni delle deformazioni e delle tensioni all'interno dei tessuti stessi, con particolare riguardo al tessuto adiposo plantare.

CAPITOLO 1. ANATOMIA DELLA REGIONE DELL'AVAMPIEDE

Il piede è una componente essenziale dell'apparato locomotore, in quanto riveste importanti funzioni, quali il sostenimento del peso corporeo, il mantenimento dell'equilibrio e la deambulazione.

Esso è collegato alla gamba attraverso l'articolazione della caviglia e può essere suddiviso in tre parti:

- il retro piede (parte posteriore o prossimale del piede e costituito da astragalo e calcagno);
- il mesopiede (posto nella regione intermedia del piede e caratterizzato da scafoide o navicolare, i tre cuneiformi e cuboide)
- l'avampiede (regione anteriore o distale del piede e composto da metatarsi e falangi).

Quest'ultimo è il sito anatomico di interesse per questo studio, in quanto esso riveste un ruolo rilevante, per non dire essenziale, nelle funzioni di mantenimento del peso corporeo, dell'equilibrio e la locomozione. Per una maggior completezza, poiché ogni segmento del piede non può essere considerato come a sé stante dagli altri, sarà illustrata la caratterizzazione anatomica anche del retro piede e del mesopiede.

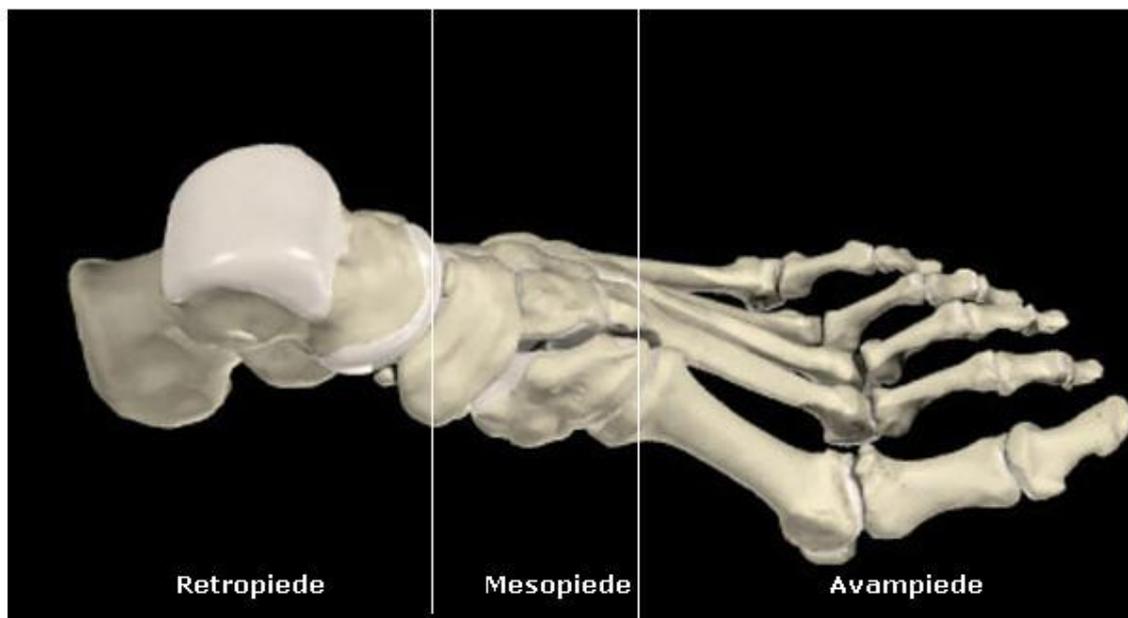


Figura 1.1. Sezioni del piede

1.1. Scheletro del piede

I segmenti ossei rappresentano le componenti strutturali del piede, come mostra la Figura 1.2.

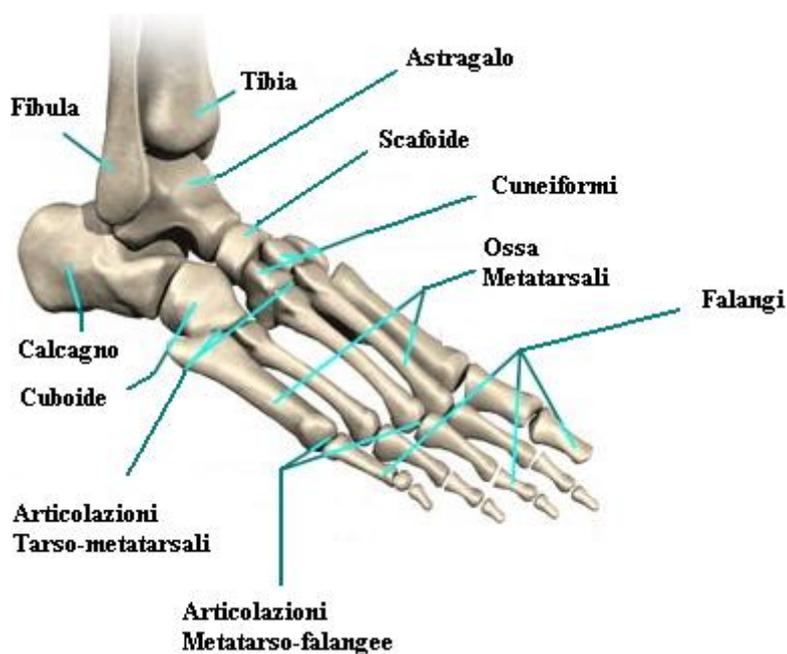


Figura 1.2. Scheletro del piede

1.1.1. Il retropiede

Il retropiede è caratterizzato da astragalo, che è posto nella regione superiore e si articola con le ossa della gamba (tibia e perone), e calcagno, in posizione inferiore, il quale forma il pilastro posteriore della volta plantare.

L'**astragalo** (o **talus**) (Figura 1.3) è appiattito in senso verticale e più sviluppato in senso sagittale. Il corpo è la sua parte principale e presenta superiormente una larga superficie articolare rivestita di cartilagine, la troclea. Esso si prolunga in avanti nel collo, il quale si rigonfia nella testa. La puleggia astragalica è più lunga che larga e più larga in avanti (28-32 mm) che posteriormente (23-26 mm) (Chiarugi e Bucciante, 1976). La troclea si prolunga medialmente in una stretta superficie articolare a forma di virgola, con la punta rivolta all'indietro, la faccetta malleolare mediale, che corrisponde alla faccia articolare malleolare della tibia; al di sotto di essa si trova una superficie rugosa con fori vascolari. Lateralmente la troclea si prolunga in una estesa superficie articolare triangolare ad apice inferiore, la faccetta malleolare laterale, che corrisponde alla faccia articolare malleolare della fibula. Nella parte posteriore della troclea c'è il processo posteriore dell'astragalo, percorso dal solco del muscolo flessore lungo dell'alluce (così chiamato perché è in rapporto col tendine di questo muscolo). Il solco è limitato dal tubercolo mediale e dal tubercolo laterale, quest'ultimo più voluminoso.

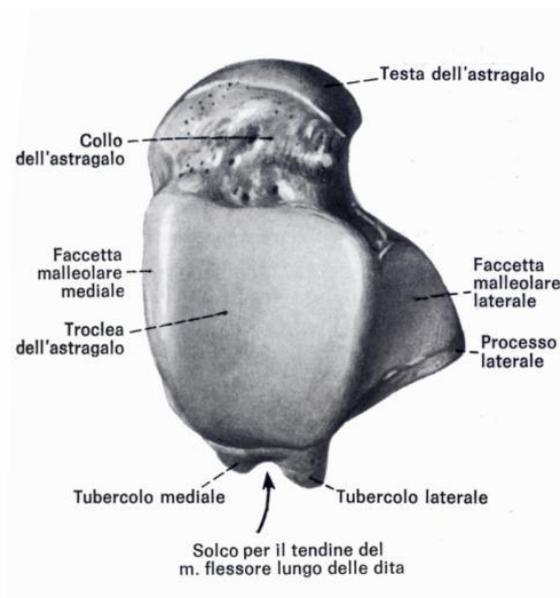


Figura 1.3. Faccia dorsale dell'astragalo destro

Il **calcagno** (Figura 1.4 e Figura 1.5) è situato al di sotto dell'astragalo e, con la sua estremità anteriore è articolato al cuboide. E' composto da una parte più voluminosa, il corpo, che ha la forma di prisma quadrangolare, esso termina anteriormente prolungandosi in un voluminoso processo diretto in avanti, la grande apofisi, e in un piccolo processo diretto medialmente, la piccola apofisi.

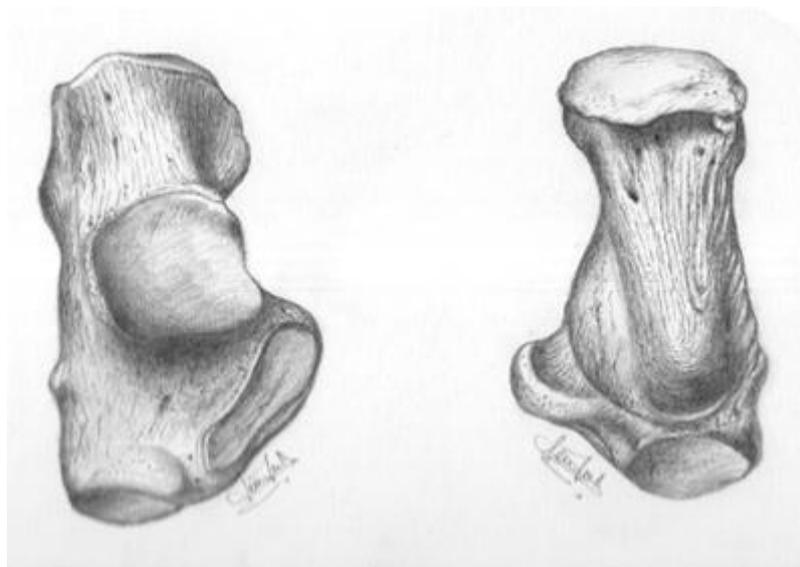


Figura 1.4. Visione frontale e laterale del calcagno

Il corpo si rigonfia indietro in una tuberosità; la cui faccia posteriore nella parte superiore è liscia, mentre nella parte inferiore è rugosa e termina con due tubercoli, il processo mediale e il processo laterale della tuberosità del calcagno, dove il primo è più voluminoso del secondo. Sulla parte inferiore della faccia posteriore della tuberosità si inserisce il tendine d'Achille. La superficie superiore del calcagno è principalmente caratterizzata dalle facce articolari per l'astragalo, che sono tre: la faccia articolare posteriore è ovale, le facce articolari media ed anteriore sono rispettivamente sostenute dalla piccola apofisi e dalla grande apofisi, sono fra loro in continuità e, incontrandosi, formano uno spigolo; sono pianeggianti e l'anteriore è assai piccola. Tra la faccia articolare posteriore e le altre rimane un solco, il solco del calcagno che, combinandosi col solco dell'astragalo, formano insieme una specie di canale: il seno del tarso.



Figura 1.5. Calcagno destro visto dall'esterno. 1, Faccetta articolare media per l'astragalo; 2, faccetta articolare per il cuboide; 3, processo trocleare; 4, solco per il tendine del muscolo peroniero lungo; 5, processo laterale della tuberosità; 6, processo mediale della tuberosità; 7, tuberosità

1.1.2. Il mesopiede

Le ossa della fila centrale del tarso sono: lo scafoide, i tre cuneiformi e il cuboide, rappresentate in Figura 1.6.

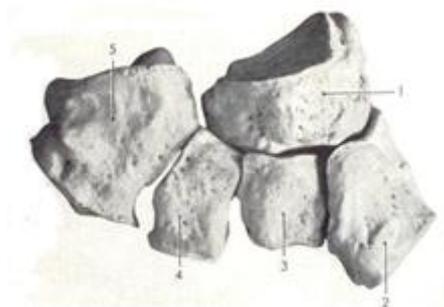


Figura 1.6. Scafoide ed ossa della fila distale del tarso destro articolate tra di loro, viste dall'alto e un pò da dietro. 1, Scafoide; 2, 1° cuneiforme; 3, 2° cuneiforme; 4, 3° cuneiforme; 5, cuboide

Lo **osso scafoide** o (**os navicolare**) si trova sul lato mediale del piede, davanti all'astragalo e dietro i tre cuneiformi. Il suo asse maggiore è diretto obliquamente in basso e medialmente. E' appiattito dall'avanti all'indietro e presenta contorno ovale.

Il contorno dell'osso è rugoso; nella superficie dorsale è più largo che nella plantare; alla sua estremità mediale si prolunga in una tuberosità, la tuberosità dell'osso scafoide. Lì si inserisce il tendine principale del muscolo tibiale posteriore. Al di sotto della suddetta

tuberosità, nella superficie plantare, si trova un solco diretto verso il 3° cuneiforme, per un fascio tendineo dello stesso tibiale posteriore.

I **cuneiformi** sono le ossa della fila distale del tarso e sono tre: mediale, intermedio e laterale. Sono situate tra il navicolare prossimalmente (per il quale presentano, ciascuna, una faccia articolare prossimale) e il metatarso corrispondente, distalmente (per il quale presentano una faccia articolare distale). Hanno tutti la forma di un cuneo con un apice, che per il secondo e il terzo cuneiforme si presentano come delle tuberosità rivolte verso la pianta del piede.

L'**osso cuboideo (cuboide)** ha la forma di un cuneo, con l'estremità corrispondente al margine laterale del piede. La faccia mediale, o base, si articola con il 3° cuneiforme e dietro a questa è presente un'altra faccetta, attraverso la quale si articola con l'osso scafoide. La faccia superiore, o dorsale, è rugosa e scende obliquamente verso il margine laterale del piede. La faccia inferiore o plantare si distingue per una sporgenza allungata, obliquamente diretta in avanti e medialmente, che prende il nome di tuberosità (cresta) dell'osso cuboide; sul versante anteriore è rivestita di cartilagine. La parte della faccia plantare che sta al di dietro della cresta è rugosa e si prolunga indietro e medialmente in un tubercolo. La faccia posteriore, rivestita di cartilagine forma un'articolazione a sella con la faccia articolare cuboidea del calcagno. La faccia anteriore presenta una superficie articolare divisa da una leggera cresta verticale in due faccette, le quali servono per l'articolazione col 4° e 5° osso metatarsale. L'estremità (apice) del cuneo cuboideo, verso la quale convergono le facce dorsale e plantare, corrisponde al margine laterale del piede.

1.1.3. L'avampiede

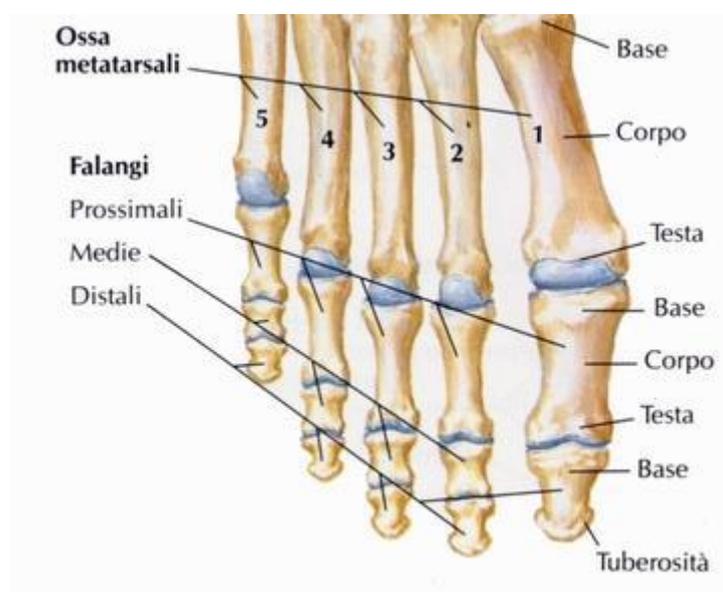


Figura 1.7. L'avampiede (metatarsi e falangi)

1.1.3.1. Ossa metatarsali

Le cinque ossa metatarsali, come si può vedere dalla Figura 1.7 si trovano tra il tarso e le falangi e fungono da collegamento tra esse, estendendosi obliquamente dalle ossa distali del tarso alla base delle dita. E' composto di cinque ossa, le ossa metatarsali, lunghe e parallele e vengono distinte con un numero ordinale dal lato tibiale al lato fibulare (Figura 1.8). In dietro sono articolate col tarso e sono a reciproco contatto tra loro; rimangono separate per gran parte della loro lunghezza e si avvicinano l'una all'altra con la loro estremità anteriore, con la quale si articolano con lo scheletro delle dita.

Ciascun osso metatarsale si compone di un corpo, un'estremità posteriore o base e di un'estremità anteriore o testa. Il corpo è prismatico triangolare, con una faccia dorsale, una faccia mediale ed una faccia laterale; quest'ultime due si incontrano a formare l'angolo inferiore, rivolto verso la pianta del piede.

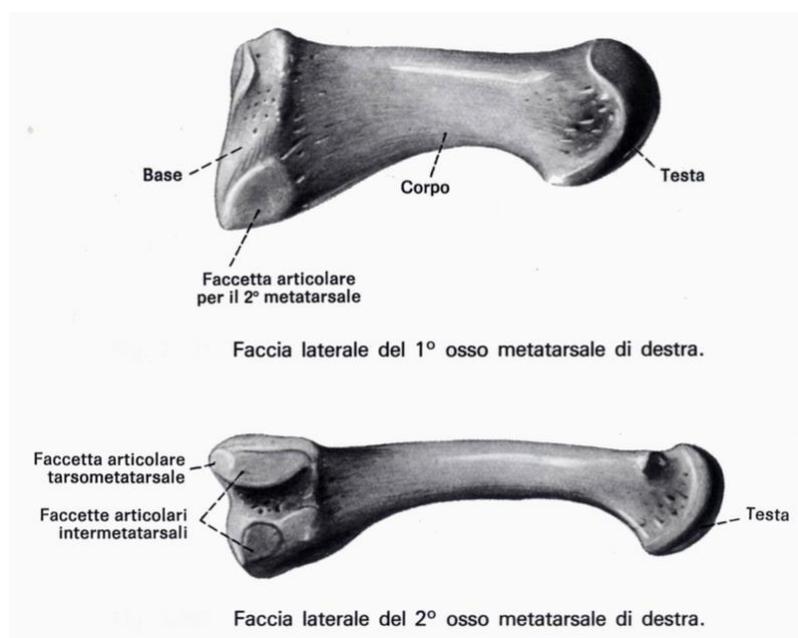


Figura 1.8. Primo e secondo metatarso (faccia laterale)

La testa delle ossa metatarsali è compressa lateralmente e presenta distalmente una superficie articolare sferoidale, che si estende principalmente dal lato plantare, la quale serve all'articolazione con la base della 1° falange. Su ciascun lato presenta due tubercoli sporgenti, uno dorsale e uno plantare, per l'attacco dei legamenti.

Il **primo osso metatarsale** è il più corto e il più voluminoso e si articola con il primo osso cuneiforme presso l'epifisi prossimale. Lateralmente a questa spesso è presente un'altra faccetta articolare più piccola che gli permette di articolarsi anche con il secondo metatarsale. Sulla superficie plantare si trova un'altra faccetta, divisa da una cresta in due aree, dove si inseriscono le due ossa sesamoidi dell'alluce.

Il **secondo osso metatarsale** è il più lungo dei cinque e spesso è anche il più sottile. Sulla base presenta quattro faccette articolari: quella posteriore si articola con il secondo osso cuneiforme, quella supero-mediale con il primo osso cuneiforme, le due faccette laterali, divise tra loro da una cresta e a loro volta suddivise da un'ulteriore cresta in due semifaccette che si articolano postero-lateralmente con il secondo cuneiforme e lateralmente con il terzo osso metatarsale.

Il **terzo osso metatarsale** è talvolta il più sottile e presenta una diafisi di forma simile a quella del secondo metatarsale, ma una base triangolare e piatta, la quale ha quattro faccette: una si articola posteriormente con il terzo osso cuneiforme, due supero-medialmente ed infero-lateralmente con il secondo metatarsale e una lateralmente con il quarto metatarsale. Inoltre, con una faccetta si articola distalmente con la quarta falange.

Il **quarto osso metatarsale** ha una base triangolare con tre faccette articolari: una si articola medialmente con il terzo osso metatarsale, una lateralmente con il quinto osso metatarsale e una posteriormente con l'osso cuboide.

Il **quinto osso metatarsale** possiede la base più voluminosa tra le ossa metatarsali (tranne la prima) ed è caratterizzata da una superficie articolare più ampia rispetto a quelle delle altre ossa metatarsali. Si articola postero-medialmente con l'osso cuboide e più medialmente con il quarto osso metatarsale.

1.1.3.2. Falangi delle dita

Le cinque dita del piede si distinguono con un numero d'ordine dal lato tibiale al lato fibulare. Il primo dito si chiama anche alluce e il quinto dito mignolo o minimo.

Il loro scheletro (Figura 1.9) è formato dalle falangi; ciascun dito ne possiede tre (1°, 2° e 3° falange); l'alluce ne ha solo due.

Le falangi dei piedi si distinguono in falangi prossimali, falangi medie (o intermedie) e falangi distali. Le prime sono quelle di lunghezza maggiore, seguite dalle intermedie (il cui corpo si confonde con le estremità) e dalle distali (piccolissime). Nell'alluce le falangi presentano dimensioni relativamente considerevoli. Le falangi sono tutte caratterizzate da diafisi schiacciata trasversalmente, da una superficie distale convessa ed una superficie plantare concava.



Figura 1.9. Falangi delle dita del piede destro, viste dal lato dorsale

La **falange prossimale** (detta anche **falange**, **falange metatarsale** o **prima falange**) presenta una base con una cavità articolare rivestita di cartilagine, la quale si articola con la testa dell'osso metatarsale corrispondente a formare l'articolazione metatarso-falagea. La testa della prima falange si articola con la base della corrispondente falange media nella prima articolazione interfalangea. La falange metatarsale presenta la tipica forma di una mezza clessidra dalla superficie inferiore concava.

La **falange media** o **intermedia** (detta anche **falangina** o **seconda falange**) è presente in tutte le dita, tranne l'alluce. Essa somiglia molto alla prima falange, sebbene sia molto più corta (quasi la metà) e presenti una diafisi che in proporzione è più larga. La base della falange media si articola con la troclea della prima falange, formando la prima articolazione interfalangea; la testa si articola con la base della terza falange, a formare la seconda articolazione interfalangea.

La **falange distale** (detta anche **falangetta**, **terza falange** a **falange ungueale**) è la più breve e presenta un'ampia base con una cavità articolare rivestita di cartilagine. Tale base si articola con la troclea della seconda falange e forma così la seconda articolazione interfalangea. La testa della terza falange assume una forma triangolare appiattendosi,

creando così la testa della terza falange. La superficie dorsale di tale triangolo funge da supporto per l'unghia, formandone il letto, mentre quella plantare funge da supporto per i polpastrelli delle dita del piede.

1.1.3.3. Ossa sesamoidi

Nel piede si possono trovare due ossa sesamoidi, situate nella regione plantare.

Sono due, mediale e laterale, sono grosse come un pisello e si trovano a livello dell'articolazione metatarso falangea dell'alluce. Sono precedute da cartilagine e si ossificano di regola tra i 12 e i 14 anni.

Inoltre, i sesamoidi si possono trovare anche nelle articolazioni metatarso-falangee del 2° e del 5° dito e nell'articolazione interfalangea dell'alluce, mentre risultano assenti in corrispondenza delle articolazioni metatarsofalangee del 3° e 4° dito.

1.2. Articolazioni e Legamenti

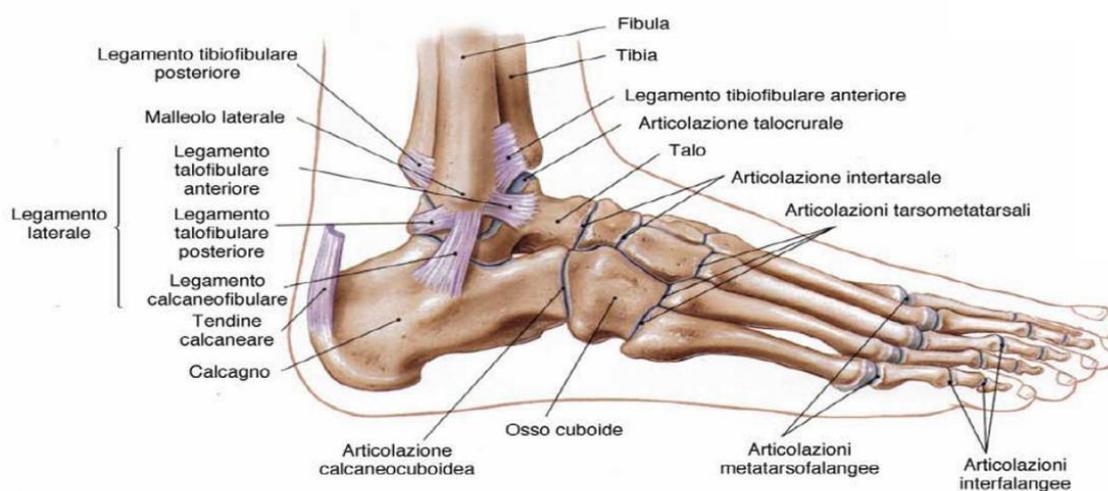


Figura 1.10. Legamenti e articolazioni del piede

I legamenti (rappresentati in Figura 1.10) sono robuste strutture fibrose che collegano tra loro due ossa o due parti dello stesso osso. Sono formati da fibre di collagene di tipo I che possiedono una grande resistenza alle forze applicate in trazione. Le strutture legamentose svolgono essenzialmente una funzione stabilizzatrice, impedendo cioè che particolari movimenti o forze esterne alterino la posizione delle strutture alle quali sono collegati. La disposizione nel corpo umano dei legamenti è tale da permettere un loro intervento attivo solo nei gradi estremi del movimento, quando cioè l'integrità dell'articolazione è messa in serio pericolo. Nel piede, quindi, le strutture legamentose svolgono essenzialmente una funzione di stabilizzazione delle articolazioni permettendo, inoltre, il mantenimento della volta plantare.

1.2.1. Articolazioni e legamenti tarso-metatarsiche

Le articolazioni tarso-metatarsiche e intermetatarsiche permettono limitatissimi movimenti di flessione, estensione e lateralità alle ossa ma che servono comunque a dare elasticità al piede e in piccola parte concorrono anche a modificare la forma e profondità della volta plantare.

Le **articolazioni tarso-metatarsali** sono artrodie che connettono le tre ossa cuneiformi e l'osso cuboide alle basi delle cinque ossa metatarsali. Il primo osso metatarsale si articola con l'osso cuneiforme mediale, il secondo metatarsale con i tre cuneiformi, il terzo con il cuneiforme laterale, il quarto e il quinto con il cuboide. Presentano superfici articolari rivestite da cartilagine ialina, che prosegue con quella delle superfici articolari intermetatarsali, andando a formare un'interlinea articolare che attraversa obliquamente la faccia dorsale dello scheletro del piede, nota con il nome di interlinea di Lisfranc. Le estremità ossee sono avvolte da una capsula articolare incompleta che consente comunicazioni fra le articolazioni tarso-metatarsali e intermetatarsali. La capsula articolare presenta una componente fibrosa rivestita internamente da tre membrane sinoviali indipendenti: membrana sinoviale interna, media ed esterna. La membrana sinoviale interna corrisponde all'articolazione tra il 1° osso metatarsale e il 1° osso cuneiforme; la capsula sinoviale media corrisponde all'articolazione del 2° e 3° metatarsale con il 1°, 2° e 3° cuneiforme; la capsula sinoviale esterna corrisponde

all'articolazione del 4° e 5° osso metatarsale con il cuboide. I legamenti tarso-metatarsali dorsali e plantari e i legamenti interossei rinforzano la capsula fibrosa.

I **legamenti tarso-metatarsali plantari** sono costituiti da fasci profondi, disposti simmetricamente ai legamenti dorsali, e da fasci superficiali, che presentano direzione obliqua o trasversale.

I **legamenti tarso-metatarsali dorsali** sono otto e sono presenti almeno uno per ogni articolazione (tre legamenti intervengono nell'articolazione tra il 2° metatarsale con i tre cuneiformi e due tra il 4° metatarsale e il cuboide e il 4° metatarsale e il 3° cuneiforme, questi ultimi sono piuttosto sottili).

I **legamenti tarso-metatarsali interossei** sono noti come legamenti cuneo-metatarsali interossei e sono tre: il più importante è il *legamento di Lisfranc* (va dal 1° cuneiforme alla base del 2° metatarsale), il *secondo legamento interosseo* (dal 3° cuneiforme alla base del 2° metatarsale) e il *terzo legamento interosseo* (dal 3° cuneiforme al 3° metatarsale e talvolta anche al 4°).

1.2.2. Articolazioni e legamenti intermetatarsali

La base del 1° metatarsale è connessa a quella del 2° metatarsale solo grazie alla presenza di un legamento interosseo, a differenza delle ultime quattro ossa metatarsali, che si articolano con le loro basi per mezzo di artrodie. La capsula articolare presenta la sinoviale in continuità con la capsula articolare delle articolazioni tarso-metatarsali e, analogamente, la parte fibrosa della capsula è presente in continuazione con la parte fibrosa delle articolazioni tarso-metatarsali e presenta tre legamenti di rinforzo: *legamenti interossei* (tra le rugosità delle facce laterali delle basi metatarsali), i *legamenti dorsali delle basi metatarsali* (tesi dorsalmente tra una base e l'altra delle ossa vicine) e i *legamenti plantari delle basi metatarsali* (analoghi ai precedenti, ma più robusti). Inoltre, è presente il *legamento trasverso dei capitelli metatarsali*, che tiene unite tra di loro le ossa del metatarso.

1.2.3. Articolazioni e legamenti metatarso-falangei e interfalangei

Le **articolazioni metatarso-falangee** sono articolazioni condiloidee e ciascuna articolazione è provvista di una capsula articolare con un *legamento plantare* e *legamenti collaterali*.

Le **articolazioni interfalangee** sono articolazioni a ginglino articolare e ogni articolazione presenta una capsula articolare con un *legamento plantare* e *legamenti collaterali*.

1.3. Tendini e muscoli

Distinguiamo i muscoli del piede in due categorie:

- muscoli intrinseci: hanno origine ed inserzione nella stessa struttura in esame (nel nostro caso, il piede);
- muscoli estrinseci: non originano nella stessa struttura in cui si inseriscono (nel caso in esame, originano dalla gamba)

1.3.1. Muscoli estrinseci del piede

Sono classificati come:

- muscoli anteriori della gamba sono i seguenti: **tibiale anteriore**, **estensore lungo delle dita**, **peroniero terzo** (non sempre è presente), **estensore lungo dell'alluce**, come mostra la Figura 1.11. Essi permettono l'estensione del piede e la flessione dorsale che consiste nell'avvicinare il dorso del piede alla porzione anteriore della gamba.

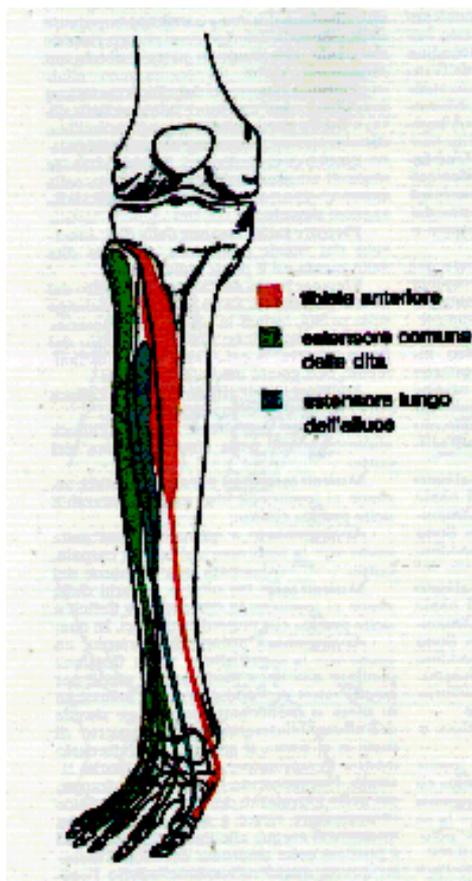


Figura 1.11. Muscoli anteriori della gamba

- muscoli laterali della gamba sono due muscoli che contribuiscono al mantenimento della volta plantare: il peroniero lungo e il peroniero breve (Figura 1.12).

Il **peroniero lungo** è il più superficiale dei due e con la sua azione flette plantarmente, abduce e ruota all'esterno il piede. Agisce anche sulla volta plantare accentuandone la curvatura.

Il **muscolo peroniero breve**, più profondo e più corto del precedente. Esso contraendosi, abduce e ruota all'esterno il piede.

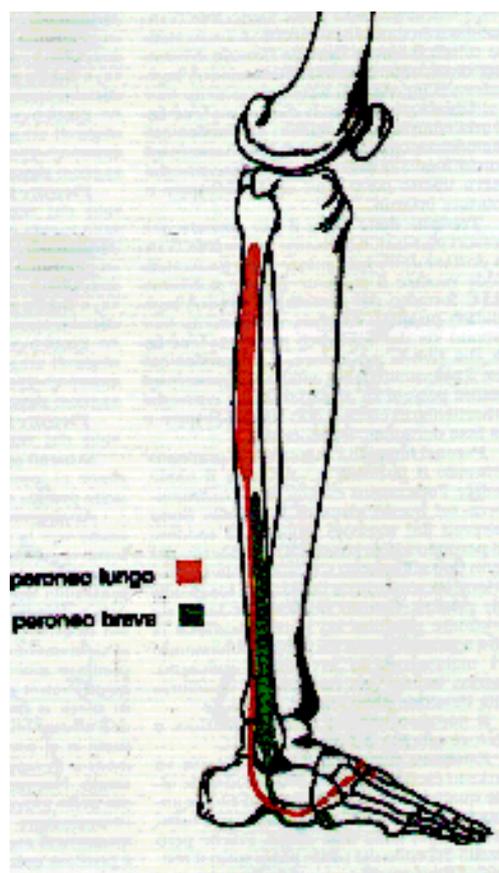


Figura 1.12. Muscoli laterali della gamba

- muscoli posteriori della gamba (Figura 1.13) si dividono in strato superficiale e strato profondo, dei quali ci interessa solo il secondo, perché sono quelli (ad eccezione del popliteo) che arrivano al piede.

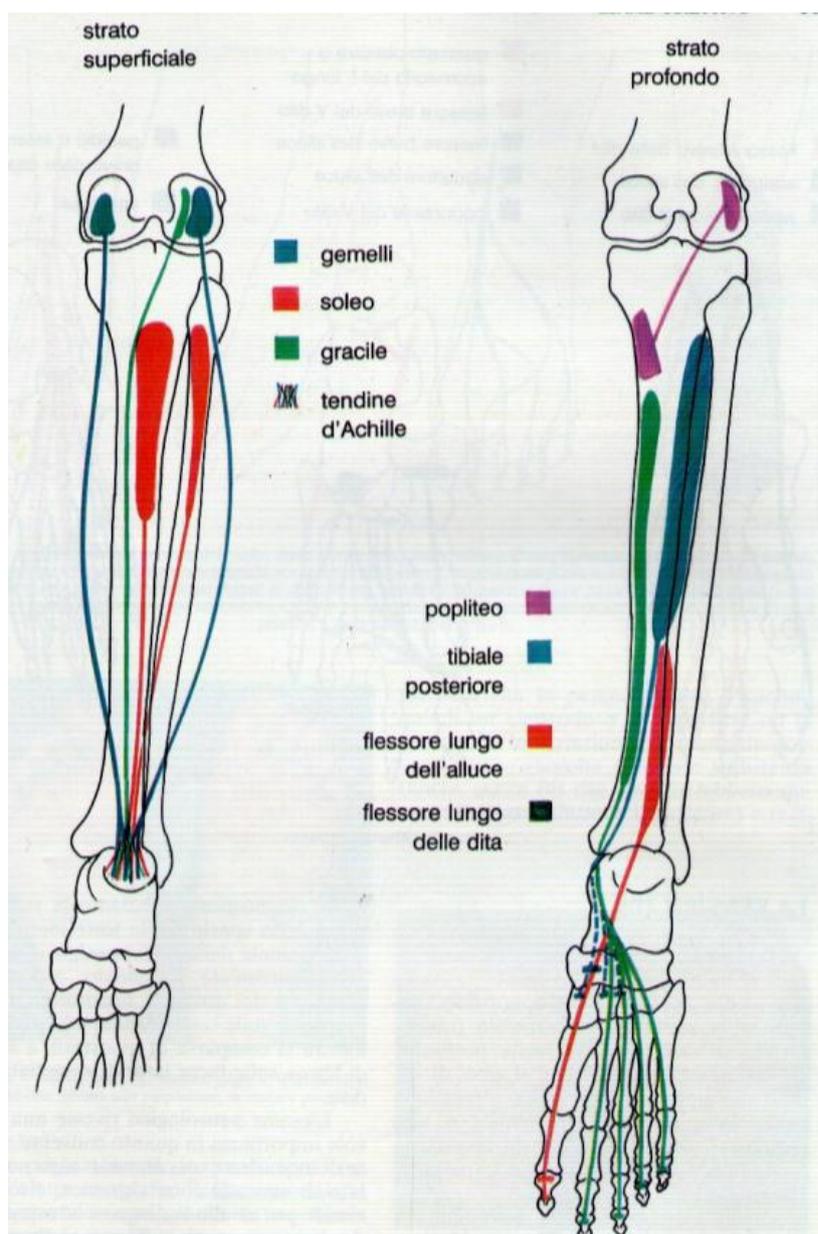


Figura 1.13. Muscoli posteriori della gamba

Il **muscolo flessore lungo delle dita del piede** è il più mediale dei muscoli dello strato profondo della gamba e insieme al muscolo della pianta del piede, flette le ultime quattro dita; inoltre, concorre alla flessione plantare del piede. I fasci muscolari si portano in basso e poi proseguono in un lungo tendine, il quale circonda indietro il malleolo mediale e scorre nella doccia calcaneare mediale, mantenuto nella sua sede dal retinacolo dei muscoli flessori, attraversa quindi la regione plantare del piede in direzione obliqua verso

avanti e lateralmente, incrocia il tendine del muscolo flessore lungo dell'alluce e infine si divide nei quattro tendini terminali che si fissano alla base della terza falange delle ultime quattro dita. Nella pianta del piede entra in rapporto con l'adduttore dell'alluce e con il flessore lungo dell'alluce.

Il **muscolo flessore lungo dell'alluce** è il più laterale dei muscoli dello strato profondo della gamba. La sua azione fa flettere l'alluce; inoltre, concorre alla flessione delle altre dita e alla flessione plantare del piede.

Origina dai due terzi inferiori della faccia posteriore e del margine laterale della fibula, dalla membrana interossea e dai setti intermuscolari circostanti.

Poiché all'incrocio tra i tendini del muscolo flessore lungo delle dita e del muscolo flessore lungo dell'alluce è presente una lacinia fibrosa di connessione, la contrazione del muscolo flessore lungo dell'alluce determina una flessione delle altre quattro dita.

Il **muscolo tibiale posteriore** è un muscolo posteriore dello strato profondo della gamba, che agisce flettendo plantarmente il piede e partecipa ai movimenti di adduzione e di rotazione interna del piede; inoltre, accentua la curvatura della volta plantare. Origina dal labbro inferiore della linea obliqua e dalla faccia posteriore della tibia, dalla parte superiore della membrana interossea, dalla faccia mediale della fibula e dai setti intermuscolari circostanti, per continuare poi in un tendine d'inserzione che termina sul tubercolo dell'osso scafoide, sulla superficie plantare dei tre cuneiformi e sull'estremità prossimale del 2°, 3° e 4° osso metatarsale.

1.3.2. Muscoli intrinseci del piede

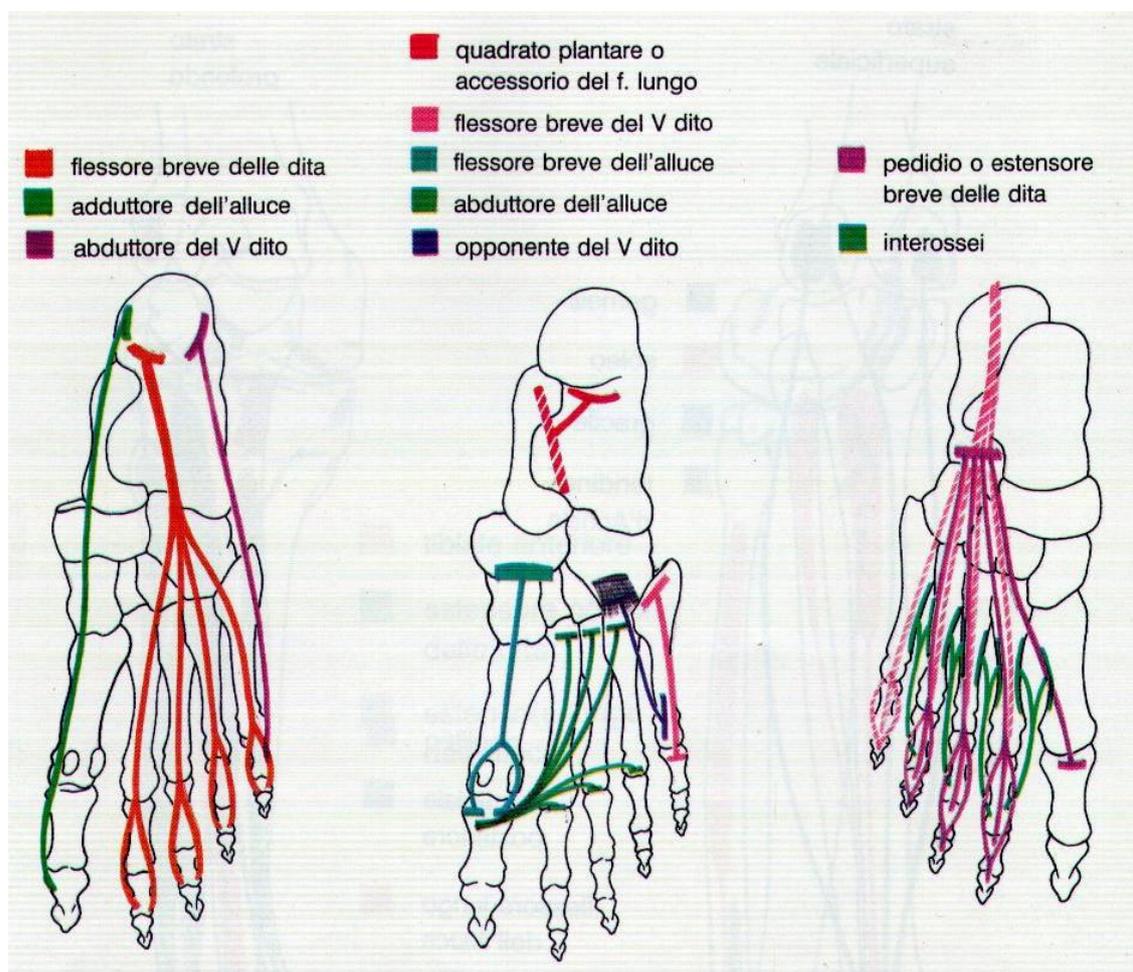


Figura 1.14. Muscoli intrinseci del piede

I muscoli intrinseci del piede sono rappresentati in Figura 1.14 e si suddividono in:

- dorsali
- plantari (mediali, intermedi e laterali)

1.3.2.1. Muscoli dorsali del piede

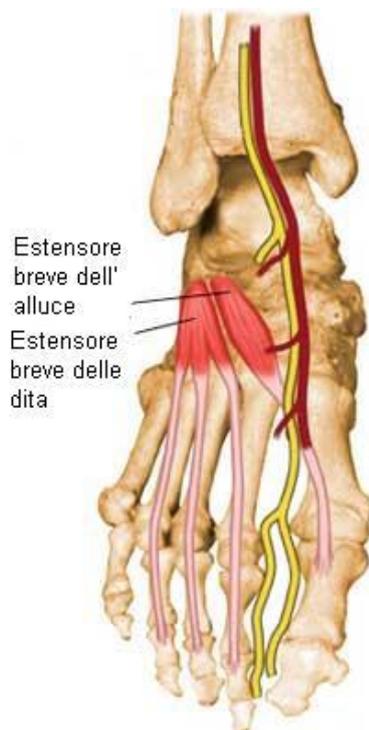


Figura 1.15. Muscoli dorsali del piede: estensore breve dell'alluce ed estensore breve delle dita

I muscoli dorsali del piede (Figura 1.15) sono il **muscolo estensore breve dell'alluce** e il **muscolo estensore breve delle dita** (o **pedidio**). Quest'ultimo, contraendosi, estende le prime quattro dita. Si tratta di un muscolo piatto, che origina dalla faccia superiore e laterale del calcagno, si porta avanti e in posizione mediale per poi suddividersi in quattro capi muscolari, ciascuno terminante con un tendine proprio. Il muscolo estensore breve del primo dito si inserisce alla base della falange prossimale dell'alluce, mentre gli altri si fondono con i tendini del muscolo estensore lungo del 2°, 3° e 4° dito.

1.3.2.2. Muscoli plantari del piede

Il **muscolo abduuttore dell'alluce** (Figura 1.16) è il più superficiale e il più lungo dei muscoli plantari mediali del piede. Esso, contraendosi, abduce e flette l'alluce. Prende

origine dal processo mediale della tuberosità del calcagno, dal retinacolo dei muscoli flessori, dalla faccia profonda della fascia plantare e dal setto intermuscolare che lo separa dal muscolo breve delle dita e s'inscrive sulla porzione mediale della base della falange prossimale dell'alluce. Si espande anche al muscolo flessore di tale dito ed è situato profondamente all'aponeurosi plantare.

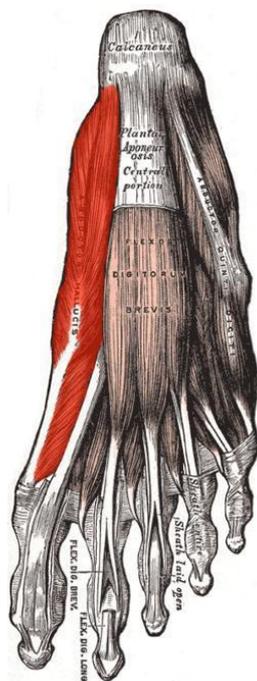


Figura 1.16. Muscolo abduttore dell'alluce

Il **muscolo flessore breve dell'alluce** (Figura 1.17) è un muscolo plantare mediale del piede, il quale, contraendosi, flette l'alluce. Origina dalla faccia plantare dei tre cuneiformi e dal legamento calcaneocuboideo plantare. Il flessore breve dell'alluce si porta in avanti e si divide in due fasci, dei quali quello mediale si unisce al tendine del muscolo abduttore e quello laterale raggiunge il capo obliquo dell'adduttore. Più in profondità si appoggia sul primo metatarso e sul tendine del muscolo peroneo lungo.

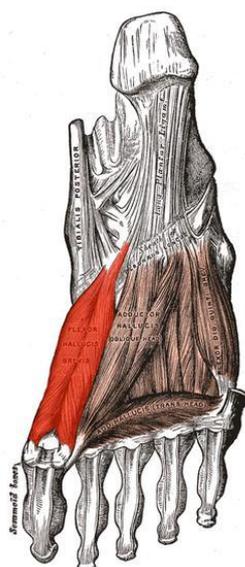


Figura 1.17. Muscolo flessore breve dell'alluce

Il **muscolo adduttore lungo dell'alluce** (Figura 1.18) è il più profondo dei muscoli plantari mediali del piede e con la sua azione flette e adduce l'alluce. Origina con un capo obliquo (che sporge dal cuboide, dal 3° cuneiforme, dalla base del 2°, 3° e 4° metatarso, dal legamento plantare lungo e si porta in avanti medialmente) e uno trasverso (origina dalla 3°, 4° e 5° articolazione metatarso-falangea e prosegue medialmente).

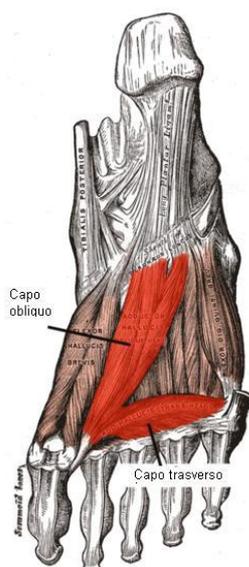


Figura 1.18. Muscolo adduttore dell'alluce

Il **muscolo abduuttore del 5° dito** (Figura 1.19) è il più superficiale dei muscoli plantari laterali del piede e, contraendosi, flette e abduce il 5° dito. Nasce dal processo laterale della tuberosità del calcagno, dalla fascia plantare e da un setto intermuscolare; i fasci proseguono in avanti, lungo il margine laterale del piede, per terminare su un tendine che si inserisce presso la tuberosità del 5° osso metatarsale e alla base della falange prossimale del 5° dito.

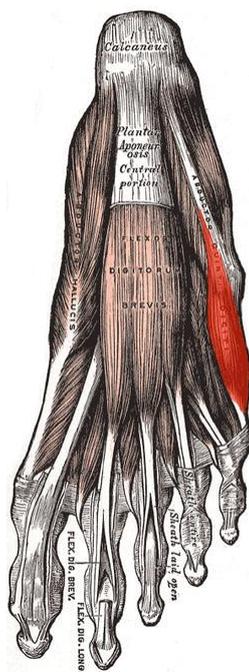


Figura 1.19. Muscolo abduuttore del 5° dito

Il **muscolo flessore breve del 5° dito** (Figura 1.20) è un muscolo plantare laterale del piede, che con la sua azione flette il 5° dito. Prende origine dalla base del 5° osso metatarsale e dal legamento plantare lungo, prosegue in avanti fino ad inserirsi alla base della falange del 5° dito e sulla corrispondente articolazione metatarso-falangea. In alcuni casi alcune delle sue fibre più profonde si estendono sulla parte laterale della metà distale del 5° metatarso, costituendo il **muscolo opponente del 5° dito del piede**, il quale viene spesso considerato come facente parte del flessore breve del 5° dito.

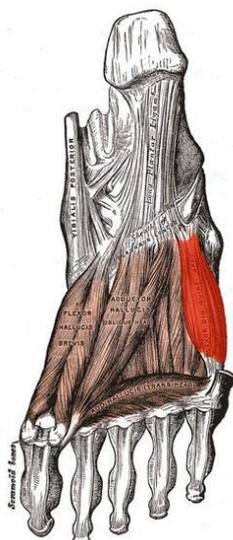


Figura 1.20. Muscolo flessore breve del 5° dito

Il muscolo opponente del 5° dito è un muscolo plantare laterale del piede, che flette e adduce il 5° dito.

Il **muscolo flessore breve delle dita del piede** (Figura 1.21) è il più superficiale muscolo intermedio del piede, che esplica la sua azione, facendo flettere la 2° falange delle ultime quattro dita. Nasce dal processo mediale della tuberosità calcaneare, dalla fascia plantare e dai circostanti setti intermuscolari e le sue fibre si portano verso avanti e, circa a metà del piede, si dividono in quattro fasci muscolari cui seguono altrettanti tendini, ciascuno dei quali termina con due linguette sui margini mediale e laterale della faccia plantare della 2° falange delle ultime quattro dita.

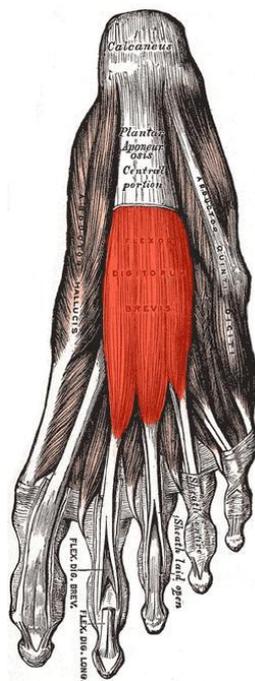


Figura 1.21. Muscolo flessore breve delle dita del piede

Il **muscolo quadrato (della pianta del piede o plantare)** o **flessore accessorio delle dita** (Figura 1.22) è un muscolo intermedio del piede che, assieme al muscolo flessore lungo delle dita, flette le ultime quattro dita e concorre alla flessione plantare del piede. Esso trova origine mediante i capi mediale e laterale.

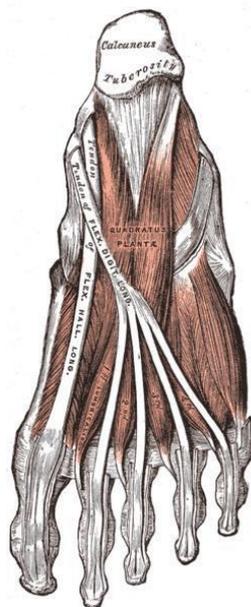


Figura 1.22. Muscolo quadrato della pianta del piede

I **muscoli lombricali** (Figura 1.23) sono quattro e hanno il compito di flettere la prima falange ed estendere la 2° e la 3° delle ultime quattro dita. Originano dai tendini contigui del muscolo flessore lungo delle dita (tranne quello più mediale, il quale nasce dal margine mediale del tendine del 2° dito), poi si portano in avanti, per poi terminare sul lato mediale dell'estremità prossimale della prima falange delle ultime quattro dita e sui tendini del muscolo estensore lungo delle dita.

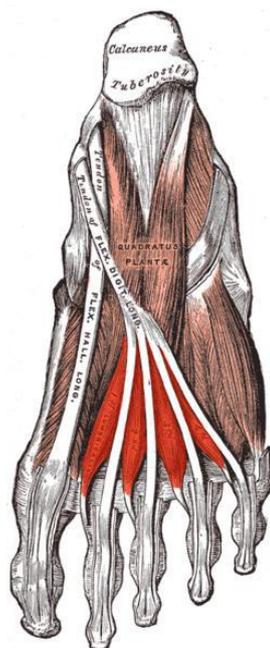


Figura 1.23. Muscoli lombricali del piede

I **muscoli interossei** (Figura 1.24) sono sette: tre plantari e quattro dorsali. I primi flettono la 1° falange ed estendono le restanti due falangi del 3°, 4° e 5° dito e portano, inoltre, medialmente queste dita. I muscoli interossei plantari occupano il 2°, il 3° e il 4° spazio metatarsale. I quattro muscoli interossei dorsali, con la loro azione, flettono la 1° falange ed estendono le altre due falangi del 2°, 3° e 4° dito; inoltre, allontanano il 3° e il 4° dito dal 2°. Occupano la parte dorsale dei quattro spazi intermetatarsali.

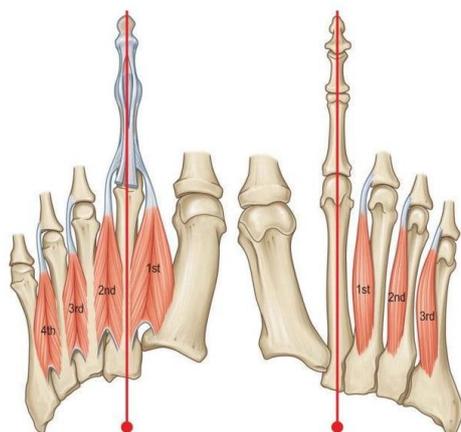


Figura 1.24. Muscoli interossei del piede dorsali (a sinistra) e plantari (a destra)

1.4. Fasce del piede

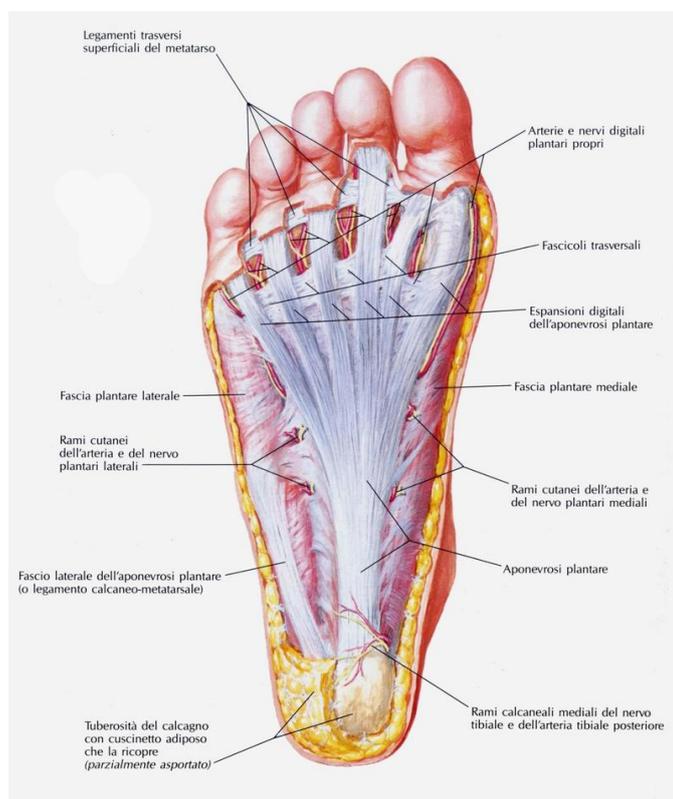


Figura 1.25. Fasce del piede e aponeurosi plantare

Il piede è caratterizzato, nella regione plantare, dall'aponeurosi plantare; più in profondità, e cioè a livello del piano scheletrico, si trova la fascia plantare profonda; mentre nella regione dorsale sono presenti la fascia dorsale superficiale, la fascia dorsale profonda e la fascia del muscolo estensore breve delle dita. (Figura 1.25).

L'**aponeurosi plantare** (o **fascia plantare superficiale**) si trova nella zona superficiale del piede, sotto lo strato sottocutaneo ed è divisa in tre parti che ricoprono i tre corrispondenti gruppi muscolari: mediale, intermedia e laterale. La parte intermedia ha forma triangolare, con l'apice del tronco posteriore che si fissa ai processi laterale e mediale del calcagno, mentre la base dà origine a cinque bande, in corrispondenza delle articolazioni metatarso-falangee, che si portano in avanti e si fissano ai tendini sovrastanti e al derma; presso le pieghe interdigitali partono degli ispessimenti trasversali, i fascicoli trasversi. La parte intermedia viene prolungata dalle parti mediale e laterale

dell'aponeurosi, le quali si staccano da quest'ultima e si portano in profondità rispettivamente a un setto mediale, che si fissa poi allo scafoide, al 1° cuneiforme e al 1° osso metatarsale, e a un setto laterale, che si connette al 5° osso metatarsale. In questo modo vengono delimitate le logge mediale, intermedia e laterale, che accolgono i rispettivi muscoli plantari.

La **fascia plantare profonda** attraversa le ossa metatarsali e i muscoli interossei plantari; in posizione anteriore diventa più spessa a formare il legamento trasverso della testa delle ossa metatarsali.

La **fascia dorsale superficiale** è distesa tra lo strato sottocutaneo e i tendini dei muscoli estensori lunghi dell'alluce e delle dita. Medialmente e lateralmente passa all'aponeurosi plantare, anteriormente si dirama sulle dita e posteriormente si unisce alla parte superficiale del retinacolo degli estensori.

La **fascia dorsale profonda** è disposta sulle ossa metatarsali e sui muscoli interossei laterali.

La **fascia del muscolo estensore breve delle dita** avvolge la fascia superficiale sullo stesso muscolo e ricopre l'arteria dorsale del piede.

1.5. Pelle

La pelle è costituita principalmente da epidermide, derma ed ipoderma, vasi sanguigni e linfatici e innervazioni cutanee.

L'**epidermide** è la struttura più esterna del tegumento, presenta uno spessore di 0.4-0.6 mm in sede palmo-plantare, anche se in generale, questo strato cutaneo non possiede uno spessore costante.

Il **derma**, che si trova più internamente rispetto l'epidermide, presenta uno spessore da 15 a 40 volte superiore a questo ed è costituito da una sostanza fondamentale od amorfa, strutture fibrose ed elementi cellulari.

L'**ipoderma** (noto anche con i nomi connettivo sottocutaneo o pannicolo adiposo) è la continuazione del derma in profondità; è costituito principalmente da tessuto adiposo intersecato da fibre di collagene ed elastiche.

I **vasi sanguigni** (Figura 1.26) e i **vasi linfatici**, per quanto riguarda il piede, provengono dalla zona mediale del tallone e dalle diramazioni mediali-calcaneali dell'arteria plantare laterale, mentre la pelle della zona laterale del tallone è irrorata dalle diramazioni calcaneali dell'arteria fibolare e dell'arteria tarsale laterale. La pelle del piede è molto irrorata da sangue arterioso, che arriva dalle diramazioni dell'arteria dorsale del piede, dall'arteria posteriore tibiale e dalle arterie fibolari. La pelle che ricopre il dorso del piede è irrorata dall'arteria dorsale del piede e dalla prima arteria dorsale metatarsale, che è la sua continuazione. La pelle della pianta del piede è irrorata dai rami perforanti delle arterie plantari mediali e laterali. La pelle dell'avampiede è irrorata da diramazioni cutanee delle arterie sagittali comuni. A livello plantare la rete di vene superficiali formano un reticolo intradermico e sottodermico che affluisce alle vene marginali mediali e laterali. Unicamente all'interno dell'arto inferiore, il sangue venoso affluisce alle vene secondo due direzioni; mentre quando sono presenti delle valvole, il flusso è diretto dal sistema plantare al sistema superficiale; da qui poi il sangue lascia il piede nelle vene superficiali e profonde dell'arto inferiore.

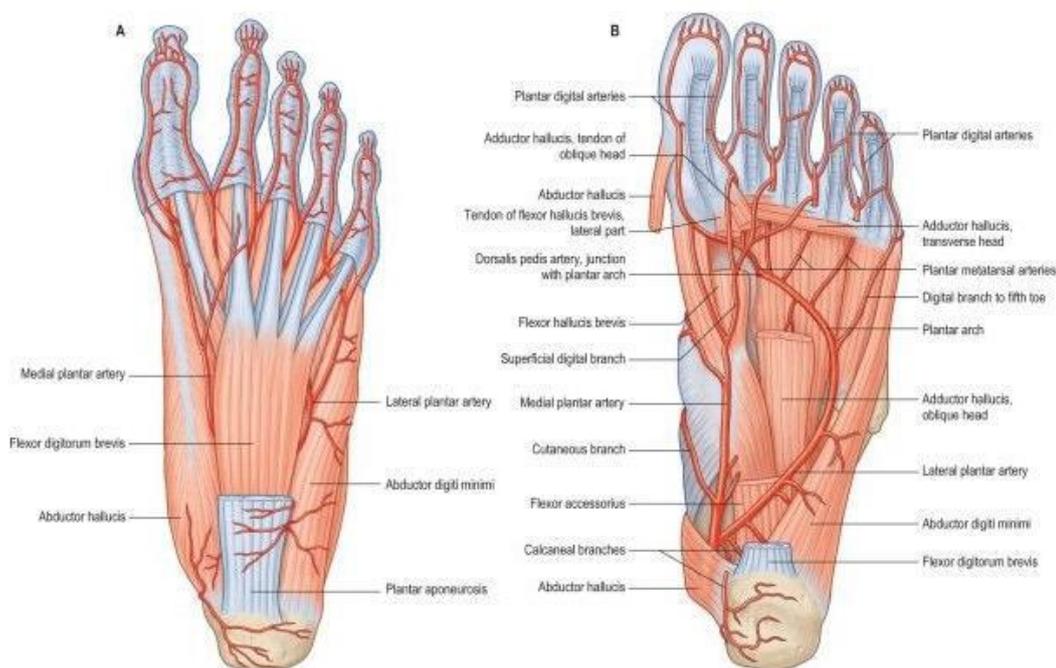


Figura 1.26. Vasi sanguigni del piede, visti plantarmente

Il drenaggio linfatico superficiale avviene attraverso vasi che seguono medialmente la vena safena lunga e lateralmente la vena safena corta, per poi proseguire attraverso i nodi linfatici inguinali. I vasi linfatici profondi seguono la dorsale del piede, la tibiale posteriore e le arterie fibolari e passano attraverso i nodi linfatici popliteali.

Le innervazioni cutanee, tra cui quelle del dorso del piede, sono innervate medialmente dal nervo safeno, centralmente dal nervo fibolare superficiale e lateralmente dal nervo della sura; le innervazioni del primo spazio della rete sono costituite dal nervo fibolare profondo; inoltre, i letti ungueali sono connessi dai nervi plantari mediali e laterali, i quali nascono come rami terminali del nervo tibiale. Il nervo plantare mediale rende sensibile la zona plantare dell'alluce, del secondo e del terzo dito e della metà mediale del quarto dito; il nervo plantare laterale collega, invece, le aree laterali del quarto dito e l'intero quinto dito.

1.6. Tessuto adiposo

In corrispondenza del tallone, si trova un cuscinetto, che è soggetto ad intense sollecitazioni ripetute ed è pertanto adatto a sopportare questo tipo di pressioni. Il cuscinetto presenta uno spessore medio di 18 mm nei soggetti adulti; l'epidermide ha uno spessore medio di 0.64 mm, mentre nella zona dorsale del piede lo spessore medio è di 0.069 mm.

Il cuscinetto è costituito da tessuto adiposo elastico, caratterizzato da un'organizzazione a spirale delle fibre, le quali sono legate tra di loro alla pelle, oltre che al tallone: tale configurazione ottimizza la resistenza a compressione delle fibre; inoltre, al suo interno, il cuscinetto è rinforzato da fibre elastiche diagonali e trasversali che separano l'adipe in compartimenti.

Nella regione dell'avampiede, il tessuto sottocutaneo è caratterizzato da tessuto fibroso lamellare organizzato a spirale contenente tessuto adiposo attaccato internamente all'aponeurosi plantare e superficialmente al derma attraverso fibre verticali. L'adipe è particolarmente spesso nella regione delle articolazioni metatarso-falangea e ha la funzione di attutire il piede durante la fase di stacco delle dita, durante la locomozione. Il cuscinetto dell'avampiede è strutturato in maniera analoga al cuscinetto del tallone, ovvero per resistere a forze di compressione e tangenziali.

I tessuti sopra descritti sono rappresentati nel loro insieme nella Figura 1.27.

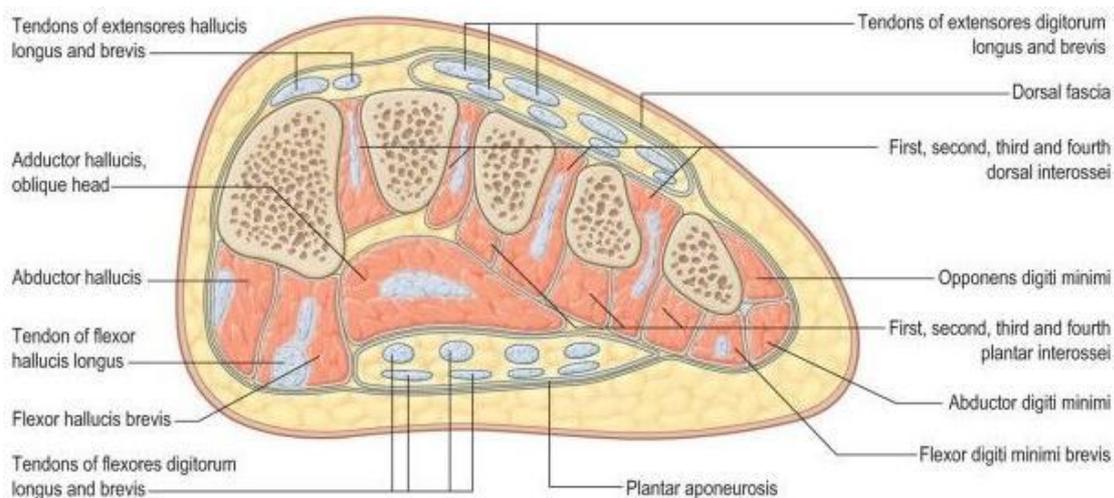


Figura 1.27. Sezione trasversale del mesopiede

1.7. Configurazione strutturale del piede

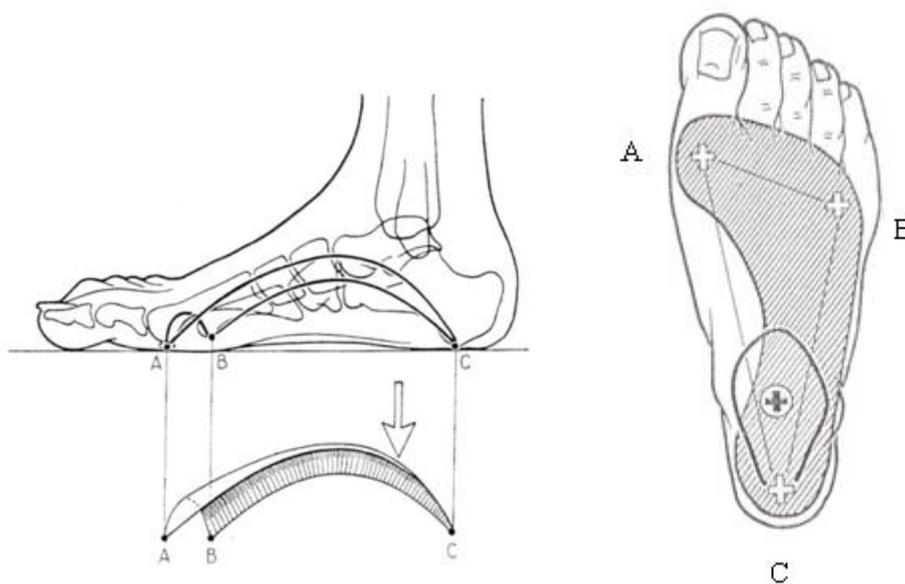


Figura 1.28. Arco plantare: AB, arco anteriore; AC, arco interno; BC, arco esterno

La volta plantare costituisce la struttura di supporto del piede. E' costituita da tre archi, che mettono in relazione calcagno, il 1° e il 5° osso metatarsale, ovvero le tre parti fondamentali che lo costituiscono: l'arco anteriore, l'arco esterno e l'arco interno.

L'**arco anteriore** (o **arco trasversale**) si trova tra i punti di appoggio A e B (in Figura 1.28), è il più corto e il più basso, passa attraverso tutte le teste dei metatarsi. La testa del primo appoggia su due sesamoidi ed è a 6 mm dal suolo; la seconda testa forma la chiave di volta ed è la più elevata (9 mm); la terza e la quarta sono in posizione intermedia (rispettivamente 8,5 mm e 7 mm); quella del quinto metatarso è a 6 mm. Questo arco presenta una concavità poco accentuata e appoggia al suolo per mezzo delle parti molli.

L'arco anteriore è il punto di arrivo dei cinque raggi del metatarso: il primo forma un angolo di 18°-25°, 15° il secondo, 10° il terzo, 8° il quarto, mentre il quinto metatarso non supera i 5° (si nota quindi una diminuzione dell'angolo tra il metatarso e il suolo).

La curvatura trasversale va dall'avanti all'indietro e comprende solo quattro ossa a livello dei cuneiformi e appoggia soltanto a livello del cuboide. La chiave di volta è data dal 2° cuneiforme, mentre il 1° non appoggia al suolo. Inoltre, il 2° cuneiforme costituisce, con il secondo metatarso, l'apice della volta.

L'arco anteriore è sotteso dal tendine del peroneo laterale lungo, che agisce così con vigore sulla curvatura trasversale, la quale è mantenuta anche dalle espansioni plantari del tibiale posteriore, oltre che da tre muscoli: l'abducente dell'alluce a direzione trasversale, il peroneo laterale lungo (è il più importante sul piano dinamico e agisce su tutti e tre gli archi) e le espansioni plantari del tibiale posteriore (ha un ruolo soprattutto statico).

La curvatura longitudinale è sostenuta dall'abducente dell'alluce e dall'abducente del quinto dito.

L'**arco esterno** (o **arco longitudinale laterale**) risulta sotteso tra i punti B e C (in Figura 1.28) ed è costituito da tre segmenti ossei: il 5° metatarso, il cuboide, il calcagno (le cui tuberosità posteriori costituiscono il punto d'appoggio posteriore dell'arcata). Questa volta prende contatto col suolo attraverso parti molli ed è poco elevata (3-5 mm). Attraverso l'astragalo avviene la trasmissione degli sforzi meccanici. L'astragalo si appoggia sul calcagno per mezzo di due sistemi trabecolari: le travate anteriori e le travate

posteriori: le prime si aprono sul ventaglio subtalamico, le seconde attraversano prima l'astragalo, il cuboide, per poi arrivare al 5° metatarso e all'appoggio anteriore. Oltre al ventaglio subtalamico, il calcagno è costituito da due sistemi trabecolari principali: un sistema arciforme superiore e uno inferiore, il primo, concavo verso il basso, lavora in compressione, il secondo, concavo verso l'alto, lavora in allungamento. Al contrario dell'arco interno, che è reso elastico dalla mobilità dell'astragalo sul calcagno, la volta esterna, per poter trasmettere l'impulso motore del tricipite, è molto più rigido e questo grazie al grande legamento calcaneo-cuboideo plantare, che è robusto e i cui fasci (profondo e superficiale) impediscono lo spostamento inferiore delle articolazioni calcaneo-cuboidea e cuboideo-metatarsale sotto il peso del corpo. I tensori attivi di questo arco sono costituiti da tre muscoli: il peroneo laterale breve (che impedisce la diastasi inferiore delle articolazioni), il peroneo laterale lungo (sostiene elasticamente la sua estremità anteriore), l'abducente del 5° dito (forma la corda totale dell'arco esterno).

Se si agisce sulla convessità dell'arco esterno, il peroneo anteriore e l'estensore comune delle dita ne diminuiscono la curvatura.

L'**arco interno** (o **arco longitudinale mediale**) è l'arco più lungo e il più alto (in Figura 1.28, è quello delimitato da A e C). Comprende cinque segmenti ossei: il 1° metatarso, che appoggia al suolo solamente con la testa; il 1° cuneiforme, che è interamente sospeso; lo scafoide, che è la chiave di volta di questo arco; l'astragalo, che riceve le forze trasmesse dalla gamba e le ripartisce; il calcagno, che appoggia al suolo solamente con la sua estremità posteriore.

La trasmissione delle forze meccaniche dipende dalla disposizione delle travate ossee: le travate che escono dalla corticale anteriore della tibia, che percorrono l'arco di spinta posteriore, passano attraverso il corpo dell'astragalo e si espande nel ventaglio sottotalamico verso la base posteriore dell'arcata; le travate uscite dalla corticale posteriore della tibia si orientano in basso e in avanti nel collo e nella testa dell'astragalo e attraversano lo scafoide e l'arco di spinta anteriore. Sono i legamenti e i muscoli a conservare la concavità dell'arco interno. I cinque segmenti ossei sono tenuti uniti da numerosi legamenti plantari: il tibiale posteriore, il peroneo laterale lungo, il flessore proprio dell'alluce, l'adduttore dell'alluce. Altri, invece, si inseriscono sulla convessità dell'arco: l'estensore proprio dell'alluce e il tibiale anteriore. La più importante struttura

legamentosa è l'aponeurosi plantare, che lega i due pilastri di supporto, ovvero la parte posteriore della superficie inferiore del calcagno e le teste dei metatarsi dei primi tre raggi. Quando si ha la flessione dorsale (soprattutto dell'alluce), i due pilastri vengono avvicinati e l'arco si inarca: si tratta del meccanismo a verricello ("windlass mechanism").

Con il termine **Windlass Mechanism** si intende l'azione coordinata degli strati di muscolo, tendine, legamenti e struttura ossea, che ha lo scopo di mantenere la corretta altezza dell'arco rispetto al suolo e la rigidità del piede. Senza un corretto meccanismo a verricello, il piede non agisce più come una leva efficiente, senza così ottenere una forza adeguata nella fase di push off.

CAPITOLO 2. CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DEI MATERIALI

2.1. Componenti della matrice extracellulare e loro proprietà

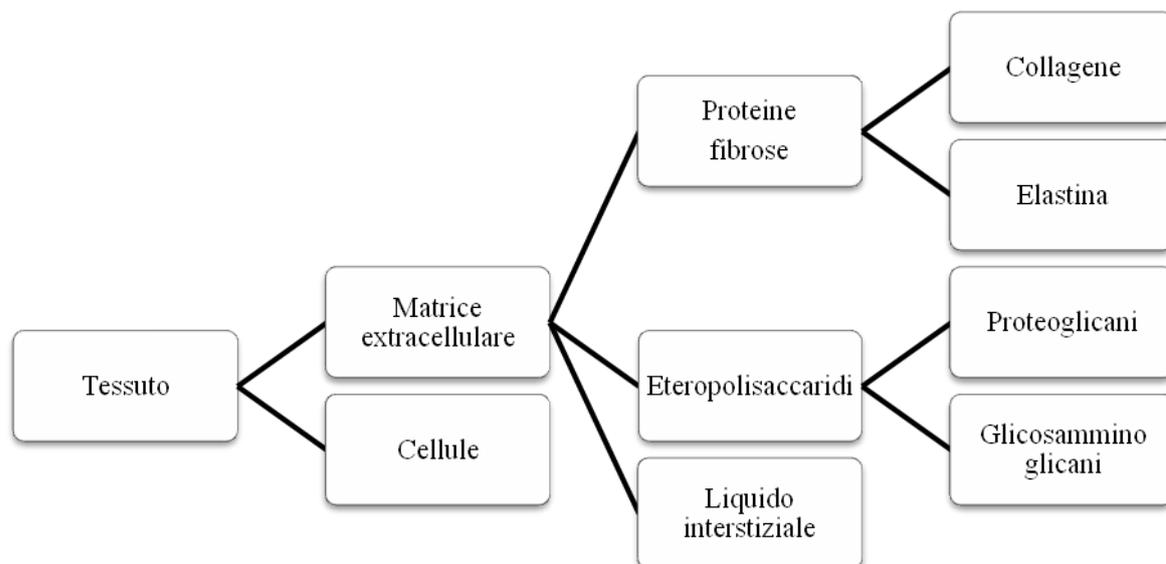


Figura 2.1. I tessuti biologici come materiali compositi

I tessuti biologici possono essere interpretati come materiali compositi, caratterizzati da **cellule**, presenti in numero e di tipo diverso in base al tessuto, e dalla **matrice extracellulare (ECM)**. La matrice extracellulare è un'entità strutturale complessa, i cui costituenti (Figura 2.1) possono essere descritti come un intreccio di eteropolisaccaridi (glicosamminoglicani e proteoglicani), e di proteine fibrose (collagene ed elastina), glicoproteine e (in quantità minori) lipidi e lipoproteine, nel quale vengono trattenute quantità rilevanti di liquido interstiziale, rappresentato prevalentemente da acqua (70-80%). I componenti della ECM saranno analizzati nel seguente paragrafo, in quanto la microstruttura della matrice extracellulare caratterizza la risposta biomeccanica a livello macrostrutturale. La differenziazione dei tessuti, ovvero la determinazione della struttura e delle proprietà dei tessuti stessi, è data sia dai rapporti quantitativi delle componenti della ECM che dal tipo di cellule (che differiscono tra i vari tessuti in base alla loro

tipologia e alla modalità con cui sono associate le une alle altre). I tessuti che saranno presi in considerazione sono i tessuti connettivi molli, i quali svolgono le funzioni principali di connessione e sostegno, oltre ad altre funzioni che differiscono in base alle caratteristiche morfologiche e chimiche. Generalmente i tessuti connettivi sono suddivisi in quattro classi: tessuto connettivo propriamente detto, tessuto cartilagineo, tessuto osseo, sangue e linfa. Esiste anche un'altra divisione: tessuti connettivi ricchi di collagene, come tendini, cartilagini e pelle, e tessuti connettivi ricchi di elastina, come vasi sanguigni, alcuni legamenti e muscoli (Di Bello, 2004).

I tessuti connettivi molli sono composti da cellule separate tra loro e immerse in abbondante matrice extracellulare. L'ECM è una struttura complessa che conferisce al sistema viscosità, resistenza, consistenza, e proprietà come collante, lubrificante e ammortizzatore d'urti. Inoltre garantisce la stabilizzazione strutturale dei tessuti, permette la diffusione delle sostanze nutritive e di segnali, funge da supporto e protezione per le cellule.

Nella mia tesi sono stati considerati in particolare la **pelle** e il **tessuto adiposo** del piede, del quale caratterizzano lo strato più esterno e quello immediatamente più interno.

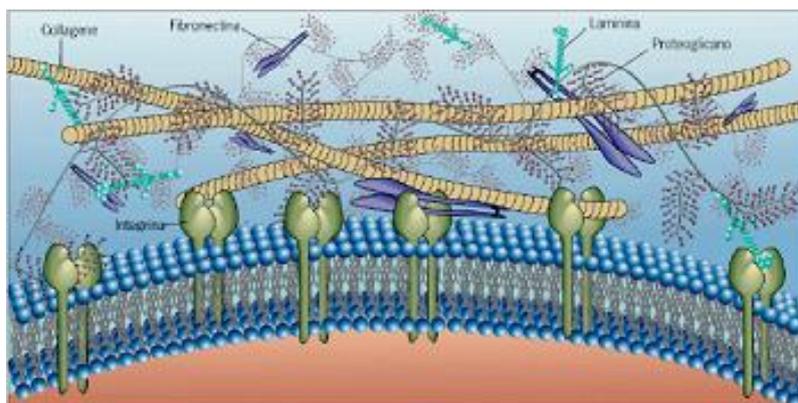


Figura 2.2. Una panoramica dell'organizzazione macromolecolare della matrice extracellulare. Le proteine (collagene, elastina e laminina) contengono siti di legame reciproco e per recettori (integrine) che sono localizzati sulla superficie delle cellule. I proteoglicani occupano la maggior parte del volume dello spazio extracellulare

2.1.1. Proteine fibrose: collagene ed elastina

Il **collagene** costituisce circa il 25% di tutte le proteine del corpo umano, nel quale svolge funzioni di supporto e di collegamento. E' uno dei costituenti fondamentali dei tessuti molli, che supportano organi e tessuti interni. Le caratteristiche del collagene derivano dagli amminoacidi presenti nella sua struttura e dalle interazioni che sussistono tra le tre catene polipeptidiche che lo costituiscono, anche note come catene α , le quali sono strettamente intrecciate tra loro a formare una tripla elica compatta. Le singole catene hanno la struttura primaria caratterizzata dalla ripetizione di numerose triplette di sequenza Gly-Pro-Hyp (Glicina-Prolina-Idrossiprolina). La glicina, in ragione delle sue ridotte dimensioni, si colloca perfettamente all'interno della tripla elica; la prolina e l'idrossiprolina favoriscono, invece, il caratteristico avvolgimento a spirale delle catene. Il singolo filamento presenta una struttura terziaria a elica sinistrorsa e i tre singoli filamenti elicoidali si organizzano insieme in una superelica destrorsa, che costituisce la struttura quaternaria del tropocollagene, che è il precursore del collagene. Le molecole di tropocollagene si associano in file parallele sfalsate, costituendo le microfibrille submicroscopiche, caratterizzate da uno spessore di 20-100 nm. La singola microfibrilla si forma per la giustapposizione lineare ripetuta di singole molecole di tropocollagene, della lunghezza di 280-300 nm e del diametro di 1.4-1.5 nm. Lungo un'identica fila la distanza tra la testa di una molecola è sempre di 35 nm; le varie file sono disposte in

modo sfalsato, in modo tale che molecole adiacenti risultino spostate di 67 nm. Nelle fibre di collagene, le microfibrille si associano tra loro lungo una direzione per formare fibrille microscopiche, che presentano uno spessore di 0.2-0.3 μm , le quali, a loro volta, si organizzano in fibre microscopiche di 1-12 μm (Figura 2.3).

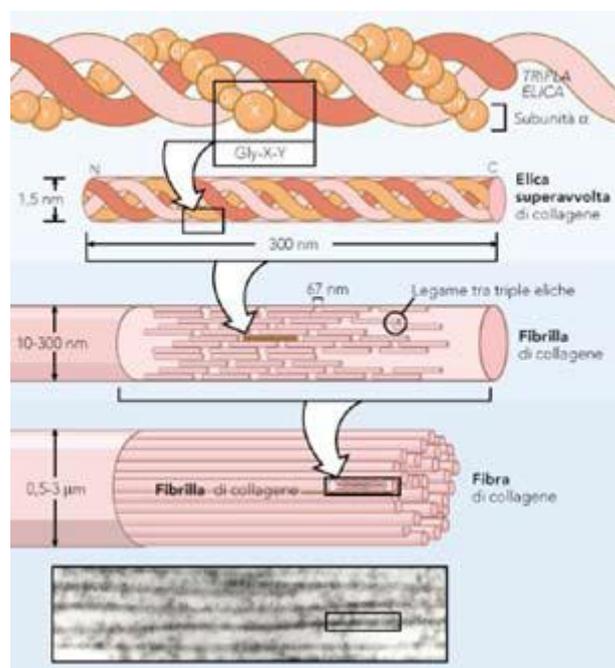


Figura 2.3. Struttura del collagene

Questa disposizione spiega la bandeggiatura, ovvero le striature orizzontali che si possono osservare sul collagene, usando un microscopio elettronico, in seguito a fissaggio e colorazione del campione (Figura 2.4).

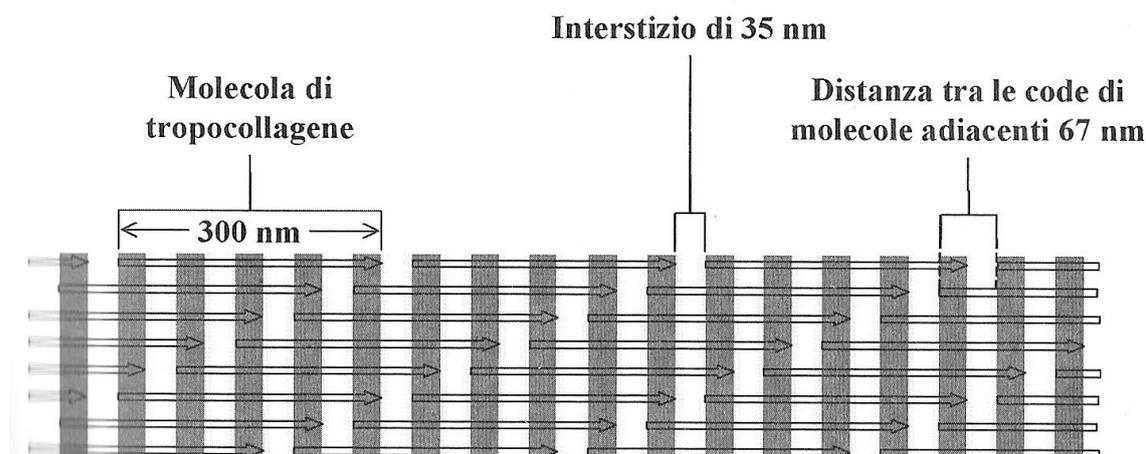


Figura 2.4. Organizzazione delle molecole di tropocollagene nella miofibrilla

Tra molecole adiacenti sono presenti legami crociati che massimizzano la resistenza a trazione delle fibre.

Nonostante i legami crociati conferiscano resistenza meccanica alle fibre di collagene, quando viene riscaldato, il collagene perde completamente la sua struttura: la tripla elica si srotola e le catene si separano formando una massa denaturata la quale, durante il raffreddamento, assorbe significative quantità d'acqua, trasformandosi in gelatina.

I fattori di stabilizzazione del collagene sono dovuti a legami idrogeno, a legami ionici e a reticolazioni intercatena (o cross-links) e sono legati alle interazioni tra le eliche che costituiscono la superelica. A rivestire una particolare importanza sono i legami ad idrogeno tra i gruppi $-NH$ dei residui di glicina di una catena e i gruppi $-OH$ dell'idrossiprolina di un'altra catena; questi legami sono disposti perpendicolarmente all'asse longitudinale della superelica. L'idrossiprolina ha una funzione critica per la stabilità del collagene, in quanto viene prodotta solo dopo l'assemblaggio della catena di amminoacidi attraverso un processo di idrossilazione della prolina, richiedente la presenza di vitamina C.

Esistono oltre 25 tipi di collagene e tutti presentano triple eliche, le quali sono però collegate le une alle altre in modi diversi. Ad esempio, i tipi di collagene presenti nella

pelle sono i tipi I e III, detti collagene fibrillari, i quali svolgono un ruolo strutturale. In particolare, il collagene di tipo I presenta caratteristiche di resistenza alla trazione, mentre il tipo III mostra caratteristiche di resistenza alla trazione e ha la funzione di connessioni strutturali.

Non possiamo prescindere, per una descrizione completa del collagene, dalla valutazione della risposta in trazione delle sue fibre, la quale è determinata dalla rigida organizzazione gerarchica. Questo perché i tessuti connettivi molli sono contraddistinti dalla presenza al loro interno di elementi rinforzanti di fibrille e di fibre di collagene e possiamo pertanto descrivere il comportamento a trazione del tessuto analizzando il comportamento a trazione delle fibre stesse che lo compongono.

Il comportamento a trazione del tropocollagene è stato studiato da Odajima e Susuki (1996), i quali lo classificano come elastico lineare con un modulo elastico di 3 GPa, come anche le fibrille di collagene in configurazione non ondulata (date dal legame covalente di tropocollagene), le quali presentano appunto un comportamento lineare elastico, ma con modulo di Young di 400 MPa. La configurazione microstrutturale delle fibrille di collagene è più complessa di quella delle molecole di tropocollagene e questo ne determina la differenza di rigidità tra di esse. L'orientazione spaziale delle fibre è caratterizzata da un comportamento anisotropo per distribuzione, ovvero a parità di tensione, si deformano maggiormente le fibrille disposte ortogonalmente alla direzione del carico, rispetto alle fibrille orientate parallelamente alla direzione del carico applicato. La curva tensione-deformazione mostra un progressivo allineamento delle fibrille e può essere suddivisa in tre parti: nella prima regione il collagene si estende lungo la direzione del carico con un progressivo reclutamento dei legami inter ed intrafibrillari, con conseguente incremento di rigidità; nella seconda regione vi è un allineamento dei legami inter ed intrafibrillari, che oppongono resistenza al carico, sino al raggiungimento del valore massimo di rigidità che rimane costante per un definito intervallo di deformazione, oltre il quale lo stimolo risulta eccessivo e può indurre processi interni di danneggiamento delle fibrille. Se il carico supera uno specifico limite, si verificano fenomeni di danno causati dalla rottura dei legami interfibrillari e dal cedimento delle fibre: si parla di elasto-danno, quando cioè il processo diventa irreversibile a breve termine per un processo anelastico a livello inter ed intrafibrillare, con conseguente

riduzione della capacità resistente. La rigidità delle fibre di collagene non è costante ed il modulo elastico varia dalle decine alle centinaia di MPa (Figura 2.5).

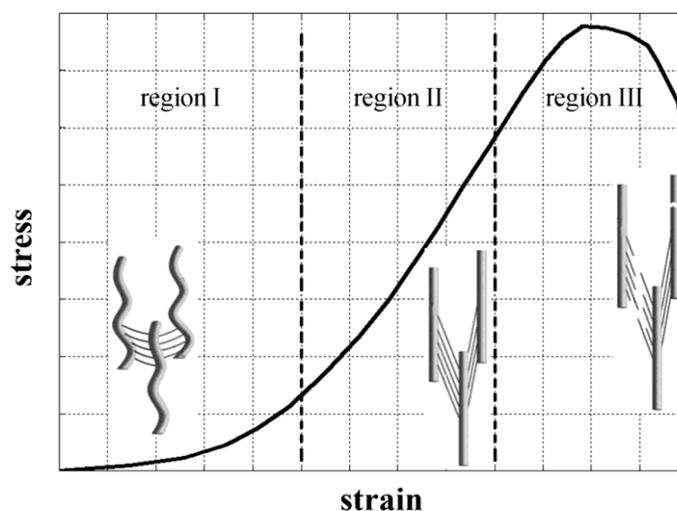


Figura 2.5. Curva tensione-deformazione di fibre di collagene

L'**elastina** è una proteina fibrosa presente in grandi quantità nei tessuti elastici, quali ad esempio la pelle, mentre nel tessuto adiposo esso è presente in quantità molto minori. Le sue fibre sono intrecciate alle fibre di collagene le quali, essendo dotate di scarsa elasticità, limitano l'entità della deformazione, evitando così la lacerazione del tessuto.

Le fibre elastiche presentano al loro interno strutture organizzate in fascetti di microfibrille costituite da fibrillina (proteina relativamente ricca di amminoacidi polari) e del diametro di circa 10-11 nm, la quale non contiene idrossilisina e idrossiprolina e presenta un contenuto in carboidrati pari al 5%: si tratta, cioè, di una glicoproteina.

L'elastina è una proteina insolubile altamente idrofoba. Il suo scheletro polipeptidico presenta una conformazione a spirale ad avvolgimento disordinato (definito random coil, ovvero gomito statistico). Ciascuna catena di random coil è legata alle altre attraverso numerosi legami reticolari: le molecole di elastina si organizzano in filamenti e foglietti, legati tra loro da legami covalenti, andando a costituire un reticolo esteso. I legami covalenti sono costruiti dall'azione della lisil-ossidasi sui residui di lisina della sequenza elastinica (si parla di cross-linking); la lisina viene così trasformata in allisina.

Successivamente, in seguito ad una serie di reazioni spontanee di condensazione, si ha la formazione di legami trasversali tra molecole di elastina. La struttura presenta numerosi legami crociati e ciò la rende in grado di deformarsi e tornare alla forma originale, una volta cessata la sollecitazione che l'aveva deformata: tale struttura mostra quindi un comportamento elastico (Figura 2.6).

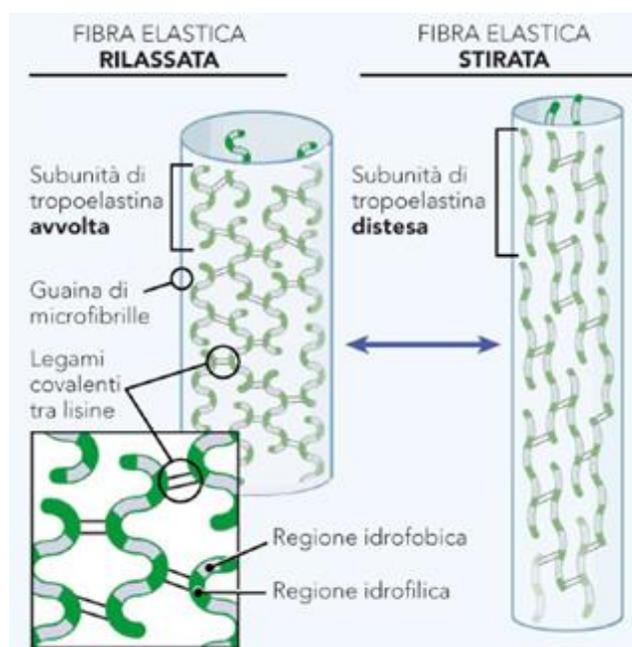


Figura 2.6. Organizzazione delle fibre elastiche: rilassamento e stiramento

Quando è applicata una sollecitazione a trazione, la lunghezza delle fibre di elastina può essere aumentata fino al 150%; quando il tessuto viene rilasciato, cioè quando cessa la forza che ha indotto la deformazione, le fibre ritornano alle dimensioni originali e sono caratterizzate da un deformazione residua trascurabile (Figura 2.7).

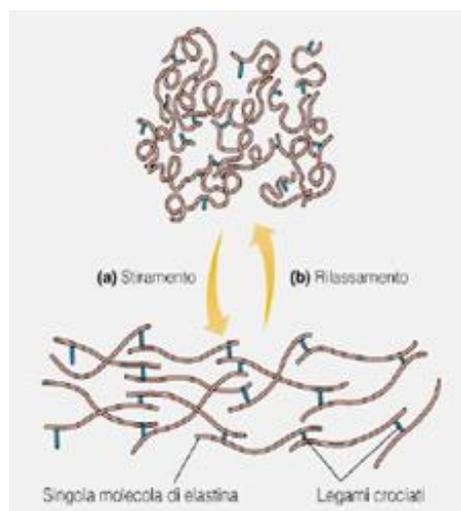


Figura 2.7. Stiramento e riavvolgimento delle fibre di elastina. L'avvolgimento random coil è responsabile del comportamento elastico dell'elastina la cui struttura varia in assenza o in presenza di tensione

Da uno studio di Edwards e Marks, 1995, è emerso che le proprietà di resistenza a trazione della pelle sono correlate al collagene, il cui contenuto diminuisce con l'avanzare dell'età. Inoltre, i parametri di viscosità dipendono dal contenuto di glicosamminoglicani e di collagene all'interno della pelle; mentre il contenuto di elastina sembra non influenzare le proprietà meccaniche del derma o dell'intera pelle. Sembra quindi ragionevole concludere che le proprietà elastiche della pelle siano determinate dal contenuto di collagene e non dall'elastina o dai componenti della sostanza di fondo, mentre le proprietà viscoelastiche sembrano essere influenzate dal contenuto di glicosamminoglicani e collagene, anche perché queste sostanze sembrano contribuire alla capacità della pelle di legare l'acqua e, come si sa, le proprietà viscoelastiche dipendono largamente sia dalle componenti fluide (sangue e linfa) che dal contenuto d'acqua della pelle.

Se si osserva il diagramma sforzo-deformazione a trazione per l'elastina, è evidente la sua elevata estensibilità, reversibile anche per grandi deformazioni. Essa assume un comportamento elastico fino a deformazioni del 200% nei tessuti a bassa rigidità, mentre, per deformazioni oltre tale valore la tensione aumenta rapidamente fino al collasso in una regione successiva molto ristretta, come mostra la Figura 2.8.

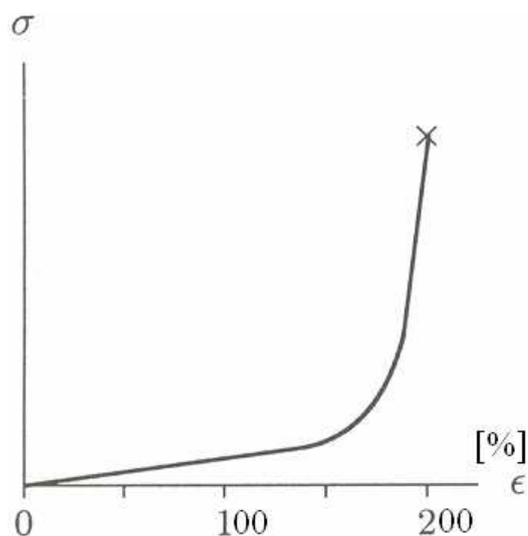


Figura 2.8. Diagramma tensione-deformazione a trazione per l'elastina

Analizzando il comportamento dell'elastina quando viene sottoposta a sollecitazioni cicliche, è evidente anche in questo caso il suo comportamento elastico: infatti alla fine del ciclo tutta la deformazione viene recuperata e l'energia dissipata per viscosità è molto modesta. Questa caratteristica risulta essenziale nei tessuti, quali ad esempio la pelle, i quali sono soggetti ad un'ampia deformazione e per i quali è richiesto il ripristino delle dimensioni originali una volta cessata la sollecitazione. Inoltre (Figura 2.9) il percorso di carico e scarico non mostra un'isteresi significativa (Fung, 1981):

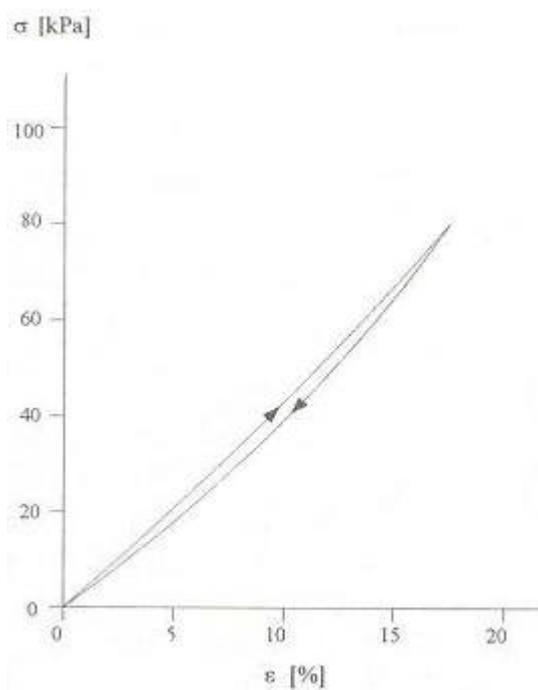


Figura 2.9. Comportamento a sollecitazione ciclica

Un'altra caratteristica distintiva dell'elastina è la sua capacità di recuperare la configurazione iniziale senza una sostanziale richiesta di energia, poiché essa può adottare strutture casuali energeticamente favorite rispetto ad analoghe strutture distese. Grazie ai legami tra le catene proteiche ha un'altissima elasticità che però determina proprietà meccaniche inferiori rispetto a quelle del collagene, come è visibile dalla seguente tabella relativa al tratto lineare della curva sforzo-deformazione del collagene:

	Modulo di elasticità [MPa]	Sforzo a rottura [MPa]	Allungamento a rottura [%]	Limite elastico [%]
Collagene	1000	50-100	10	1-2
Elastina	0.6	1	100	60

Tabella 2.1. Confronto tra proprietà meccaniche di collagene ed elastina

2.1.2. Eteropolisaccaridi: glicosamminoglicani e proteoglicani

I **glicosamminoglicani** (GAGs o **mucopolisaccaridi**) sono una famiglia di polimeri lineari costituiti dalla ripetizione di monomeri formati da due unità di natura glucidica. Nei tessuti essi sono legati a proteine extracellulari a formare i **proteoglicani**, enormi aggregati di natura covalente e non covalente. I proteoglicani sono catene molto lunghe di ialuronato, alle quali sono legate, in modo non covalente e ad intervalli di circa 40 nm, numerose unità proteiche. Ogni proteina, a sua volta, lega covalentemente piccole molecole di GAGs (condroitinsolfato, cheratansolfato, dermatansolfato ed eparansolfato). In alcuni GAGs, alcune delle funzioni ossidriliche risultano esterificate con gruppi solfato e, a pH fisiologico, la combinazione dei gruppi solfato e dei gruppi carbossilici presenti nella struttura crea una elevata densità di cariche negative sulla molecola del glicosamminoglicano. Dato l'alto contenuto di acqua della sostanza di fondo, si ha l'idratazione dei proteoglicani con l'annullamento delle cariche negative grazie alla presenza degli ioni sodio; infatti, la sostanza di fondo è un gel viscoso composto principalmente da una soluzione elettrolitica a base acquosa, che si comporta come fluido all'interno della matrice extracellulare e dissolve i sali in ioni Na^+ e Cl^- .

I glicosamminoglicani sono inseriti in un lungo filamento di acido ialuronico, che può raggiungere anche i 3-4 μm di lunghezza: si tratta di molecole fortemente idrofile e pertanto regolano il grado di idratazione del tessuto, in quanto la forte carica negativa attrae gli ioni Na^+ , i quali richiamano l'acqua.

I proteoglicani sono stabilizzati dal legame non covalente di aggregati con filamenti di ialuronato e proteine leganti; inoltre si legano alla rete di collagene, restando intrappolati in essa. Il reticolo tridimensionale che ne deriva determina la resistenza a compressione. Nella matrice extracellulare, i proteoglicani esercitano continuamente la tendenza ad espandersi, la quale viene però impedita dalla rete di fibrille di collagene.

Grazie alla loro architettura complessa, i proteoglicani conferiscono al tessuto delle caratteristiche di viscoelasticità.

Quando viene applicato un carico a compressione (Figura 2.10 (a)), il comportamento del tessuto è maggiormente determinato dalla sostanza di fondo e dall'interazione tra le cariche elettrostatiche delle molecole che la compongono: infatti, la sostanza di fondo

fluisce all'interno del reticolo tridimensionale e le macromolecole si avvicinano tra loro. I proteoglicani oppongono resistenza alla compressione, perché i glicosamminoglicani si respingono tra loro a causa della loro carica negativa, la quale genera un grande aumento della pressione osmotica: tutto questo mostra come anche i proteoglicani svolgano un ruolo nella resistenza alla compressione del tessuto. Inoltre, la conformazione rigida ed estesa dei proteoglicani rende la sostanza di fondo resistente alla compressione, permettendo così la diffusione dei soluti attraverso il mezzo. La rigidità a compressione del tessuto connettivo molle aumenta in funzione del contenuto totale dei GAGs, mentre diminuisce all'aumentare della concentrazione degli ioni Na^+ (Figura 2.10 (b)).

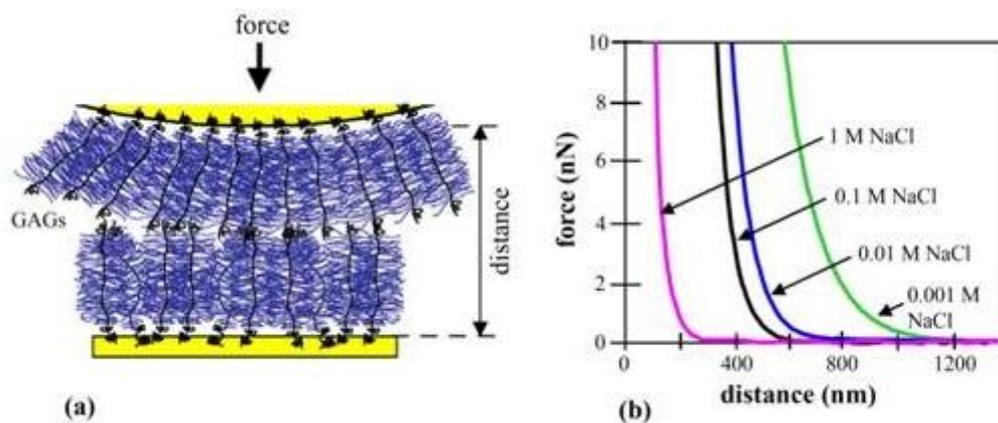


Figura 3.10. Applicazione di una forza di compressione agli eteropolisaccaridi (a) e conseguente risposta, valutata come distanza, al variare della concentrazione di NaCl

2.1.3. Analisi delle proprietà meccaniche dei tessuti connettivi molli

Studiare le proprietà meccaniche delle componenti della matrice extracellulare è essenziale per capire il comportamento meccanico dei tessuti.

La matrice extracellulare è una struttura complessa, che conferisce al sistema consistenza, resistenza, viscosità e proprietà di collante, lubrificante e ammortizzatore d'urti. Inoltre, il coacervo fibroso, grazie alla relativa rigidità della sua struttura reticolare a larghe maglie, funge da supporto e protezione per le cellule che possono così mantenere la loro forma ed integrità in una molteplicità di condizioni. Oltre alle funzioni di stabilizzazione strutturale dei tessuti, l'ECM ha un ruolo attivo e complesso nella trasmissione dei segnali: regola,

infatti, lo sviluppo, la migrazione, la forma, la funzione e la proliferazione delle cellule che sono in stretto contatto con essa.

Le proprietà meccaniche esibite dalla ECM sono determinate dalle proprietà meccaniche dei suoi componenti principali. La componente elastica, ovvero quella costituita dalle fibre di elastina, conferisce alla struttura delle caratteristiche di flessibilità.

La matrice amorfa, grazie alla presenza abbondante di sostanza acquosa e proteoglicani e all'interazione con la rete di fibre, conferisce al tessuto connettivo molle proprietà di rigidità a compressione: infatti, all'atto di applicazione di un carico di compressione, i proteoglicani si avvicinano e l'acqua tra essi interposta viene espulsa.

Ad esempio, l'arrangiamento delle fibre di collagene e di elastina e i loro rapporti quantitativi sono responsabili di molte proprietà dei tessuti connettivi molli, quali l'anisotropia, la viscosità e l'elasticità. Questi tessuti possono essere considerati come materiali compositi fibrorinforzati (Minns, 1973; Limbert and Taylor, 2002), nei quali la sostanza di fondo è il liquido interstiziale e la componente fibrorinforzata è costituita dalle fibre di collagene (Minns, 1973), alle quali possiamo attribuire la significativa resistenza alla trazione del tessuto, in quanto il collagene è caratterizzato da una rigidità significativamente maggiore di quella presentata dalla matrice di fondo, pertanto, la risposta tensione-deformazione sarà molto simile a quella del collagene.

2.2. Analisi delle proprietà meccaniche dei tessuti connettivi molli del piede

La pelle e il tessuto adiposo del piede hanno configurazioni molto diverse da quelle che gli stessi tipi di tessuti presentano nelle altre zone corporee. Ad esempio, Oh et al., 2010, in uno studio sui lembi di pelle della parte mediale della pianta del piede, hanno rilevato che l'epidermide e il derma sono molto più spessi nella pianta del piede, rispetto ad altre zone del corpo umano; inoltre, i setti fibrosi che legano la pelle della pianta all'aponeurosi plantare formano camere contenenti tessuto adiposo, che producono un sistema di assorbimento degli urti. Questo speciale sistema, formato dalla pelle e dagli altri tessuti connettivi molli del piede, ha un ruolo cruciale per la regione del piede che ha

il compito di sopportare il peso corporeo. Inoltre, la pelle della pianta del piede ha una specifica configurazione di pigmentazione ed è fortemente duratura.

2.2.1. Tessuti connettivi molli nella regione anteriore del piede

Il tessuto adiposo del piede ha una struttura del tutto particolare in ragione delle funzioni a cui deve adempiere (quali ad esempio il cammino o la corsa) e in base anche alle sollecitazioni ad esse conseguenti.

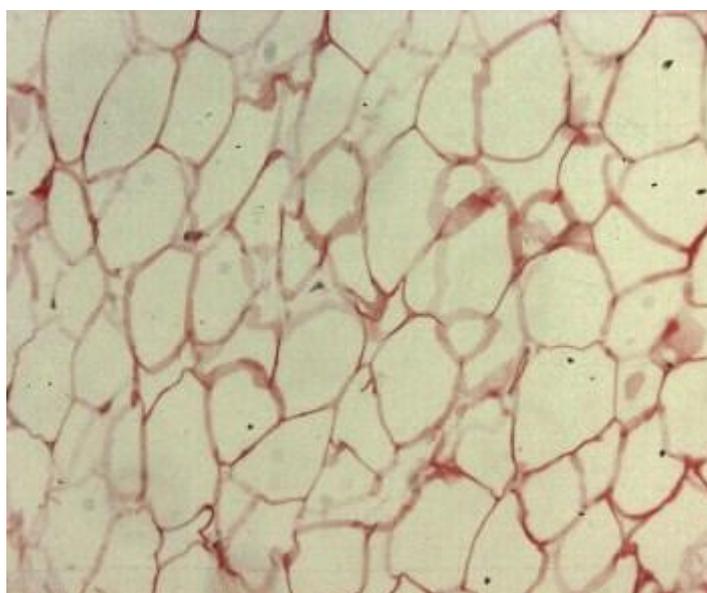


Figura 2.11. Cellule di tessuto adiposo nella regione submetatarsale

I tessuti adiposi plantari della parte medio-anteriore del piede sono stati descritti nel dettaglio da vari autori, tra cui Bojsen-Moller e Flagstad, 1975. Essi si presentano come un cuscinetto flessibile, quando sono in uno stato rilassato. All'interno di questa struttura, sono presenti le fibre dell'aponeurosi plantare, disposte in bande longitudinali, trasversali e verticali, insieme alle camere di tessuto adiposo, incapsulate tra le bande e i fasci. Tale tessitura che lega la pelle allo scheletro, consente il passaggio di vasi, nervi e tendini, proteggendoli al di sotto delle teste metatarsali, sulle quali grava il peso corporeo.

Si può considerare l'aponeurosi plantare come suddivisa in tre zone: quella prossimale, caratterizzata dalle bande trasversali subcutanee e dai profondi setti sagittali; la zona sotto le teste dei metatarsi, che comprende i cuscinetti metatarsali e i corpi di tessuto adiposo; infine, un'area distale, dove si hanno le inserzioni nella pelle delle fibre longitudinali dell'aponeurosi plantare e, più in profondità, si trova il legamento plantare interdigitale.

Nella zona prossimale rispetto le teste dei metatarsi, le fibre longitudinali dell'aponeurosi plantare si separano in cinque tratti superficiali e dieci profondi; dei primi, tre si dirigono in direzione delle dita centrali, mentre gli altri due percorrono i lati del piede, finché non divergono completamente quando arrivano in prossimità delle teste metatarsali: uno raggiunge l'interstizio tra le prime due dita, uno si avvicina alla base del terzo dito, mentre un altro si inserisce nell'interstizio tra il quarto e il quinto dito. In posizione anteriore rispetto alle teste dei metatarsi, la maggior parte delle fibre si inserisce nei tessuti adiposi plantari mentre altre si dirigono trasversalmente nel legamento plantare interdigitale, posizionato più in profondità. Le fibre non raggiungono la piega della pelle tra i tessuti adiposi plantari e le dita. Nella zona di inserimento, si trova solo un piccolo quantitativo di tessuto adiposo tra l'aponeurosi e il derma.

Nella zona in prossimità delle teste metatarsali, i dieci tratti profondi formano i setti sagittali, di cui due marginali e otto intermedi. Sono presenti due setti per ogni dito. Le fibre dei setti partono dall'aponeurosi plantare per poi passare anteriormente e in profondità, sopra ai muscoli lombricali, al flessore lungo dell'alluce e ai tendini flessore delle dita e flessore lungo, si dirigono in direzione mediale e laterale, attraversano le fibre dei setti vicini e, infine, proseguono nel legamento plantare delle articolazioni metatarsofalangee e nella base delle falangi prossimali.

Nell'area distale, l'aponeurosi plantare distende i setti profondi, mentre i retinacoli della cute formano una serie di bande sottocutanee trasversali separate da tessuto adiposo. Anteriormente ai setti sagittali e al di sotto delle teste metatarsali, si trovano alcune fibre verticali, che formano un cuscinetto di tessuto connettivo (Figura 2.12).

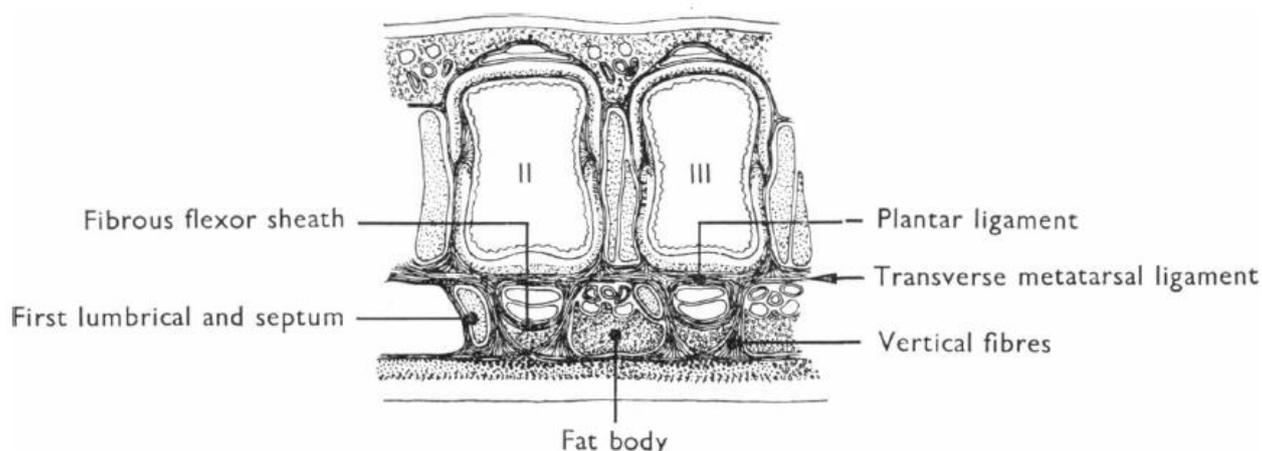


Figura 2.12. Sezione trasversale attraverso il secondo e il terzo osso metatarsale che mostra il percorso delle fibre nei cuscinetti submetatarsali e attorno all'articolazione. Il tessuto adiposo ricopre la guaina fibrosa del flessore e i nervi delle dita e i vasi tra i cuscinetti

Alcune di queste fibre, soprattutto quelle prossimali, inarcano le guaine fibrose del flessore formando alcune bande trasversali lungo la regione stessa. Le guaine fibrose del flessore sono rivestite da tessuto adiposo e intrappolate all'interno dei cuscinetti. Il cuscinetto mediale contiene al suo interno le ossa sesamoidi dell'alluce. Tra i cuscinetti si trovano quattro compartimenti, della profondità di 5-8 mm, che lasciano libero il passaggio a vasi, nervi e muscoli lombricali. In ogni compartimento le strutture sono ricoperte da dei corpi di tessuto adiposo di forma allungata, che si estendono attraverso l'area atta a sostenere il peso corporeo. I corpi di tessuto adiposo sono separati dai cuscinetti dai piani di separazione sagittali. Il tessuto adiposo, inoltre separa le lamelle trasversali formate dal legamento plantare interdigitale. Nel tessuto adiposo subcutaneo e nei corpi di tessuto adiposo di rivestimento si trovano dei corpuscoli di Pacini solitari, della lunghezza di 1.5-2 mm.

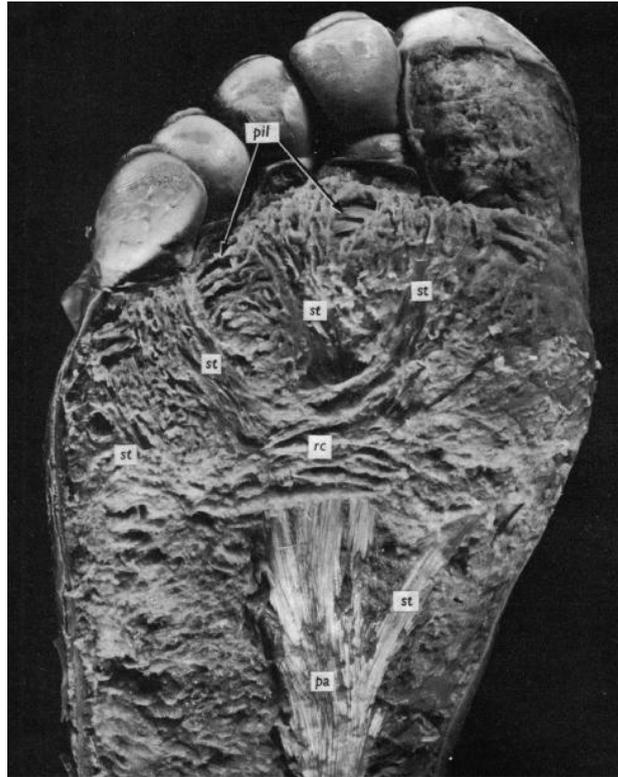


Figura 2.13. Suola del piede destro. La pelle e il tessuto adiposo sottocutaneo sono stati rimossi per mostrare la banda sottocutanea (rc) nella parte prossimale dei tessuti adiposi plantari, i cinque tratti superficiali (st) dell’aponeurosi plantare (pa). In profondità rispetto al punto di inserzione nella pelle della parte distale del tessuto adiposo plantare si vedono i bordi inferiori di alcune delle lamelle trasversali che formano il legamento plantare interdigitale (pil)

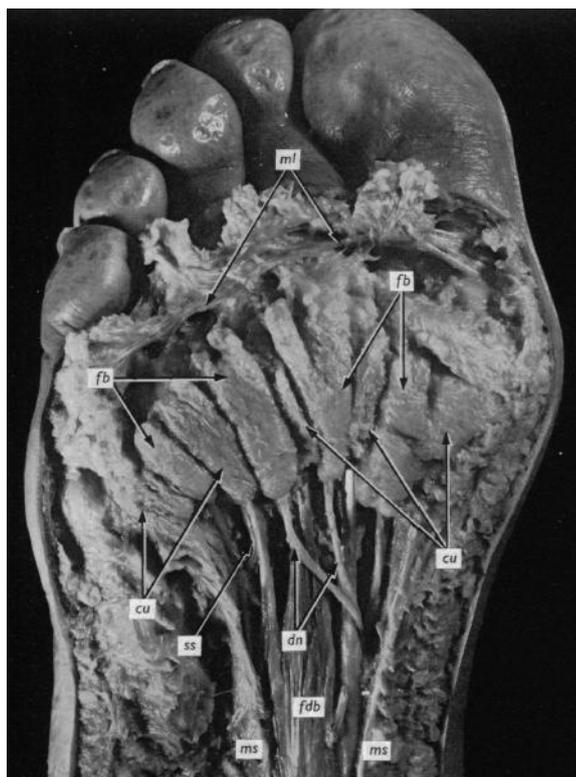


Figura 2.14. Dissezione del piede destro (1). L'aponeurosi plantare è stata rimossa per mostrare lo strato superficiale del compartimento centrale e i cinque cuscinetti submetatarsali (cu). Quattro corpi di tessuto adiposo (fb) coprono i nervi delle dita (dn) mentre passa attraverso l'area del tessuto adiposo plantare che ha il compito di sostenere il peso corporeo. Il flessore breve è indicato con fdb; un setto del quarto dito è stato denominato (ss). Anche in questa immagine si vedono l'inserzione del legamento (ml) e il setto marginale (ms)

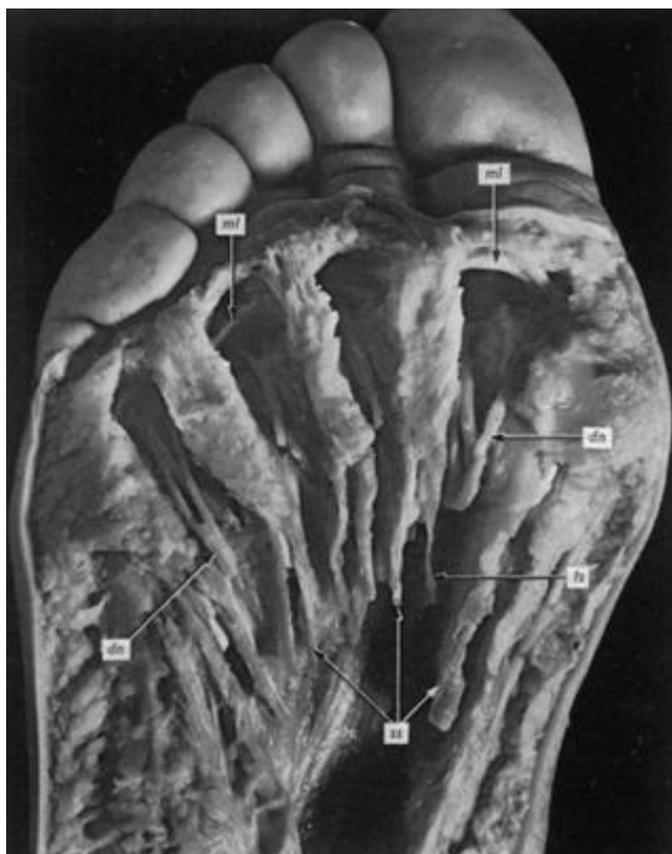


Figura 2.15. Dissezione del piede destro (2). I corpi di tessuto adiposo e il contenuto del compartimento centrale sono stati rimossi per mostrare i cinque cuscinetti submetatarsali e gli otto setti sagittali: tre di questi sono indicati con ss, il setto del primo lombricale (ls) il setto tibiale breve del secondo dito. Il nervo digitale è indicato con nl e l'inserzione del legamento con ml

Le tre aree viste poc'anzi sembrano essersi adattate a tre differenti funzioni meccaniche. Durante la fase di push-off, in cui il calcagno è sollevato da terra e la parte anteriore del tessuto adiposo plantare è in contatto con il suolo, la pelle tende a scivolare anteriormente, ma viene ostacolata nel fare ciò dalle fibre longitudinali dell'aponeurosi plantare, che si inserisce esattamente in questa zona e trasmette le forze al calcagno.

2.2.2. Tessuto adiposo

Nella parte posteriore del tessuto adiposo plantare sono presenti i retinacoli della cute, che si sviluppano in bande trasversali, delle quali alcune fibre arrivano fino alle falangi prossimali, così la forza diretta posteriormente esercitata sulla pelle può essere trasferita

allo scheletro attraverso questo sistema di fibre. Nella pianta del piede il tessuto adiposo presenta una struttura del tutto particolare e diversa da quella presente nelle altre regioni anatomiche. Essa è costituita da camere di tessuto adiposo separate le une dalle altre da setti di tessuto connettivo. Le camere di tessuto adiposo contengono cellule di tessuto adiposo impaccate una accanto all'altra e organizzate in lobuli all'interno di una struttura di fasci di tessuto connettivo. A loro volta, grandi gruppi di lobuli sono racchiusi da ulteriori fasci di fibre di collagene ed elastina, che formano una struttura di supporto. La configurazione ad alveare dei setti crea una struttura a cellule chiuse. Le camere di tessuto adiposo sono piccole nella regione prossima al derma e crescono progressivamente verso la regione più profonda. Le bande di tessuto fibroso fungono da collegamento tra la pelle e i tendini e, quindi, i segmenti ossei. L'accoppiamento dei due tessuti (tessuto adiposo e setti fibrosi) crea una struttura che è in grado di sopportare il peso corporeo ed altre sollecitazioni a cui è sottoposta. In particolare, l'area intermedia del tessuto adiposo plantare è quella che sopporta il peso corporeo e il carico si ripartisce su ciascuno dei metatarsi, i quali hanno il supporto dei cuscinetti, mentre i corpi di tessuto adiposo proteggono i nervi e i vasi, che passano in quella zona. All'interno del cuscinetto, le guaine fibrose del flessore sono ricoperte da uno strato di tessuto adiposo, che probabilmente serve a proteggere anche il tendine.

Durante movimenti di abduzione o di estensione delle articolazioni metatarso-falangee, si ha il tensionamento delle fibre verticali nel cuscinetto e della parte posteriore del tessuto adiposo plantare. Tutto questo spiega perché quest'ultima struttura diventi tesa e salda e perché i movimenti della pelle siano limitati.

Inoltre, le fibre del tessuto adiposo plantare sono robuste e resistenti, ma la deformazione del sistema può essere molto forte, ad esempio durante la corsa. La direzione delle fibre nelle aree distale e prossimale favorisce il trasferimento delle forze esercitate sulla pelle rispettivamente durante la fase di push-off e la fase di frenata; l'area intermedia, invece, si è adattata a sopportare il peso corporeo.

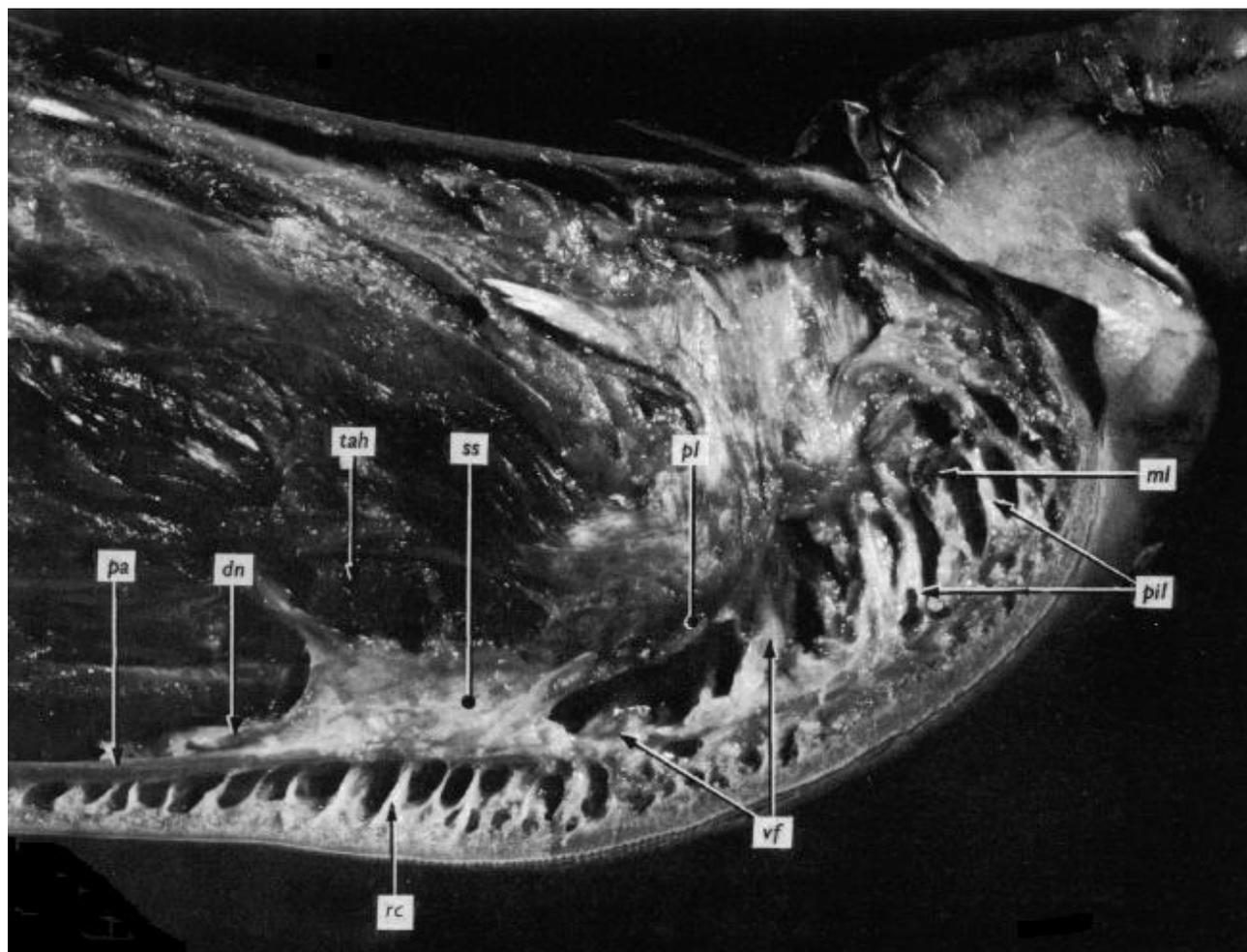


Figura 2.16. Sezione sagittale dell'avampiede che mostra la sua architettura interna dal lato fibulare del secondo metatarso e del dito. I tessuti adiposi sono stati esportati per mostrare la struttura fibrosa del tessuto adiposo plantare

La Figura 2.16 mostra il setto sagittale (ss), che è in posizione prossimale rispetto alla testa dell'osso metatarsale, connette l'aponeurosi plantare (pa) alla fascia della testa trasversale dell'adduttore dell'alluce (tah) e al legamento plantare (pl). Si può distinguere la pendenza delle fibre delle bande sottocutanee trasversali (rc) nel loro percorso dal derma alle strutture più profonde. Le fibre verticali (vf) si trovano sotto la testa dell'osso metatarsale. Le fibre superficiali dell'aponeurosi plantare si inseriscono nella pelle nella parte distale del tessuto adiposo plantare. In profondità, dove si ha la sua inserzione, il legamento plantare interdigitale (pil) forma una serie di lamelle trasversali connesse

all'inserzione del legamento e alla falange prossimale. Il nervo delle dita (dn) attraversa il bordo posteriore del setto sagittale.

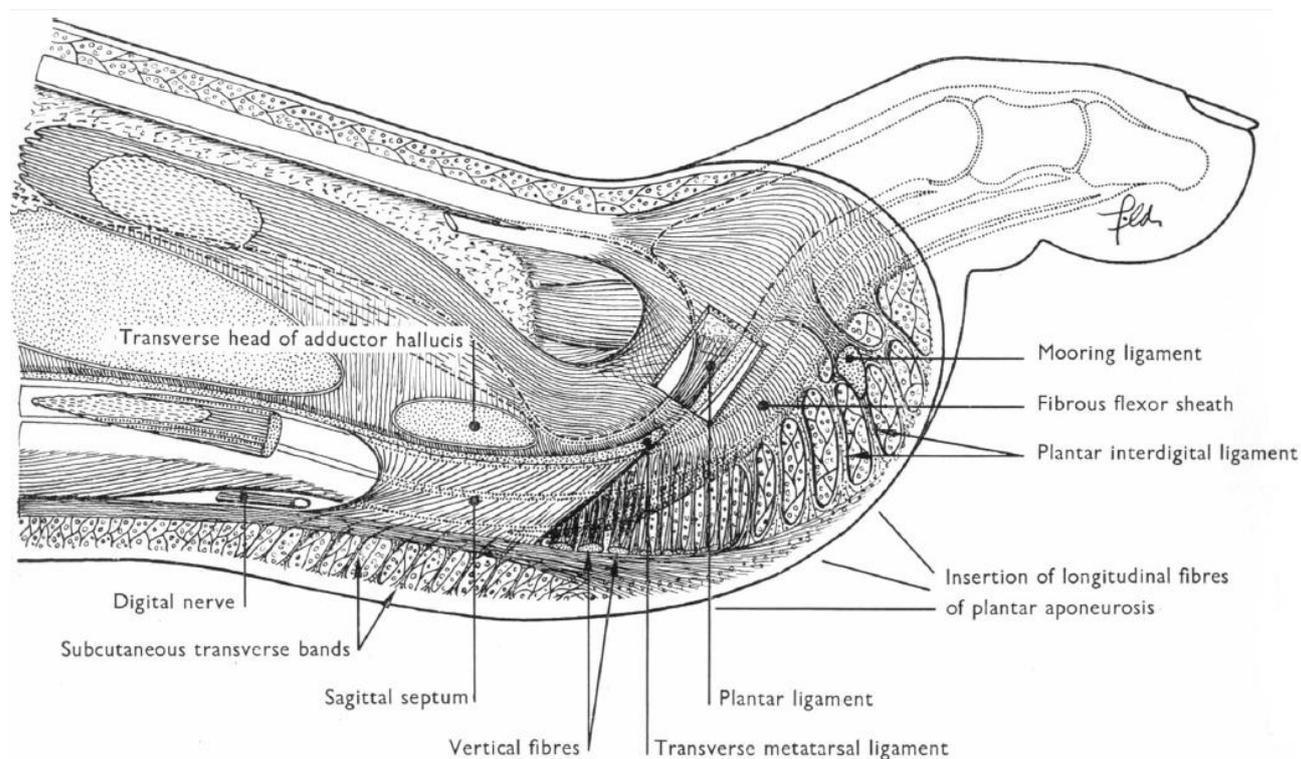


Figura 2.17. Disegno della sezione sagittale dell'avampiede che mostra la sua architettura interna e le tre aree in cui è suddiviso il tessuto adiposo plantare

La Figura 2.17 mostra come il setto sagittale sia attaccato alla falange prossimale attraverso il legamento metatarsale trasverso e il legamento plantare dell'articolazione. Le fibre verticali e le lamelle del legamento plantare interdigitale sono attaccate alla falange prossimale attraverso la guaina fibrosa del flessore.

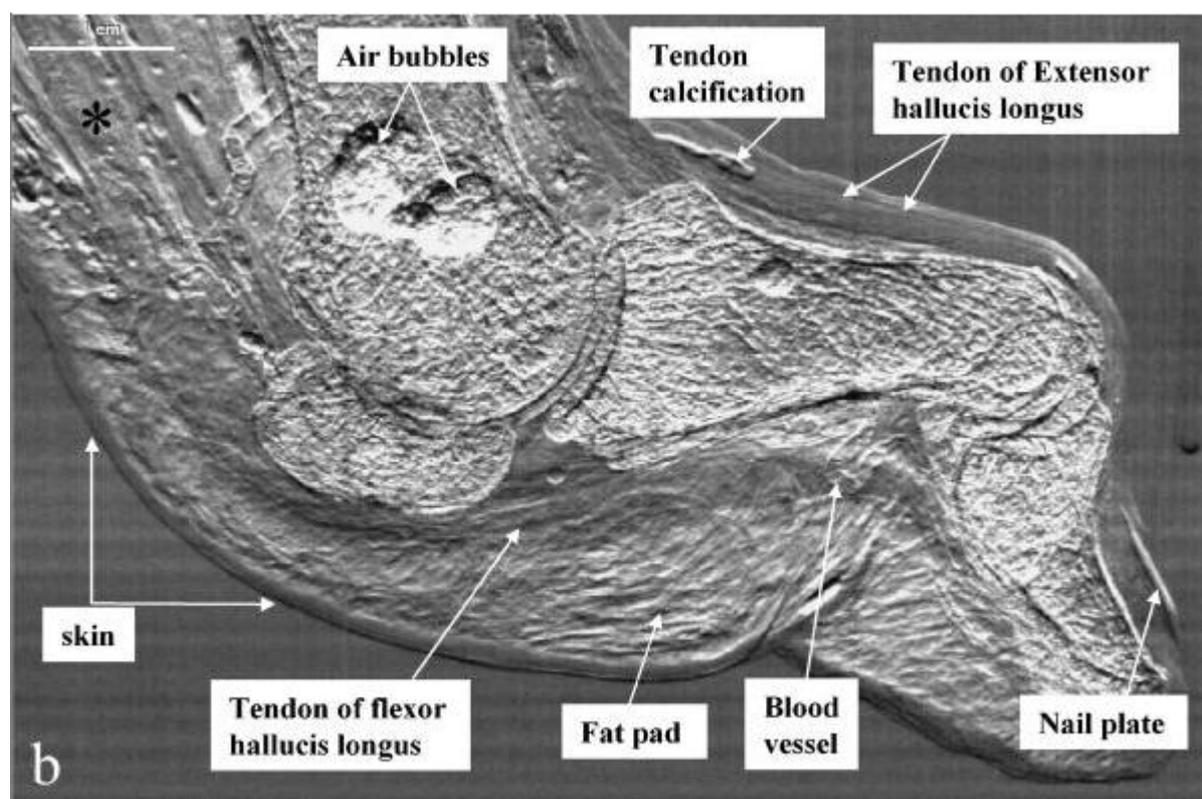


Figura 2.18. Immagine ottenuta con la tecnica di imaging DEI (diffraction enhanced X-ray imaging) in cui si possono osservare i tessuti molli della regione anteriore del piede

La Figura 2.18 mostra un'immagine ottenuta con una particolare tecnica di imaging (diffraction enhanced X-ray imaging, DEI): in essa si vedono chiaramente i tessuti molli, quali pelle, tendini, legamenti, tessuto adiposo (soprattutto sotto al tessuto adiposo plantare) e cartilagine di un piede (si tratta di un piede patologico, ma è stato preso in considerazione poiché mostra in maniera chiara i tessuti molli del piede). In particolare, risultano ben visibili la pelle e il tessuto adiposo, situati inferiormente alla testa del primo metatarso e alla relativa falange prossimale; all'interno del tessuto adiposo si può notare distintamente anche l'organizzazione strutturale del collagene. In alto a sinistra nella Figura 2.18, si distingue la fascia plantare profonda, che appare come una banda posizionata tra i muscoli intrinseci della pianta del piede e la fascia superficiale. L'asterisco in figura indica, invece, la posizione dei muscoli e il tendine plantare in prossimità del primo metatarso.

2.2.3. Pelle

La pelle è il tessuto molle che mette in comunicazione il piede con l'ambiente esterno. E' un organo multifunzionale e presenta, di conseguenza, una struttura molto complessa: è multistrato con strati complessi, tra i quali non sono presenti confini distinti.

In particolare, la pelle della suola del piede presenta alcune caratteristiche uniche, che non sono presenti nella pelle delle altre zone corporee. Thoolen et al., 2000, si sono serviti del confronto delle immagini rilevate con l'ultrasonografia ad alta frequenza di tipo B-mode e i dati istologici per esaminare la pelle della suola del piede. Innanzitutto, la pelle in questo sito anatomico è spessa e glabra. Durante la vita di un individuo, la pelle della suola si adatta alla presenza continua di attrito e pressione aumentando il proprio spessore. La sua superficie è caratterizzata dall'alternarsi di creste e solchi che formano un pattern fortemente individuale: i dermatoglifi.

La pelle consiste di due strati principali: l'epidermide, lo strato più esterno, e il derma, lo strato più interno. L'epidermide è un tessuto pavimentoso pluristratificato cheratinizzato, il quale è costituito da cellule appiattite disposte in cinque strati, rappresentanti i gradi di differenziazione: lo strato basale, lo strato spinoso, lo strato granuloso, lo strato lucido e lo strato corneo, dei quali lo strato corneo è il più spesso.

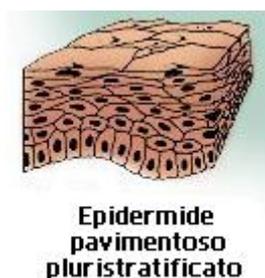


Figura 2.19. Epitelio pavimentoso pluristratificato

L'epidermide della suola del piede presenta uno spessore di circa 1.4 mm (molto maggiore, se comparato con lo spessore della pelle in altre zone dove risulta di circa 0.1 mm di spessore); mentre il derma è caratterizzato da uno spessore di circa 3 mm o più ed è composto da tessuto connettivo vascolare denso. Il derma è composto da due strati: lo

strato papillare e lo strato reticolare. La parte superficiale dello strato papillare è in contatto con l'epidermide e presenta delle creste, dette rete di creste, penetrate dalle papille del derma, le quali, quindi, si proiettano all'interno dell'epidermide.

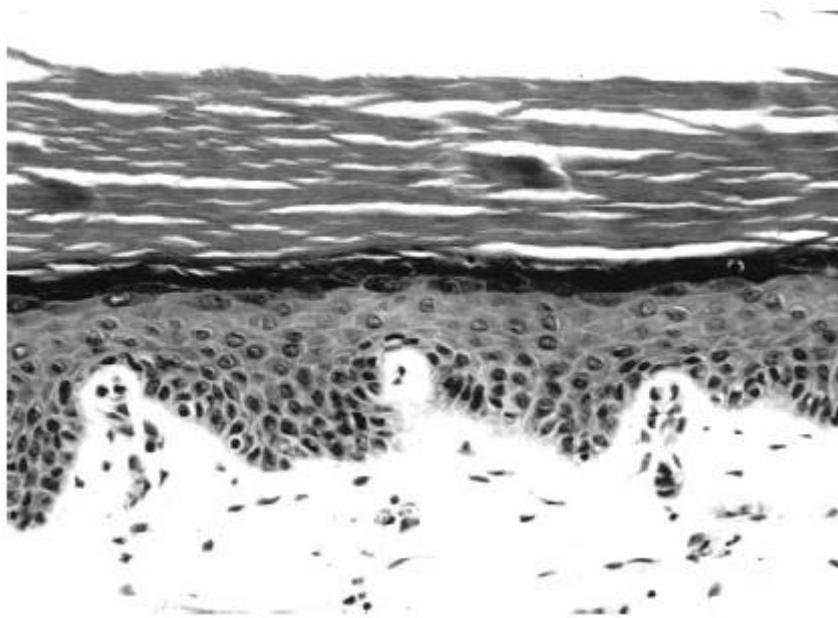


Figura 2.20. Istologia della pelle della suola del piede, dove si notano i numerosi strati dell'epidermide. E' evidente il maggiore spessore dello strato corneo rispetto agli altri strati

La pelle è fortemente legata alla fascia profonda sottostante per mezzo di bande fibrose di collagene ed elastina. Inoltre, contiene una grande densità di ghiandole sudorifere, mentre è priva di peli e di follicoli piliferi. Il derma è supportato dal tessuto adiposo, che si estende verso l'alto attorno alle ghiandole, che assorbe le forze e lo protegge dalle tensioni di taglio laterali. La pelle della suola presenta una ricca innervazione e sensibilità ed è dotata di una buona microcircolazione.

La caratteristica più singolare sono le strutture molto ecogeniche all'interno dell'epidermide, presenti soprattutto nella pelle del tallone, dei metatarsi e della punta delle dita. La distanza media tra il centro delle strutture ecogeniche e la superficie della pelle è di 1.20 mm, mentre la distanza media tra i centri di due punti ecogenici è di 0.70 mm. Nella Figura 2.21 si vede un ispessimento dell'epidermide nei siti dove le ghiandole sudorifere attraversano l'epidermide all'interno del derma.

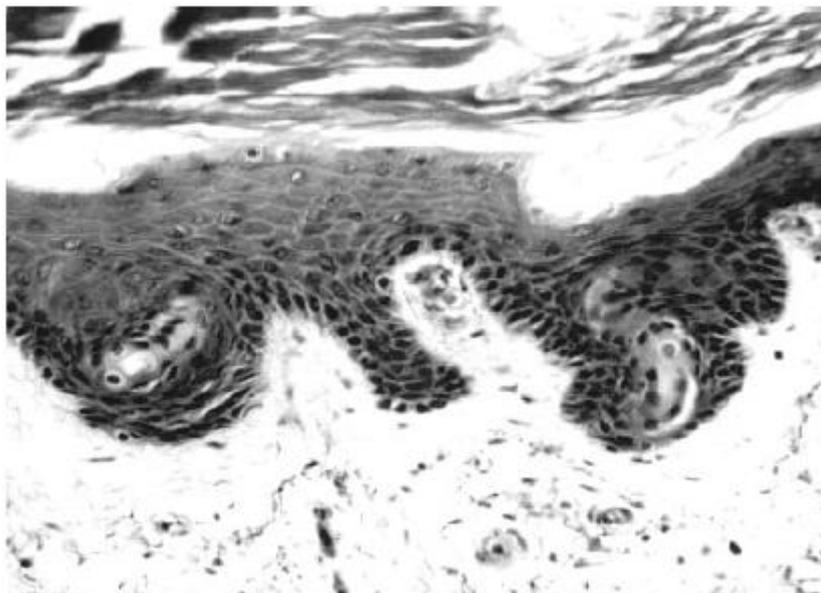


Figura 2.21. Immagine istologica dell'ispessimento dell'epidermide nel sito in cui la ghiandola sudorifera penetra all'interno dell'epidermide fino a raggiungere il derma

Un ulteriore aspetto rilevato è la necessità da parte della pelle della suola del piede della presenza di acqua per preservare la sua buona elasticità. E' stato inoltre rilevato un aumento nel contenuto d'acqua all'interno della pelle, quando viene applicata una pressione.

La conformazione inclinata delle strutture ecogeniche potrebbe rappresentare la pendenza dei dotti sudoriferi. L'ispessimento dell'epidermide attorno alle ghiandole sudorifere nel punto in cui penetrano attraverso l'epidermide nel derma, potrebbe rappresentare un meccanismo di protezione di tali ghiandole da tensioni di taglio. Dal punto di vista istologico, è stato notato che il derma papillare è più spesso e i vasi linfatici superficiali nella pelle, che si trovano al confine tra gli strati papillare e reticolare, sembrano essere posizionati a una distanza maggiore dalla superficie della pelle in quest'area rispetto ad altre zone corporee.

Un'altra caratteristica tipica della pelle della suola è l'orientazione variabile delle fibre nel derma; un altro aspetto caratteristico della pelle di questa zona è il fatto che il tessuto adiposo penetra all'interno del derma, cosa che non succede nella pelle delle altre aree anatomiche. Inoltre, le sue proprietà sono differenti nelle diverse direzioni (anisotropia),

le quali sono sensibili alle condizioni ambientali, all'età del soggetto e ad eventuali recenti trattamenti ricevuti dalla pelle stessa, variano al variare della velocità di applicazione della tensione e dipendono dalla durata di applicazione della tensione stessa.

La pelle ha un'importante funzione protettiva contro traumi di origine meccanica, quali attrito, urti, pressione, azioni di taglio e tensioni di taglio. E' una barriera attiva, in quanto è in grado di adattarsi sia alle condizioni fisiologiche all'interno del corpo umano che alle condizioni variabili e spesso ostili dell'ambiente esterno.

Forse la caratteristica più importante della pelle della pianta del piede è la capacità di resistere alle eccessive forze meccaniche che si sviluppano durante il cammino, così come l'ispessimento fisiologico dello strato corneo.

2.2.4. Spessori dei tessuti molli nella pianta dell'avampiede

Una peculiarità della pelle è di variare in modo significativo il suo spessore in base al sesso, all'età e all'etnia. Lee e Hwang, 2002, hanno studiato queste differenze per varie regioni corporee in soggetti asiatici (coreani) e ha poi confrontato i risultati ottenuti per uomini e donne e infine con i dati di soggetti caucasici, già esistenti in letteratura. In generale, lo spessore della pelle (epidermide + derma) misura 521-1977 μm . L'epidermide presenta uno spessore maggiore nella suola, ovvero di 601-637 μm . L'epidermide costituisce, sull'intera pelle, il 40.6-44.6%. Lo spessore dell'epidermide del dorso del piede è, invece, relativamente spesso (138-189 μm).

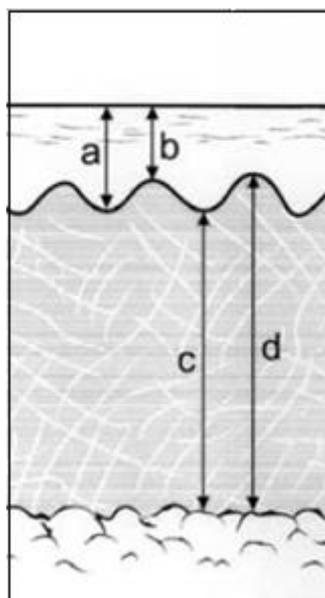


Figura 2.22. Misura dello spessore della pelle: spessore epidermide = $(a+b)/2$, spessore derma = $(c+d)/2$

Regione	Numero campioni	Epidermide (μm)	Derma (μm)	E + D (μm)	E/(E+D) (%)
Dorso del piede	13	163.1 \pm 18.6	1001.1 \pm 259.2	1164.4 \pm 280.9	14.0
Suola	11	637.1 \pm 186.0	931.9 \pm 411.2	1.569.0 \pm 582.7	40.6

Tabella 2.2. Spessore di epidermide, derma e pelle del dorso e della suola del piede

Confrontando lo spessore dell'epidermide e la proporzione tra pelle ed epidermide tra soggetti caucasici e soggetti coreani, è emerso che entrambi i parametri risultano essere maggiori per i coreani; infatti, la proporzione tra la profondità dell'epidermide rispetto all'intera pelle è di 8.3% per i coreani e solo del 4.1-4.2% per i soggetti caucasici. Invece, lo spessore del derma è molto simile tra le due razze. Dal confronto tra i sessi in individui coreani, è emerso che gli uomini hanno la pelle più spessa delle donne sia sul dorso che sulla suola del piede. Inoltre, la differenza per i soggetti caucasici risulta simile a quella sussistente tra gli asiatici

Regione	Epidermide (μm)		Derma (μm)		E + D (μm)	
	Maschi	Femmine	Maschi	Femmine	Maschi	Femmine
Dorso del piede	180.1	175.3	1228.8	888.3	1409.0	1051.4
Suola	792.8	478.1	1253.4	610.3	2049.4	1088.1

Tabella 2.3. Differenze dello spessore di epidermide, derma e pelle tra i sessi

E' importante tenere presente che, durante la locomozione, si verificano degli spostamenti della componente liquida dei tessuti, a cui conseguono delle variazioni dei valori di alcune proprietà biomeccaniche dei tessuti molli. Ad esempio, Garcia et al., hanno studiato gli effetti sullo spessore dei tessuti molli della pianta del piede nell'estensione passiva dell'articolazione metatarsofalangea. I risultati ottenuti mostrano che il tessuto molle sotto ai metatarsi è più sottile del 9% durante l'estensione delle articolazioni metatarsofalangee, rispetto alla posizione neutrale. Garcia e colleghi ritengono che la diminuzione dello spessore dei tessuti molli della pianta del piede, durante l'estensione delle dita, potrebbe essere causata dalla tensione e dalla conseguente deformazione dei tessuti lungo la pelle della pianta del piede, l'aponeurosi plantare e i tessuti sottocutanei.

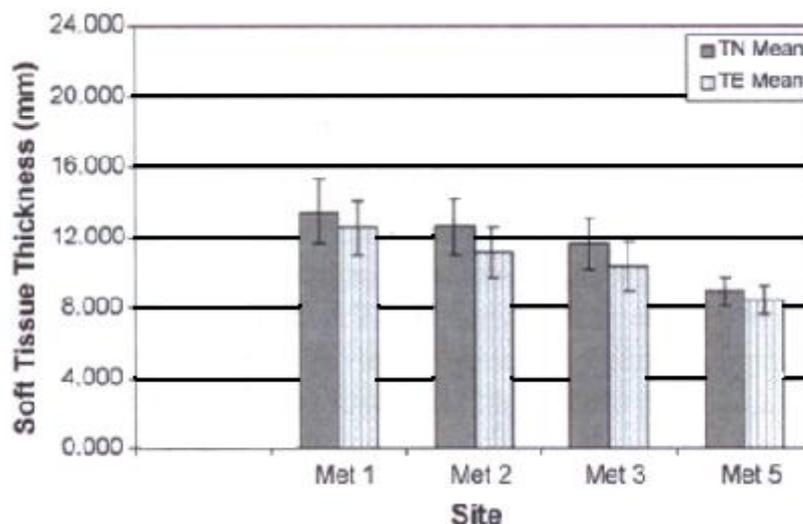


Figura 2.23. Confronto tra i valori dello spessore del tessuto molle plantare tra le articolazioni metatarsofalangee e le dita in posizione neutra (TN) e in posizione di estensione passiva delle dita

I valori dello spessore misurati sotto ai metatarsi (dal 1° al 5°) sono riportati, per quattro studi diversi, nella Tabella 2.4:

SPESSORE (mm)					
Autori	1° metatarso	2° metatarso	3° metatarso	4° metatarso	5° metatarso
Garcia et al. (posiz. neutra)	13.44	12.61	11.60	-	8.92
Garcia et al. (MPJ estesi)	12.52	11.14	10.34	-	8.41
Gooding et al.	12.9	14.2	13.6	12.9	11.5
Zheng et al.	12	14	-	-	-
Mueller et al.	14.5	-	-	-	7.2

Tabella 2.4. Valori dello spessore (mm) del tessuto molle sotto ai metatarsi trovati da Garcia et al., Gooding et al., Zheng et al., Mueller et al. MPJ indica l'articolazione metatarsofalangea

I valori dello spessore dei tessuti plantari con l'articolazione metatarsofalangea in posizione neutra, misurati da Garcia, sono simili ai risultati ottenuti da Gooding et al. e da Zheng et al.. Le fasce di età dei partecipanti allo studio scelte da questi autori sono molto più basse rispetto alla fasce di età scelta da Mueller e potrebbe essere questo il motivo per cui i dati rilevati da quest'ultimo siano diversi dai dati riscontrati dagli altri tre autori; inoltre, un'altra causa potrebbe risiedere nel fatto che Mueller ha misurato lo spessore nella configurazione di carico del piede, la quale potrebbe aver generato la compressione dei tessuti, alterando così il valore ottenuto per lo spessore dei tessuti molli.

Le proprietà del tessuto adiposo della pianta del piede hanno la caratteristica di dipendere sia dalla posizione in cui si trovano che dalla velocità di deformazione con cui il test viene svolto.

Come già riferito precedentemente, i tessuti molli della pianta del piede variano la loro configurazione e le loro proprietà biomeccaniche durante il cammino. In particolare, Chen et al., 2011, hanno rilevato le variazioni del tessuto sotto ai metatarsi durante la dorsiflessione, ovvero la fase finale del passo: il tessuto, che nella configurazione di riposo si presenta molle e flessibile, inizia ad aumentare la propria rigidità durante la flessione dorsale delle articolazioni metatarsofalangee e questo irrigidimento potrebbe diminuire in maniera significativa la mobilità della pelle quando si oppone a forze di taglio e accrescere la rigidità a compressione del tessuto adiposo nella zona submetatarsale. In particolare, è stata osservata una dipendenza dall'angolo dell'articolazione metatarsofalangea della risposta del tessuto molle submetatarsale. Inoltre, Chen e colleghi hanno dedotto anche la dipendenza della risposta meccanica del tessuto molle di questa zona anatomica non solo da condizioni di carichi esterni, come la direzione e la velocità del carico, che genera risposte governate dall'anisotropia e dalla viscoelasticità del tessuto, ma anche dalla configurazione dell'articolazione. In aggiunta a ciò, si può affermare che il tessuto adiposo sotto ai metatarsi potrebbe variare la sua elasticità in condizioni fisiologiche del cammino, poiché si adatta significativamente alle richieste di cambiamenti meccanici nella zona submetatarsale durante la flessione dorsale del piede.

Di grande interesse per i gruppi di ricercatori sono i valori dello spessore dei tessuti molli del piede, poiché queste caratteristiche riflettono gli effetti geometrici e le proprietà

meccaniche di questi tessuti (Zheng et al., 2000) e influenzano l'adattabilità dei tessuti molli della pianta del piede nelle situazioni in cui viene sostenuto il peso corporeo. Infatti, lo spessore dei tessuti molli è un importante predittore dei picchi della pressione plantare. Kwan et al. (2010) hanno rilevato uno spessore maggiore dei tessuti molli della suola del piede nella regione del tallone rispetto alle regioni dell'alluce e delle teste metatarsali. Weijers et al. (2005) hanno descritto lo spessore della suola del piede e i suoi cambiamenti, durante una prova di carico, in relazione alla pressione plantare, partendo dalla conoscenza che, per evitare danni al piede, le forze d'impatto correlate con la locomozione vengono attenuate e l'energia assorbita grazie alla particolare configurazione delle ossa e dei tessuti molli. I risultati ottenuti mostrano come lo spessore della suola sotto le teste metatarsali diminuisca progressivamente dalla regione mediale a quella laterale: il tessuto sotto i sesamoidi è più sottile che sotto il primo metatarso e la suola si assottiglia significativamente passando da una configurazione senza carico alla fase di mid stance.

Quanto allo spessore del tessuto molle, Hermann (1995) afferma che sia maggiore sotto il secondo metatarso rispetto al primo, mentre il contrario è sostenuto da Wang (1999). Le differenze di spessore dei tessuti molli della suola del piede esprimono pertanto la necessità, dal punto di vista biologico, di un adeguato "materiale di riempimento" dei punti di pressione.

CAPITOLO 3. PROVE SPERIMENTALI SUI TESSUTI MOLLI DELLA REGIONE PLANTARE DEL PIEDE

Le prove sperimentali eseguite sui tessuti biologici possono essere di due tipi: in vitro (sul materiale) e in vivo (sulla struttura).

Le prove in vitro permettono di determinare la risposta meccanica dei singoli tessuti di interesse, quando sottoposti a sollecitazione meccanica. Tali prove, grazie alle semplici condizioni al contorno e alla geometria dei provini, permettono una valutazione dei parametri costitutivi mediante modelli computazionali poco onerosi. Spesso risulta necessario valutare il comportamento meccanico istantaneo del tessuto, ovvero la risposta dello stesso in assenza di effetti tempo-dipendenti (Natali et al., 2004a). Per indagare, invece, la risposta meccanica tempo-dipendente, vengono sviluppati dei test appositi, applicati poi su materiali viscoelastici, quali il rilassamento delle tensioni (stress relaxation) valutato per diversi valori di deformazione, il test di creep per diversi valori di tensione e il test di isteresi per diverse velocità di deformazione. In questo lavoro, saranno maggiormente presi in considerazione i test di compressione.

Le prove in vivo permettono di valutare la risposta meccanica globale delle strutture biologiche, attraverso l'utilizzo di metodi non invasivi, quali le tecniche ad ultrasuoni, o minimamente invasive, come piccole sonde. Si tratta di prove effettuate non sullo specifico materiale, ma sull'insieme dei tessuti presenti nella regione sotto analisi. Pertanto, i dati ottenuti per il tessuto d'interesse risultano fortemente influenzati dalle condizioni al contorno, date dai tessuti circostanti e la valutazione della risposta meccanica necessita di modelli computazionali più onerosi.

3.1. Prove in vitro

3.1.1. Prove di compressione

La prima prova a compressione che verrà considerata in questo lavoro è quella svolta da Pai e Ledoux, 2010, il cui scopo è quello di determinare le proprietà meccaniche a compressione del tessuto adiposo plantare sia in soggetti sani che in soggetti diabetici. I

tessuti molli della pianta del piede, come già visto, presentano una struttura molto particolare: consiste di camere suddivise le une dalle altre da setti, all'interno delle quali si trova del tessuto adiposo, che ha il compito di dissipare le tensioni attraverso la deformazione, mantenere le pressioni di quella regione a valori fisiologici, oltre che assorbire gli impatti. Questa struttura subisce delle modifiche importanti nei soggetti diabetici e questo studio si prefigge di vedere le differenze che si presentano rispetto al caso patologico, per capire i possibili meccanismi di ulcere nei diabetici. La sperimentazione è stata eseguita su otto piedi congelati, provenienti da cadaveri di quattro soggetti diabetici e di quattro soggetti sani. I donatori presentavano età e peso simili. I piedi sono stati conservati per 24 ore dopo la morte in sacchetti di plastica sigillati, congelati e poi scongelati durante la notte in un refrigeratore. Sono stati esportati dai piedi sei campioni di tessuto plantare corrispondenti alle seguenti regioni: alluce, prima, terza e quinta testa metatarsale, mesopiede laterale e calcagno (Figura 3.1 (a)). I campioni sono stati rimossi dalle ossa e dai muscoli (Figura 3.1 (b)) e infine è stata loro esportata la pelle con uno scalpello che consentiva di lasciare invariato lo spessore che il tessuto presentava in vivo, che è di circa 3-11 mm, in base alla posizione da cui il campione proviene.

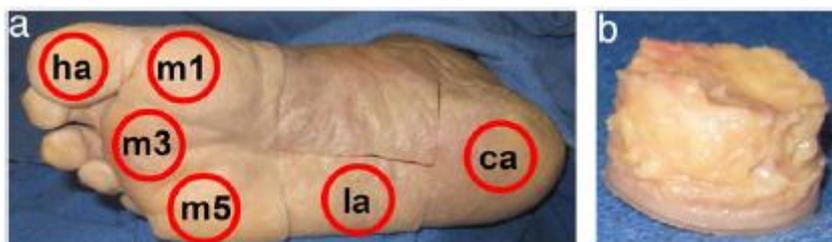


Figura 3.1. In a) sono indicate le posizioni della pianta del piede da cui sono stati prelevati i campioni di tessuto e sono stati denominati: il tessuto dell'alluce (ha), del primo, del terzo e del quinto metatarso (m1, m3, m5), del mesopiede laterale (la) e del calcagno (ca). In (b) è rappresentato il tessuto plantare prima della rimozione della pelle

I campioni sono stati poi messi nel ghiaccio fino a poco prima dell'inizio dei test. I test sono stati svolti prendendo un piede al giorno, per minimizzare gli effetti dovuti al tempo trascorso tra la dissezione e la sperimentazione stessa.

Ciascun campione è stato messo in una particolare camera tra due piastre metalliche ricoperte con carta vetrata. La camera è stata progettata per scaldare un bagno d'acqua posto sotto alle piastre metalliche per creare un ambiente caratterizzato dal 100% di umidità e da una temperatura di 35°C, che simulasse le condizioni nell'ambiente corporeo. Questa apparecchiatura è stata collegata a una macchina per testare i materiali, nota come Electroforce 3200 (della Bose Corporation). La piastra inferiore è stata alzata in modo tale da applicare al campione un carico a compressione di 0.1 N, per calcolarne lo spessore iniziale.



Figura 3.2. Apparecchiatura sperimentale, dove si vede in (a) il campione all'interno della camera speciale e in (b) dopo aver sigillato il tutto con la plastica per ricreare le condizioni fisiologiche

E' stato usato un carico target, per calcolare lo spostamento di riferimento. Il carico target è stato calcolato attraverso un modello proposto da Ledoux e Blevins, 2007, che considera allo scopo la forza applicata al peso del donatore e l'area della sezione trasversale del campione di tessuto, tenendo in considerazione la forza normale di reazione al suolo e i dati sull'area di contatto. Sono stati anche tenuti in conto gli effetti dati dall'aver isolato il tessuto dagli altri tessuti. Quanto al carico di controllo, il campione è stato sottoposto a dieci onde sinusoidali di 1 Hz a partire da 10 N fino ad arrivare al carico target. Il massimo spostamento in termini assoluti è stato rilevato nello spostamento target. La deformazione target è stata invece calcolata dal rapporto tra lo spostamento target e lo spessore iniziale. Durante il test, i campioni sono stati mantenuti in una configurazione di scarico per 10 min dopo che era stato applicato loro il carico di controllo, seguito da un breve periodo di esercizio. I test con le onde triangolari

consistono in 30 cicli di deformazione prefissata per ciascuna delle frequenze di 1, 2, 3, 5 e 10 Hz in ordine casuale. I dati di forza e spostamento sono stati acquisiti alla frequenza di 1000 Hz, tranne per l'onda triangolare a 10 Hz, i cui dati sono stati acquisiti alla frequenza di 5000 Hz. Per ogni frequenza e per ogni posizione della pianta del piede sono stati rilevati il picco della tensione, come il rapporto tra massima forza alla deformazione prefissata e l'area originale del campione, il picco della deformazione, come il rapporto tra il massimo spostamento alla deformazione prefissata e lo spessore iniziale del campione, il modulo elastico, come la pendenza della curva tensione deformazione dopo il punto di inflessione, e la perdita di energia come l'area tra la curva di carico e la curva di scarico del grafico di tensione-deformazione.

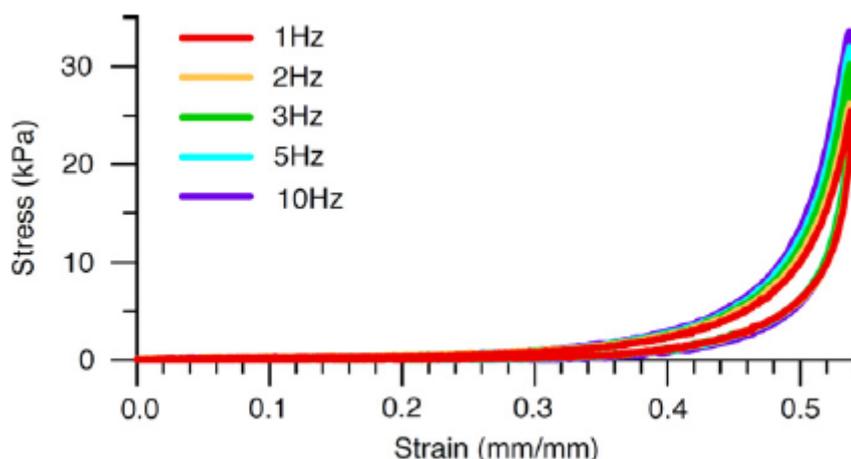


Figura 3.3. Curve di carico e scarico che descrivono l'andamento tensione-deformazione generale. Si nota il tipico andamento non lineare e il punto di inflessione dopo il quale si ha un rapido aumento della rigidezza per grandi deformazioni; si nota anche la crescita del picco di tensione, del modulo elastico e della perdita di energia all'aumentare della frequenza

Sono stati adattati alle posizioni i modelli usati per mettere in relazione la frequenza e le misure sul tessuto adiposo; viceversa, i modelli che relazionavano la posizione e le misure sul tessuto adiposo sono stati adattati alle frequenze. Le misure effettuate sul tessuto adiposo all'interno dei vari gruppi di diabetici, di frequenze e di posizioni sono stati presentati come valori medi e deviazioni standard e riportati nelle Tabelle 3.1, 3.2 e 3.3.

	Diabetic	Non-diabetic
Modulus (kPa)	1147 [446]	593 [205]
Energy loss (%)	68.5 [7.7]	67.9 [9.6]
Thickness (mm)	6.30 [1.96]	6.79 [1.59]
Peak stress (kPa)	100 [29]	62 [19]
Peak strain (%)	49.7 [6.4]	50.5 [5.8]

Tabella 3.1. Misure medie (SD) del modulo elastico, della perdita di energia, del picco di tensione e del picco di deformazione per il tessuto adiposo in soggetti diabetici e non

	1	2	3	5	10
Modulus (kPa)	708 [338]	778 [363]	830 [388]	926 [439]	1118 [550]
Energy loss (%)	61.9 [7.7]	65.7 [7.9]	68.3 [7.9]	70.4 [7.1]	74.9 [6.8]
Peak stress (kPa)	75.0 [29.9]	78.0 [30.4]	79.8 [30.1]	83.5 [31.1]	89.7 [32.1]
Peak strain (%)	0.501 [0.061]	0.501 [0.061]	0.501 [0.061]	0.501 [0.061]	0.500 [0.062]

Tabella 3.2. Misure medie (SD) del modulo elastico, della perdita di energia, del picco di tensione e del picco di deformazione per il tessuto adiposo in base alle diverse frequenze (1, 2, 3, 5, 10 Hz)

	HA	M1	M3	M5	LA	CA
Modulus (kPa)	943 [442]	1060 [603]	911 [431]	895 [406]	740 [297]	674 [297]
Energy loss (%)	62.0 [7.8]	73.5 [6.5]	73.7 [8.3]	68.6 [5.9]	68.4 [7.8]	63.3 [8.0]
Thickness (mm)	6.12 [0.59]	5.00 [1.08]	5.52 [1.25]	5.92 [0.71]	6.90 [0.77]	9.81 [0.71]
Peak stress (kPa)	82.8 [27.5]	89.1 [41.7]	79.8 [31.7]	81.4 [26.1]	80.5 [26.0]	73.3 [28.9]
Peak strain (%)	44.7 [3.0]	48.9 [6.9]	51.2 [7.6]	50.5 [4.9]	52.7 [4.7]	52.5 [4.6]

Tabella 3.3. Misure medie (SD) del modulo elastico, della perdita di energia, del picco di tensione e del picco di deformazione per il tessuto adiposo in base alle diverse posizioni

Come si vede dalla Figura 3.3, la risposta tensione-deformazione per tutti i campioni presenta un andamento non lineare nella prima fase della curva tensione-deformazione, detta “toe region”, fino al punto di inflessione, dopo il quale si ha una rapida crescita della rigidità per grandi deformazioni.

La Tabella 3.1 mostra come i valori del modulo elastico, della perdita di energia, del picco di tensione e del picco di deformazione siano maggiori per i soggetti diabetici che per i soggetti sani.

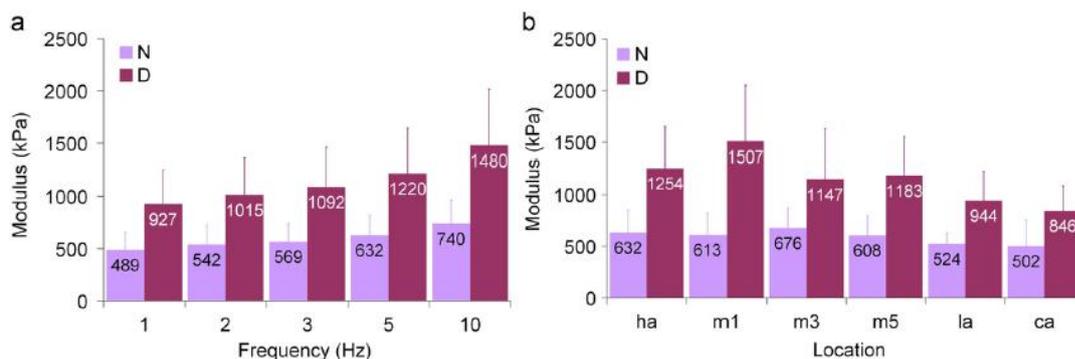


Figura 3.4. Media del modulo elastico in funzione a) della frequenza e b) della posizione nella pianta del piede, dove le barre indicano le deviazioni standard, N=non diabetici e D=diabetici

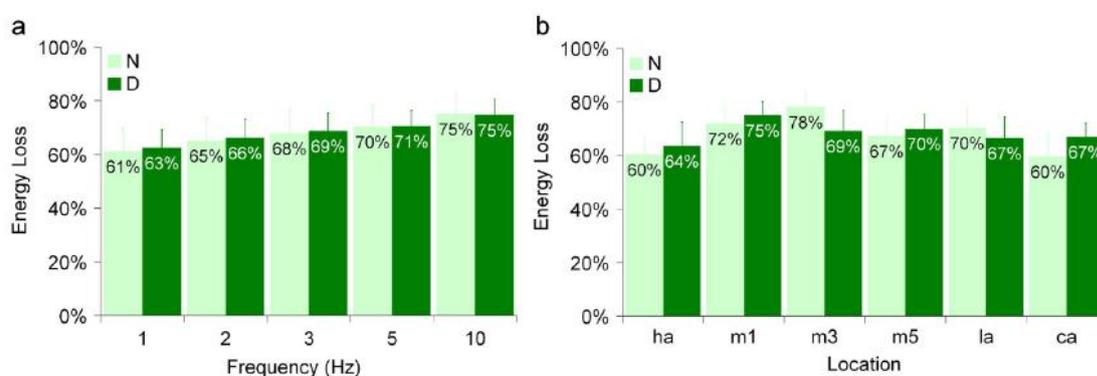


Figura 3.5. Media della perdita di energia in funzione a) della frequenza e b) della posizione nella pianta del piede, dove le barre indicano le deviazioni standard, N=non diabetici e D=diabetici

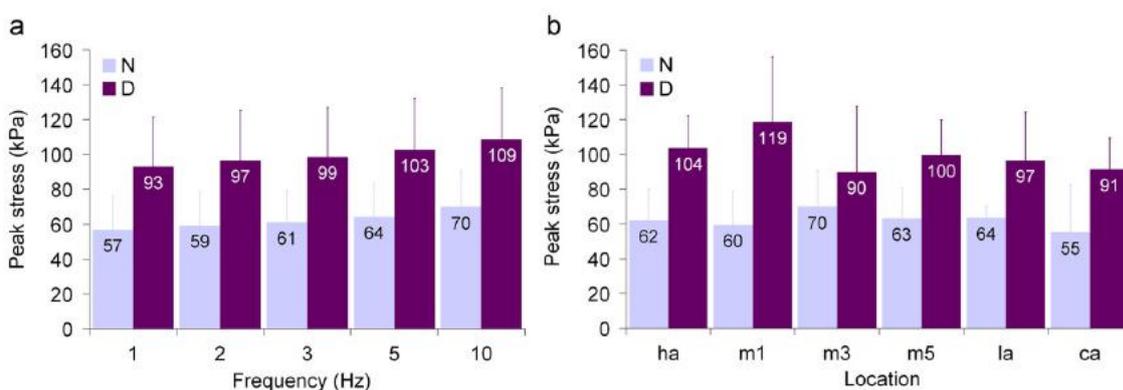


Figura 3.6. Media del picco della tensione in funzione a) della frequenza e b) della posizione nella pianta del piede, dove le barre indicano le deviazioni standard, N=non diabetici e D=diabetici

La risposta meccanica del tessuto adiposo della pianta del piede dipende dalla velocità di deformazione. Si può notare questo effetto dal fatto che sia il modulo elastico (Figura 3.4 (a)) sia la perdita di energia (Figura 3.5 (a)) aumentano all'aumentare della frequenza. Dalla Figura 3.6 (a) si nota come anche il picco della tensione cresca all'aumentare della frequenza. Non ci sono differenze nel modulo elastico al variare della posizione sia per i soggetti diabetici che per i soggetti sani (Figura 3.4 (b)); mentre la perdita di energia subisce delle variazioni al variare della posizione (Figura 3.5 (b)). Dalla Tabella 3.3 si nota come lo spessore medio del tessuto adiposo nella regione calcaneare risulti maggiore rispetto allo stesso tessuto proveniente dalle altre regioni della pianta del piede. Inoltre, i valori medi del modulo elastico e della perdita di energia sono inferiori nella regione del calcagno. Anche il picco della tensione e il picco della deformazione non variano in base alla posizione da cui è stato prelevato il tessuto adiposo.

Il fatto che Pai e Ledoux abbiano trovato un picco di tensione significativamente maggiore per i tessuti dei soggetti diabetici, indica un irrigidimento del tessuto adiposo nei soggetti patologici. Inoltre, si è vista la forte dipendenza dalla velocità di deformazione del modulo elastico, della perdita di energia e della tensione, i quali crescono all'aumentare della frequenza. La cosa sorprendente è stata, invece, la limitata dipendenza dalla posizione. I confronti tra i suddetti parametri tra soggetti diabetici e non diabetici sono riportati nella Tabella 3.1.

Ci sono, però, alcune potenziali limitazioni in questa sperimentazione. Innanzitutto il tessuto adiposo è sensibile ad errori nella deformazione target, che però sono stati compensati grazie all'utilizzo di un software in grado di minimizzare questi errori fino al 0.08%. Un'altra possibile limitazione potrebbe essere data dal fatto che non sono stati presi in considerazione i tessuti delle dita, risultando difficile la dissezione di sezioni di tessuto così piccole. Il comportamento del tessuto è chiaramente non lineare, pertanto l'uso della pendenza lineare per la quantificazione del modulo elastico è un limite. Ciò è stato fatto per ottenere una stima significativa della rigidità e per poter quantificare le differenze tra soggetti diabetici e non.

Quanto al set-up sperimentale, le condizioni al contorno (l'utilizzo di carta vetrata per assicurare entrambe le estremità del tessuto alle piastre metalliche) poste servono per assicurare la ripetibilità delle misure durante i test. Per evitare lo scorrimento del tessuto e

per emulare le condizioni al contorno in vivo dello stesso (poiché il tessuto adiposo è attaccato da una parte alla pelle e dall'altra all'osso), è stato ritenuto più idoneo dal punto di vista biomeccanico, fissare entrambe le estremità del tessuto all'apparecchiatura.

Nel 2007, Ledoux aveva già effettuato, in collaborazione con Blevins, uno studio simile a quello appena preso in considerazione. In questo caso, però, la sperimentazione è stata effettuata solo sui piedi dei cadaveri di soggetti sani (non diabetici), in numero di 8, di età compresa tra 21 e 46 anni, del peso di 801 ± 125 N. I piedi considerati erano 11. Anche qui, lo studio ha riguardato sei posizioni all'interno della pianta del piede da cui sono stati prelevati i campioni di tessuto adiposo: l'alluce, il 1°, il 3° e il 5° metatarso, il mesopiede laterale e il tallone (Figura 3.7).



Figura 3.7. Le sei posizioni testate nel piede: (A) sotto all'alluce, (B, C, D) rispettivamente, sotto al 1°, 3° e 5° metatarso, (E) sotto al mesopiede laterale, (F) sotto al calcagno

Sono state fatte radiografie ai raggi X di ogni piede lungo il piano sagittale per esaminare la presenza di eventuali problemi ai piedi in esame. Ciascun piede è stato scongelato all'interno di una borsa di plastica in un bagno d'acqua calda per un'ora prima che avvenisse la dissezione. I tessuti molli del piede sono stati dissezionati in campioni di pelle delle dimensioni di 2 cm x 2 cm, grazie all'uso di un punzone con una lametta da

barba, poi è stata rimossa la pelle con uno scalpello. I campioni di tessuto adiposo sono poi stati testati in ordine casuale per minimizzare qualsiasi effetto dato dal tempo trascorso tra la dissezione e il test stesso. I campioni sono stati conservati nel ghiaccio fino a subito prima di essere testati. I campioni sono stati posizionati tra due piastre d'acciaio inossidabile lisce, attaccate a una macchina per testare i materiali, denominata ElectroForce 3400 (della Bose Corporation), all'interno di una camera che ricreasse l'ambiente fisiologico: infatti, è stata coperta con un coperchio di materiale acrilico e sigillata con un involucro di plastica; grazie alla presenza di un bagno caldo e ad un apparecchio di riscaldamento (Techne TE-10D Tempunit), è stata fatta circolare aria umida bollente per mantenere il campione a una temperatura di 35°C e all'umidità di circa il 100%. La piastra superiore è stata caricata fino ad una forza di circa 0.5 N. Il carico target, di circa il 20% del peso corporeo, è stato calcolato sulla base delle forze normali di reazione al suolo, all'area di contatto, alla sezione trasversale del campione e al peso del cadavere da cui proveniva il campione. Sotto controllo del carico, i campioni sono stati testati con dieci onde sinusoidali a 1 Hz a partire da 10 N fino al carico target. Lo spostamento conseguente al carico target è stato denominato come spostamento target.

E' stato fatto un esperimento di rilassamento delle tensioni (stress relaxation), con compressione non limitata e usando lo spostamento di controllo. Sono state usate le onde a 1 Hz per fare il preconditionamento del campione allo spostamento target. Il campione è stato poi compresso fino allo spostamento target per un periodo di 0.1 s ed è stata mantenuta costante la deformazione per 300 s. Al tessuto è stato infine lasciato un periodo di 5 min tra i test per recuperare. Il campionamento dei dati è stato effettuato ad una frequenza di 1024 Hz. Il fenomeno del rilassamento delle tensioni è presentato in Figura 3.8.

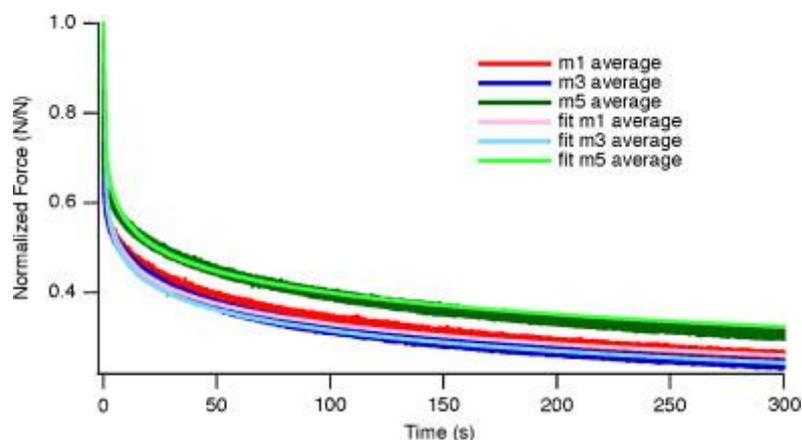


Figura 3.8. Risposta media del rilassamento delle tensioni, per il tessuto sotto al 1°, al 3° e al 5° metatarso (rispettivamente indicate come m1, m3, m5), ottenuta dalle prove sperimentali e dal fit del modello

Per testare la dipendenza dalla frequenza, è stata generata una serie di onde triangolari, di compressione non limitata, fino a raggiungere lo spostamento target per frequenze di 10, 1, 0.1, 0.01 e 0.005 Hz. I dati sono stati campionati a 1024 Hz con onde triangolari di 10 Hz e a 128 Hz per le frequenze più basse.

In comune a tutte le regioni analizzate è la risposta tensione-deformazione non lineare per tutte le frequenze, dove si ha un'estesa regione delle dita fino al 30% della deformazione, come mostra la Figura 3.9.

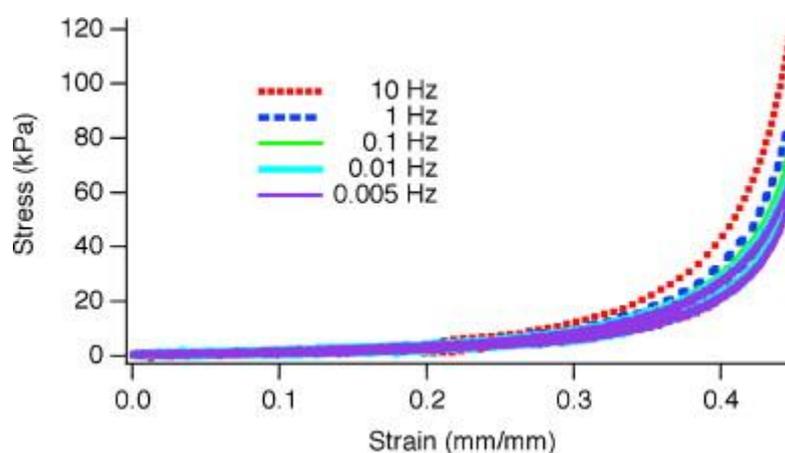


Figura 3.9. Risposta tensione-deformazione dell'area sotto al 5° osso metatarsale

Quanto alle varie posizioni, tra di loro ci sono grandi differenze nella tensione, con la regione subcalcaneale che presenta il valore maggiore e la regione proveniente da sotto il 3° metatarso la minore. La Tabella 3.4 riporta i valori della tensione presente in alcune delle regioni analizzate:

	Tensione (kPa)			
Aree	subcalcaneale	mesopiede laterale	3° submetatarsale	5° submetatarsale
	89.5±4.0	75.3±4.0	70.3±4.0	83.3±4.0

Tabella 3.4. Valori della tensione (kPa) in alcune delle posizioni del piede analizzate

La tensione, inoltre, aumenta con la frequenza, da 0.005 a 10 Hz, infatti si hanno le seguenti fasce di valori: 62.0±4.0 kPa per 0.005 Hz, 74.0±4.0 kPa per 0.1 Hz, 66.0±4.0 kPa per 1 Hz e 117.3±5.3 kPa per 10 Hz. I risultati sono stati presentati rispetto alla frequenza invece che rispetto alla velocità di deformazione, in quanto la frequenza rimane costante mentre la velocità di deformazione dipende dallo spessore e dallo spostamento target di ogni campione.

Quanto al modulo elastico, esso presenta il valore molto maggiore nella regione subcalcaneale, con 0.83±0.03 MPa, che nelle altre cinque posizioni, nelle quali i valori del modulo elastico variano tra 0.67±0.03 MPa e 0.74±0.03 MPa. Anche il modulo elastico varia al variare della frequenza: esso è significativamente maggiore alle frequenze di 1 Hz e di 10 Hz, alle quali si ha, rispettivamente, un modulo elastico di 0.75±0.03 MPa e di 1.03±0.03 MPa.

La perdita di energia varia con la posizione, dove il valore minore è stato riscontrato nella regione subcalcaneale, dove si ha 36.0±3.0 %, seguito da quello del 5° sub metatarso, con 43.0±3.0 %, e infine da quelli delle altre regioni che vanno dal 47.0±3.0 %, al 51.0±3.0 %. Tale parametro cresce in maniera significativa alle frequenze di 1Hz e di 10 Hz, alle quali si ha, rispettivamente, 48.0±3.0 % e 63.0±3.0 %.

Pertanto si può affermare la dipendenza delle proprietà del tessuto adiposo della pianta del piede dalla posizione da cui provengono i campioni e dalla frequenza con cui è stato eseguito il test. I tessuti di tutte le posizioni presentano dipendenza dalla velocità di esercizio, ad esempio per quanto riguarda la tensione di picco, il modulo elastico e la perdita di energia alle frequenze di 1 Hz e 10 Hz.

Sono stati determinati, infine, i parametri complessivi per tutti i campioni, tutte le frequenze e tutte le posizioni e risultano essere: modulo elastico di 0.75 MPa, rigidità di 60 kN/m, perdita di energia del 44.5 % e deformazione di 2.6 mm.

Sono state anche rilevate differenze significative nel modulo elastico e nella perdita di energia per le alte frequenze (corrispondenti ad alte velocità di deformazione) e per le varie posizioni da cui provengono i campioni.

Ci sono alcune limitazioni connesse con questo studio. Innanzitutto, la difficoltà di fissare le piastre in modo tale che le loro facce rimanessero parallele l'una all'altra, perché altrimenti il campione sarebbe scivolato. Per risolvere questo problema i campioni sono stati monitorati per vedere se ci fossero segni che dessero da intendere un possibile scivolamento; inoltre, se ciò fosse avvenuto, il campione sarebbe stato riposizionato al centro della piastra e il test ripetuto. Un'altra limitazione era data dal fatto che si riusciva ad ottenere il picco dello spostamento circa del 0.3 % rispetto allo spostamento target. Inoltre, il test è stato eseguito su piedi di cadavere e non di soggetti viventi; però Bennet e Ker avevano dimostrato già nel 1990 che non si presentava una grande variazione delle proprietà dei campioni tra piedi cadaverici e piedi di soggetto in vita.

Ciò che è stato dimostrato attraverso questo studio è la diversità delle proprietà a compressione del tessuto adiposo nella regione subcalcaneale rispetto alle altre regioni; inoltre, tali proprietà dipendono dalla frequenza di esercizio e dalle varie posizioni considerate.

Quanto visto finora riguarda test a compressione sul tessuto adiposo. Per analizzare il comportamento a compressione del tessuto adiposo assieme alla pelle, è utile far riferimento alla prova sperimentale a compressione eseguita da Fauth e Sharkey. Lo scopo del loro studio è di descrivere il comportamento tensione-deformazione del tessuto plantare sotto alle teste del primo e del secondo osso metatarsale e di quantificare i

parametri iperelastici sia nei tessuti vincolati che in quelli non vincolati. I tessuti plantari provengono da otto piedi di cadavere congelati (età media 68.6 anni) di soggetti non diabetici. I campioni sono stati scongelati e sono stati acclimatati alla temperatura di 37° C in un bagno d'acqua, prima che venissero testati. Sono state dissezionate le teste del primo e del secondo metatarso e i sesamoidi, lasciando solo la pelle e il tessuto adiposo. Sono state usate piastre delle dimensioni di 4 cm x 1 cm per comprimere i campioni. In seguito al test di compressione iniziale, sono stati fatti dei tagli attraverso tutto il tessuto adiposo e la pelle ad entrambe le estremità della piastra lungo il suo asse corto. Per effettuare il test, è stata usata una macchina servo idraulica, con una frequenza di test di 1 Hz, con un carico di controllo di compressione di 300 N, mentre i dati di forza e spostamento venivano raccolti ad ogni decimo ciclo. Questi dati, sia per i tessuti vincolati che per i tessuti non vincolati, sono stati normalizzati allo spessore del tessuto e all'area della piastra per ottenere le curve tensione-deformazione medie di tutti i campioni. È stata sviluppata una procedura rms per caratterizzare le porzioni di carico delle curve tensione-deformazione medie. I dati di tensione-deformazione sono stati poi importati in Abaqus, dove la funzione di energia di Ogden è stata usata per calcolare i parametri del materiale elastico incomprimibile: μ , modulo di taglio iniziale, e α , misura dell'aumento della rigidità del materiale, come risultato del carico.

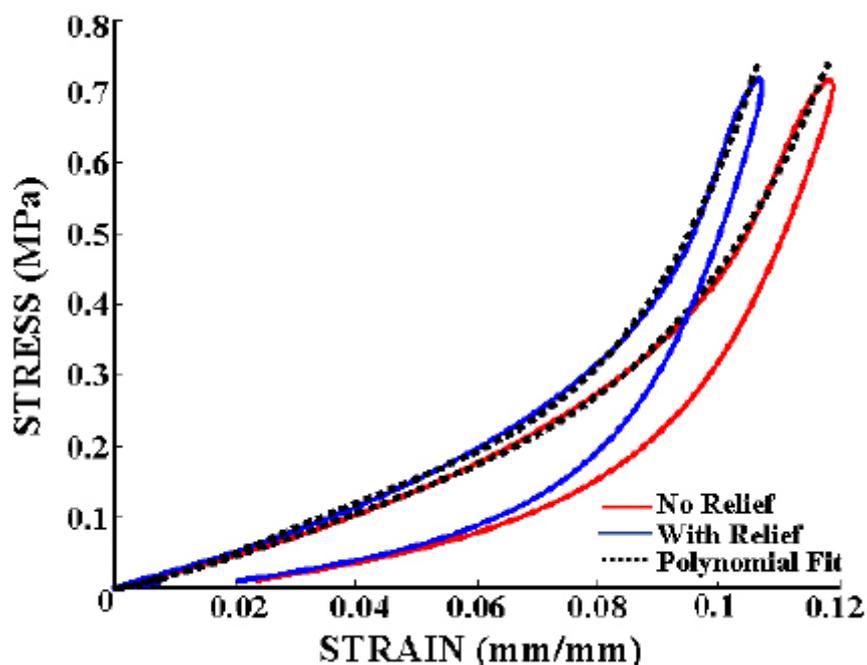


Figura 3.10. Curve tensione-deformazione e fit polinomiali

Le curve tensione-deformazione in Figura 3.10 mostrano un comportamento non lineare, viscoelastico caratterizzato da un'isteresi significativa. Ogni curva di carico è stata definita attraverso con una funzione polinomiale del quarto ordine con valori rms minori del 2% della tensione massima (Tabella 3.5).

Condition	Polynomial Fit Equations for the Loading Curves	RMS (MPa)
No Relief	$Y = 7.382 * X^4 - 1.038 * X^3 + 0.061 * X^2 + 0.0014 * X + 0 * C$.0078
With Relief	$Y = 1.622 * X^4 - 0.230 * X^3 + 0.012 * X^2 + 0.0001 * X + 0 * C$.0092

Tabella 3.5. Fit polinomiali e valori rms per le curve di carico

Le differenze riscontrate tra le curve vincolate e non vincolate potrebbero essere considerate come gli effetti delle condizioni al contorno, provenienti dal tessuto che si trova ai bordi della piastra. I parametri del materiale iperelastico, μ e α (Tabella 3.6), non sono statisticamente differenti tra le varie condizioni di test. Pertanto, possiamo dichiarare che gli effetti al contorno non condizionano la relazione tensione deformazione.

	μ (MPa)	α
No Relief	0.985 (± 0.105)	12.77 (± 1.456)
With Relief	1.065 (± 0.209)	14.52 (± 2.131)

Tabella 3.6. Parametri del materiale iperelastico

3.2. Prove in vivo

3.2.1. Prove di indentazione

Le prove di indentazione rappresentano un metodo per indagare le risposte biomeccaniche in vivo dei tessuti biologici molli. In generale, consiste nell'applicazione di una deformazione nota (cioè un'indentazione) direttamente al tessuto del soggetto vivente.

Saranno analizzate di seguito alcune prove d'indentazione che usano indentatori e apparecchiature di diverso tipo.

Sono stati messi appunto, negli ultimi decenni, parecchi metodi di indentazione, con lo scopo di caratterizzare lo spessore o la rigidità del tessuto molle plantare. La più grande e sostanziale differenza tra i vari metodi è data dalle tecniche usate per misurare lo spostamento dell'indentatore o la deformazione per il tessuto. Klaesner et al (2002) e Pathak et al (1998) hanno effettuato le misure usando sensori di posizione tridimensionali o diverse velocità di indentazione date da un motore. Hsu et al (2000) e Gefen et al (2001) hanno usato allo stesso scopo tecniche di imaging, quali la risonanza magnetica e gli ultrasuoni. Invece, per risolvere il problema della portabilità dello strumento, Zheng and Mak (1996) e Zheng et al (2000) hanno realizzato un sistema di palpazione dei tessuti con gli ultrasuoni portatile (denominato TUPS), il quale si serve di un singolo trasduttore di ultrasuoni in cascata a una cella di carico per misurare la rigidità dei tessuti molli plantari in soggetti sani e in soggetti diabetici. Inoltre, anche lo spessore può essere misurato attraverso gli ultrasuoni, pertanto l'indentazione a ultrasuoni ha raggiunto molta popolarità tra le tecniche di indentazione per la misura delle proprietà meccaniche dei tessuti molli della pianta del piede.

La tomografia a coerenza ottica (Optical Coherence Tomography) (OCT) è, invece, una tecnica di imaging che fornisce immagini bidimensionali ad alta risoluzione delle strutture interne, grazie alla misura della loro riflessione ottica. Nel 2009, Huang et al hanno sviluppato un nuovo sistema di indentazione basato sull'OCT che usa un getto d'aria e che consente di caratterizzare le proprietà biomeccaniche dei tessuti molli senza entrare in contatto con gli stessi. Il concetto alla base è quello di utilizzare una tecnica ottica interferometrica per ottenere la deformazione dei campioni testati durante la prova d'indentazione. Usando un getto d'aria a pressione controllata come indentatore e segnali OCT per estrarre la deformazione indotta, possono essere indagate le proprietà biomeccaniche del tessuto molle sia obiettivamente che quantitativamente. Inoltre, è stato dimostrato che il coefficiente di rigidità ottenuto con il sistema di indentazione con getto d'aria presenta una forte correlazione con il modulo di Young.

Chao et al, nel 2010, si sono serviti di questo nuovo sistema di indentazione a coerenza ottica basato sulla tomografia e che sfrutta un getto d'aria (Optical Coherence Tomography-based Air-jet Indentation System) e del sistema di palpazione dei tessuti attraverso gli ultrasuoni (TUPS), con lo scopo sia di trovare la correlazione tra i risultati ottenuti con le due tecniche appena citate che con il fine di esaminare le proprietà biomeccaniche del tessuto molle plantare della regione mediale dell'avampiede e comparare queste proprietà tra giovani e anziani.

Sono stati considerati trenta soggetti sani (17 uomini e 13 donne) e sono stati classificati in due gruppi: giovani (19 persone, di età compresa tra i 22 e i 35 anni) e anziani (11 persone, tra i 55 e i 74 anni).

Nelle regioni in corrispondenza della prima e della seconda testa metatarsale del piede destro sono stati effettuati sia il test con l'indentatore a getto d'aria sia la palpazione attraverso gli ultrasuoni. Tutti i partecipanti allo studio sono stati fatti sedere con la gamba da testare appoggiata su uno sgabello. Il ginocchio è stato mantenuto in posizione leggermente flessa da un piccolo asciugamano posizionato sotto al ginocchio e la caviglia in posizione neutra da una struttura di supporto in acciaio inossidabile fatta su misura. La posizione da testare, in corrispondenza delle prime due teste metatarsali, è stata contraddistinta da un tratto di penna per standardizzare il sito di misurazione sia per entrambi gli strumenti che per i vari test. E' stata pulita la pelle con alcool, per facilitare

gli ultrasuoni e la penetrazione del segnale ottico nel tessuto molle plantare. Per ogni punto da testare sono state svolte prove di carico-scarico di preconditionamento, per assicurarsi che il tessuto fosse in stato stazionario. Sono stati eseguiti due trial delle misure di indentazione su ogni punto per ogni strumento, con una pausa di 5 minuti tra le due misurazioni, che consentisse il recupero del tessuto sollecitato. La pausa tra l'uso di una strumentazione e l'altra è stata invece di 10 minuti e la sequenza di utilizzo delle due strumentazioni è stata randomizzata.

Il sistema di indentazione con getto d'aria basato su OCT consiste di due parti: la sonda per il test e la parte di registrazione dei dati (Figura 3.11).

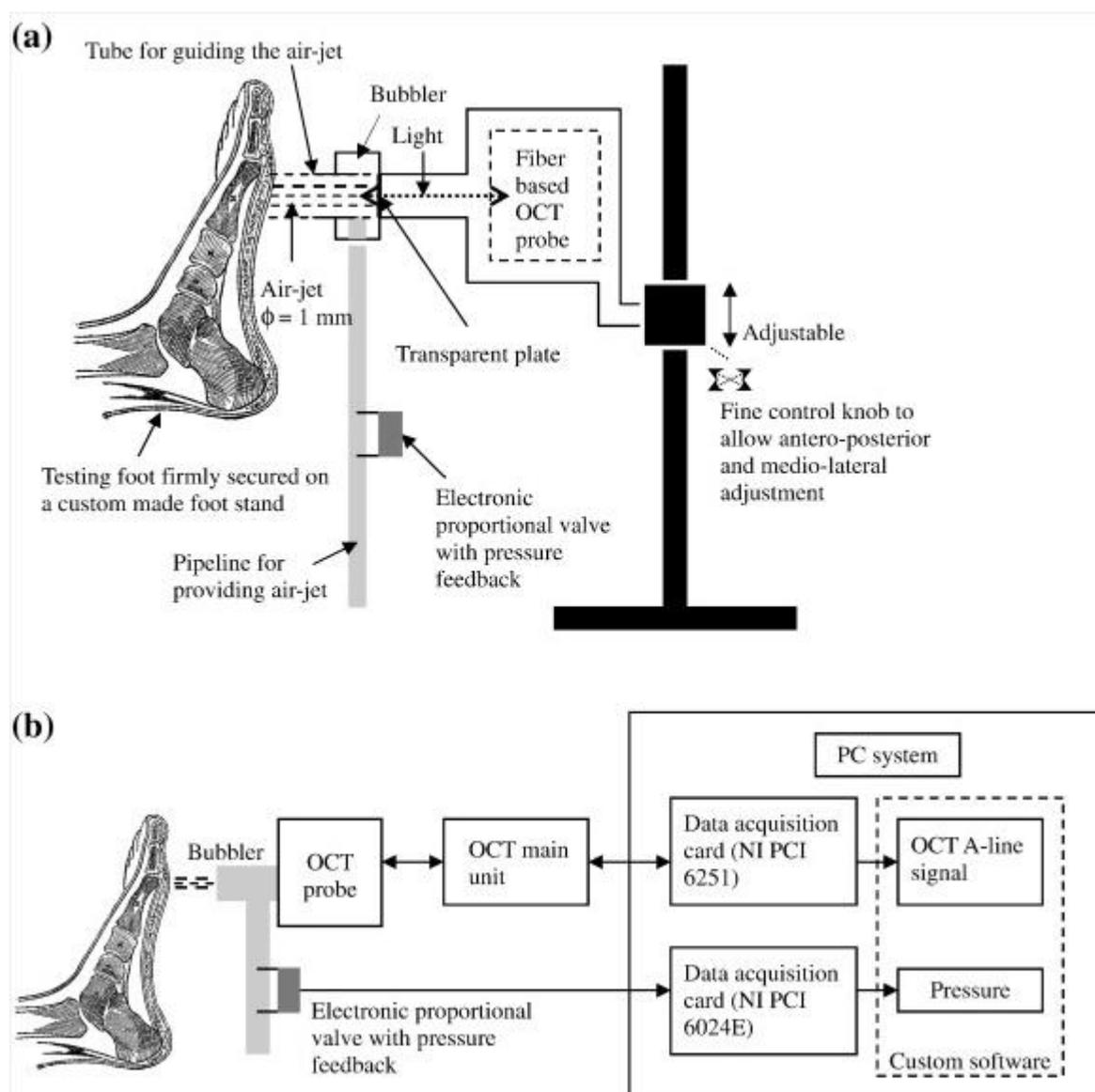


Figura 3.11. Schema (a) della sonda e (b) della parte adibita alla registrazione dei dati del sistema di indentazione a getto d'aria basata su OCT

La sonda è costituita da un sistema OCT nel dominio del tempo e da un bollitore a getto di aria che contiene una sorgente di luce costituita da un diodo superluminescente (Dense Light), che lavora alla lunghezza d'onda centrale di 1310 nm, ampiezza della banda spettrale nominale a -3 dB di 50 nm e potenza nominale d'uscita di 5 mW. Tutto ciò fornisce una risoluzione assiale dello strumento di circa 2 a 3 mm in materiali ad alta dispersione. Un raggio di luce rossa visibile è stato usato assieme al raggio infrarosso invisibile per guidare la rilevazione del punto. La sonda OCT è stata modificata per

consentire l'installazione del bollitore a getto d'aria, per produrre il getto d'aria stesso. Il diametro dell'orifizio del bollitore è di 1 mm. La sonda è stata poi fissata a un supporto rigido, di altezza regolabile. Una manopola di controllo è stata usata per regolare in maniera precisa la direzione mediolaterale e anteroposteriore così il raggio laser può essere accuratamente regolato verticalmente a circa 5 mm sotto la superficie del bollitore durante le misure in vivo. Prima del bollitore è stata inserita una valvola proporzionale con feedback a pressione (ITV 1030-311L-Q) con un range di misura di 0.5 MPa per controllare con continuità e monitorare la pressione del getto d'aria con il controllo di tensione. La calibrazione è stata fatta per valutare la relazione tra la forza sul campione testato e la pressione. E' stato installato un piatto trasparente sopra al bollitore per sigillare l'aria pressurizzata dai componenti OCT, mentre il laser passa. La parte di sistema adibita alla raccolta dei dati è costituita anche da un software per PC, per raccogliere gli OCT e i segnali di pressione e per controllare le operazioni svolte dalla valvola elettronica. La deformazione dei tessuti plantari molli durante l'indentazione viene estrapolata con una tecnica di cross-correlazione, che consente di seguire l'andamento dello spostamento della superficie della pelle come la deformazione del tessuto molle.

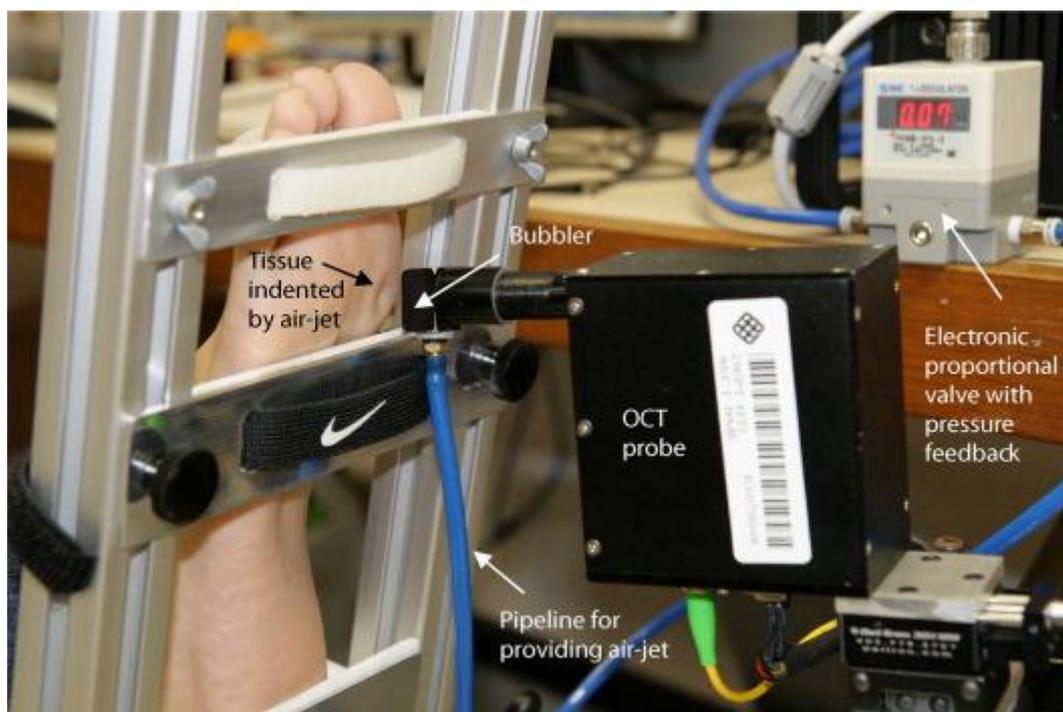


Figura 3.12. Setup per il test di indentazione di tessuti in vivo con il sistema di indentazione basato sul getto d'aria

Sono stati eseguiti quattro cicli di carico-scarico per una durata totale di 36 s per una velocità dell'indentatore di 0.4 mm/s per ogni prova di ciclo di carico. La massima forza d'indentazione usata è stata di 1.4 N e ha dato uno spostamento massimo di 1.6 mm nel tessuto plantare molle. E' stato poi calcolato da ogni test il coefficiente k (N/mm) attraverso il rapporto forza di indentazione, F , deformazione del tessuto, d :

$$k=F/d.$$

Per calcolare il coefficiente di rigidità è stata usata solo la fase di carico del secondo dei quattro cicli.

Il sistema di palpazione con ultrasuoni (TUPS) è costituito da una sonda di indentazione portatile, delle dimensioni di una penna. E' stato utilizzato per misurare lo spessore e l'elasticità del tessuto molle plantare. Si tratta inoltre di uno strumento di grande affidabilità e validità. E' stato posizionato sulla sommità della sonda un trasduttore a ultrasuoni a 10 MHz, del diametro di 3 mm, con lo scopo di fungere sia da indentatore che da sensore per la misura dello spessore e della deformazione del tessuto. Una cella di

carico di 10 N è stata connessa in serie al trasduttore di ultrasuoni per registrare la forza corrispondente durante l'indentazione. Sono state ottenute delle composizioni di segnali A-line di 4 K punti campionati alla frequenza di 100 MHz per l'estrazione dello spessore iniziale del tessuto e la deformazione durante l'indentazione. E' stato usato un programma per PC per mostrare a monitor i segnali di riflessione dell'ultrasuono in tempo reale e la risposta alla forza. La risposta della forza e il segnale A-line dell'ultrasuono sono stati raccolti durante il test d'indentazione con una velocità di circa 25 frames/s. I dati sugli ultrasuoni e sulla forza sono stati poi sincronizzati e registrati per le successive analisi offline. Sono stati eseguiti dai quattro ai cinque cicli di carico-scarico, per una durata totale di 8 s per ogni prova di indentazione, per ottenere una velocità di indentazione stabile. La velocità è stata stimata monitorando la curva di forza e deformazione sullo schermo del computer. La velocità di indentazione usata dalla strumentazione TUPS è 4 volte maggiore di quella dell'indentatore a getto d'aria. Lo spessore e la deformazione dello strato del tessuto plantare è stata determinata dal tempo di volo del segnale di eco dell'ultrasuono che è stato riflesso dall'interfaccia tessuto-osso.

La Figura 3.13 mostra la curva d'indentazione (in (a)) e una tipica registrazione di carico-deformazione durante i cicli di carico e di scarico misurati con l'indentatore a getto d'aria (in (b)). In Figura 3.13 (c), è rappresentato il calcolo finale del parametro nelle fasi di carico al secondo dei quattro cicli.

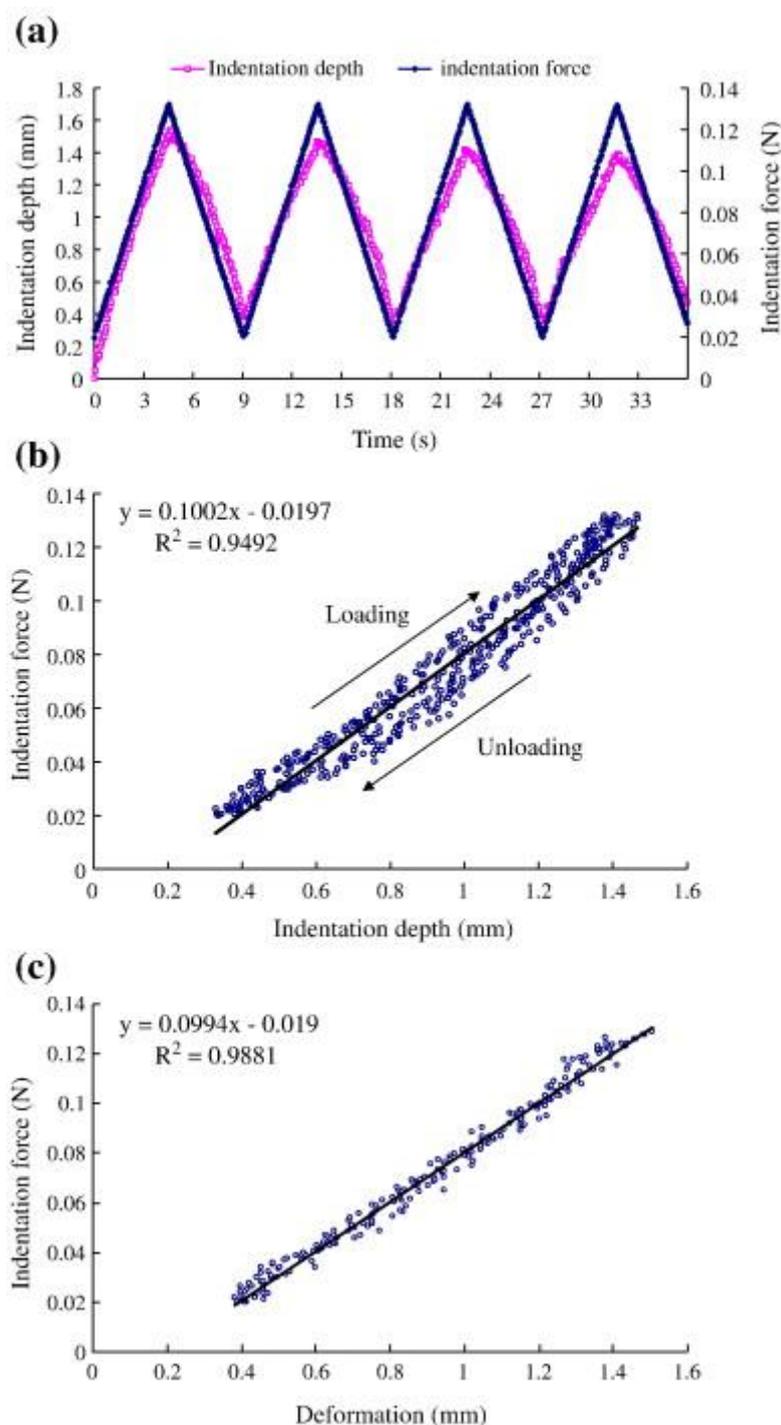


Figura 3.13 (a) Tipica curva di indentazione ottenuta da un soggetto attraverso quattro cicli di carico-scarico con il sistema di indentazione con getto d'aria. (b) Una tipica curva carico-indentazione ottenuta da un soggetto e la corrispondente curva di regressione al secondo di quattro cicli di indentazione. (c) I punti dei dati selezionati sono usati per stimare il coefficiente di rigidità k (N/mm) dei tessuti molli plantari. I dati sono stati selezionati nella fase di carico al secondo dei quattro cicli. La relazione tra la forza misurata con il getto d'aria e la relativa deformazione del tessuto plantare è mostrata dalla corrispondente curva di regressione

La Tabella 3.7 mette a confronto lo spessore e la rigidità dei tessuti molli della pianta del piede tra il gruppo dei giovani e il gruppo degli anziani nelle due regioni testate. Nel secondo gruppo, il coefficiente di rigidità medio nella zona della seconda testa metatarsale è del 18 % più grande rispetto alla zona della prima testa metatarsale. Non c'è, invece, nessuna differenza nel coefficiente di rigidità tra i due gruppi nella regione della testa del primo metatarso. Per quanto riguarda lo spessore, è stato rilevato che il tessuto plantare del gruppo degli anziani è più sottile rispetto al gruppo dei giovani. Il tessuto molle plantare nella zona del secondo metatarso tende ad essere più spesso rispetto a quello delle zona del primo metatarso. Inoltre, non è stata trovata alcuna correlazione tra lo spessore e il modulo di Young del tessuto molle plantare.

	Young group (n = 19)	Older group (n = 11)	Mean differences
First metatarsal head			
Stiffness coefficient k (N/mm)	0.10 (0.02)	0.12 (0.02)	- 0.01 (0.01)
Young's modulus E (kPa)	32.91 (14.41)	36.73 (19.26)	- 3.82 (6.17)
Soft tissue thickness (mm)	12.70 (2.14)	9.92 (0.87)	2.77 (0.56)
Second metatarsal head			
Stiffness coefficient k (N/mm)	0.14 (0.02)	0.17 (0.04)	- 0.03 (0.14)
Young's modulus E (kPa)	58.30 (15.88)	83.24 (28.77)	- 24.97 (9.40)
Soft tissue thickness (mm)	13.21 (1.80)	10.63 (1.78)	2.58 (0.67)

Tabella 3.7. Coefficienti di rigidità misurati con il sistema di indentazione con getto d'aria e modulo di Young e rigidità misurati con il sistema di palpazione con gli ultrasuoni

L'unica limitazione presentata dall'indentatore a getto d'aria è costituita dal fatto che il sistema non è in grado di misurare tessuti dello spessore di più di 3 mm.

Questo studio non ha dimostrato una differenza significativa dei valori delle proprietà biomeccaniche del tessuto molle tra giovani e anziani nella regione sotto alla testa del primo metatarso; mentre la rigidità del tessuto molle plantare sotto alla testa del secondo metatarso è molto maggiore che sotto al primo metatarso; inoltre, la rigidità sotto alla seconda testa metatarsale è maggiore del 18% nei soggetti anziani rispetto ai soggetti giovani. La presenza di uno spessore ridotto nella popolazione anziana riduce il grado di assorbimento delle sollecitazioni durante il cammino e la corsa, che può essere la causa di danni.

Le prove di indentazione possono essere anche usate per determinare gli effetti dell'estensione metatarsofalangea passiva sulla rigidità e sullo spessore del tessuto molle della pianta del piede, come fatto da Garcia et al, nel 2008. Gli sperimentatori sono partiti dal presupposto che, in accordo con il meccanismo a verricello, descritto da Hicks, quando si ha l'estensione delle articolazioni metatarsofalangee, l'aponeurosi plantare viene spinta distalmente, l'arco mediale cresce in altezza e si verifica un aumento della tensione dell'aponeurosi plantare stessa, il quale farà aumentare la rigidità e diminuire lo spessore del tessuto molle.

Hanno partecipato alla sperimentazione 17 soggetti (7 maschi e 10 femmine), di età compresa tra i 21 e i 35 anni (età media di 25.3 anni). Sono stati posizionati proni su un tavolo imbottito, con il piede posto in modo da potersi estendere oltre il bordo del tavolo. Il ginocchio è stato posizionato in estensione totale e la caviglia in posizione di riposo, flessa plantarmente. Il primo, il secondo, il terzo e il quinto metatarso sono stati palpato e la porzione centrale di ciascuno di essi è stata marcata con un marcatore permanente. Sono stati marcati anche i siti di indentazione sulla parte centrale del tallone e del mesopiede distale (in posizione prossimale, a 2 e 4 cm rispetto al secondo metatarso) (Figura 3.14). La superficie dorsale del piede è stata stabilizzata con un cuscino di schiuma stabilizzatore Versa Form (Tumble Forms), il quale minimizza il movimento delle ossa metatarsali durante la procedura di indentazione. Le misure di rigidità e spessore sono state ottenute con le articolazioni metatarsofalangee del soggetto in posizione neutra rilassata, poi in estensione passiva fino al loro valore finale. L'estensione delle articolazioni metatarsofalangee simula la posizione delle stesse durante l'ultima fase del passo. Uno degli sperimentatori tiene le dita nella posizione di massima estensione, ma in maniera confortevole, mentre un altro esegue le misure. Ai soggetti è stato detto di rilassare i piedi e le gambe il più possibile, in modo tale che il movimento delle articolazioni metatarsofalangee fosse passivo. I piedi scelti per i test sono stati alternati tra i soggetti e lo stesso sperimentatore ha eseguito tutte le misure. Sono state prese prima le misure della rigidità e, 5 min dopo (per consentire di pulire e ricalibrare la strumentazione) quelle dello spessore. I soggetti sono stati testati per più di un'ora.

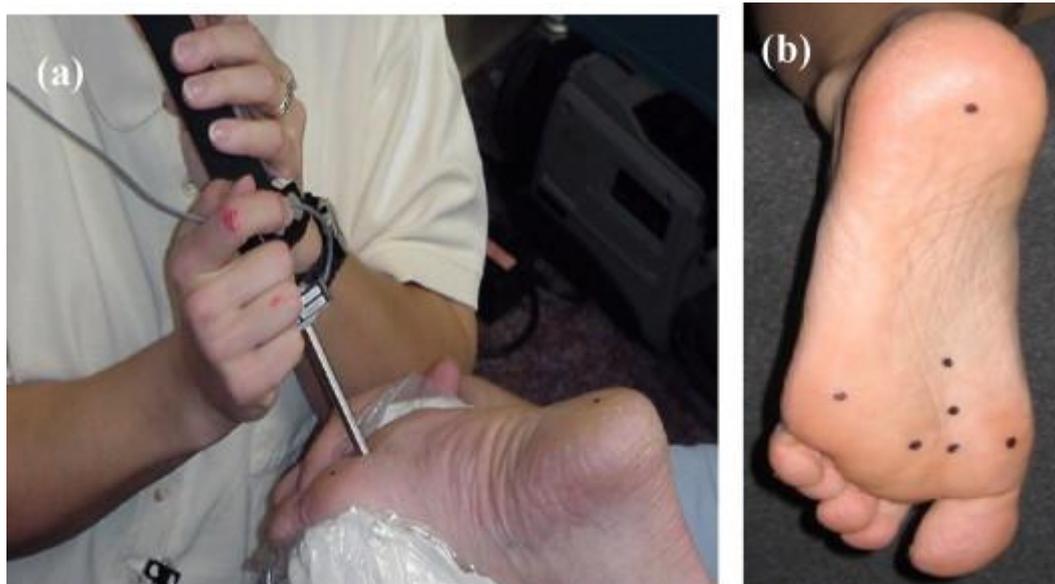
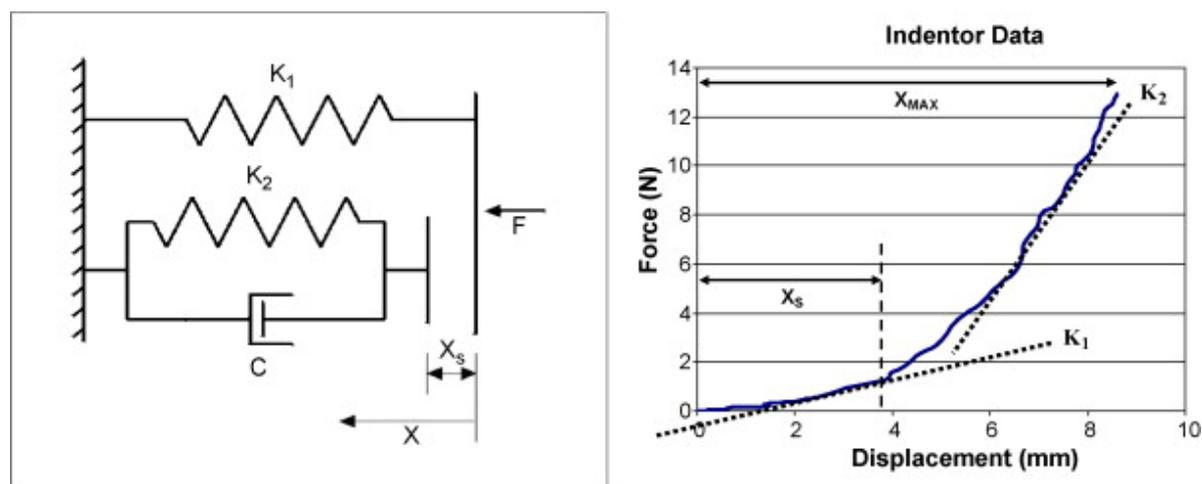


Figura 3.14. (a) Dimostrazione del metodo di indentazione usato da Garcia et al.; (b) i sette punti testati: 1°, 2°, 3° e 5° metatarso, punti a 2 e 4 cm dal 2° metatarso e calcagno

La rigidezza plantare è stata definita come il rapporto tra la forza applicata e lo spostamento conseguente, F/D , quando l'indentatore viene spinto perpendicolarmente nel tessuto molle della pianta del piede. La curva di rigidezza è non lineare: la rigidezza è relativamente bassa all'inizio dell'indentazione e poi cresce al crescere della forza, come rappresentato in Figura 3.15. In Figura 3.15 a sinistra, è rappresentato il modello meccanico viscoelastico con tre elementi in parallelo, usato per caratterizzare la curva di rigidezza; le variabili K_1 e K_2 sono indicatori della pendenza della curva di rigidezza, rispettivamente, all'inizio della toe region e la parte finale ripida.



$$Eq 1: F = K_1 X \text{ if } 0 \leq X \leq X_S$$

$$Eq 2: F = K_1 X + K_2 (X - X_S) + CX \text{ if } X_S < X \leq X_{MAX}$$

Figura 3.15. Modello matematico usato per caratterizzare lo spessore della curva. Le variabili K_1 e K_2 sono indicatori della pendenza iniziale della toe region e della parte finale ripida della curva di rigidezza

Per misurare la rigidezza plantare, Garcia et al. si sono serviti di un indentatore fuori serie, in grado di determinare forza e spostamento durante la compressione dei tessuti molli (Figura 3.14). Questo dispositivo consiste di una cella di carico (MPL-10, Transducer Techniques), montata su un dispositivo di misura tridimensionale (Metrecom 2000). Uno stilo cilindrico, del diametro di 7.9 mm e lunghezza di 7 cm, è stato lavorato alla macchina ed incorporato nella cella di carico. Quest'ultima ha un range di 0 – 10 lb (0 – 44.48 N). L'uscita analogica dalla cella di carico è stata amplificata e condizionata con un amplificatore non connesso a rete (TMO-2, Transducer Techniques), il quale converte il segnale in digitale, grazie ad un convertitore analogico-digitale installato nel computer. Il segnale è stato campionato a 40 Hz e analizzato con un software sviluppato nel laboratorio dagli stessi sperimentatori (Figura 3.14).

L'indentatore è stato poi calibrato e usato per misurare le caratteristiche F/D del tessuto plantare sotto al primo, al secondo, al terzo e al quinto metatarso, alle posizioni prossimali a 2 e 4 cm dal secondo metatarso, e sotto al calcagno (Figura 3.14). Sono state eseguite da tre a quattro indentazioni di preconditionamento per ogni posizione, prima che le misure venissero effettuate, con lo scopo di minimizzare i cambiamenti

viscoelastici iniziali dati dall'indentazione. Ogni prova è poi consistita di tre indentazioni perpendicolari, seguendo i seguenti criteri: l'intervallo di forza è limitato a 2-9 N, l'intervallo della pendenza data dalla relazione forza-tempo a 20-30 N/s e la velocità R^2 doveva essere maggiore di 0.95.

Per quanto riguarda la determinazione dello spessore plantare, è stata utilizzata a tale scopo una macchina clinica bidimensionale agli ultrasuoni (Acuson 128XP10). Le misure sono state fatte con un array lineare di trasduttori a 10.0 MHz (dimensione dell'apertura di 26 mm) di un sistema di sonografia computerizzato (Acuson 128XP10). Usando una penna ottica agli ultrasuoni, delle dimensioni di circa 8.9 cm x 1.3 cm, sono state identificate su un monitor agli ultrasuoni le sette posizioni citate sopra, ad eccezione dei punti prossimali a 2 e 4 cm dal secondo metatarso, poiché le misure in quelle zone sono state ostacolate dall'angolazione obliqua della diafisi metatarsale. E' stata definita come spessore del tessuto molle plantare la distanza tra la superficie esterna della pelle e la superficie esterna dell'osso. Lo spessore del tessuto molle plantare presso la testa del primo metatarso è stata ottenuta misurando la distanza dalla superficie della pelle alla superficie ossea del metatarso tra le ossa sesamoidi mediale e laterale. La penna ottica agli ultrasuoni è stata spinta perpendicolarmente alla superficie plantare del piede su ogni sito marcato. Per ottenere un'identificazione chiara delle posizioni sul monitor, è stata applicata una leggera forza alla pelle del piede attraverso la penna ottica. Una volta identificata la posizione, lo sperimentatore ha ridotto la forza attraverso la pennetta nel punto in cui la bacchetta si era appena fermata sulla pelle ma con una pressione sufficiente affinché la posizione fosse ancora visibile sul monitor. E' stato poi usato un cursore sul monitor a ultrasuoni per marcare gli aspetti più superficiali delle prominenze ossee a misurare lo spessore da quel punto.

I valori ottenuti per la rigidezza del tessuto molle plantare (valori di K_1 e K_2) nell'avampiede e nel mesopiede sono significativamente maggiori nella configurazione di estensione delle articolazioni metatarsofalangee rispetto alla posizione neutra. Quando le articolazioni metatarsofalangee sono in estensione, i valori medi di K_1 e K_2 in corrispondenza dei metatarsi e del mesopiede presentano valori accresciuti, rispettivamente, del 81.4 % (S.D. 20.1 %) e del 87.5 % (S.D. 33.2 %); inoltre, i valori medi di K_1 e K_2 sono significativamente diversi nella configurazione neutrale e nella

configurazione di estensione delle articolazioni metatarsofalangee in tutte le prove effettuate in tutte le posizioni, tranne nel calcagno (come mostra la Figura 3.16). Benché la rigidità dei tessuti molli plantari cresca in tutte le posizioni, il maggiore aumento di tale valore lo si ha per il tessuto molle sottostante al primo metatarso (Figura 3.16).

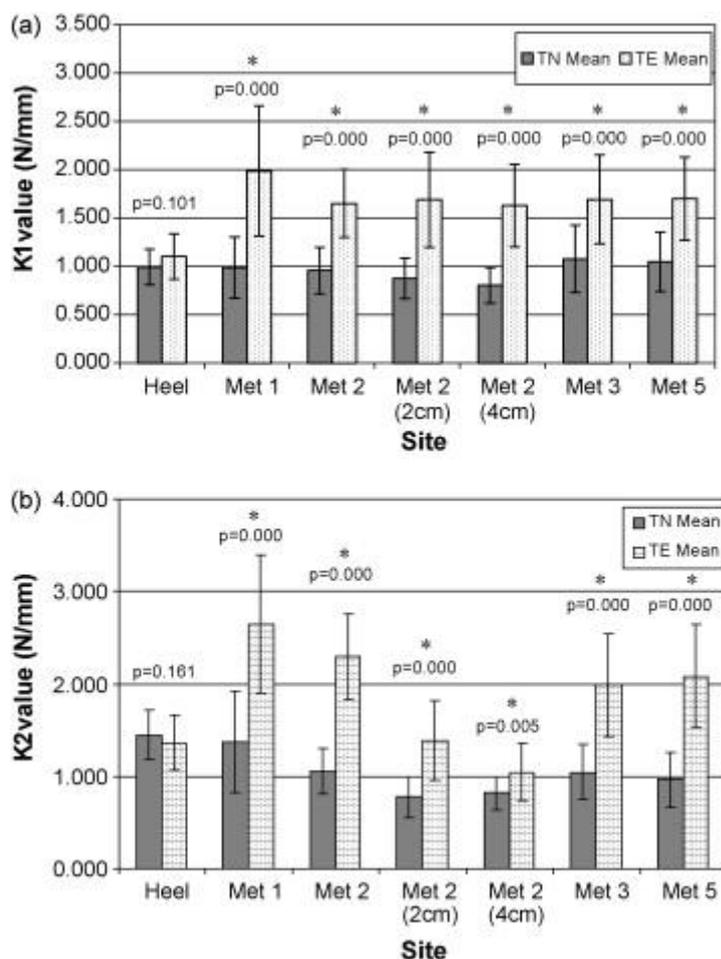


Figura 3.16. Confronto dei valori di rigidità del tessuto molle plantare tra le articolazioni metatarsofalangee e le dita in posizione neutrale (TN) e in condizione di estensione passiva (TE): in (a) sono rappresentati i valori di K_1 e in (b) i valori di K_2

Per quanto riguarda, invece, lo spessore del tessuto molle plantare, quello sotto alle teste metatarsali presenta valori minori nella configurazione di estensione delle articolazioni metatarsofalangee rispetto alla posizione neutra, ma non nel calcagno (Figura 3.17). Le misure dello spessore sotto alle teste metatarsali con le articolazioni metatarsofalangee in posizione neutrale presentano valori medi nell'intervallo di 8.9-13.5 mm, i quali

diminuiscono in media del 8.8 % (S.D. 2.9 %) nel caso di estensione delle articolazioni metatarsofalangee (Tabella 3.8).

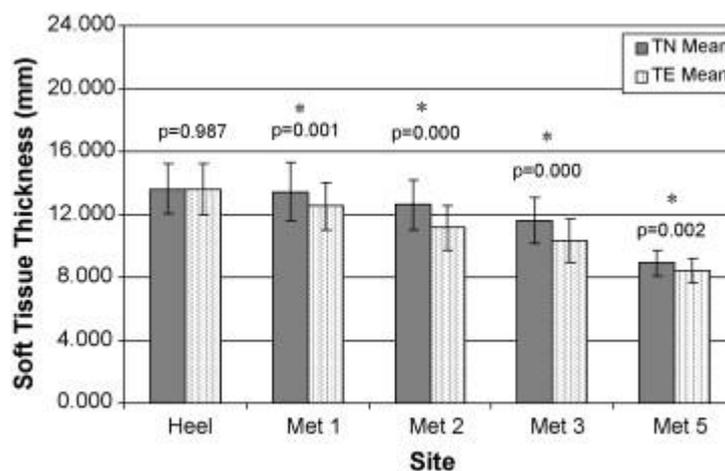


Figura 3.17. Confronto dei valori dello spessore del tessuto molle plantare tra le articolazioni metatarsofalangee e le dita in posizione neutrale (TN) e in condizione di estensione passiva (TE)

Site	Constant	MPJ neutral		MPJ extended	
		Mean	(S.D.)	Mean	(S.D.)
Heel	K_1 (N/mm)	0.99	(0.18)	1.10	(0.23)
	K_2 (N/mm)	1.44	(0.26)	1.36	(0.30)
	STT (mm)	13.61	(1.57)	13.61	(1.64)
Metatarsal 1	K_1 (N/mm)*	0.98	(0.31)	1.98	(0.67)
	K_2 (N/mm)*	1.37	(0.55)	2.64	(0.74)
	STT (mm)*	13.44	(1.86)	12.52	(1.51)
Metatarsal 2	K_1 (N/mm)*	0.95	(0.24)	1.65	(0.35)
	K_2 (N/mm)*	1.05	(0.24)	2.29	(0.45)
	STT (mm)*	12.61	(1.60)	11.14	(1.42)
Metatarsal 2 (2 cm)	K_1 (N/mm)*	0.87	(0.49)	1.69	(0.18)
	K_2 (N/mm)*	0.77	(0.22)	1.38	(0.43)
Metatarsal 2 (4 cm)	K_1 (N/mm)*	0.80	(0.18)	1.62	(0.42)
	K_2 (N/mm)*	0.81	(0.18)	1.04	(0.31)
Metatarsal 3	K_1 (N/mm)*	1.07	(0.34)	1.69	(0.46)
	K_2 (N/mm)*	1.04	(0.30)	1.98	(0.56)
	STT (mm)*	11.60	(1.45)	10.34	(1.36)
Metatarsal 5	K_1 (N/mm)*	1.04	(0.30)	1.70	(0.42)
	K_2 (N/mm)*	0.96	(0.29)	2.08	(0.56)
	STT (mm)*	8.92	(0.81)	8.41	(0.77)

Tabella 3.8. Rigidezza (STS) riportata attraverso i suoi indicatori (K_1 e K_2) e spessore (STT) del tessuto molle plantare, espressi come media (mean) e deviazione standard (S.D.), nelle configurazioni neutrale e di estensione delle articolazioni metatarsofalangee (MPJ)

Questi risultati mostrano come il tessuto molle plantare sotto i metatarsi e nel mesopiede sia più rigido dell' 80 % e più sottile del 9 %, nella condizione di estensione delle articolazioni metatarsofalangee rispetto alla posizione neutrale; mentre l'estensione delle articolazioni metatarsofalangee non ha alcun effetto né sulla rigidezza né sullo spessore nel calcagno.

Garcia et al. ritengono che l'aumento di rigidezza del tessuto molle plantare durante l'estensione delle articolazioni metatarsofalangee possa essere attribuito alla crescita della tensione sviluppata all'interno dell'aponeurosi plantare e dei tessuti molli sotto alle teste metatarsali. Invece, la diminuzione dello spessore dei tessuti molli plantari (nell'avampiede e nel mesopiede) durante l'estensione delle dita potrebbe essere causata

dalla tensione e dalla conseguente distorsione del tessuto lungo la pelle della pianta, dell'aponeurosi e dei tessuti sottocutanei.

In conclusione, ciò che è stato osservato, in questa prova sperimentale, sono la crescita della tensione nei tessuti della pianta del piede, accompagnati da una piccola diminuzione dello spessore e da una significativa crescita della rigidità degli stessi. Inoltre, la relazione tra la forza e la deformazione è non lineare e ciò consente un piccolo cambiamento nello spessore del tessuto, che risulta in una crescita significativa della rigidità del tessuto molle plantare.

Un altro tipo di indentatore è quello usato da Chen et al. (2011) per vedere la risposta del tessuto molle plantare sotto al secondo metatarso, per diversi angoli di dorsiflessione dell'articolazione metatarsofalangea. Hanno utilizzato, a questo scopo, un nuovo strumento, chiamato sub-Metatarsal Pad Elasticity Acquisition Instrument (MPEAI), che consente di estrarre la risposta meccanica localizzata del tessuto molle plantare sotto alla singola testa metatarsale (in questo caso la seconda), correlata all'angolo dell'articolazione metatarsofalangea.

Il MPEAI consiste di un apparato integrato speciale per il posizionamento del piede cernierato assieme a un indentatore portatile motorizzato. Questo apparato consente di accomodare il tessuto molle locale del submetatarso e di riprodurre la configurazione dell'articolazione metatarsofalangea generata dal soggetto durante il cammino. L'indentatore integrato è in grado di sondare direttamente la risposta meccanica del tessuto molle submetatarsale inducendo una deformazione del tessuto a velocità controllata, in modo simile a quello del passo. È stato ideato un apparato a gradi di libertà multipli per il posizionamento e l'orientazione del piede in base al passo. Ciò è stato ottenuto usando un collegamento cinematico, che è costituito da tre traslatori lineari e da una cerniera per la connessione (il collegamento alla base e alla piastra sotto all'avampiede (Figura 3.18)). Una feritoia cilindrica è stata fatta nella metà posteriore della piastra di acrilico trasparente (polimetilmetacrilato) per il piede. La dimensione del foro è stata ottimizzata, del diametro cioè di 15 mm, per circondare nel migliore dei modi il tessuto molle del singolo metatarso. La base della feritoia è filettata internamente in modo fissare saldamente l'indentatore portatile al suo interno. Il posizionamento del piede del soggetto sul dispositivo è illustrato in Figura 3.18, dove l'asse della cerniera può

essere manipolato in direzione biassiale (anteroposteriore e inferosuperiore) per l'approssimazione dell'asse dell'articolazione metatarsofalangea, che passa attraverso l'aspetto mediale del primo metatarso e l'aspetto laterale del quinto metatarso. In questo modo, la rotazione della base della piastra attorno all'articolazione a cerniera permette il controllo della dorsiflessione in un intervallo da 0° a 90° . L'angolo dell'articolazione, Φ , è misurato con un inclinometro digitale.

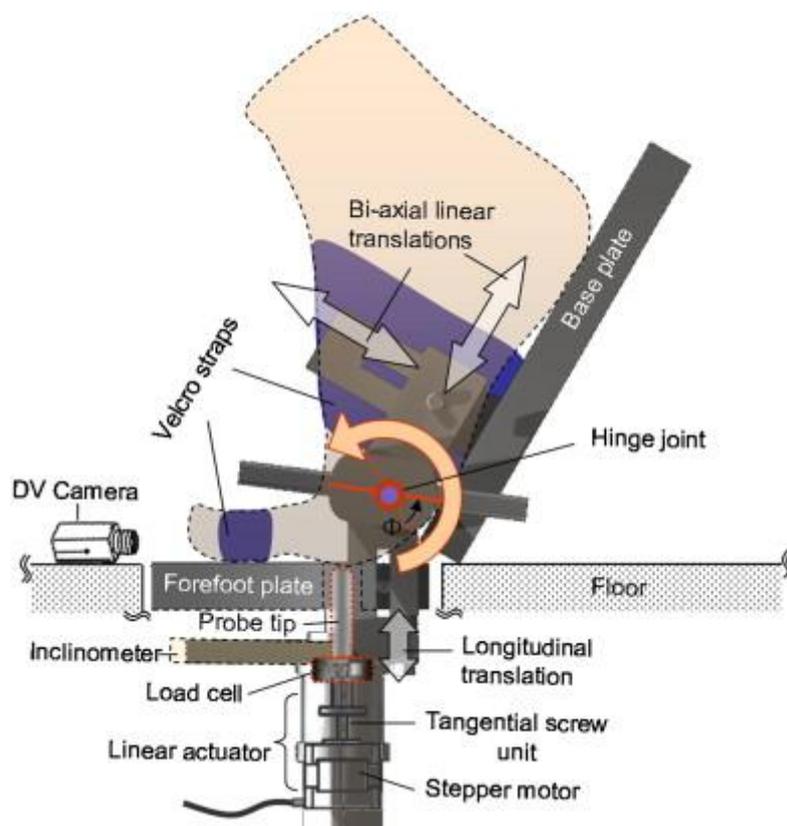


Figura 3.18. Diagramma schematico del sub-Metatarsal Pad Elasticity Acquisition Instrument (MPEAI), che mostra in dettaglio la punta della sonda, il posizionamento del tessuto molle submetatarsale e i componenti interni dell'attuatore che guidano la punta della sonda

E' stato sviluppato anche un indentatore motorizzato portatile. Esso contiene un attuttore lineare closed-housing comprendente un motore stepper a 500 step per rivoluzione (MYCOM) e un'unità con un passo tangenziale della vite di 1.25 mm per guidare una sonda emisferica del diametro di 5 mm (Figura 3.18). L'indentatore può essere completamente integrato nell'apparato di posizionamento attraverso un meccanismo di

serratura a scatto per il foro per il test, attraverso il quale il tessuto molle submetatarsale viene esposto (Figura 3.19). In questo modo viene assicurato che la punta della sonda sia perpendicolare al tessuto.

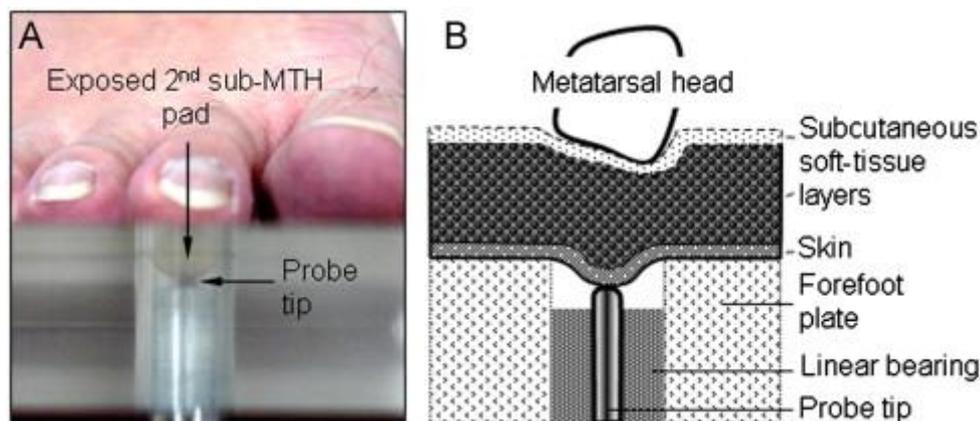


Figura 3.19. (A) Fotografia e (B) diagramma schematico del setup sperimentale, che mostra il tessuto molle del secondo osso metatarsale “intrappolato” nel foro e il contatto iniziale con la punta della sonda

Il MPEAI può essere montato a livello del pavimento. Un controllore basato su microchip (MNC-100 Indexer Unit) e un driver sono usati per fissare in maniera accurata i profili dello spostamento desiderati. Come si vede in Figura 3.20 (A), questo facilita movimenti smooth e continui della punta della sonda. Tra l'attuatore e l'estremità inferiore della punta della sonda è stata incorporata una cella di carico a compressione miniaturizzata per registrare l'ampiezza della forza di reazione locale esercitata sul tessuto (Figura 3.18). Le uscite date dalla cella di carico sono fatte entrare in un modulo di condizionamento del segnale e in una scheda di acquisizione dati (National Instruments, SCXI1520/1314 e PXI6052E). Per evitare sia danni al tessuto che dolori per il soggetto durante il test, è stato implementato in LabVIEW un programma di controllo a catena chiusa per la protezione da eventuali sovraccarichi. Il processo di indentazione termina automaticamente quando l'ampiezza della forza di indentazione supera i 19 N. Questa forza corrisponde a una tensione nominale di 435 kPa alla superficie tessuto molle-indentatore, approssimando il picco di pressione plantare che si presenta nella regione submetatarsale durante il cammino normale.

I dati di forza e spostamento sono stati raccolti alla frequenza di campionamento di 1000 Hz.

MPEAI è stato usato per valutare le risposte meccaniche del tessuto molle sotto al secondo metatarso di due soggetti normali. La posizione al di sotto della testa del secondo metatarso del piede destro è stata identificata, all'inizio, per palpazione della tuberosità metatarsale e marcata con un cerchietto di inchiostro, che definisce i contorni della regione plantare della testa del secondo metatarso. Con l'aiuto di un assistente, il tessuto molle è stato posizionato nel foro di test, rendendolo facilmente visibile da una telecamera puntata al lato della piastra per l'avampiede (Figura 3.18). Dopo la correzione del malallineamento dell'asse dell'articolazione, il piede è stato fissato con una striscia di velcro (3M) e ad una distanza appropriata rispetto al piede controlaterale, posizionato in modo da simulare una fase di stanche bilanciata. L'indentatore può essere usato in modalità manuale, muovendo la punta in direzione assiale a una velocità di circa 1 mm/s. Queste regolazioni, assieme alla guida visiva e al feedback della forza, rendono possibile stabilire facilmente e con buona precisione il contatto iniziale tra la punta dell'indentatore e il tessuto molle. I soggetti percepiscono una soglia della forza di indentazione di 0.2 N sul contatto iniziale.

E' stata eseguita una sequenza di cicli di indentazione predefiniti per indurre grandi deformazioni locali del tessuto molle della regione della testa metatarsale, dove un ciclo corrisponde a carico e scarico completi e mostra un profilo trapezoidale dello spostamento in direzione assiale con una profondità massima della sonda, δ , che in media è di 5.6 mm, una costante della velocità di carico-scarico, η , il cui valor medio è 9.2 mm/s e un tempo di riposo, t_r , di valore medio 85 ms alla deflessione massima δ_{max} . δ e η sono stati scelti basandosi su precedenti studi (Cavanagh, 1999). Lo spessore iniziale del tessuto è stato, invece, preso da ricostruzioni volumetriche di immagini di scansioni di tomografia computerizzata del piede destro dei soggetti non in condizioni di carico. Imporre un tempo di riposo breve alla deformazione δ_{max} rende possibile osservare le caratteristiche del rilassamento delle forze all'interno dello stesso ciclo di test.

Cicli di indentazione simili sono stati condotti sulla regione sotto al secondo metatarso, con l'articolazione metatarsofalangeale posizionata in sei diversi angoli di dorsiflessione: 0°, 10°, 20°, 30°, 40° e 50°. Per ogni configurazione, i dati sono stati raccolti per tre cicli,

dopo tre cicli di preconditionamento. Un gruppo di curve di risposta del tessuto ottenute da uno dei due soggetti sono riportate in Figura 3.20 (B). Tutte le curve presentano profili caratteristici simili, come anche le fasi non lineari di carico-scarico e una sostanziale componente di rilassamento della forza. Il test preliminare ha rivelato anche che la risposta del tessuto molle submetatarsale dipende dall'angolo dell'articolazione metatarsofalangea.

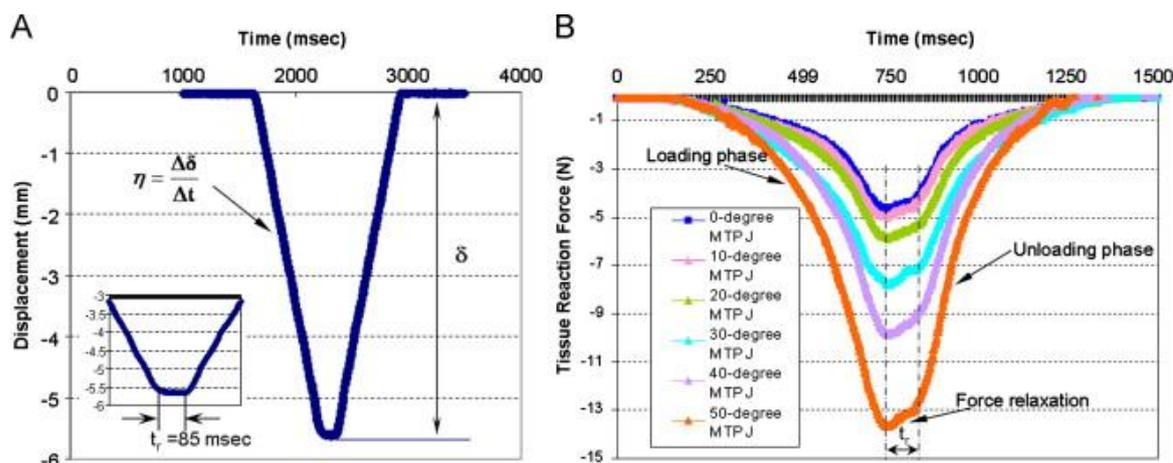


Figura 3.20. (A) Profilo spostamento-tempo del ciclo di indentazione per la punta della sonda e (B) tipici andamenti della forza di reazione del tessuto, ottenuta per il tessuto sotto alla seconda testa metatarsale, per indentazioni simili

La Figura 3.21 mostra gli errori di misura assoluti per i valori calcolati di rigidità iniziale (calcolata come il rapporto tra il picco della forza di reazione del tessuto e δ , con $\delta \leq 1$ mm), rigidità alla fine del punto di riposo (calcolata come il rapporto tra il picco della forza di reazione del tessuto e δ_{\max}) e il rilassamento della forza in percentuale, quantificati in termini di deviazione standard. I loro valori sono, rispettivamente, inferiori a 0.084 N/mm, 0.133 N/mm e 0.127%.

Chen et al. sono arrivati, pertanto, alla conclusione che la risposta meccanica dei tessuti della pianta del piede dipende non solo dalle condizioni di carico esterne, quali la direzione e la velocità di carico che generano risposte governate dall'anisotropia e dalla viscoelasticità del tessuto stesso, ma anche dalla configurazione del tessuto che ricopre l'articolazione.

Questa sperimentazione ha dimostrato come la tecnica MPEAI produca risultati consistenti e ripetibili; inoltre, essa presenta un importante vantaggio, rappresentato dall'integrazione di un indentatore portatile con un apparato speciale per il posizionamento del piede.

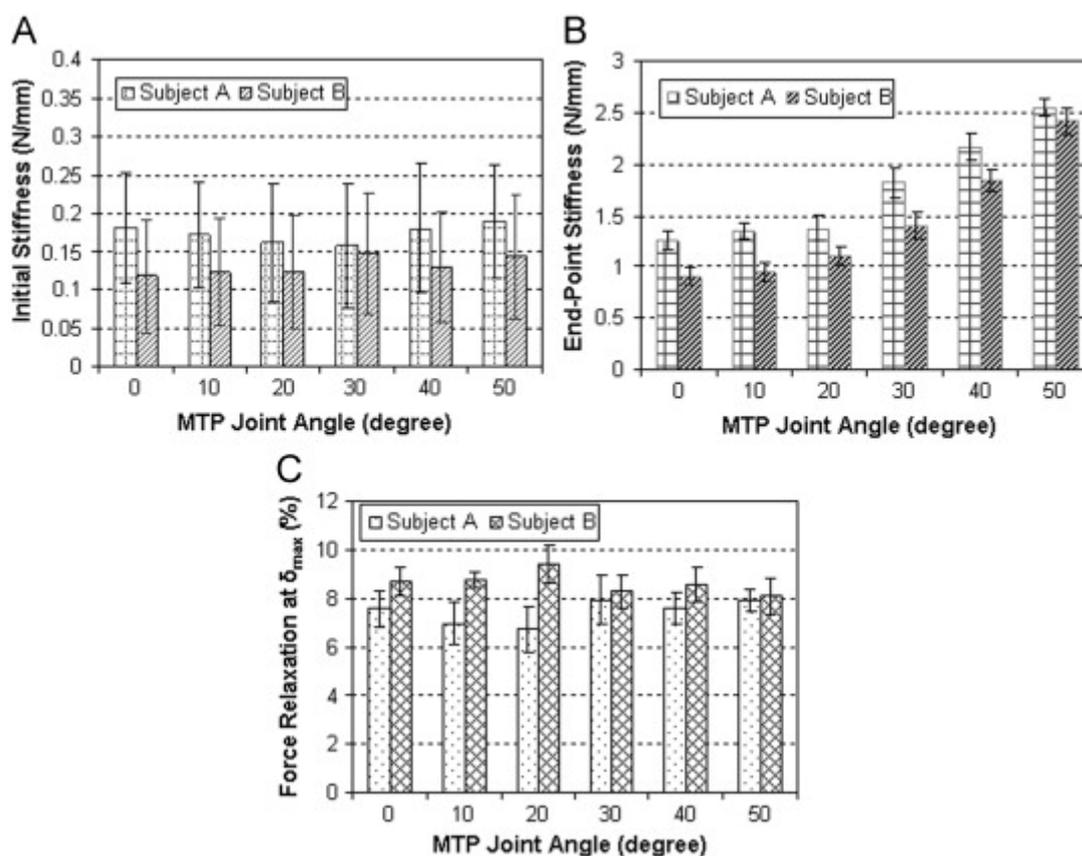


Figura 3.21. (A) Rigidezza iniziale, calcolata come il rapporto tra il picco della forza di reazione del tessuto e δ , con $\delta \leq 1$ mm, (B) rigidezza alla fine del punto di riposo, calcolata come il rapporto tra il picco della forza di reazione del tessuto e δ_{max} e (C) il rilassamento della forza, calcolata come percentuale a δ_{max} per il tessuto molle sotto alla seconda testa metatarsale dei due soggetti, per angoli dell'articolazione metatarsofalangea crescenti

3.2.2. Prove di suzione

Per fare le prove di suzione, uno strumento spesso usato è il cutometro. Un esempio del suo utilizzo lo troviamo nella prova sperimentale eseguita da Hashmi e Malone-Lee, 2007. Il cutometro 580 MPA (Courage-Khazaka) è uno strumento progettato per misurare le proprietà elastiche della pelle in risposta all'applicazione di una pressione negativa. Gli

autori sono partiti dal presupposto che la pelle della pianta del piede ha la capacità di resistere alle forze eccessive che si possono sviluppare durante il cammino.

L'apertura centrale di suzione del Cutometro 580 MPA è di 2 mm di diametro. E' stata utilizzata una curva tempo-deformazione, consistente di una pressione a trazione negativa per 60 s a 500 mbar, seguita da una fase di rilascio e dalla raccolta dei dati per i successivi 60 s. I dati rappresentano, appunto, la curva tempo-deformazione (Figura 3.22)

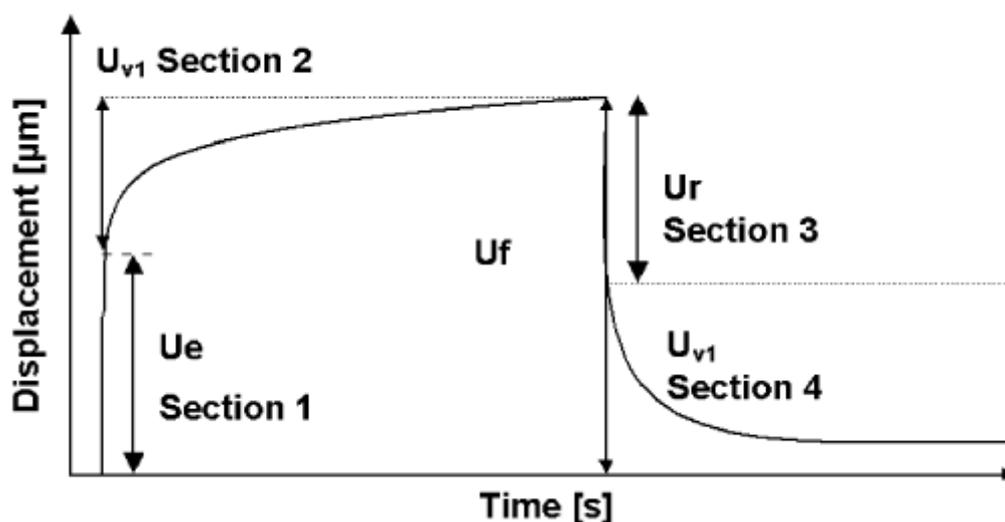


Figura 3.22. La curva mostra le proprietà viscoelastiche della pelle, ottenute usando una pressione verticale negativa. U_e è la trazione immediata, U_v la trazione ritardata, U_r è la retrazione immediata della pelle dopo la rimozione della pressione negativa, U_f la distensione finale

Le misure sono state prese da tre posizioni di un piede di ciascun volontario e sono l'arco longitudinale mediale (MLA), l'aspetto plantare della terza articolazione metatarsofalangea (PMA) e il dorso del piede nell'area della terza articolazione metatarsofalangea (dorsum), illustrate in Figura 3.23. Queste tre regioni del piede sono state scelte a causa dei diversi gradi di tensione a compressione, taglio e torsione a cui sono soggette durante il cammino.

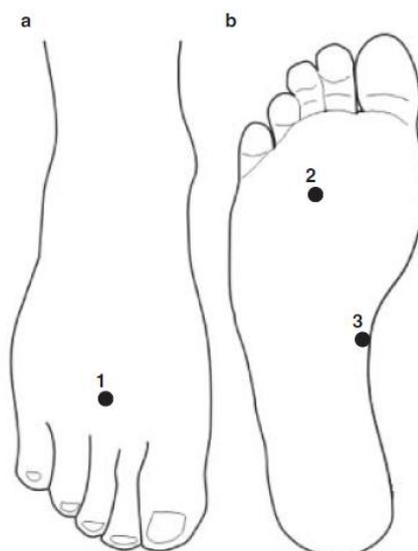


Figura 3.23. Posizioni in cui sono state fatte le misure: in (a) è rappresentata la vista dorsale, dove è indicato con (1) il dorso della terza articolazione metatarsofalangea, in (b) la vista plantare, dove con (2) è indicato l'aspetto plantare della terza articolazione metatarsofalangea e con (3) l'arco longitudinale mediale

Ogni volontario è stato fatto distendere supino su un lettino per 15 min, prima di iniziare a prendere le misure. La stanza era alla temperatura di 21° - 25° e l'umidità dell'ambiente era compresa tra il 31 % e il 50 %.

Hanno partecipato allo studio 20 maschi, con forme del piede e peso corporeo simili. L'accuratezza delle misure dello spostamento dell'epidermide dipende dalla pressione di suzione del vuoto costante durante ciascuna fase, che si manifesta attraverso una forma d'onda quadra. I dati di pressione sono stati testati per la formazione di onde quadre su ciascuno dei tre siti sui piedi dei volontari. Le curve di pressione hanno mostrato una crescita graduale fino a una pressione massima di suzione costante pari a 500 mbar e, similmente, una graduale decrescita nella successiva fase di rilascio. I gradienti di crescita e di decrescita sono simili sia all'interno dei soggetti stessi che tra i vari soggetti. Così i dati di pressione possono essere corretti per fittare un'onda quadra. L'ampiezza di questa correzione può essere usata come misura dell'errore strumentale.

Il comportamento elastico della pelle, modellato come solido elastico Hookeano, è stato testato per una relazione lineare tra i tensori di tensione e di deformazione. Per ogni

posizione della pelle, sono state generate una serie di curve di spostamento alle pressioni di 100, 200, 300, 400 e 500 mbar, plottando le letture dello spostamento massimo (U_f) sulla pressione. Le letture sono state prese da tutte le posizioni della pelle tre volte.

Gli indici specifici di elasticità della pelle della pianta sono stati misurati su un campione di partecipanti più grande (di età tra i 35 e gli 81 anni, per un'età media di 57.0 anni e S.D. di 10.9 anni), in diverse posizioni del piede. I partecipanti erano 49 femmine e 38 maschi.

I dati sono stati analizzati usando il modello di viscoelasticità di Kelvin, poiché la rappresentazione grafica dei dati ha mostrato che esse fittavano bene con questo modello. La prima e la terza sezione delle curve tempo-spostamento (Figura 3.22) rappresentano, rispettivamente, l'elemento di serie elastica di trazione (U_e) e retrazione (U_r) della pelle. La seconda e la quarta sezione rappresentano invece la funzione esponenziale. La costante di tempo (TC) di queste curve descrive le proprietà viscoelastiche della pelle. La costante di tempo della trazione (U_{v1}) e della retrazione (U_{v2}) della pelle sono state calcolate usando, rispettivamente, le seguenti equazioni esponenziali:

$$y = A_2 (1 - (\exp(-t/\tau)))$$

e

$$y = A_2 \exp(-t/\tau).$$

La plasticità è espressa, invece, come rapporto tra lo spostamento finale a 120 s e il massimo spostamento a 60 s.

I risultati ottenuti mettono in evidenza che, in media, le letture degli spostamenti dal dispositivo sono state sovrastimate con un errore del -1.71 % per il dorso del piede, del -2.95 % per MLA e del -3.73 % per PMA; tutte le curve sono lineari; la variazione tra le letture sulle tre posizioni della pelle è minima. Tutti e tre gli indici di elasticità sono maggiori nella pelle del dorso del piede, poi nel MLA e infine nel PMA. L'elemento di serie elastica in trazione è significativamente maggiore rispetto a quello di retrazione della pelle, in tutte le posizioni del piede. Se si confrontano le proprietà meccaniche tra i sessi, si nota che l'elemento di serie elastica in trazione è significativamente maggiore

nelle femmine che nei maschi, mentre in retrazione si ha il contrario, tranne che nella pelle della regione PMA, come si può evincere dalla Figura 3.24.

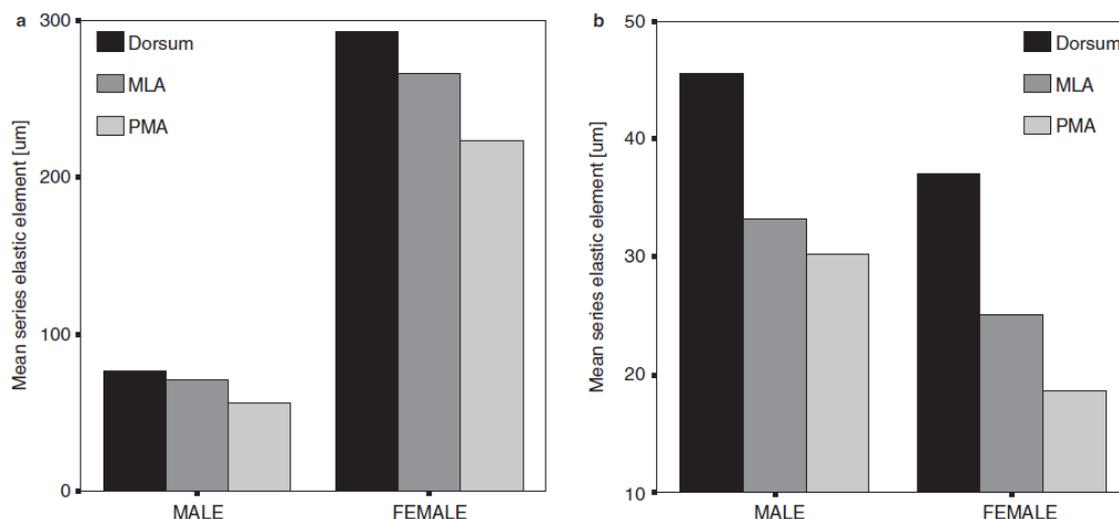


Figura 3.24. Confronto tra i sessi e degli elementi di serie elastica in trazione (a) e in retrazione (b) della pelle nei tre siti del piede

E', inoltre, presente una correlazione tra l'età dei volontari e l'elemento di serie elastica in retrazione nelle regioni del dorso del piede e MLA, ma non nella regione PMA.

I dati sulla costante temporale e sulla plasticità non sono correlati all'età dei soggetti in tutti e tre i siti, mentre i dati delle costanti di tempo non mostrano significative differenze tra i sessi. La plasticità della pelle è significativamente maggiore per le donne in tutte e tre le posizioni (Figura 3.25).

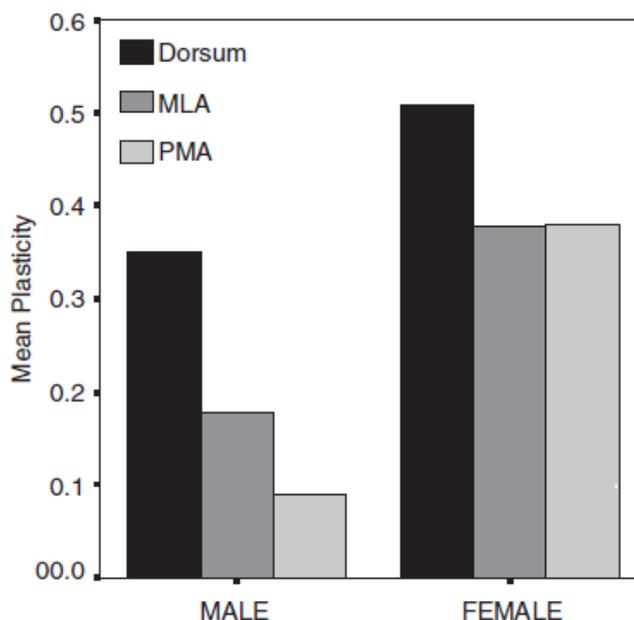


Figura 3.25. Confronto dei sessi e della plasticità della pelle

La pelle dell'aspetto plantare della terza articolazione metatarsofalangea mostra una viscoelasticità minore rispetto alla pelle delle altre zone, le quali tipicamente non devono sostenere il peso corporeo. Questo concorre a stabilire che la pelle abbia la funzione primaria di protezione fisica dei tessuti più profondi grazie all'ispessimento dello strato corneo in risposta alle tensioni meccaniche, a costo di una riduzione della flessibilità della pelle a livello locale. La velocità di allungamento (elemento di serie elastica) supera la velocità di retrazione in tutti i siti.

La pelle del dorso del piede e dell'arco longitudinale mediale dimostrano un comportamento elastico della pelle simile a quello della pelle di altre zone corporee nel fatto che la sua elasticità diminuisce con l'avanzare dell'età. Invece, il comportamento elastico della pelle dell'aspetto plantare della terza articolazione metatarsofalangea non cambia con l'età, a dimostrazione ancora una volta della diversità del comportamento biomeccanico della pelle della pianta del piede.

Come già accennato, le pelle delle donne presenta una maggiore plasticità rispetto alla pelle degli uomini in tutte le aree del piede. Una maggiore plasticità significa che, quando

la pelle delle donne è soggetta a forze, essa rimane deformata più a lungo della pelle degli uomini.

Inoltre, le forze elastiche della pelle contribuiscono al recupero della forma della pelle stessa.

CAPITOLO 4. MODELLI COSTITUTIVI PER LA DESCRIZIONE DEL COMPORTAMENTO DEL TESSUTO BIOLOGICO MOLLE

I modelli costitutivi sono lo strumento che consente di studiare il comportamento meccanico dei materiali mediante particolari relazioni matematiche.

Il modello costitutivo fornisce una relazione tra causa ed effetto, in riferimento al particolare materiale considerato, intervenendo così nella caratterizzazione del materiale sede del fenomeno fisico da studiare. Nell'ambito di studio, i modelli costitutivi hanno lo scopo di descrivere la relazione tensione-deformazione che caratterizza la struttura in esame, mediante formulazioni matematiche. Inoltre, serviranno in seguito per sviluppare modelli numerici.

Per poter sviluppare delle leggi costitutive, è necessario conoscere nel dettaglio la configurazione interna del tessuto in esame e analizzare accuratamente i dati ottenuti da prove sperimentali.

Più in generale, un modello costitutivo è uno strumento matematico atto ad ovviare all'eccesso di gradi di libertà, che si realizza quando si descrive l'evoluzione di un dato fenomeno. Infatti, per descrivere l'evoluzione, o comportamento, di un corpo, si fa riferimento alle *equazioni di bilancio della meccanica classica del continuo*, secondo una formulazione lagrangiana, le quali consistono nell'*equazione di continuità delle masse*:

$$\rho J = \rho_0 \quad (4.1)$$

il *bilancio della quantità di moto*:

$$\text{Div} \mathbf{P} + \rho_0 \mathbf{b} = \mathbf{0} \quad (4.2)$$

e il *bilancio del momento della quantità di moto*:

$$\mathbf{P} \mathbf{F}^T = \mathbf{F}^T \mathbf{P} \quad (4.3)$$

dove \mathbf{b} è il campo della densità di forza a distanza, J è lo Jacobiano, \mathbf{P} è il primo tensore dello stress di Piola-Kirchhoff e $\mathbf{F} = \frac{\partial \varphi(\mathbf{X})}{\partial \mathbf{X}}$ è il gradiente di deformazione, dove $\varphi(\mathbf{X})$ indica la configurazione deformata del corpo in esame.

Le equazioni di bilancio della meccanica del continuo sono comuni a tutti i corpi, indipendentemente dal materiale che li costituisce e, quindi, portano ad un eccesso di gradi di libertà, il che rende il problema non completamente definito. Ciò si verifica perché le equazioni introdotte si fondano unicamente su assiomi fondamentali della meccanica, che presentano validità generale per molti corpi. A rendere il problema determinato, è l'introduzione di ulteriori leggi: le *relazioni costitutive*. Di solito, vengono usati tre tipi di assunzioni costitutive: i vincoli sui possibili movimenti a cui il corpo è sottoposto (esempio, vincoli di rigidità o di incomprimibilità), modelli costitutivi che caratterizzano la relazione che sussiste tra la tensione e la storia della deformazione e assunzioni sulla forma del tensore di tensione. Tali assunzioni hanno lo scopo di giustificare i dati ottenuti dai test meccanici, i requisiti matematici e fisici, e la conformazione strutturale del materiale.

Quando si considerano i requisiti matematici e fisici per l'approccio attraverso equazioni costitutive, si fa riferimento ad alcuni principi basilari: i *principi del determinismo*, di *azione locale* e di *equipresenza* che affermano che è la storia di deformazione che determina lo stato meccanico del punto materiale. Inoltre, secondo il *principio di dissipazione universale*, le relazioni costitutive devono essere tali per cui ogni processo a cui il punto materiale è sottoposto soddisfi il *secondo principio della termodinamica*. Infine, il *principio di indifferenza* stabilisce l'indipendenza del comportamento del punto materiale dal sistema di riferimento; pertanto si deduce che i movimenti del corpo rigido non modificano lo stato meccanico del punto materiale.

Per sviluppare un modello costitutivo è anche necessario considerare le proprietà di simmetria del materiale. Per determinare le proprietà di simmetria del materiale, si analizzano gli esiti di prove meccaniche sul materiale e i dati derivanti dalla conformazione strutturale del materiale. Il modello costitutivo da utilizzare viene definito, quindi, dalla conoscenza sia delle caratteristiche di simmetria del materiale che dai risultati di prove sperimentali eseguite sul materiale stesso, attraverso l'applicazione di carichi esterni controllati.

Dopo la caratterizzazione del tipo di modello costitutivo da adottare, il passo successivo consiste nella valutazione dei parametri costitutivi che lo caratterizzano. Tale procedura consiste nel confrontare i dati sperimentali e i dati (o predizione) del modello, attraverso

la definizione di una funzione costo che deve essere minimizzata. Per funzione costo si intende una funzione che mette in evidenza la differenza tra i dati sperimentali e i dati da predizione. Il raggiungimento della minimizzazione di tale modello fornisce il set ottimale dei parametri costitutivi. Nel caso si abbia a che fare con un materiale che presenta un comportamento meccanico fortemente non lineare, la funzione costo è caratterizzata da un comportamento multimodale, per la cui minimizzazione sono necessari algoritmi di minimizzazione di tipo stocastico o stocastico-deterministico.

E' essenziale osservare che, per la determinazione dei parametri costitutivi, è necessario disporre di dati provenienti da diversi tipi di deformazione: di taglio, monoassiale ed equibiassiale.

In ragione della grande complessità e varietà delle tipologie di tessuti biologici molli, devono essere tenuti in considerazione anche alcuni importanti fattori, quali le grandi deformazioni e i grandi spostamenti subiti dai tessuti in seguito all'applicazione di un carico, le proprietà meccaniche di forte anisotropia e il comportamento non lineare e tempo dipendente (Fung, 1981). Sono, quindi, molti i modelli costitutivi che possono essere adottati per descrivere il comportamento meccanico di tali tessuti, in dipendenza da questi fattori, oltre che da altre caratteristiche del sistema, che saranno ora esaminate. Ad esempio, una caratteristica che contraddistingue molti tessuti biologici molli è la presenza di elementi fibrosi (collagene o fibre muscolari) immersi in una matrice di fondo isotropa e quasi incomprimibile e ciò porta a considerare tali materiali come materiali compositi. La distribuzione locale delle fibre determina le caratteristiche di simmetria del materiale (Spencer, 1992), che saranno indagate in seguito. Inoltre, come dimostrato da Natali, 2005, molti tessuti biologici molli presentano un comportamento fortemente non lineare, poiché all'interno del materiale si sviluppano riordinamenti strutturali, in seguito all'applicazione di carichi esterni. E' possibile, in un primo momento utilizzare modelli iperelastici per analizzare questo tipo di risposta meccanica. Però, i riordinamenti strutturali, fortemente legati alla componente fluida che si sposta all'interno della struttura, richiedono del tempo per raggiungere l'equilibrio termodinamico. Pertanto, si possono utilizzare modelli viscoiperelastici, che consentono di tenere in considerazione anche la dipendenza dal tempo del comportamento meccanico (Fung, 1981, Limbert e Middleton, 2004, Natali, 2004a). I modelli viscoiperelastici consentono di descrivere

l'intero comportamento tempo-dipendente, considerando anche il creep delle componenti fibrose.

Un altro fenomeno importante da tenere in considerazione è il danno, che avviene quando le condizioni di tensione e di deformazione del tessuto superano dei limiti intrinseci del materiale. I danni possono consistere sia nella rottura delle fibre, che anche dei legami intrafibrillari. I modelli costitutivi che considerano anche la componente del danno sono i modelli di iperelasto-danno (Natali, 2003, 2004 e 2005) o di viscoelasto-danno (Natali, 2006b). Il modello costitutivo di viscoelasto-danno rende possibile lo studio dell'azione combinata degli effetti di danno e degli effetti tempo dipendenti.

4.1. Formulazione dei modelli costitutivi isotropi

Nel campo della meccanica del continuo, il secondo principio della termodinamica afferma che, considerato un corpo sottoposto alla generica sollecitazione meccanica, non è possibile che l'energia in esso accumulata in forma reversibile (ossia restituibile) superi il lavoro svolto dalle tensioni interne. In altri termini, durante un generico processo meccanico, il lavoro delle forze interne deve essere maggiore o uguale all'energia reversibile immagazzinata nel materiale.

Nell'analisi del comportamento meccanico di un corpo, è necessario considerare, oltre alle suddette *equazioni di bilancio*, il soddisfacimento anche della *disuguaglianza dissipativa di Clausis-Duhem* (Holzapfel, 2000), che rappresenta la formulazione matematica del secondo principio della termodinamica:

$$D_{\text{int}} = \frac{1}{2} \mathbf{S} : \dot{\mathbf{C}} - \dot{\psi} \geq 0 \quad (4.4)$$

dove ψ è la funzione densità di energia libera di Helmholtz, che esprime la porzione del lavoro delle tensioni interne accumulata in modo reversibile entro il punto materiale, \mathbf{S} è il secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff, \mathbf{C} è il tensore destro di deformazione di Cauchy-Green e D_{int} è il rateo di dissipazione interna. La disuguaglianza di Clausis-Duhem esprime come l'energia accumulata in modo reversibile entro il punto materiale è sempre minore o uguale rispetto al lavoro svolto dalle tensioni interne sul punto materiale

stesso. La porzione rimanente del lavoro delle tensioni interne viene dissipata in calore o alterazioni microstrutturali irreversibili. E' possibile fare una distinzione tra materiale conservativo o iperelastico, quando il lavoro e l'energia elastica sono uguali, e materiale dissipativo, quando il lavoro è maggiore. Nel caso di materiale dissipativo, una parte del lavoro meccanico o viene usata per modificare la conformazione strutturale del materiale in modo irreversibile o viene trasformata in calore. In questa tipologia di materiali, si presentano fenomeni di tipo viscoso, plastico o di danno.

Come già accennato, l'energia libera di Helmholtz definisce la porzione di lavoro delle tensioni interne, immagazzinata reversibilmente nel punto materiale durante il generico percorso tensione-deformazione, e specifica lo stato meccanico attuale del punto materiale stesso. In accordo con i principi del determinismo e delle azioni locali, lo stato meccanico del punto materiale risulta determinato dalla sua storia di deformazione. In conseguenza a ciò, si ha che l'energia libera di Helmholtz dipende dallo stato di deformazione attuale e dai fenomeni dissipativi che attualmente si sviluppano durante la storia delle deformazioni:

$$\psi = \psi(\mathbf{C}, \boldsymbol{\omega}^i) \quad i \in \{1, 2, \dots, n\} \quad (4.5)$$

dove il termine \mathbf{C} esprime la dipendenza dallo stato deformativo istantaneamente caratterizzante il punto materiale; i termini $\boldsymbol{\omega}^i$ sono variabili interne, associate a fenomeni dissipativi, che esprimono l'evoluzione microstrutturale subita dal punto materiale in conseguenza della storia di tensione/deformazione.

Dalle equazioni (4.4) e (4.5), servendosi del teorema di derivazione della funzione composta, è possibile scrivere D_{int} in questa forma:

$$D_{\text{int}} = \left(\frac{1}{2} \mathbf{S} - \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{C}} \right) : \dot{\mathbf{C}} - \frac{\partial \psi}{\partial \boldsymbol{\omega}^i} : \dot{\boldsymbol{\omega}}^i \geq 0 \quad (4.6)$$

che deve essere soddisfatta qualunque sia il processo cui il punto materiale è sottoposto, ovvero per valori arbitrari di $\mathbf{C}, \dot{\mathbf{C}}, \boldsymbol{\omega}^i, \dot{\boldsymbol{\omega}}^i$ e ciò si verifica per le seguenti espressioni, rispettivamente, per la tensione e per la velocità di dissipazione interna:

$$\mathbf{S}(\mathbf{C}, \boldsymbol{\omega}^i) = 2 \frac{\partial \psi(\mathbf{C}, \boldsymbol{\omega}^i)}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.7)$$

e

$$D_{\text{int}} = - \frac{\partial \psi}{\partial \boldsymbol{\omega}^i} : \dot{\boldsymbol{\omega}}^i \geq 0 \quad (4.8)$$

La formulazione della densità di energia libera di Helmholtz deve essere accompagnata dalla definizione di una legge di evoluzione delle variabili interne lungo il generico processo tenso-deformativo tale da soddisfare alla relazione imposta sulla dissipazione interna. Inoltre, il *principio di indifferenza del riferimento* viene automaticamente soddisfatto se il modello costitutivo viene sviluppato descrivendo lo stato di deformazione con il tensore destro di Cauchy Green, \mathbf{C} , poiché come osservato da Gurtin, 1981, \mathbf{C} non dipende dai movimenti di un corpo rigido.

4.1.1. Modelli costitutivi iperelastici isotropi

Un punto materiale si dice iperelastico quando il suo stato meccanico presenta dipendenza unicamente ed in modo biunivoco dallo stato deformativo attuale:

$$\psi = \psi(\mathbf{C}) \quad (4.9)$$

Inoltre, il lavoro compiuto dalle tensioni interne lungo il generico processo deformativo è indipendente dallo specifico percorso seguito; pertanto, si può affermare che la densità di energia libera di Helmholtz coincide con un potenziale dello stato deformativo, chiamato densità di energia di deformazione

$$\psi(\mathbf{C}) = W(\mathbf{C}) \quad (4.10)$$

Per il modello costitutivo iperelastico valgono anche le seguenti relazioni:

$$\mathbf{S}(\mathbf{C}) = 2 \frac{\partial W(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.11)$$

e

$$D_{\text{int}} = -\frac{\partial \psi}{\partial \boldsymbol{\omega}_i} : \dot{\boldsymbol{\omega}}_i = 0 \quad \forall \mathbf{C}, \dot{\mathbf{C}}, \boldsymbol{\omega}_i, \dot{\boldsymbol{\omega}}_i \quad (4.12)$$

La formulazione di un modello costitutivo iperelastico la si trova nella dipendenza della funzione densità di energia di deformazione dallo stato deformativo istantaneo.

Inoltre, la formulazione della funzione energia di deformazione si basa sulle caratteristiche di simmetria materiale e sul comportamento meccanico evidenziato mediante prove sperimentali.

Se il comportamento del materiale è lo stesso in tutte le sue direzioni, ovvero quando le proprietà meccaniche non dipendono dalla specifica direzione di analisi, allora il materiale è detto a simmetria isotropa. Ciò avviene nei casi in cui la substruttura dell'intorno del punto materiale è distribuita in maniera uguale lungo tutte le direzioni.

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

$$I_1 = \text{tr}(\mathbf{C}), I_2 = 1/2 [I_1^2 - \text{tr}(\mathbf{C}^2)], I_3 = J^2 = \det(\mathbf{C}) \quad (4.13)$$

dove $J = \det(\mathbf{F})$ è lo Jacobiano di deformazione e \mathbf{F} è il gradiente di deformazione, ovvero la funzione di energia libera è:

$$W(\mathbf{C}) = W(I_1, I_2, I_3) \quad (4.14)$$

da cui si ottiene il secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff nel seguente modo:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} = 2 \sum_{i=1}^3 \frac{\partial W}{\partial I_i} \frac{\partial I_i}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.15)$$

Le derivate degli invarianti principali possono essere calcolate dall'equazione (4.13) e risultano:

$$\frac{\partial I_1}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{1}, \quad \frac{\partial I_2}{\partial \mathbf{C}} = I_1 \mathbf{1} - \mathbf{C}, \quad \frac{\partial I_3}{\partial \mathbf{C}} = I_3 \mathbf{C}^{-1} \quad (4.16)$$

dove $\mathbf{1}$ è il tensore unitario di rango 2.

Per studiare il comportamento meccanico dei tessuti biologici molli, spesso risulta utile scomporre la funzione densità di energia libera di Helmholtz in una componente volumetrica e in una isovolumetrica. Questa distinzione è legata alla presenza nei tessuti biologici molli di un'abbondante componente liquida, costituita per la maggior parte da acqua. Una parte della componente liquida è chimicamente legata alla matrice extracellulare, la quale ne impedisce il movimento attraverso il tessuto. La parte d'acqua libera di muoversi può essere pensata come vincolata alla scheletro solido, quando il tessuto è deformato con alte velocità di carico. A ciò consegue che il movimento della componente liquida è ostacolato da bassi valori di permeabilità. In queste condizioni il tessuto può comportarsi come un materiale quasi incompressibile. Si può pertanto definire la funzione densità di energia di deformazione nella seguente forma:

$$W(I_1, I_2, I_3) = U(I_3) + \tilde{W}(\tilde{I}_1, \tilde{I}_2) \quad (4.17)$$

dove U è legato alla componente volumetrica della deformazione e \tilde{W} alla componente isovolumetrica della deformazione. \tilde{I}_1, \tilde{I}_2 sono i due invarianti principali della componente isovolumetrica del tensore destro di Cauchy-Green

$$\tilde{\mathbf{C}} = I_3^{-1/3} \mathbf{C} \quad (4.18)$$

Il secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff è definito nel seguente modo:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial U}{\partial I_3} I_3 \mathbf{C}^{-1} + 2 I_3^{-1/3} DEV \left[\frac{\partial \tilde{W}}{\partial \tilde{I}_1} \mathbf{1} + \frac{\partial \tilde{W}}{\partial \tilde{I}_2} (\tilde{I}_1 \mathbf{1} - \tilde{\mathbf{C}}) \right] \quad (4.19)$$

dove $DEV[\cdot] = \mathbf{I} - 1/3 \mathbf{C} \otimes \mathbf{C}^{-1}$ è l'operatore deviatorico standard, dove \mathbf{I} è il tensore unità di rango 4.

Nel caso di materiale perfettamente incompressibile, la precedente equazione si trasforma nella:

$$W(I_1, I_2, I_3) = -p(I_3 - 1) + \tilde{W}(I_1, I_2) \quad (4.20)$$

Dalla quale si ottiene che $\tilde{I}_1 = I_1$ e $\tilde{I}_2 = I_2$ essendo valido il vincolo cinematico $I_3 \equiv 1$, dato dalla condizione di incompressibilità del materiale; p è uno scalare utilizzato come moltiplicatore di Lagrange indeterminato e può essere identificato come una pressione

idrostatica. Lo scalare p rappresenta una reazione al vincolo cinematico sul campo di deformazione. Esso può essere determinato solamente dalle condizioni al contorno e dalle equazioni di equilibrio.

La tensione in questo caso si presenta nella forma:

$$\mathbf{S} = -p\mathbf{C}^{-1} + 2 \left[\frac{\partial \tilde{W}}{\partial I_1} \mathbf{1} + \frac{\partial \tilde{W}}{\partial I_2} (I_1 \mathbf{1} - \mathbf{C}) \right] \quad (4.21)$$

Nei prossimi capitoli, si farà riferimento a due modelli costitutivi: il modello iperelastico isotropo e il modello neo-Hookeano quasi-incomprimibile.

4.1.1.1. Formulazione del modello iperelastico isotropo

Nel modello iperelastico isotropo la funzione densità di energia di deformazione presenta la forma:

$$W_m(I_1, I_3) = U_m(I_3) + \tilde{W}_m(\tilde{I}_1) \quad (4.22)$$

dove U_m è la componente volumetrica e \tilde{W}_m è la componente isovolumetrica della densità di energia di deformazione e sono definite nel seguente modo:

$$\begin{cases} U_m(I_3) = \frac{K_v}{2+n(n+1)} \left[(I_3^{1/2} - 1)^2 + I_3^{-n/2} + nI_3 - (n+1) \right] \\ \tilde{W}_m(\tilde{I}_1) = \frac{C_1}{\alpha_1} \left\{ \exp \left[\alpha_1 (\tilde{I}_1 - 3) \right] - 1 \right\} \end{cases} \quad (4.23)$$

dove: $J = I_3^{1/2}$ e $\tilde{I}_1 = I_3^{-1/3} I_1$. K_v e n si riferiscono al comportamento volumetrico del tessuto e definiscono il modulo volumetrico tangente:

$$K^T = \frac{K_v}{2+n(n+1)} \left[2 + n(n+1) I_3^{-(n+2)/2} \right] \quad (4.24)$$

Il parametro C_1 , assieme al parametro C_2 , definisce la rigidità tagliante del tessuto, attraverso la relazione $G = 2(C_1 + C_2)$; il parametro α_1 è, invece, identificativo della non linearità della risposta del materiale, in riferimento ai dati sperimentali.

Il secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff risulta, suddiviso nelle componenti volumetrica, $\bar{\mathbf{S}}_m$, e isovolumetrica, $\tilde{\mathbf{S}}_m$, ed è dato dalla somma di queste due componenti:

$$\mathbf{S}_m = \bar{\mathbf{S}}_m + \tilde{\mathbf{S}}_m \quad (4.25)$$

con

$$\bar{\mathbf{S}}_m = \frac{K_v}{2+n(n+1)} [2(J-1)J - nJ^{-n} + nJ] \mathbf{C}^{-1} \quad (4.26 \text{ a})$$

$$\tilde{\mathbf{S}}_m = -\frac{2}{3} C_1 \left\{ \exp[\alpha_1(\tilde{I}_1 - 3)] \right\} \tilde{I}_1 \mathbf{C}^{-1} + 2C_1 \left\{ \exp[\alpha_1(\tilde{I}_1 - 3)] \right\} I_3^{-1/3} \mathbf{1} \quad (4.26 \text{ b})$$

Nel caso in cui si consideri un carico di tipo monoassiale:

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix}, \quad (4.27)$$

$$\mathbf{C}^{-1} = \begin{bmatrix} 1/\lambda_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & 1/\lambda_2^2 & 0 \\ 0 & 0 & 1/\lambda_3^2 \end{bmatrix} \quad (4.28)$$

dove $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ sono le dilatazioni nelle direzioni principali.

Dalla formula $\mathbf{P} = \mathbf{F}\mathbf{S}$ si calcolano le componenti del primo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff nelle tre direzioni principali:

$$\begin{cases} P_{11} = \frac{K_v}{2+n(n+1)} \left[2(J-1)J - nJ^{-n} + nJ \right] \frac{1}{\lambda_1} + C_1 \exp \left\{ \alpha_1 (\tilde{I}_1 - 3) \right\} \left\{ 2J^{-2/3} \lambda_1 - \frac{2}{3} \tilde{I}_1 \frac{1}{\lambda_1} \right\} \\ P_{22} = \frac{K_v}{2+n(n+1)} \left[2(J-1)J - nJ^{-n} + nJ \right] \frac{1}{\lambda_2} + C_1 \exp \left\{ \alpha_1 (\tilde{I}_1 - 3) \right\} \left\{ 2J^{-2/3} \lambda_2 - \frac{2}{3} \tilde{I}_1 \frac{1}{\lambda_2} \right\} \\ P_{33} = \frac{K_v}{2+n(n+1)} \left[2(J-1)J - nJ^{-n} + nJ \right] \frac{1}{\lambda_3} + C_1 \exp \left\{ \alpha_1 (\tilde{I}_1 - 3) \right\} \left\{ 2J^{-2/3} \lambda_3 - \frac{2}{3} \tilde{I}_1 \frac{1}{\lambda_3} \right\} \end{cases}$$

(4.29)

4.1.1.2. Modello neo-Hookeano quasi-incomprimibile

Nel modello neo-Hookeano quasi-incomprimibile la funzione densità di energia di deformazione viene definita come:

$$W = K_v (J-1)^2 + C_1 (\tilde{I}_1 - 3) \quad (4.30)$$

dove C_1 è una costante elastica, sempre legata alla rigidità tagliante del materiale soggetto a piccole deformazioni; mentre K_v è una costante elastica legata alla rigidità volumetrica del materiale soggetto a piccole deformazioni; $J = I_3^{1/2}$ e $\tilde{I}_1 = J^{-2/3} I_1$.

Il secondo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff risulta, suddiviso nelle componenti volumetrica, $\bar{\mathbf{S}}_m$, e isovolumetrica, $\tilde{\mathbf{S}}_m$, ed è dato dalla somma di queste due componenti:

$$\mathbf{S}_m = \bar{\mathbf{S}}_m + \tilde{\mathbf{S}}_m \quad (4.31)$$

con

$$\bar{\mathbf{S}}_m = 2K_v (J-1) \mathbf{J} \mathbf{C}^{-1} \quad (4.32 \text{ a})$$

$$\tilde{\mathbf{S}}_m = 2 \left[-\frac{1}{3} C_1 \tilde{I}_1 \mathbf{C}^{-1} + C_1 I_3^{-1/3} \right] \quad (4.32 \text{ b})$$

Nel caso di un test con carico monoassiale, dove valgono cioè per \mathbf{F} e \mathbf{C} le relazioni viste sopra, si calcolano le componenti del primo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff nelle tre direzioni principali, a partire dalla formula $\mathbf{P} = \mathbf{F}\mathbf{S}$:

$$\begin{cases} P_{11} = 2 \left[K_v(J(J-1)) - \frac{1}{3} C_1 \tilde{I}_1 \right] \frac{1}{\lambda_1} + 2C_1 (J^{-2/3} \lambda_1) \\ P_{22} = 2 \left[K_v(J(J-1)) - \frac{1}{3} C_1 \tilde{I}_1 \right] \frac{1}{\lambda_2} + 2C_1 (J^{-2/3} \lambda_2) \\ P_{33} = 2 \left[K_v(J(J-1)) - \frac{1}{3} C_1 \tilde{I}_1 \right] \frac{1}{\lambda_3} + 2C_1 (J^{-2/3} \lambda_3) \end{cases}$$

(4.33 a, b, c)

4.1.1.3. Modello viscoiperelastico

Le evidenze sperimentali mostrano che i tessuti biologici presentano un comportamento meccanico che ha i tratti caratteristici della viscoelasticità, quale il comportamento tempo-dipendente degli stessi durante il carico del materiale, dovuti allo sviluppo di riarrangiamenti della configurazione strutturale del materiale stesso. Questi riarrangiamenti sono dovuti allo spostamento della componente liquida all'interno dello scheletro solido, allo scorrimento reciproco di macromolecole e così via. Alcuni esempi di fenomeni viscoelastici che avvengono nei tessuti biologici sono l'isteresi, il creep, il rilassamento delle tensioni e la dipendenza della rigidità dalla velocità di deformazione o del carico. Possiamo, quindi, definire un materiale viscoelastico se in esso si riconosce che la tensione non dipende solo dalla deformazione corrente, ma anche dalla storia di carico, secondo relazioni costitutive dipendenti dalla natura del materiale e, quindi, dal tempo.

I fenomeni di riarrangiamento vengono spesso associati alle variabili interne, \mathbf{q}^i , che esprimono l'evoluzione del materiale durante la storia tenso-deformativa dal punto di vista fenomenologico. La funzione di densità di energia libera di Helmholtz, che descrive lo stato meccanico del materiale, è definita come segue:

$$\psi = \psi(\mathbf{C}, \mathbf{q}^i) \tag{4.34}$$

Nella teoria viscoelastica, viene spesso adottato il modello di Zener (Figura 4.1), un modello reologico a più rami viscosi, che presentano un elemento viscoso e un elemento elastico in serie, posti in parallelo gli uni con altri e a loro volta in parallelo con un ramo contenente solo un elemento elastico (McCrum, 1997; Natali, 2004a):

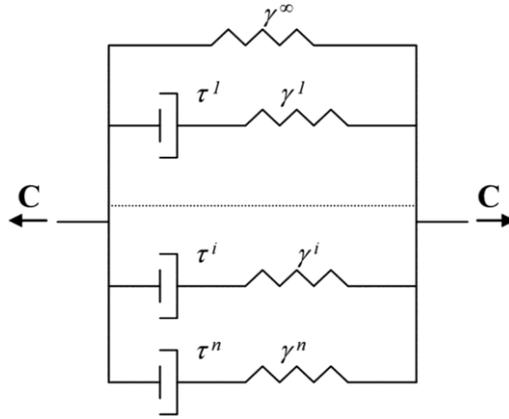


Figura 4.1. Modello meccanico di Zener

Ciascun ramo viscoelastico rappresenta, dal punto di vista fenomenologico, un processo viscoelastico, il quale è caratterizzato dalla rigidità elastica relativa, γ^i , e un tempo di rilassamento, τ^i . La rigidità relativa descrive il contributo del processo viscoso all'interno della rigidità complessiva del materiale, che è la rigidità durante un processo di deformazione caratterizzato da una velocità di deformazione infinita. La rigidità relativa soddisfa la seguente equazione (ricavata da Simo e Hughes, 1998):

$$\gamma^\infty + \sum_{i=1}^n \gamma^i = 1 \quad (4.35)$$

Dove γ^∞ è la rigidità relativa della molla di equilibrio, cioè durante un processo caratterizzato da una velocità di deformazione prossima allo zero.

La funzione di energia libera di Helmholtz è espressa nella seguente forma:

$$\psi(\mathbf{C}, \mathbf{q}^i) = W^\infty(\mathbf{C}) + \sum_{i=1}^n \psi^i(\mathbf{C}, \mathbf{q}^i) \quad (4.36)$$

dove W^∞ è il potenziale iperelastico che definisce il comportamento della molla nella condizione di equilibrio, mentre il termine a destra nel secondo membro è associato all' i -esimo ramo viscoso. Le variabili \mathbf{q}^i descrivono, invece, le tensioni di non equilibrio, correlate al processo viscoso. Si assume che ψ^i presenti la seguente formulazione (Natali, 2006b):

$$\psi^i(\mathbf{C}, \mathbf{q}^i) = W^i(\mathbf{C}) - \frac{1}{2} \mathbf{q}^i : \mathbf{C} \quad (4.37)$$

dove W^i è il potenziale iperelastico associato alla molla i -esima, mentre il secondo termine rappresenta l'energia dissipata in seguito al processo viscoso. Prendendo in considerazione l'equazione (4.35), possiamo ricavarci la relazione tra i potenziali W^∞ e W^i e l'energia della deformazione iperelastica istantanea, W^0 , rispettivamente, come segue:

$$W^\infty = \gamma^\infty W^0 \text{ e } W^i = \gamma^i W^0. \quad (4.38)$$

La relazione tensione-deformazione viene espressa come:

$$\mathbf{S}(\mathbf{C}, \mathbf{q}^i) = 2 \frac{\partial W^\infty}{\partial \mathbf{C}} + \sum_{i=1}^n \left[2 \frac{\partial W^i}{\partial \mathbf{C}} - \mathbf{q}^i \right] = \mathbf{S}^\infty(\mathbf{C}) + \sum_{i=1}^n \mathbf{S}^i(\mathbf{C}, \mathbf{q}^i) \quad (4.39)$$

Dalla formula $\mathbf{P} = \mathbf{F}\mathbf{S}$ si calcolano le componenti del primo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff nelle tre direzioni principali:

$$\begin{cases} P_{11}(\tilde{I}_1, I_3, t) = P^\infty_{11}(\tilde{I}_1, I_3) + \sum_{l=1}^n q^l_{11}(t) \\ P_{22}(\tilde{I}_1, I_3, t) = P^\infty_{22}(\tilde{I}_1, I_3) + \sum_{l=1}^n q^l_{22}(t) \\ P_{33}(\tilde{I}_1, I_3, t) = P^\infty_{33}(\tilde{I}_1, I_3) + \sum_{l=1}^n q^l_{33}(t) \end{cases} \quad (4.42)$$

dove le tensioni di Piola-Kirchhoff nelle tre direzioni principali nella condizione di equilibrio sono:

$$\left\{ \begin{array}{l} P_{11}^{\infty}(\tilde{I}_1, I_3) = \frac{K_v}{2+n(n+1)} \frac{1}{\lambda_1} [2I_3^{1/2}(I_3^{1/2}-1) - nI_3^{-n/2} + nI_3^{1/2}] + C_1 \{ \exp[\alpha(\tilde{I}_1-3)] - 1 \} \left[2\lambda_1 I_3^{-1/3} - \frac{2}{3} \frac{1}{\lambda_1} \tilde{I}_1 \right] \\ P_{22}^{\infty}(\tilde{I}_1, I_3) = \frac{K_v}{2+n(n+1)} \frac{1}{\lambda_2} [2I_3^{1/2}(I_3^{1/2}-1) - nI_3^{-n/2} + nI_3^{1/2}] + C_1 \{ \exp[\alpha(\tilde{I}_1-3)] - 1 \} \left[2\lambda_2 I_3^{-1/3} - \frac{2}{3} \frac{1}{\lambda_2} \tilde{I}_1 \right] \\ P_{33}^{\infty}(\tilde{I}_1, I_3) = \frac{K_v}{2+n(n+1)} \frac{1}{\lambda_3} [2I_3^{1/2}(I_3^{1/2}-1) - nI_3^{-n/2} + nI_3^{1/2}] + C_1 \{ \exp[\alpha(\tilde{I}_1-3)] - 1 \} \left[2\lambda_3 I_3^{-1/3} - \frac{2}{3} \frac{1}{\lambda_3} \tilde{I}_1 \right] \end{array} \right. \quad (4.43)$$

e le variabili interne nelle tre direzioni principali sono:

$$\left\{ \begin{array}{l} q_{11}^i(t^{p+1}) = \exp\left\{-\frac{t^{p+1}-t^p}{\tau^i}\right\} q_{11}^i(t^p) + \frac{\gamma^i}{\gamma^{\infty}} \exp\left\{-\frac{t^{p+1}-t^p}{2\tau^i}\right\} [P_{11}^{\infty}(t^{p+1}) - P_{11}^{\infty}(t^p)] \\ q_{22}^i(t^{p+1}) = \exp\left\{-\frac{t^{p+1}-t^p}{\tau^i}\right\} q_{22}^i(t^p) + \frac{\gamma^i}{\gamma^{\infty}} \exp\left\{-\frac{t^{p+1}-t^p}{2\tau^i}\right\} [P_{22}^{\infty}(t^{p+1}) - P_{22}^{\infty}(t^p)] \\ q_{33}^i(t^{p+1}) = \exp\left\{-\frac{t^{p+1}-t^p}{\tau^i}\right\} q_{33}^i(t^p) + \frac{\gamma^i}{\gamma^{\infty}} \exp\left\{-\frac{t^{p+1}-t^p}{2\tau^i}\right\} [P_{33}^{\infty}(t^{p+1}) - P_{33}^{\infty}(t^p)] \end{array} \right. \quad (4.44)$$

Per ottenere la legge di evoluzione delle variabili viscosi \mathbf{q}^i , si può utilizzare il modello di Zener, imponendo la condizione di compatibilità della deformazione all'intero modello di Zener e la condizione di equilibrio della tensione su ciascuno dei rami viscoelastici, pervenendo così all'equazione:

$$\dot{\mathbf{q}}^i + \frac{1}{\tau} \mathbf{q}^i = 2 \frac{\gamma^i}{\tau^i \gamma^{\infty}} \frac{\partial W^{\infty}}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.40)$$

Si tratta cioè di un sistema di equazioni differenziali del primo ordine che possono essere risolte, dopo aver introdotto la condizione di tensioni iniziali di non equilibrio nulle, quali $\lim_{t \rightarrow 0} \mathbf{q}^i = 0$, attraverso l'integrale di convoluzione:

$$\mathbf{q}^i(t) = \frac{\gamma^i}{\gamma^{\infty} \tau^i} \int_0^t \exp\left(-\frac{t-s}{\tau^i}\right) \mathbf{S}^{\infty}(s) ds \quad (4.41)$$

4.2. Identificazione dei parametri costitutivi

I parametri costitutivi sono quei parametri che governano le equazioni costitutive dei materiali biologici, in questa sede dei tessuti molli, quali il tessuto adiposo e la pelle della pianta dell'avampiede. L'identificazione dei parametri costitutivi è una questione molto delicata e risulta essere di notevole difficoltà nel caso in cui il numero dei parametri costitutivi sia significativo. L'approccio utilizzato si basa sull'analisi inversa dei modelli costitutivi, dove con analisi inversa viene assunta la storia tensione-deformazione come data dalle procedure sperimentali e si cerca di stimare i valori dei parametri costitutivi che fittino al meglio la storia tensione-deformazione data (Lei e Szeri, 2006). I parametri costitutivi sono, quindi, valutati dai dati sperimentali, che corrispondono ai risultati di modelli analitici e alle tecniche di ottimizzazione.

E' fondamentale eseguire test meccanici su provini dalla geometria semplice, poiché test semplici possono essere descritti da funzioni analitiche, mentre per test più complessi bisogna ricorrere a funzioni numeriche, le quali sono più onerose delle prime dal punto di vista del tempo di computazione. Bisogna anche considerare appropriate condizioni al contorno, che generino campi di tensione-deformazione il più omogenei possibile. Inoltre, i dati sperimentali dovrebbero essere rappresentativi di parecchi modi deformativi (servono, cioè, test di deformazione monoassiale, biassiale e di taglio) per poter fornire un quadro quanto più completo del generico comportamento tensione-deformazione del tessuto e per definire in maniera univoca i parametri (Natali, 2006).

4.2.1. Definizione della funzione costo

Le funzioni costo rappresentano la distanza tra i dati sperimentali e i risultati di modello. Le procedure di ottimizzazione consistono nel minimizzare il valore della funzione costo scelta. Un esempio tipico di funzione costo è il seguente:

$$\Omega(\boldsymbol{\alpha}) = \frac{1}{n} \sqrt{\sum_{i=1}^n [P_{ii}^{mod}(\boldsymbol{\alpha}, \lambda_i^{exp}) - P_{ii}^{exp}]^2} \quad (4.45)$$

Dove α è il set dei parametri costitutivi, n è il numero dei dati sperimentali, λ_i^{exp} è l' i -esimo dato sperimentale in ingresso, P_{ii}^{exp} è l' i -esimo risultato sperimentale in uscita e P_{ii}^{mod} è l' i -esimo risultato in uscita del modello corrispondente al set di parametri costitutivi α e al dato sperimentale in ingresso λ_i^{exp} . La funzione Ω è la misura della differenza complessiva tra i risultati sperimentali e i risultati di modello, nel caso in cui siano presi in considerazione i parametri costitutivi α .

E' necessario anche aggiungere alla funzione costo alcune limitazioni ai parametri costitutivi (un esempio è l'imposizione della tendenza della funzione densità di energia iperelastica a crescere strettamente con la deformazione), che possono essere implementate nella funzione costo attraverso dei termini di "penalty" (penalizzazione):

$$\Omega(\alpha) = \frac{1}{n} \sqrt{\sum_{i=1}^n [P_{ii}^{mod}(\alpha, \lambda_i^{exp}) - P_{ii}^{exp}]^2} + \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Theta_i(\alpha, \lambda_i^{exp}, P_{ii}^{exp}, P_{ii}^{mod}) \quad (4.46)$$

Dove Θ_i è il termine di "penalty", il quale assume valori ragionevolmente alti quando i risultati del modello, P_{ii}^{mod} , non soddisfano un criterio specificato.

4.2.2. Implementazione della procedura stocastico-deterministica

Spesso i modelli costitutivi presentano un carattere fortemente non lineare, il che significa che la funzione costo è caratterizzata da comportamento multimodale, cioè è caratterizzata dalla presenza di un minimo globale assieme a ulteriori minimi locali. Per la risoluzione del problema di ottimizzazione di solito sono usati metodi deterministici e metodi stocastici. L'uso dei metodi deterministici (Stoer e Burlish, 1992) può risultare nella definizione di un solo minimo locale, senza che si trovi la soluzione ottima. L'algoritmo stocastico, invece, che lavora bene in presenza di un numero molto elevato di variabili, si basa sulla valutazione casuale della funzione costo, in modo tale che le transizioni fuori da un minimo locale siano possibili, ma non garantisce di raggiungere in maniera precisa il minimo globale, ma solo di muoversi in un suo intorno. E' stato pertanto pensato da Natali et al. (2009) di sfruttare i vantaggi forniti da entrambi i metodi. A questo scopo sono state usate in maniera accoppiata una specifica procedura di

simulated annealing (Kirkpatrick, 1983; Corana, 1987) e il Nelder-Mead (Begambre, 2009; Lagarias, 1988).

Questa nuova procedura esplora tutti i minimi, valuta la regione in cui si trova il minimo globale e poi ritorna la posizione esatta del minimo globale. Il metodo inizia da un set iniziale di parametri costitutivi che viene inserito nel vettore α_0 . In base alla tecnica del simulated annealing vengono generati, in seguito a movimenti casuali, dei nuovi punti candidati, α' , attorno al punto corrente α_i . Il nuovo punto α' è accettato o rifiutato in base al Criterio di Metropolis, che porta a una nuova posizione corrente, α_{i+1} . La migliore posizione raggiunta, che corrisponde al set di parametri costitutivi che minimizza la funzione costo, viene memorizzato come α^*_{opt} . La soluzione ottenuta viene usata come input al metodo Nelder-Mead, il quale ritorna un nuovo punto α^{**}_{opt} , che viene confrontato con α^*_{opt} . Il migliore tra i due viene denominato α_{opt} fintanto che non si ha un eventuale ulteriore miglioramento della funzione costo. La funzione ritorna il set dei parametri costitutivi che ha dato la miglior soluzione.

Quanto al Criterio di Metropolis (Metropolis, 1953), precedentemente citato, esso assume che:

se $\Delta\Omega$ è minore o uguale a zero allora si accetta il nuovo punto $\alpha_{i+1} = \alpha'$,

altrimenti si accetta il nuovo punto con probabilità: $p(\Delta\Omega) = \exp(-\Delta\Omega / T)$

dove $\Delta\Omega = \Omega(\alpha') - \Omega(\alpha_i)$ e T è un parametro detto temperatura.

L'algoritmo richiede inizialmente un valore elevato della temperatura, T_0 , definito dall'utente. In questo modo viene generata una successione di punti tramite una sequenza di passi di rettifica, fino a quando non si raggiunge una sorta di equilibrio: si tratta cioè di una sequenza di punti α_i , il cui rispettivo valore medio di Ω raggiunge un valore stabile con l'aumentare di i .

4.3. Determinazione dei parametri

Tutto ciò che è stato appena descritto nei precedenti paragrafi confluisce nello scopo finale di determinare i valori dei parametri costitutivi del modello che meglio interpretano la relazione tensione-deformazione rilevata dai dati sperimentali. I dati utilizzati riguardano uno studio condotto da Ledoux (2007). Egli ha ricavato l'andamento tensione-deformazione da prove di compressione monoassiale sul tessuto adiposo proveniente dalla pianta del piede di 11 cadaveri. Le prove sono state eseguite per cinque diverse velocità, ovvero 10 Hz, 1 Hz, 0.1 Hz, 0.01 Hz e 0.005 Hz.

Dalle coppie di valori di tensione-deformazione, sono stati calcolati il primo tensore di tensione di Piola-Kirchhoff, \mathbf{P} , in corrispondenza alla direzione di deformazione considerata, $P_{11}^{\text{exp}} = F / A_0$ e la dilatazione, $\lambda_1^{\text{exp}} = L / L_0$.

In base alle caratteristiche del tessuto in analisi, sono stati scelti inizialmente due modelli costitutivi: il modello iperelastico isotropo e il modello neoHookeano. Ciascuno dei due modelli costitutivi è stato inserito nel programma di calcolo, che si serve del simulated annealing e del Nelder Mead. È stato osservato che il modello costitutivo che meglio descriveva l'andamento dei dati ottenuti da Ledoux è il modello iperelastico isotropo, pertanto, alla fine è stato questo il modello costitutivo scelto nell'indagine. I risultati ottenuti per il modello costitutivo iperelastico isotropo verranno presentati di seguito.

Dalla minimizzazione della funzione costo, grazie all'uso combinato del simulated annealing e del Nelder Mead, sono stati ottenuti i parametri ottimi, che sono riportati nella Tabella 4.1:

Velocità	Parametri costitutivi			
	K_V	nk	C_1	α_1
10 Hz	0.0105	57.1181	0.0013	3.3338
1 Hz	0.0096	53.0191	0.0008	3.5089
0.1 Hz	0.0034	48.2484	0.0012	1.4803
0.01 Hz	0.0035	4.8576	0.0007	0.0190
0.005 Hz	0.0067	15.0982	0.0049	0.0037

Tabella 4.1. Parametri costitutivi (K_V , nk , C_1 , α_1) per tutte le velocità di esercizio considerate durante la sperimentazione di Ledoux (10 Hz, 1 Hz, 0.1 Hz, 0.01 Hz, 0.005 Hz)

I grafici riportati di seguito fanno riferimento alla prova di compressione condotta alla velocità di 10 Hz.

La Figura 4.2 mostra il fitting dell'andamento tensione-dilatazione dei dati sperimentali e di modello. Si osserva che il modello ottenuto interpreta in maniera soddisfacente l'andamento dei valori sperimentali.

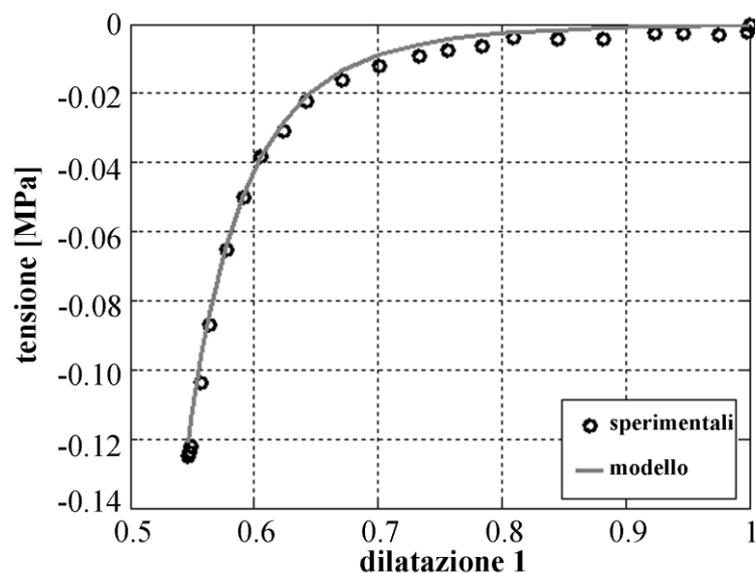


Figura 4.2. Confronto tra dati sperimentali e di modello per la prova di trazione a 10 Hz. I dati sperimentali sono rappresentati da pallini, mentre il modello con una curva continua

Osservando l'andamento della relazione tra le dilatazioni lungo i tre assi (in Figura 4.3), si nota come la dilatazione diminuisca nella direzione di compressione ed aumenti nelle altre due direzioni principali.

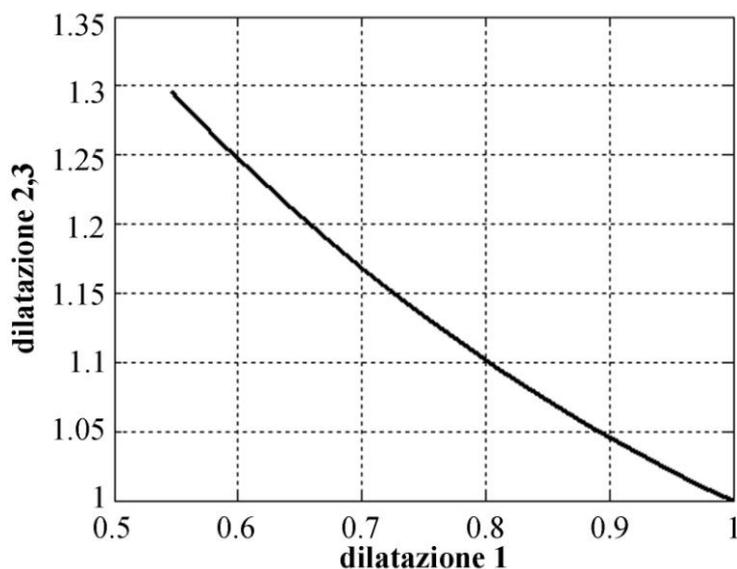


Figura 4.3. Grafico delle dilatazioni. Il grafico in alto mostra la relazione tra la dilatazione lungo la direzione 2 (o lungo la direzione 3) rispetto alla dilatazione lungo la direzione 1

Anche il Modulo di Young è caratterizzato da un andamento crescente, come mostra la Figura 4.4:

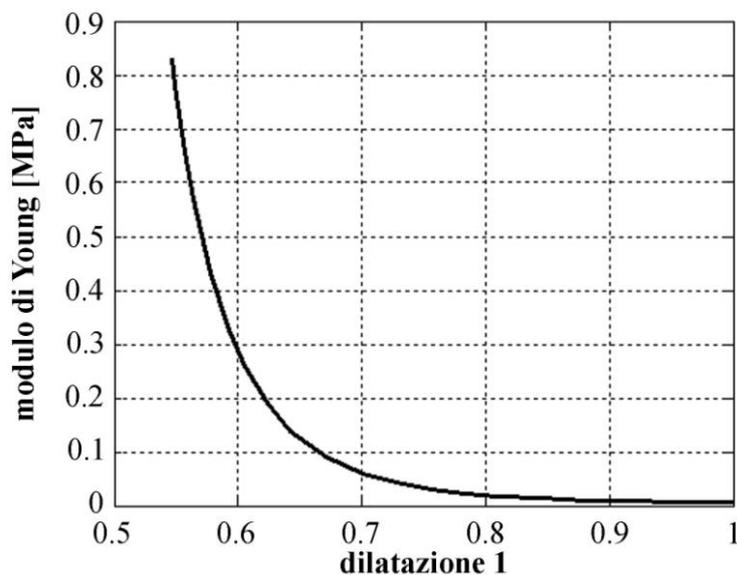


Figura 4.4. Grafico del Modulo di Young (MPa)

In seguito, è stato preso in considerazione il modello viscoiperelastico, con il quale è stata introdotta la variabile tempo all'interno dei processi che descrivono le variazioni strutturali del tessuto molli plantari, in risposta alle sollecitazioni ad essi applicate. Per la determinazione del set ottimo di parametri costitutivi, è stato usato anche in questo caso l'algoritmo del simulated annealing e i migliori parametri costitutivi sono risultati essere i seguenti, come mostra la Tabella 4.2:

Parametri costitutivi				
<i>Parametri iperelastici</i>	K_V	nk	C_1	α_1
	0.0105	57.1181	0.0013	3.3338
<i>Parametri viscosi</i>	γ_1	γ_2	τ_1	τ_2
	0.1874	0.3682	37.4249	0.0331

Tabella 4.2. Set di parametri costitutivi ottimi del modello viscoiperelastico

Qui di seguito sono riportati i grafici (Figure 4.5, 4.6, 4.7, 4.8 e 4.9) che riportano l'andamento delle predizioni del modello per le varie velocità (10Hz, 1 Hz, 0.1 Hz, 0.001 Hz, 0.005 Hz, rispettivamente) rispetto ai dati sperimentali provenienti dallo studio di Ledoux, 2007. Si osserva come le predizioni del modello per ciascuna delle velocità riportate segua in maniera soddisfacente l'andamento dei dati sperimentali.

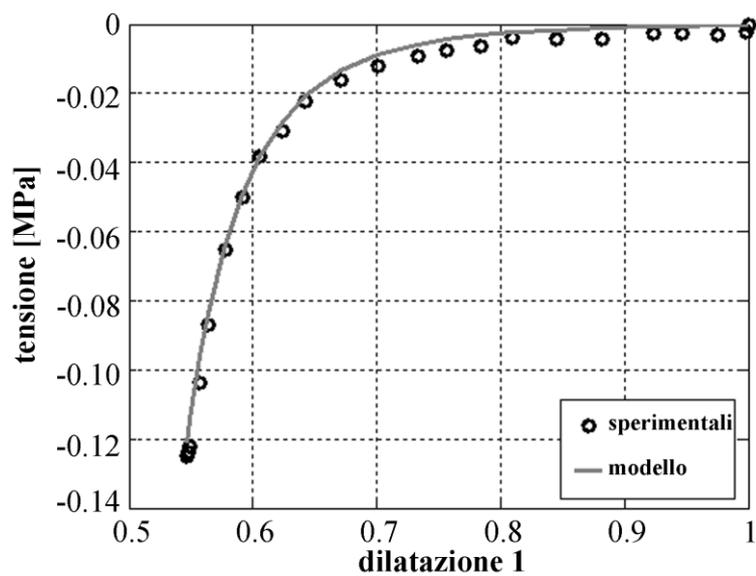


Figura 4.5. Confronto tra dati sperimentali e di modello per la prova di trazione a 10 Hz

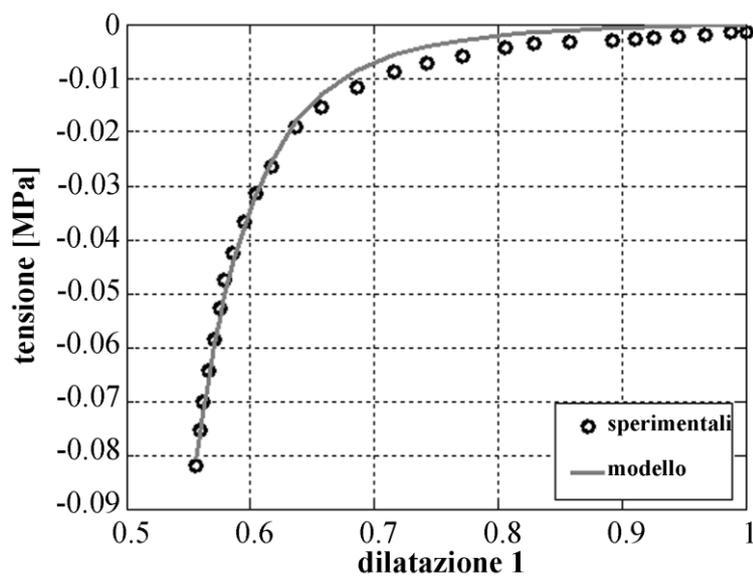


Figura 4.6. Confronto tra dati sperimentali e di modello per la prova di trazione a 1 Hz

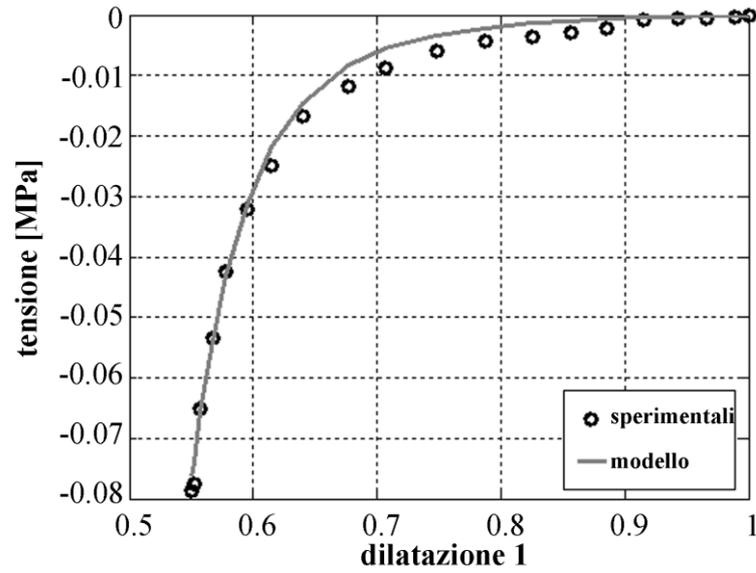


Figura 4.7. Confronto tra dati sperimentali e di modello per la prova di trazione a 0.1 Hz

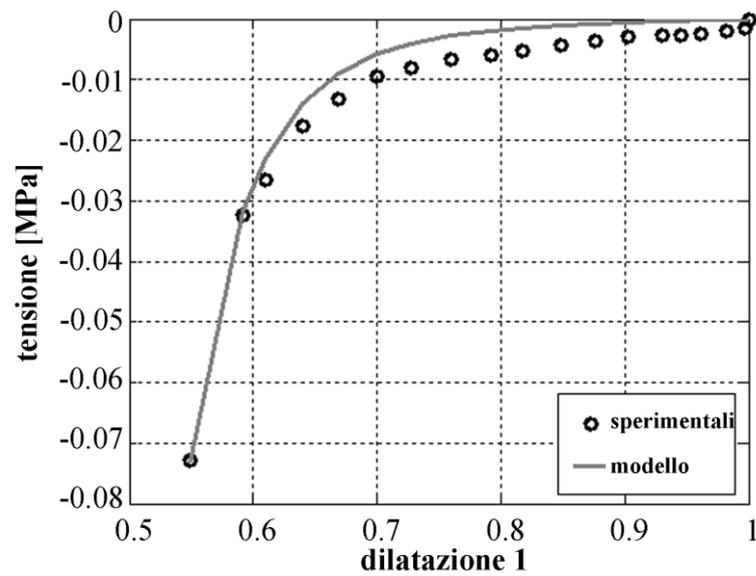


Figura 4.8. Confronto tra dati sperimentali e di modello per la prova di trazione a 0.01 Hz

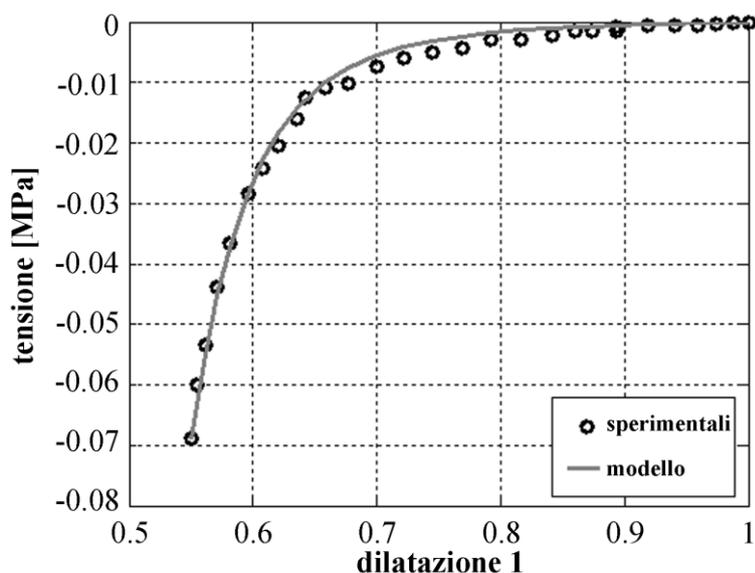


Figura 4.9. Confronto tra dati sperimentali e di modello per la prova di trazione a 0.005 Hz

La Figura 4.10 riporta nello stesso grafico l'andamento delle predizioni per tutte e cinque le velocità ed è possibile evidenziare che il modello è tempo dipendente.

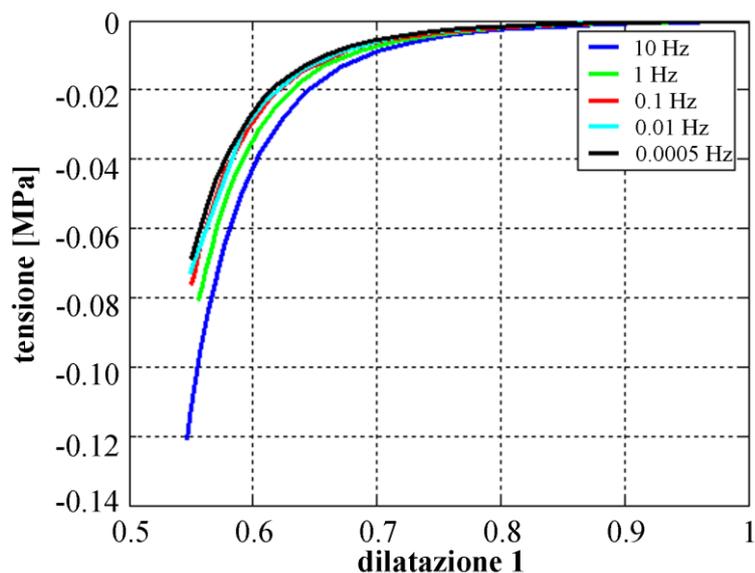


Figura 4.10. Andamento tensione-deformazione nel modello viscoiperelastico per le cinque velocità di esercizio in analisi (10 Hz, 1 Hz, 0.1 Hz, 0.01 Hz, 0.005 Hz)

Sono state anche calcolate le predizioni del modello per il caso di carico-scarico ed si può osservare che descrivono in maniera molto soddisfacente l'andamento dei dati

sperimentali. Sono state qui riportate gli andamenti relativi alle velocità di esercizio di 0.1 Hz e di 0.005 Hz (rispettivamente, in Figura 4.11 e in Figura 4.12):

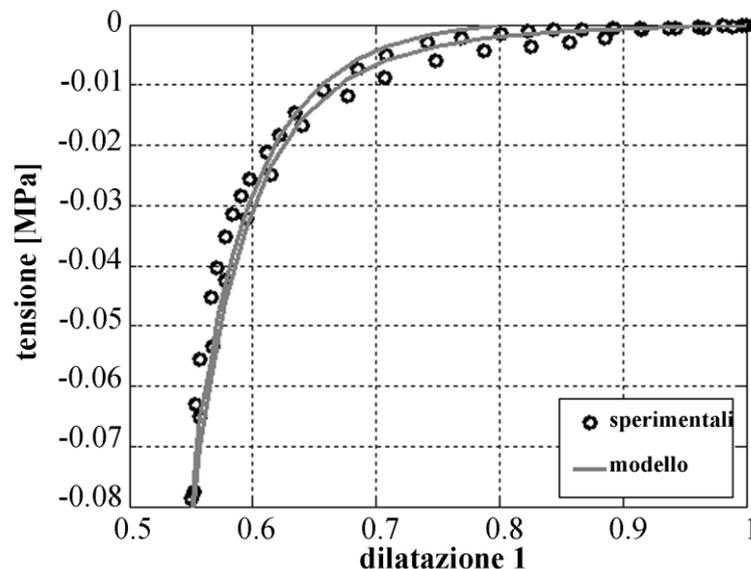


Figura 4.11. Confronto tra dati sperimentali e di modello per la prova di trazione a 0.1 Hz

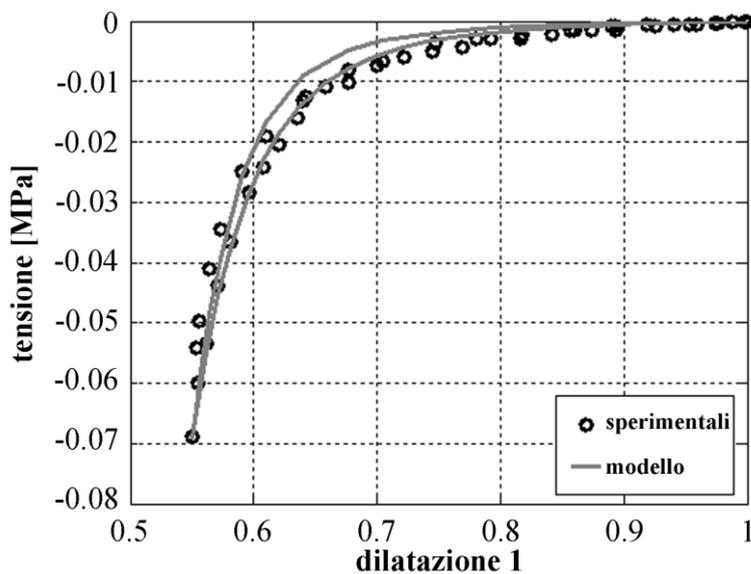


Figura 4.12. Confronto tra dati sperimentali e di modello per la prova di trazione a 0.005 Hz

E' stato anche indagato dal modello il fenomeno di stress relaxation (rilassamento delle tensioni). La prova di stress relaxation è stata eseguita attraverso l'applicazione di un carico per 0.1 s e poi è stata mantenuta una deformazione costante del 40% per 300 s. E' possibile osservare come anche in questo caso le predizioni del modello seguono fedelmente l'andamento dei dati sperimentali (Figura 4.13):

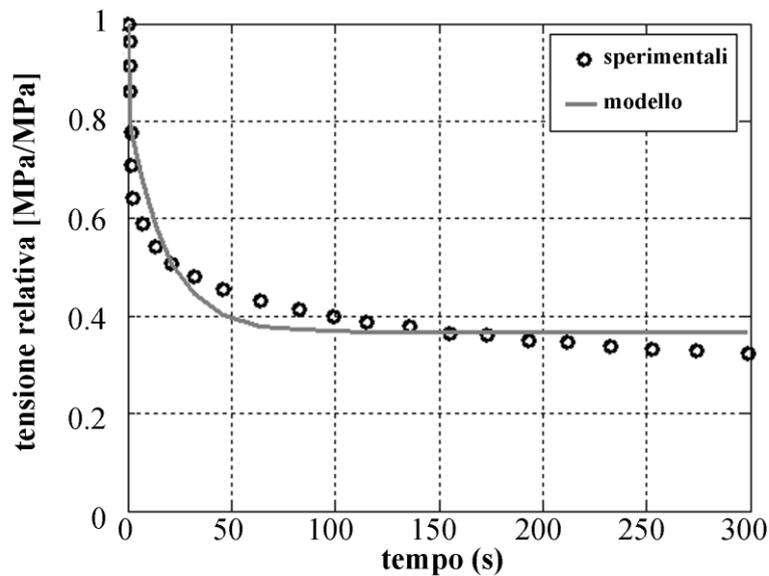


Figura 4.13. Stress relaxation

CAPITOLO 5. MODIFICAZIONI DEI TESSUTI MOLLI DELL'AVAMPIEDE DURANTE LE ULTIME FASI DEL PASSO

Lo studio delle deformazioni dei tessuti molli nella regione anteriore del piede è fondamentale, poiché è in base alle deformazioni della sua struttura che il piede si adatta e assorbe i carichi che gravano sullo stesso, sia nella fase di statica che durante le varie fasi che caratterizzano il cammino e/o la corsa.

5.1. Fase statica

Prima di indagare il modo in cui si deformano i tessuti molli dell'avampiede durante il passo, è utile analizzarne il comportamento nella condizione statica. La posizione statica consiste nel soggetto fermo, in posizione eretta. Tale condizione può essere indagata in due casi: nel caso di appoggio monopodalico, in cui il carico grava su un solo piede; nel caso bipodalico, in cui il carico viene esercitato su entrambi i piedi. Di seguito, verrà analizzato il caso di appoggio monopodalico.

5.1.1. Appoggio monopodalico

La condizione statica nel caso monopodalico è stata indagata da Weijers, 2003. Egli ha studiato i cambiamenti di volume nei tessuti molli dell'avampiede, in 11 soggetti sani (6 maschi e 5 femmine, per un'età media di 35 anni e una variabilità tra i 19 e i 51 anni), grazie all'uso della tomografia computerizzata (CT). Sono stati considerati il caso di non carico e di carico esercitato dal peso corporeo sul piede destro.

Nel caso del piede non caricato, i soggetti fanno gravare il peso del corpo sul piede sinistro e appoggiano delicatamente il piede destro sullo strumento di misura. Per studiare il piede nella condizione di carico, i soggetti fanno gravare il più possibile il peso corporeo sul piede destro (Figura 5.1).

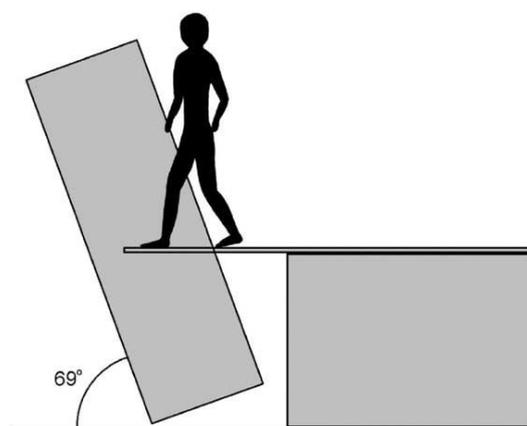


Figura 5.1. Disegno schematico del posizionamento del soggetto sulla pedana collegata allo scanner CT, durante la fase di carico

Sono state indagate le seguenti regioni (come mostrano le Figure 5.2, 5.3 e 5.4): la regione metatarsofalangea (MTP), formata dalla regione delle falangi e dalla regione dei metatarsi; la regione delle falangi, il cui bordo distale è lo stesso del bordo distale della regione MTP, mentre il bordo prossimale è posizionato a metà dell'immagine attraverso gli spazi adiacenti all'articolazione metatarsofalangea (Figura 5.5); la regione dei metatarsi (MT), i cui bordi distale e prossimale sono gli stessi dei bordi prossimali della regione falangeale e dei bordi prossimali della regione MTP.

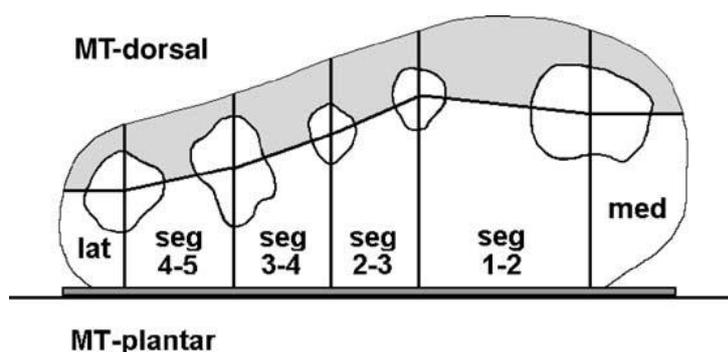


Figura 5.2. Disegno schematico dell'immagine CT a livello dei metatarsi. Si osservano un segmento mediale, un segmento laterale e quattro segmenti centrali (1-2, 2-3, 3-4, 4-5). La parte di tessuto metatarsale è in grigio, mentre quella metatarsale plantare è in bianco

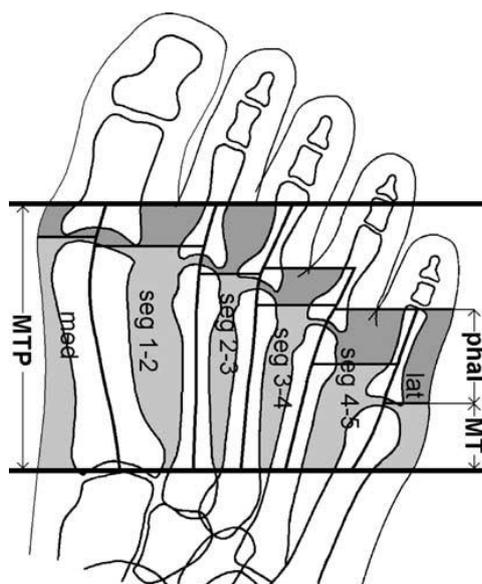


Figura 5.3. Disegno schematico delle regioni e dei segmenti dell'avampiede. Il volume scannerizzato è quello compreso tra le due spesse righe nere. In esso sono compresi i bordi prossimale e distale della regione metatarsofalangea, la regione falangeale (in grigio scuro) e la regione metatarsale (in grigio chiaro)

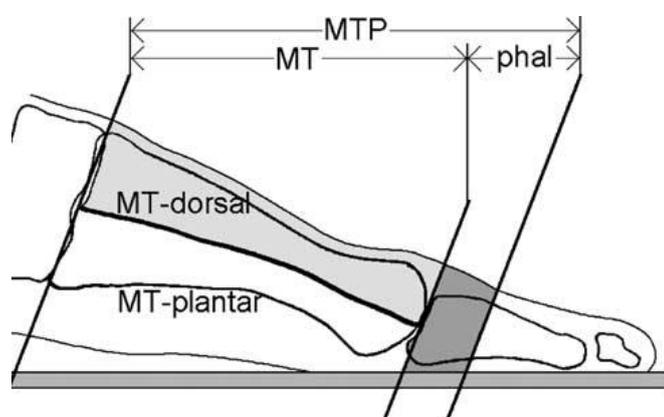


Figura 5.4. Disegno schematico della sezione sagittale. La regione metatarsofalangea è suddivisa in regione metatarsale e in regione falangeale. La regione metatarsale è suddivisa a sua volta nella regione metatarsale dorsale e nella regione metatarsale plantare

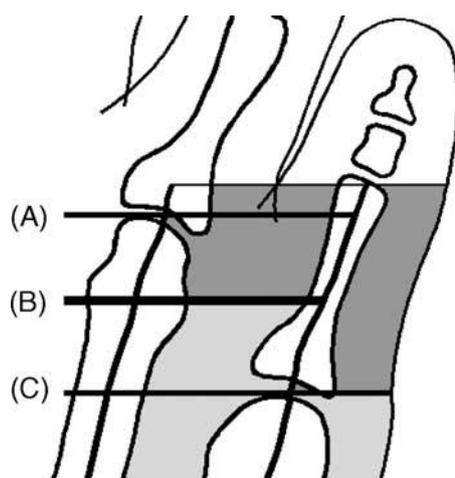


Figura 5.5. Nel segmento 4-5 il bordo (linea B) tra la regione metatarsale (grigio chiaro) e la regione falangeale (grigio scuro) è correlata all'immagine CT posizionata a metà tra la quarta (linea A) e la quinta (linea C) articolazione metatarsofalangea

I risultati mostrano come il volume totale della regione metatarsofalangea diminuisca del 4.8% nella condizione di carico. Inoltre, ogni segmento contribuisce alla variazione di volume dei tessuti molli dell'avampiede. La perdita di volume risulta, però, più evidente nelle regioni falangeali che nelle zone dei metatarsi. Nella regione dei metatarsi, la diminuzione del volume è il risultato di una lieve diminuzione nella zona dorsale e una più significativa nella zona plantare. La differenza dei volumi medi tra la condizione di carico e di non carico risulta significativa, tranne che per il segmento 3-4 della zona dorsale e il bordo del metatarso, per la zona dorsale del metatarso e per la zona plantare del metatarso. Il segmento mediale della regione dorsale del metatarso mostra una diminuzione, a differenza degli altri segmenti di questa regione, che mostrano una crescita.

La Tabella 5.1 mostra lo spostamento degli spazi articolari delle articolazioni metatarsofalangee in direzione antero-posteriore, durante il carico. Inoltre, si nota che lo spostamento in avanti è più pronunciato nella zona mediale che in quella laterale.

	Anterior shift during loading, mean (min-max)
MTP 1	6 (1-11)
MTP 2	5 (0-5)
MTP 3	4 (0-8)
MTP 4	3 (0-6)
MTP 5	3 (0-6)

Tabella 5.1. Spostamento (mm) dello spazio dell'articolazione metatarsofalangea nella direzione antero-posteriore. I numeri positivi indicano uno spostamento in avanti

In conclusione, è come se i tessuti molli dell'avampiede si spostassero dalla suola alla regione dorsale del piede, attraverso gli spazi tra i metatarsi. Le articolazioni metatarsofalangee si spostano distalmente rispetto ai tessuti molli della pianta. L'estendersi dei tessuti molli verso la rete di spazi sembra essere ostacolato dal movimento in avanti delle ossa rispetto al tessuto molle. Questo, assieme alla compressione venosa, risulta nella già citata perdita di volume del 9.8% del volume totale nella regione falangeale.

Le variazioni dei tessuti dell'avampiede nel caso statico di appoggio monopodalico è stato studiato anche da Simonsen, 2009. L'articolo parte dalla definizione del piede come una struttura tripodale, in cui il calcagno, e le teste del primo e del quinto metatarso rappresentano i punti di supporto. Questi tre punti sono connessi gli uni agli altri attraverso tre archi: l'arco mediale, l'arco longitudinale e l'arco laterale (come già descritto nel capitolo 1). In questo studio, in particolare, sono stati presi in considerazione l'arco trasversale dell'avampiede (TFA), formato dalle teste metatarsali, e l'arco che le teste metatarsali formano nel piano antero-posteriore, noto come parabola metatarsale di Le Lièvre. Entrambi i piedi sono stati analizzati ai raggi X al massimo carico in due piani. Al soggetto è stato chiesto di spingere con tutto il peso su una gamba e di sporgersi in avanti per caricare al massimo l'avampiede, senza alzare il calcagno.



Figura 5.6. Posizione del piede durante la misurazione con i raggi X in direzione orizzontale.

Questa procedura è stata effettuata in due piani: nel piano antero-posteriore con la direzione del fascio di raggi X diretto a 10° in direzione caudale e nel piano orizzontale con una nuova direzione del fascio: posizionato a 20° rispetto al lato mediale verso avanti (Figura 5.7 c).

Per quantificare l'arco frontale dell'avampiede (FFA), sono state misurate le differenze di lunghezza tra il 2° e il 1°, il 3°, il 4° e il 5° metatarso nel piano anteroposteriore e l'ampiezza delle ossa dell'avampiede è stata misurata come distanza tra i centri del 1° e del 5° capitello (Figura 5.7 b).

Per quantificare, invece, l'arco trasversale dell'avampiede (TFA), l'altezza di ciascuna testa metatarsale è stata determinata come la più breve distanza rispetto alla linea di base delle ossa, definita dalla corteccia plantare del sesamoide più inferiore e del 5° metatarso (Figura 5.7 a).

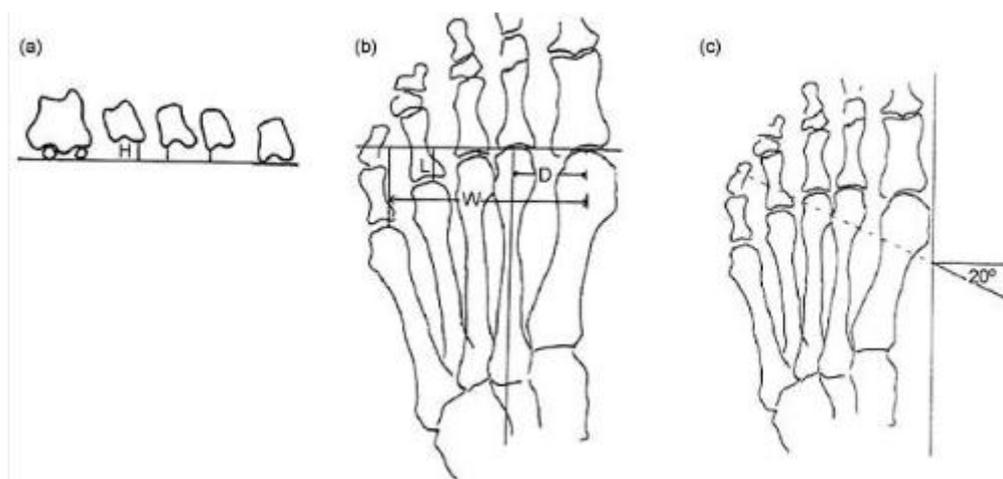


Figura 5.7. a) Determinazione dell'altezza dei metatarsi (H) relativa alla linea di base, che è la linea che mette in connessione la maggior parte della corteccia plantare dei sesamoidi e il 5° metatarso; b) Determinazione della lunghezza dei metatarsi (L) in relazione al 2° metatarso, della distanza (D) e l'ampiezza tra i metatarsi e l'avampiede; c) Direzione del fascio nella proiezione orizzontale del fascio di raggi X sul piede

Dall'indagine, condotta su 200 soggetti di età compresa tra i 18 e i 68 anni, è risultato che la distanza dal suolo a ciascuno dei 2°, 3° e 4° osso metatarsale presenta una distribuzione normale e decresce dal 2° al 4° metatarso. Tale grandezza risulta, infatti essere di 3.91 mm per il 2° metatarso, di 2.97 mm per il 3° e di 2.04 mm per il 4°. L'altezza del 2° osso metatarsale nei vari soggetti ha assunto valori compresi nell'intervallo -1-10 mm, il 3° nella fascia di valori -1-9 mm e il 4° nell'intervallo -1-6 mm (Figura 5.8).

Per descrivere la geometria dell'arco trasversale dell'avampiede, l'altezza di ciascun metatarso è stata plottata sulla distanza di ciascun metatarso rispetto al primo metatarso (Figura 5.8)

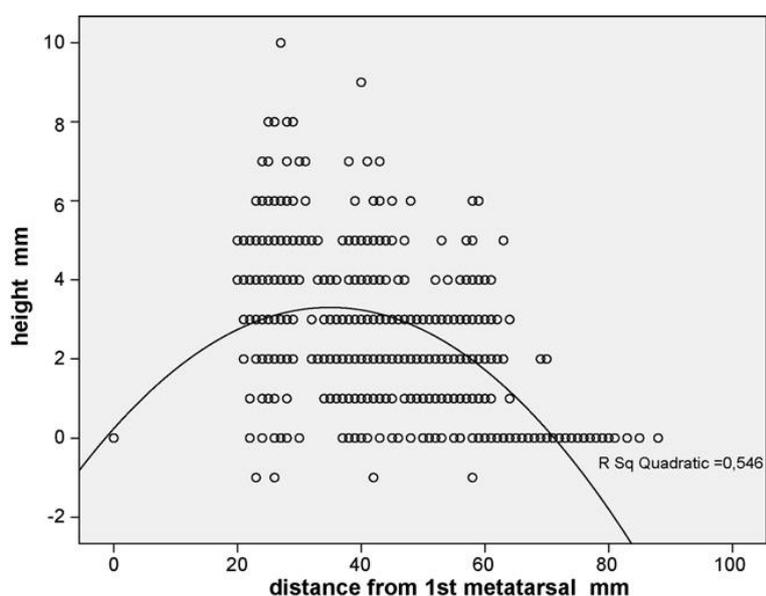


Figura 5.8. Geometria dell'arco trasversale del piede. Ciascuna delle altezze è plottata rispetto alla distanza del metatarso rispetto al 1° metatarso.

Le formule utilizzate per calcolare la lunghezza e l'altezza dei metatarsi è stata stabilita a partire dai dati ottenuti, attraverso una regressione lineare. La differenza media della lunghezza dei metatarsi, L, rispetto alla lunghezza del secondo metatarso è presentata qui di seguito:

$$L1 \text{ (mm)} = -1.195 + 0.41 W;$$

$$L3 \text{ (mm)} = 4.529 + 0.008 W;$$

$$L4 \text{ (mm)} = 4.834 + 0.136 W;$$

$$L5 \text{ (mm)} = 5.313 + 0.334 W;$$

L'altezza media dei metatarsi, H, relativa alla linea di base delle ossa è:

$$H2 \text{ (mm)} = 2.408 + 0.021 W;$$

$$H3 \text{ (mm)} = 1.020 + 0.28 W;$$

$$H4 \text{ (mm)} = -1.011 + 0.044 W;$$

dove W è lo spessore dell'avampiede (mm), determinato come mostra Figura 5.7.

Da questa sperimentazione è risultato che la distanza media dal pavimento alle ossa, che può essere approssimata allo spessore del tessuto molle, decresce linearmente da 10 mm sotto al 1° metatarso fino a 6 mm sotto al 5° metatarso. Non è stato riportato, invece, lo spessore sotto ai sesamoidi.

Quanto agli archi, invece, i dati da questi campioni confermano che l'anatomia dell'avampiede nel piano anteroposteriore è caratterizzata dalla parabola metatarsale di Le Lièvre e hanno dimostrato l'esistenza di un arco osseo nell'avampiede lungo il piano orizzontale: l'arco trasversale dell'avampiede (TFA). In questa sperimentazione, è risultato, inoltre, che le altezze medie per il 2°, il 3° e il 4° metatarso sono di 3.8, 2.8 e 1.9 mm rispettivamente, benché il test sia stato eseguito nella condizione di massimo carico.

Inoltre, è stato dimostrato che il TFA è correlato all'ampiezza dell'avampiede e i maschi hanno un'ampiezza maggiore rispetto alle femmine. Quanto alla parabola di Le Lièvre, le lunghezze del 3°, 4° e 5° metatarso sono, rispettivamente, di 5.2, 14.3 e 28.6 mm se comparate con il 2° metatarso.

Maestro, 2003, aveva quantificato la parabola di Le Lièvre su 40 piedi. Ha scoperto che il 1° metatarso era o lungo quanto il 2° metatarso o più piccolo di questo di al massimo 2 mm, mentre la lunghezza del 3°, 4° e 5° rispetto al 2° metatarso era, rispettivamente, di 3.4, 9.8 e 21.9 mm inferiore.

5.2. Ciclo del passo

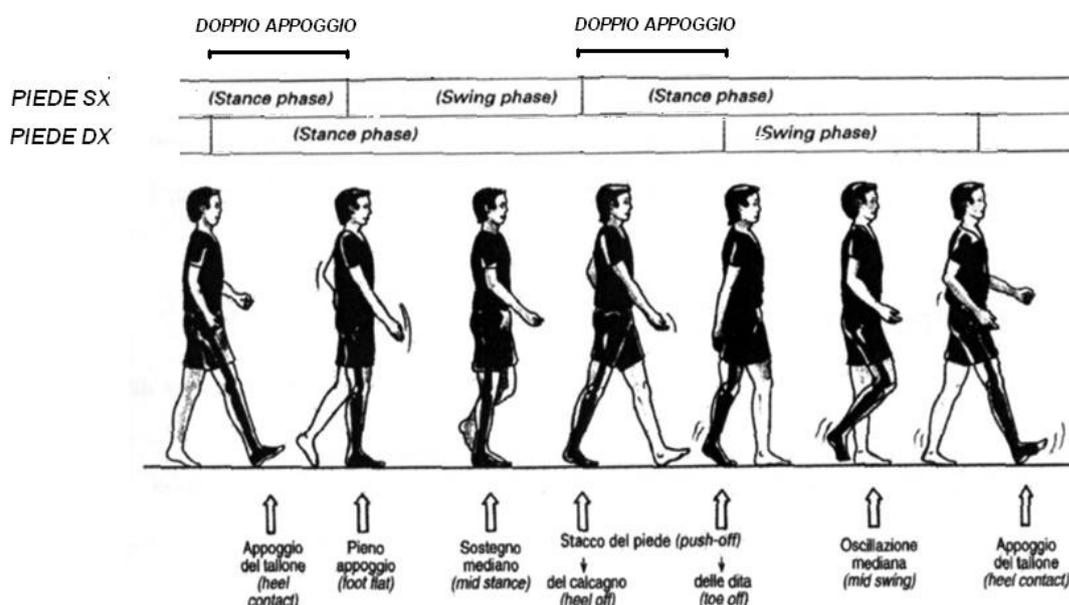


Figura 5.9. Il ciclo del passo e le fasi in cui è suddiviso

Il ciclo del passo è il periodo di tempo tra un evento (di solito il contatto iniziale tra un piede e il suolo) ed il successivo verificarsi dello stesso evento per lo stesso piede. Il ciclo del passo è suddiviso in sette fasi (come mostra la Figura 5.9): appoggio del tallone (heel contact), pieno appoggio (foot flat), sostegno mediano (mid stance), stacco del piede (push off, che è costituito da due fasi: stacco del calcagno, o heel off, e stacco delle dita, o toe off), oscillazione mediana (mid swing), appoggio del tallone (heel contact). Le prime cinque fasi presentano la caratteristica comune di avere il piede sotto analisi in contatto, parziale o completo, con il suolo. Le ultime due fasi caratterizzano il periodo di tempo in cui il piede in esame non è in contatto con il suolo.

In questa tesi verranno analizzate le fasi di heel off, ovvero quando il tallone si stacca dal suolo, e di toe off, quando cioè il piede appoggia al suolo soltanto attraverso le dita del piede ed è pronto per dare la spinta finale, alla quale seguirà lo stacco del piede dal suolo (in Figura 5.9).

5.3. Variazioni dei tessuti molli dell'avampiede nelle fasi di heel off e di toe off

Durante le ultime fasi del passo in cui il piede è a contatto con il suolo (ovvero le fasi di heel off e di toe off), l'avampiede subisce molti cambiamenti, dovuti al sostegno del peso corporeo, che si manifestano attraverso variazioni degli angoli tra i segmenti ossei, in seguito alla rotazione delle articolazioni, e deformazioni dei tessuti stessi, evidenti ad esempio dalla diminuzione del loro spessore.

5.3.1. Cinematica dell'avampiede nelle fasi di heel off e di toe off

Caravaggi, 2010, ha studiato la rotazione delle articolazioni per diverse velocità di locomozione, posizionando sui soggetti studiati dei sensori in punti ben definiti della gamba e del piede. Registrando il movimento reciproco tra i sensori, è stato poi determinato lo spostamento delle articolazioni. Di particolare interesse sono i dati relativi alle rotazioni tra calcagno e metatarsi, poiché rendono conto della rotazione dell'articolazione metatarsofalangea.

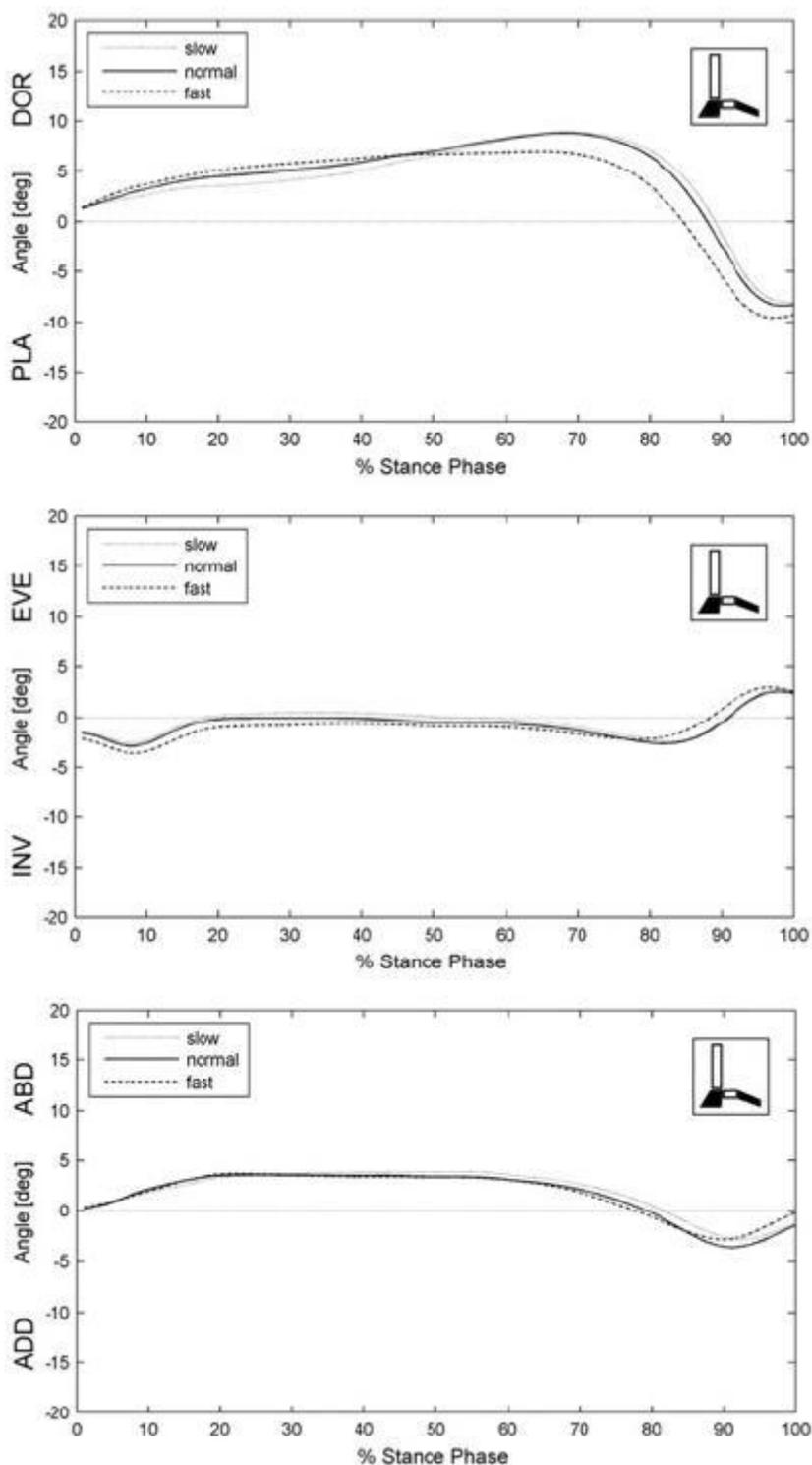


Figura 5.10. Media temporale (in percentuale della fase di appoggio) dei profili di rotazione degli angoli tra calcagno e metatarso per tre diverse velocità. Nel grafico in alto, dorsiflessione/flessione plantare; nel grafico centrale, eversione-inversione; nel grafico in basso, abduzione/adduzione

E' risultato che per tutte le articolazioni la velocità dell'andatura influenza la rotazione nel piano sagittale e fa aumentare la flessione plantare nella fase di appoggio finale e di stacco delle dita. In particolare, nel piano sagittale si hanno le maggiori variazioni, come mostra la Figura 5.10, e si può osservare una dorsiflessione accentuata fino all'appoggio intermedio, seguita da una notevole plantarflessione fino alla fase di preoscillazione. La velocità provoca un aumento della flessione plantare e in minor misura della flessione dorsale. Nel piano frontale, all'aumentare della velocità si verifica un aumento dell'inversione del metatarso fino alla fase di appoggio intermedio, per poi risultare everso nelle ultime fasi dell'appoggio, benché per una breve durata. Nel piano trasversale si verifica l'adduzione dell'avampiede rispetto al calcagno, a partire dall'appoggio intermedio e durante le fasi successive.

Phase	Rotation	Slow			Normal			Fast		
		Mean	Median	SD	Mean	Median	SD	Mean	Median	SD
0-10%	DP	1.7	1.5	0.9	2.2	1.9	1.1	2.5	2.0	1.3
	EI	1.6	1.4	0.7	1.6	1.6	0.8	1.8	1.6	1.2
	AA	2.1	1.5	1.5	2.2	2.1	1.3	2.1	2.0	1.2
11-20%	DP	1.3	1.1	0.9	1.4	1.3	1.0	1.5	1.2	1.2
	EI	2.3	2.1	1.2	2.3	2.2	1.2	2.3	2.2	1.2
	AA	1.3	1.1	0.8	1.2	1.3	0.6	1.6	1.6	0.9
21-80%	DP	5.6	5.4	1.3	4.8	4.8	1.1	4.6	4.5	1.6
	EI	3.2	3.3	1.0	3.0	2.9	0.9	2.6	2.6	0.9
	AA	4.0	3.9	1.6	4.4	4.1	1.9	4.9	4.5	2.3
81-90%	DP	7.9	7.8	2.1	8.5	8.1	2.1	8.5	8.3	1.8
	EI	2.0	2.0	1.0	2.4	2.3	1.2	3.0	3.3	1.4
	AA	3.0	2.9	1.6	3.2	2.9	1.7	2.2	2.2	1.3
91-100%	DP	6.1	5.4	3.4	5.7	5.2	3.0	4.4	3.4	2.8
	EI	3.3	2.8	2.2	3.3	2.3	2.4	3.1	2.5	2.3
	AA	2.4	2.2	1.2	2.9	2.5	1.5	2.9	3.0	1.8
0-100%	DP	17.6	17.9	2.8	18.1	18.2	2.6	18.0	17.8	3.4
	EI	7.1	6.3	2.8	7.2	6.6	2.8	8.1	7.4	3.1
	AA	8.2	8.0	2.4	8.6	8.9	2.9	7.9	7.5	2.9
foot-flat to heel-rise	DP	3.2	3.2	1.2	2.9	3.0	0.9	2.0	2.0	0.8
	EI	1.0	0.8	0.6	1.1	0.9	0.7	1.2	1.1	0.6
	AA	1.1	1.1	0.6	1.1	1.0	0.6	1.1	0.9	0.7

Tabella 5.2. Rotazioni tra calcagno e metatarso (deg) rispetto ai piani sagittale (DP), frontale (EI) e trasversale (AA), alle tre diverse velocità considerate, per sette intervalli della fase d'appoggio (%)

Confrontando, invece, le rotazioni dell'avampiede tra la camminata e tre diverse velocità di corsa, Phol, 2006, ha dimostrato che le rotazioni subiscono un incremento maggiore tra la camminata e la corsa che tra corsa a diverse velocità, come mostra la Figura 5.11:

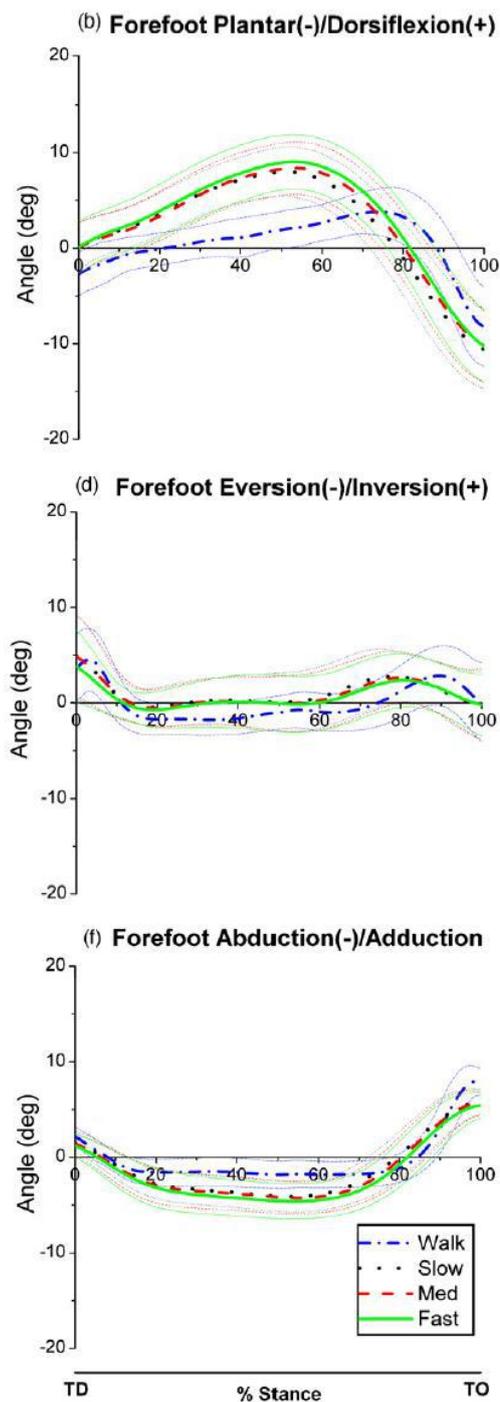


Figura 5.11. Rotazione dell'avampiede nei piani sagittale, frontale e trasversale durante la camminata, la corsa lenta, la corsa a media velocità e la corsa veloce

5.3.2. Variazioni dei tessuti molli dell'avampiede in seguito alla flessione dorsale delle dita

Bojsen-Moller, 1979, analizza, invece, i cambiamenti nei tessuti molli della pianta del piede durante la flessione dorsale delle dita, poiché essa ha luogo due volte durante la stance phase: quando il piede prende contatto con il suolo, in cui viene bloccato il movimento in avanti del piede, e nella fase di push-off, dove il piede trasmette una forza all'indietro contro il terreno (Napier, 1957; Close, 1967).

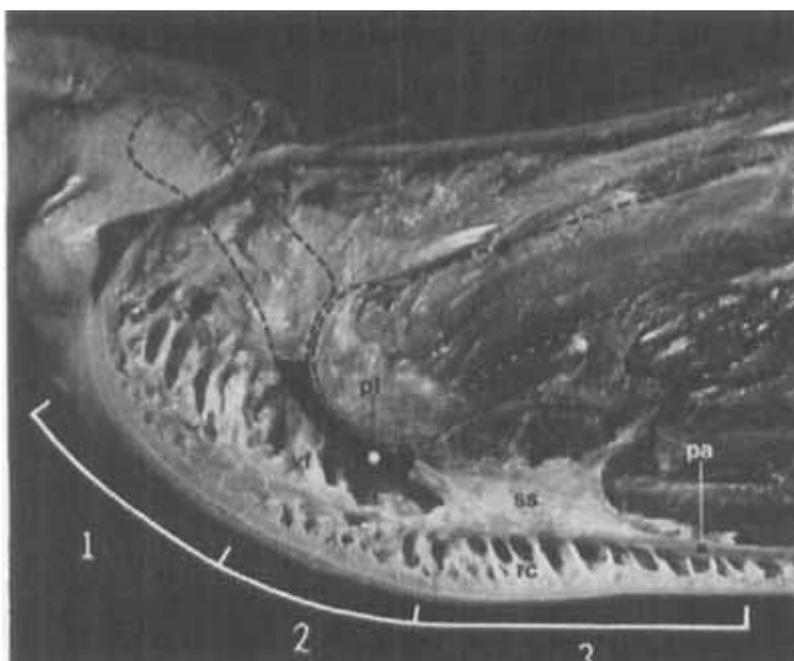


Figura 5.12. Sezione sagittale attraverso il secondo spazio interosseo del piede sinistro. Il tessuto adiposo è stato rimosso per mostrare la struttura dei tessuti connettivi all'interno del piede. Si possono osservare: le ossa metatarsali, la falange prossimale e il legamento plantare (pl). Sono illustrate: la zona distale (1) con 4-5 lamelle trasversali e l'inserimento dell'aponeurosi plantare (pa) nella pelle; la zona intermedia (2), dove sono presenti fibre verticali (vf), le quali formano un cuscinetto sotto alla testa metatarsale; la zona prossimale (3), nella quale i retinacoli della cute (rc) e le fibre profonde dell'aponeurosi plantare sono connessi al legamento plantare attraverso i setti sagittali (ss). Le fibre di tutte e tre le zone sono infine attaccate alla falange prossimale e si tensionano quando la falange viene dorsiflessa.

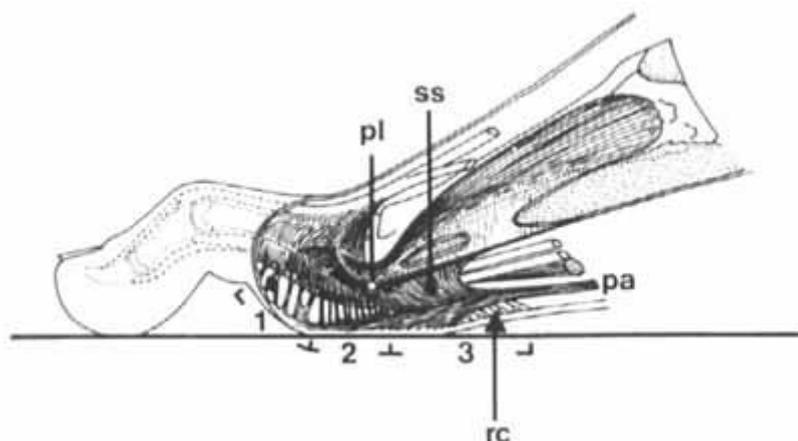


Figura 5.13. Disegno che mostra i tessuti connettivi delle tre zone del tessuto adiposo della pianta del piede. “pl” indica il legamento plantare, “ss” i setti sagittali e “pa” l’aponeurosi plantare

Sono stati considerati 21 studenti senza particolari patologie. E’ stato chiesto loro di eseguire due cicli del passo, a piedi scalzi, a una cadenza di circa 100 passi al minuto e a una lunghezza del passo di 65 cm. E’ emerso che, durante la heel-strike, l’alluce si fletteva dorsalmente di 20-30° e raggiungeva il suolo 40-120 ms dopo della zona in corrispondenza alle teste metatarsali, la quale a sua volta toccava il suolo 60-100 ms dopo la heel-strike. Il contatto delle dita è stato stabilito in due modi diversi: come contatto di tutte e cinque le dita allo stesso tempo e come contatto del primo e del quinto dito, seguiti dal contatto ritardato del secondo, terzo e quarto dito. Durante la successiva fase plantigrada (nella quale la pianta del piede mantiene il contatto con il terreno), la gamba ruota in avanti facendo perno sul piede, fino a raggiungere un’inclinazione in avanti di 20-35°. Questa fase dura in media 375 ms o il 45% della stance phase totale. Dopo questa fase, ha inizio la fase di push off, in cui il tallone si alza da terra.

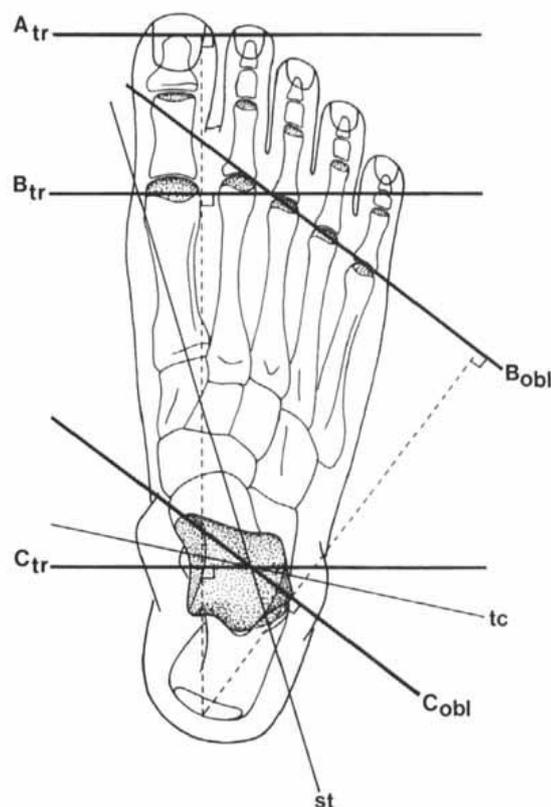


Figura 5.14. Disegno del piede destro che mostra la posizione degli assi. Durante la fase di push-off, i due assi meccanici dell'articolazione della caviglia si combinano negli assi C_{tr} e C_{obl}, che sono paralleli sul piano orizzontale agli assi primari, B_{tr} e B_{obl}, in prossimità della leva metatarsofalangea.

Il piede è stato suddiviso negli assi mostrati in Figura 5.14. L'asse A_{tr} è l'asse passante per la punta del primo dito. L'asse B_{tr} è l'asse passante per le teste dei primi due metatarsi, mentre l'asse B_{obl} passa attraverso le teste degli ultimi quattro metatarsi. Infine, attraverso la caviglia, passano gli assi C_{tr} e C_{obl}.

La fase di push off può essere suddivisa in una fase digitigrada e in una fase unguligrada, della durata di 32% e 14% della stance phase, rispettivamente. Nella fase ditigrada, le dita restano ferme al suolo, mentre il calcagno ruota di 60° attorno a un asse posizionato in corrispondenza delle articolazioni metatarsofalangee (asse B_{tr} o B_{obl} in Figura 5.14). La fase unguligrada inizia con uno spostamento improvviso dell'asse della punta dell'alluce (asse A_{tr} in Figura 5.14) Mentre il dito e l'articolazione metatarsofalangea ruotano di 90° attorno a questo asse posto in posizione distale (asse A_{tr} in Figura 5.14), la relativa

flessione dorsale delle dita non si è ancora compiuta, consentendo al tallone di eseguire una curva più delicata e una più dritta. Alla fine di questa ultima fase, solo la punta dell'alluce e l'unghia sono in contatto con il terreno, il piede è dritto e forma un angolo di circa 90° rispetto alla posizione che assumeva all'inizio della push-off. Infine, il piede continua ad andare avanti e leggermente rivolto verso l'alto con un movimento traslatorio, in una nuova fase di swing.

	range	mean	1.st.dev.	% of total
calcaneograde phase ms	60–100	87	15.6	10.3
plantigrade phase ms	320–440	375	33.2	44.4
digitigrade phase ms	200–320	267	37.5	31.6
unguligrade phase ms	100–140	116	14.4	13.7
total ms	760–900	844	38.0	100.0
maximal metatarsophalangeal dorsiflexion at heel strike	20°–30°	25°	3.0°	
digital delay at heel strike ms	40–120	110	74.6	13.0
tibial inclination at heel rise	10°–25°	21°	4.2°	
maximal metatarsophalangeal dorsiflexion during push off	50°–60°	58°	3.4°	

Tabella 5.3. Durata e movimenti articolari nelle quattro fasi della stance phase

Effetti della flessione dorsale sulla meccanica del piede

Nel piede umano, il secondo osso metatarsale è il più lungo dei cinque (Wood Jones, 1944) e sono stati posizionati due assi a livello dell'articolazione metatarsofalangea tra il secondo metatarso e il secondo dito: un asse passa attraverso le teste dei primi due metatarsi (asse B_{tr}), mentre l'altro asse è disposto in maniera obliqua e attraversa le ossa metatarsali (B_{obl}), dalla seconda alla quinta (Figura 5.14). In uno studio precedente (1978), Bojsen-Moller aveva scoperto che il braccio di resistenza del piede è il 20% più lungo nella fase ditigrada, quando la fase di push-off viene eseguita attorno all'asse trasversale, rispetto a quando si svolge attorno all'asse obliquo. Con l'asse trasverso, la forza esercitata attraverso la leva viene ulteriormente aumentata con l'avanzamento finale dell'asse della punta dell'alluce, mentre con l'asse obliquo il push-off continua, come un rullo sul tessuto adiposo della pianta del piede, e le dita laterali si dispongono dorsalmente. I due assi metatarsofalangei, con le loro braccia di resistenza lunghe e corte, possono supplire a diverse funzioni meccaniche, quali, rispettivamente, una leva veloce durante la camminata normale in piano e in salita. Hanno anche la funzione di aggiustare la direzione di propulsione, in accordo con la richiesta di bilanciamento e nel caso di terreno discontinuo. Pertanto la mobilità delle cinque articolazioni metatarsofalangee è un prerequisito affinché l'avampiede compia le funzioni appena citate.

Trasferimento delle forze di taglio dalla pelle allo scheletro

Se rilassato, il tessuto adiposo della pianta del piede è molle e flessibile. La pelle di questa regione si può muovere da lato a lato e prossimo-distalmente. La flessione dorsale delle dita, però, cambia questa situazione: i tessuti adiposi entrano in tensione, diventando rigidi, mentre la mobilità della pelle si riduce notevolmente. Questo irrigidimento assicura che le forze di taglio, date da accelerazioni, decelerazioni o torsioni, non siano sostenute soltanto dalla pelle, ma anche dai tessuti connettivi sottostanti, e trasferiti così allo scheletro.

Per ottenere una misura oggettiva della rigidità dell'inserimento della pelle della pianta del piede, si ricorre a un oscillatore elettromeccanico, o vibratore, che applica forze di taglio alla pelle e ne misura il movimento risultante. Le misure sono state fatte per ogni 10° di flessione dorsale delle dita e, in base ai due tipi di push off, ovvero per la flessione

dorsale del primo e del secondo dito (asse trasversale) e per le dita, dal secondo al quinto (asse obliquo).

La Tabella 5.4 mostra i risultati ottenuti:

Site no.		Dorsiflexion of the toes					
		0°	10°	20°	30°	40°	50°
1.	1st-2nd toe	1.87 (0.58)	1.66 (0.63)	1.45 (0.70)	1.19 (0.64)	0.90 (0.52)	0.8 (0.54)
	2nd-5th toe	1.88 (0.57)	1.73 (0.66)	1.56 (0.66)	1.26 (0.63)	1.00 (0.53)	0.83 (0.38)
2.	1st-2nd toe	1.46 (0.49)	1.31 (0.49)	1.11 (0.47)	0.97 (0.44)	0.83 (0.40)	0.89 (0.47)
	2nd-5th toe	1.43 (0.51)	1.16 (0.48)	0.96 (0.47)	0.79 (0.39)	0.61 (0.30)	0.53 (0.29)
3.	1st-2nd toe	2.81 (1.00)	2.49 (1.05)	2.12 (1.11)	1.63 (1.04)	1.3 (0.90)	0.98 (0.71)
	2nd-5th toe	2.88 (1.00)	2.47 (1.04)	2.1 (1.01)	1.75 (0.93)	1.37 (0.85)	1.97 (0.86)
4.	1st-2nd toe	3.27 (0.97)	3.01 (1.11)	2.64 (1.12)	2.24 (1.07)	1.78 (0.95)	1.28 (0.75)
	2nd-5th toe	3.46 (0.98)	3.15 (1.06)	2.86 (1.09)	2.42 (1.01)	2.16 (1.01)	2.04 (0.84)

Tabella 5.4. Spostamenti della pelle (mm) nelle quattro posizioni mostrate in Figura 5.15. Per ciascun sito sono illustrati, per 27 persone, il valore medio e la deviazione standard per la flessione dorsale di 50° del primo e del secondo e dal secondo al quinto, rispettivamente

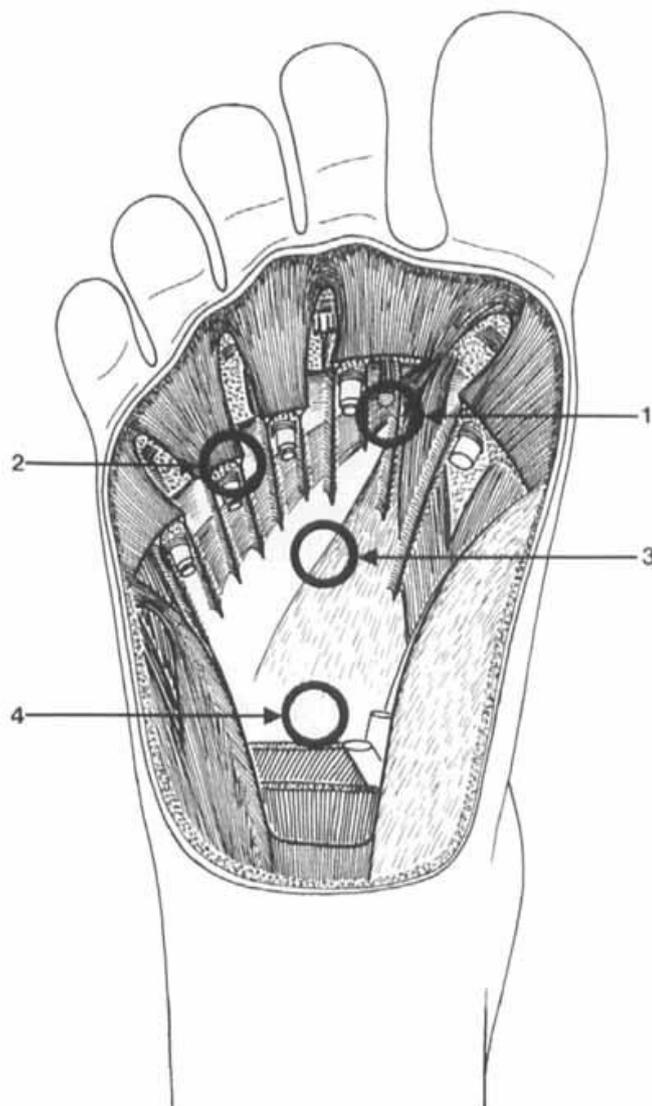


Figura 5.15. Vista plantare del piede destro, che mostra i tessuti connettivi, in particolare: la zona prossimale del tessuto adiposo plantare, con i dieci setti sagittali; la zona intermedia con i cinque cuscinetti che proteggono le teste metatarsali; la zona distale con l'inserimento delle fibre superficiali dell'aponeurosi plantare e alcune fibre trasversali. Sono stati numerati i quattro siti, la cui mobilità è stata testata.

E' stato scoperto che la restrizione dei movimenti della pelle è influenzata maggiormente dalla flessione dorsale del primo e del secondo dito che dalla flessione dorsale delle dita dal secondo al quinto, ad eccezione della regione laterale del tessuto adiposo plantare (sito 2 in Figura 5.15). Inoltre, è necessaria una flessione dorsale di 35°-40° per ottenere una diminuzione dell'ampiezza del 50%. Un'altra scoperta è il fatto che la pelle che

ricopre il tessuto adiposo plantare, nella zona laterale della pianta del piede, è quello che si muove di meno.

Inoltre, è stato identificato che le differenze nella mobilità della pelle tra individui risultano significative.

Nel momento in cui il tessuto adiposo plantare prende contatto con il suolo e viene coinvolto nella decelerazione del piede, le falangi prossimali vengono dorsiflesse di 25°-30° (Tabella 5.3). In quell'istante, la mobilità della pelle nel sito 3 (in Figura 5.15) avrebbe raggiunto metà della restrizione che può ottenere. Durante la fase di push off, le dita si dorsiflettono di 55°-60° e la massima restrizione della pelle la si ha nei siti 1 e 2 (in Figura 5.15), che in questa fase sono in contatto con il terreno e raggiungono una flessione dorsale di 45°-50°. La pelle e i tessuti connettivi che si trovano sotto di esse hanno una struttura che li rende adatti ad assorbire le forze di taglio, generate dalla rapida accelerazione finale.

E' fondamentale osservare che le fibre di collagene nelle diverse zone del tessuto adiposo plantare sono direzionate lungo la direzione delle forze a cui devono resistere (come mostrano le Figure 5.12 e 5.13). Durante la fase di push off, la pelle tende a scivolare anteriormente, ma viene bloccata dalle fibre superficiali dell'aponeurosi plantare, la quale si inserisce nella zona distale ed è perciò in grado di trasmettere la forze al calcagno. Durante la frenata, è la zona prossimale ad essere in contatto con il suolo e la spinta posteriore viene intercettata dalle fibre che scivolano anteriormente.

In conclusione, essendo il piede umano non prensile, la maggiore ampiezza del movimento delle dita viene osservata nella flessione dorsale delle articolazioni metatarsofalangee, piuttosto che nella flessione plantare delle stesse. La flessione dorsale avviene due volte durante la stance phase del ciclo del passo. Una flessione dorsale attiva inizia subito prima del contatto del tallone e continua fino a dopo che il tessuto adiposo plantare prende contatto con il terreno. Una flessione dorsale passiva avviene dopo che il calcagno si alza dal pavimento, prima della fase di push off, quando cioè le dita sono costrette a restare in posizione dorsale dal peso corporeo.

La flessione dorsale è essenziale affinché il piede svolga le sue funzioni e rende possibile l'assorbimento delle forze di taglio da parte dei tessuti della pianta del piede.

5.4. Dinamica dell'avampiede nelle fasi di heel off e di toe off

Stokes, 1979, ha studiato il comportamento dell'avampiede nella variazione delle angolazioni tra i segmenti ossei per analizzare ciò che avviene durante tutta la fase d'appoggio. Ha misurato il carico su ogni dito, il momento di questa forza rispetto all'articolazione metatarsofalangea, la forza su ogni testa metatarsale e il suo momento corrispondente all'articolazione metatarsofalangea. Dall'analisi di questi dati, ha estrapolato le seguenti evidenze.

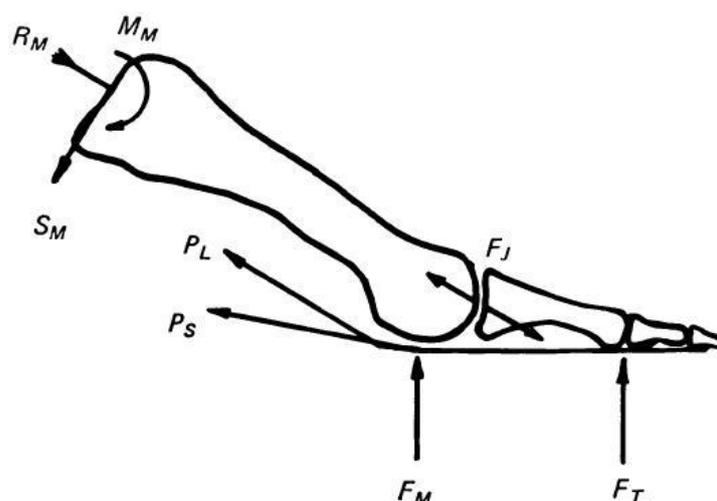


Figura 5.16. Diagramma a corpo libero con le forze considerate (P_L è la tensione del tendine del flessore lungo; P_S è la tensione del tendine del flessore breve; F_J è la forza dell'articolazione; R_M è la somma delle forze lungo l'asse principale del metatarsale; S_M è la somma delle forze tangenziali dell'osso; M_M è il momento flettente alla base del metatarso, dove si approssima che l'asse del metatarso passi attraverso il centro di entrambi gli archi dell'articolazione; F_T è la reazione del suolo sul dito; F_M è la reazione al suolo sotto la testa de metatarso)

Nella fase finale del contatto dell'avampiede è presente un picco di forza attorno al 30% del peso corporeo (BW) sul primo dito, circa il 10% BW su secondo dito e forze inferiori sulle altre tre dita. Pertanto si può dedurre che il primo raggio sostenga i carichi maggiori e il quinto i minori. Nelle fase finali di appoggio, circa il 40% BW è sulle dita e, quindi, sull'avampiede. In particolare, il carico maggiore nel cammino è nella prima articolazione metatarsofalangea (la più larga, dal punto di vista fisico). Il metatarso sostiene prima il

carico dovuto alla forza di reazione al suolo (F_T), e poi il carico dovuto alla forza dell'articolazione metatarsofalangea (F_J). La forza di reazione al suolo e la forza dell'articolazione producono una notevole forza assiale nel metatarso durante la deambulazione, oltre a carichi non assiali, che generano un momento flettente (M_M) nei legamenti che legano tarso e metatarso. Il primo metatarsale presenta una superficie articolare larga e un'inclinazione orizzontale elevata, per minimizzare le forze tangenziali e flettenti. Si tratta di un dito forte dal punto di vista meccanico. Le altre ossa metatarsali sono, invece, più piccole.

I carichi sulle dita sono bilanciati dalle tensioni dei tendini flessori delle dita (P_L e P_S) e dai fasci tendinei. Le forze reagiscono contro l'articolazione metatarsofalangea per produrre una forza di 600 N nella prima articolazione e di circa 100 N nel quinto dito. E' presente una considerevole variabilità nella distribuzione del carico nell'avampiede tra individui e, di conseguenza, nelle forze da esso calcolate.

Le ossa sesamoidi aumentano la distanza dei tendini flessori dalla prima articolazione e ciò serve a minimizzare la forza dell'articolazione;

Se si riducono i carichi sulle dita, si verifica un aumento del 10% del momento flettente del metatarso, assieme a una riduzione di circa un terzo delle forze assiali sul metatarso stesso.

5.5. Risposta meccanica dei tessuti molli nella fase di push off

Come già accennato all'inizio del paragrafo 5.3, il tessuto può presentare deformazioni in seguito all'applicazione di un carico.

In particolare, Cavanagh, 1999, ha misurato lo spessore dei tessuti molli della pianta di un piede scalzo durante il cammino, grazie all'utilizzo di una sonda ricetrasmittitore lineare (illustrata in Figura 5.17).

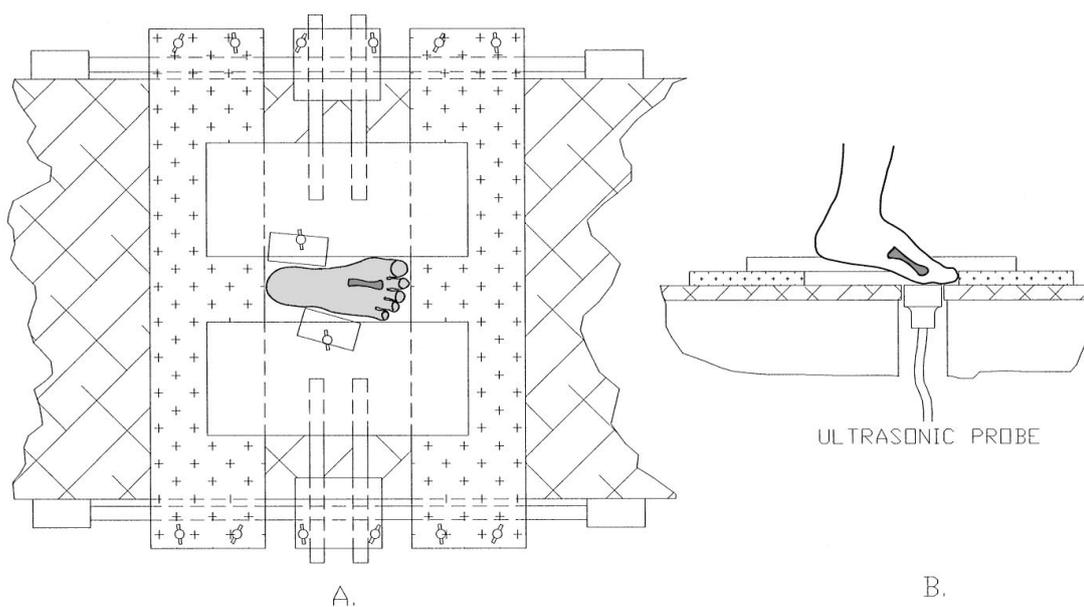


Figura 5.17. A, disegno schematico del dispositivo sperimentale. La sonda ad ultrasuoni lineare è stata montata a livello del pavimento. L'asse della sonda può essere ruotato di 90°. Il dispositivo di posizionamento del piede evita che il piede scivoli sul gel per gli ultrasuoni e assicura che il piede mantenga una relazione spaziale uniforme con la sonda. B, vista laterale del set up sperimentale e della sonda

Lo scopo dell'indagine è di misurare i cambiamenti dello spessore del tessuto adiposo sotto alla testa del secondo metatarso durante il passo di cinque soggetti sani, senza patologie ai piedi.

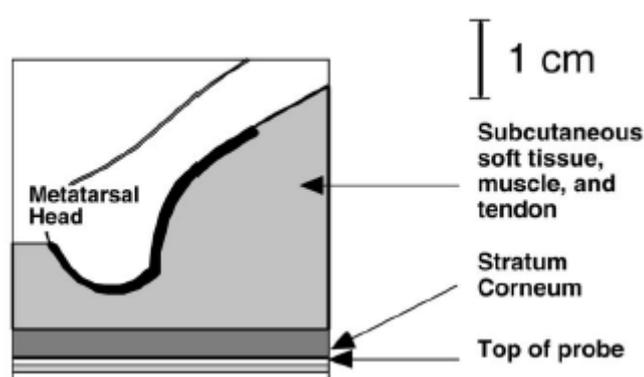


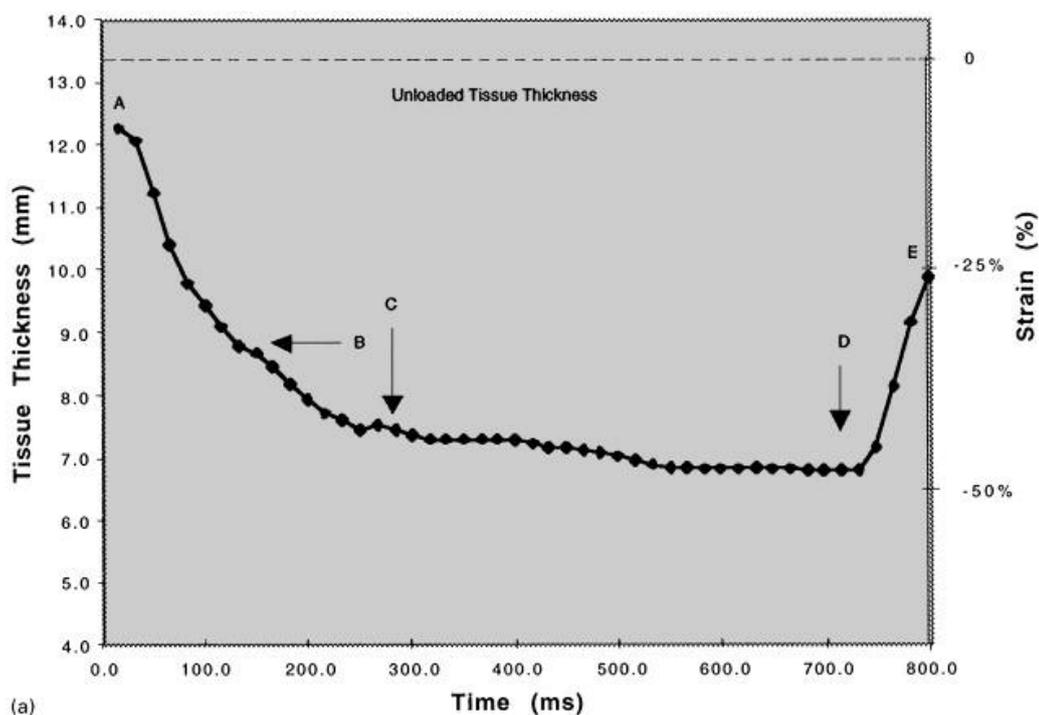
Figura 5.18. Diagramma schematico delle strutture analizzate nello studio di Cavanagh, 1999. La spessa linea nera indica la parte del metatarso che è chiaramente visibile con lo scanner a ultrasuoni

La Figura 5.19 mostra un tipico andamento dello spessore del tessuto nel tempo, per un piede completamente a contatto con il terreno. Il grafico comincia dalla metatarsal head strike alla metatarsal off. E' presente anche una seconda scala, che indica la deformazione del tessuto molle, basata sullo spessore del tessuto in condizione non di carico:

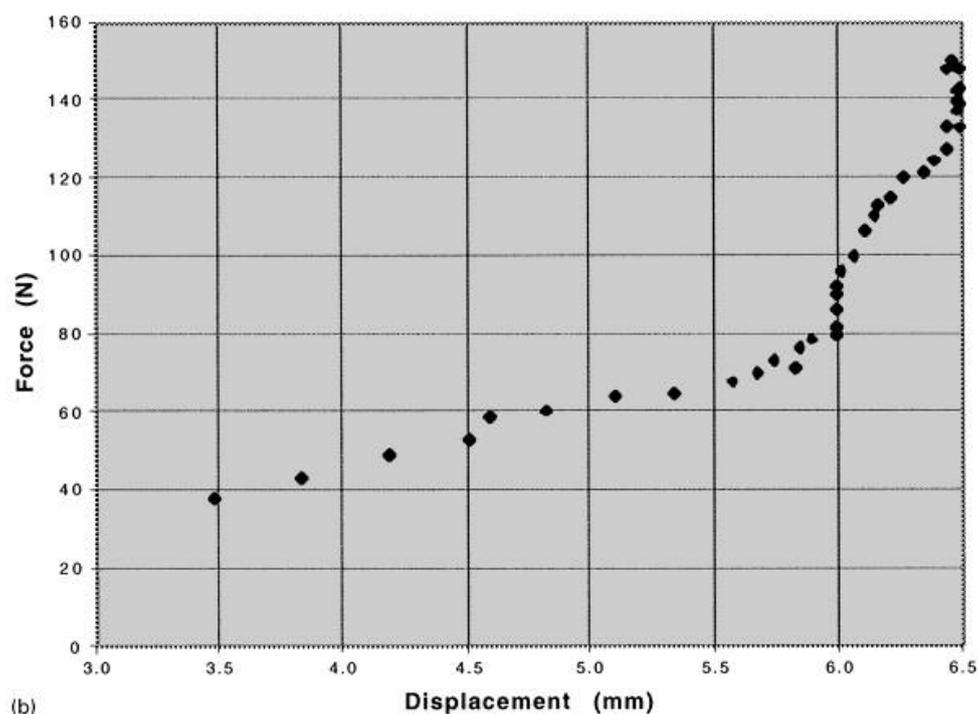
deformazione tessuto = variazione spessore/spessore iniziale * 100.

Si nota che una lenta compressione continua per i successivi 450 ms, fin subito prima che si perda il contatto della testa del metatarso con la sonda, quando cioè si verifica il rapido movimento verticale del piede durante la fase di toe-off.

Nel grafico in basso di Figura 5.19, è rappresentato l'andamento forza-spostamento.



(a)



(b)

Figura 5.19. (a) Tipico grafico spessore tessuto vs. tempo in millimetri, che inizia con il contatto del piede con il suolo e termina alla fine dello stacco dell'avampiede dal suolo. L'asse che indica la deformazione del tessuto si basa sullo spessore nella condizione senza carico (linea tratteggiata). (b) Relazione forza vs. spostamento, durante la fase di carico del tessuto sotto alla testa metatarsale.

I valori medi dello spessore dei tessuti in condizione non di carico, per la massima compressione e per la massima deformazione sono, rispettivamente, 15.2 ± 1.6 mm, -7.0 ± 1.2 mm e $-45.7\% \pm 6.7\%$, come mostra la Tabella 5.5:

Subject	Initial thickness (mm)	Trial 1		Trial 2		Trial 3		Average maximum deformation (mm)Average maximum strain (%)	
		Maximum deformation (mm)	Maximum strain (%)	Maximum deformation (mm)	Maximum strain (%)	Maximum deformation (mm)	Maximum strain (%)		
1	15.7	-5.4	-34.4	-5.8	-36.6	-6.2	-39.5	-5.8	-36.8
2	14.1	-6.2	-43.7	-6.2	-43.8	-6.2	-43.7	-6.2	-43.7
3	13.3	-6.5	-48.6	-6.3	-47.5	-6.6	-49.4	-6.4	-48.5
4	15.9	-8.4	-52.8	-8.9	-56.0	-9.0	-56.3	-8.8	-55.0
5	17.2	-7.3	-42.6	-8.6	-49.7	-7.1	-41.1	-7.7	-44.5
Average all subjects	15.2							-7.0	-45.7

Tabella 5.5. Deformazione in (%) e in (mm) del tessuto adiposo plantare per tutte le prove in tutti i soggetti nel punto di massima compressione del tessuto (punto D in Figura 5.19). I valori negativi indicano la compressione.

E' presente una notevole somiglianza nei valori a massima compressione tra ciascun soggetto.

Bygrave, 1992, ha invece misurato la deformazione dei tessuti molli dell'avampiede, dalla differenza tra gli spessori di tali tessuti nella configurazione in cui il piede non è caricato e nella configurazione in cui il piede è sottoposto al carico dato dal peso corporeo. Ha inoltre studiato l'arco trasversale formato dai metatarsi nelle due condizioni sopra citate, dove il primo metatarso non viene sollecitato direttamente dal peso corporeo, ma lo sostiene attraverso i sesamoidi mediale e laterale ad esso associati. Quando il piede è caricato dal peso corporeo, l'arco trasversale dei metatarsi si appiattisce in modo tale che il piede diverge da entrambi i lati del secondo metatarso e le teste dei metatarsi assumono posizioni più o meno lineari e si trovano tutti circa alla stessa profondità al di sopra della superficie plantare del piede.

Nella configurazione non di carico si ha una situazione simile a quella appena presentata per la configurazione di carico.

Passando dalla posizione di non carico a quella di carico, le teste metatarsali e i sesamoidi sembrano muoversi verso il basso a distanze quasi uguali, in una regione di 1-1.5 mm. I metatarsi mediali compiono un movimento leggermente più ampio dei metatarsi laterali.

Lo spessore del tessuto molle plantare sotto al quinto metatarso, nella condizione di non carico, raggiunge un valore di 6.5 mm, mentre sotto al primo metatarso risulta di circa 13 mm, 7 mm e 8.5 mm, rispettivamente, sotto i sesamoidi mediale e laterale. La riduzione dello spessore dei tessuti dalla condizione di non carico e quella di carico con il peso corporeo è dell'ordine di 1-2 mm, che rappresenta una riduzione dello spessore del 10-15%.

CAPITOLO 6. MODELLAZIONE NUMERICA

La modellazione numerica consiste nel suddividere un corpo (2D o 3D) in elementi geometrici di dimensioni inferiori e studiare, in questo caso, il comportamento e le proprietà biomeccaniche del corpo stesso, attraverso lo studio del comportamento e delle proprietà dei singoli elementi (chiamati elementi finiti). Quando si ottiene un modello usando un numero finito di elementi, si parla di problema discreto.

La modellazione numerica è stata introdotta con lo scopo di risolvere in modo relativamente facile problemi meccanici di particolare complessità, indotta dalla particolare geometria o dalle configurazioni di carico.

In particolare, il metodo agli elementi finiti (FEM) è una tecnica numerica che consente di cercare soluzioni approssimate di problemi descritti da equazioni differenziali alle derivate parziali, riducendo tali equazioni ad un sistema di equazioni algebriche. Uno dei concetti base su cui si fonda il metodo di analisi agli elementi finiti è la discretizzazione. La discretizzazione è l'atto di scegliere soltanto un certo numero di punti discreti di un corpo, che equivale a descrivere una struttura attraverso un numero di punti finiti. Un modo per discretizzare una struttura è dividerla in un sistema equivalente di strutture più piccole o unità, tali che il loro assemblaggio dia luogo alla struttura reale.

Essendo il numero di suddivisioni molto grande, risulta impossibile analizzare manualmente un numero così grande di dati, pertanto si ricorre all'uso di un elaboratore elettronico. Gli elementi in cui un corpo può essere suddiviso possono essere di varia forma, quali ad esempio, triangoli e quadrilateri per domini 2D e tetraedri ed esaedri per domini 3D. La griglia composta da questi elementi è detta mesh. Su ciascun elemento si assume che la soluzione del problema sia espressa dalla combinazione lineare di funzioni, dette funzioni di base o funzioni di forma. Poiché la funzione viene approssimata, i valori calcolati nei punti non necessariamente risulteranno essere i valori esatti della funzione, ma quelli che daranno il più piccolo errore su tutta la soluzione.

Viene usato il metodo agli elementi finiti per risolvere problemi basati sia su leggi costitutive di tipo lineare (ad esempio, i problemi sforzo-deformazione in campo elastico)

che per lo studio di problemi di tipo non lineare (come il comportamento non lineare di alcuni materiali, quali materiali viscosi, plastici o viscoplastici).

6.1. Costruzione del modello numerico

La costruzione del modello numerico interpretativo del sistema, deve seguire i seguenti passi:

- la ricostruzione geometrica del sito anatomico;
- la formulazione di modelli costitutivi interpretativi il comportamento meccanico dei tessuti biologici;
- la valutazione della distribuzione delle proprietà meccaniche dei tessuti biologici in corrispondenza del sito anatomico;
- la definizione delle modalità di sollecitazione del sistema in analisi.

Si è soliti partire dall'acquisizione di dati da tomografia computerizzata e si elaborano questi dati per ottenere un modello solido virtuale preliminare. La ricostruzione del modello solido virtuale preliminare ha luogo attraverso l'uso di software di analisi di immagine e 3D CAD. Questo modello è, però, definito sulla base dei dati provenienti dalla tomografia computerizzata di un singolo soggetto e, pertanto, la geometria ottenuta deve essere rielaborata sulla base di dati morfometrici medi, al fine di conseguire un modello solido virtuale che rappresenti una configurazione media del sito anatomico.

Per poter ottenere dal modello solido il modello numerico, è necessario integrare al primo modello le informazioni relative alle caratteristiche biomeccaniche del tessuto.

Infine, è essenziale porre sia le condizioni di vincolo che le condizioni al contorno presenti sul corpo che si vuole andare a modellare.

6.2. Vantaggi e svantaggi dell'uso dell'analisi agli elementi finiti

In generale l'analisi agli elementi finiti presenta sia vantaggi che svantaggi. I vantaggi consistono nella possibilità di trattare problemi di campo:

- definiti su geometrie complesse;
- relativi ad una larga varietà di problemi ingegneristici (ad esempio di meccanica dei solidi e dei fluidi);
- con complesse condizioni di vincolo;
- con complesse condizioni di carico.

Gli svantaggi consistono, invece:

- nelle approssimazioni della soluzione inerenti all'approccio ad elementi finiti utilizzato, dovute a: errori di discretizzazione del dominio di forma non regolare mediante l'assemblaggio di elementi finiti di forma molto regolare (triangolare o rettangolare nel caso di problemi piani); errori di interpolazione della soluzione all'interno dei singoli elementi finiti mediante semplici funzioni polinomiali;
- negli errori connessi alle procedure di calcolo utilizzate (errori di calcolo inerenti al numero limitato di cifre significative con cui lavora un computer; per lo stesso motivo, sono presenti difficoltà numeriche del computer con numeri molto grandi e molto piccoli);
- nei facili errori di modellazione cui l'utente è soggetto.

6.3. Modelli numerici dei tessuti molli dell'avampiede in letteratura

Il riferimento ai modelli numerici trattati in letteratura è importante per valutare come vengono modellati i tessuti molli dell'avampiede e per le condizioni al contorno poste sul sistema.

Budhabhatti, 2007, ha sviluppato un modello agli elementi finiti del primo raggio. Questo a partire da una risonanza magnetica (caratterizzata dalla dimensione dei voxel pari a 0.5 mm) del piede destro di un soggetto maschio sano. Il modello rappresenta le strutture del primo raggio: primo metatarsale, sesamoidi, falangi prossimale e distale e i tessuti molli, come si vede dalla Figura 6.1.

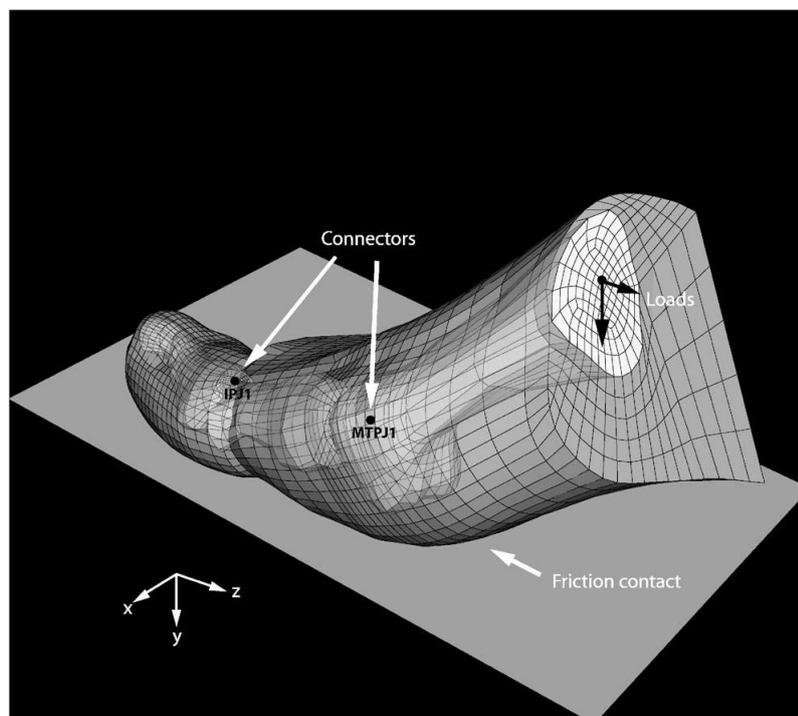


Figura 6.4. Modello agli elementi finiti del primo raggio del piede

Quanto alla costruzione del modello, i tessuti molli sono stati considerati come un materiale iperelastico incomprimibile, mentre il tessuto osseo è stato considerato come un corpo rigido.

Per la definizione della cinematica del primo raggio, sono stati usati dei connettori, posizionati nell'articolazione metatarsofalangea e interfalangea.

Da una parte il tessuto molle è collegato alle ossa, mentre dall'altra, cioè all'interfaccia tra il tessuto molle deformabile e il suolo rigido, sono stati definiti dei contatti. Il coefficiente tra le superfici di contatto è stato posto a 0.5.

Il piede è stato posizionato sopra una piattaforma rigida, con lo scopo di simulare l'inizio dell'appoggio finale della camminata, ovvero nel caso in cui le forze sotto all'avampiede sono maggiori. Il primo raggio è stato isolato per calcolare la forza verticale di 294 N, mentre una forza orizzontale di 53 N (quindi il 18% della forza verticale) è applicata alla base del metatarso.

Sono state applicate alle articolazioni metatarsofalangea e interfalangea i momenti di flessione plantare, rispettivamente, di 5.59 N/m e di 0.47 N/m. Le forze applicate alla base del metatarsale e i momenti relativi alle articolazioni vengono diminuite progressivamente e monotonicamente, fino ad annullarsi nello stacco delle dita. Simultaneamente, è stata imposta una rotazione di 45° del metatarso, con lo scopo di simulare il movimento globale del piede.

I risultati della simulazione sono presentati qui di seguito.

L'angolo di flessione plantare delle articolazioni metatarsofalangea e interfalangea, nel momento del massimo della forza, è di 2.1° e 6.3°, rispettivamente. Il momento che consente di mantenere questa posizione è di 5.59 N/m e 0.47 N/m.

Nel modello sono state definite le proprietà di non linearità del tessuto molle e la definizione del contatto tra piede e suolo. Il modello consente, inoltre, di simulare in maniera realistica la fase di appoggio finale del passo, ovvero quando il piede riceve il massimo carico.

Budhabhatti ha fatto poi un confronto tra mesh differenti e risultati sperimentali.

Per le misurazioni sono stati usati sensori di pressione di area di 25 mm² e sono stati testati due modelli. Un modello approssimativo, in cui le aree medie delle interfacce degli elementi erano di 22 mm², e quindi simili alle aree dei sensori di pressione. L'altro modello è più fine, con le aree medie delle interfacce degli elementi pari a 12 mm². In questo caso, le pressioni sono risultate essere maggiori di quelle sperimentali. Il rapporto

tra il valore massimo delle pressioni sulla testa del metatarso e sul primo dito è del 81%, come mostra la Figura 6.3:

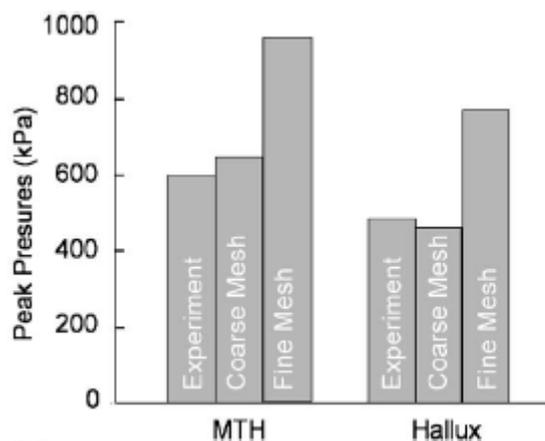


Figura 6.5. Pressioni plantari sotto al metatarso e sotto all'alluce, ottenute sperimentalmente e con i due modelli (approssimativo e fine)

E' importante riportare le assunzioni fatte per costruire il modello numerico. Innanzitutto i tessuti molli sono stati considerati come un unico tessuto, senza distinguere tra pelle, tessuto adiposo, muscoli, ecc. A questo materiale rappresentante l'insieme dei tessuti molli dell'avampiede sono state assegnate le proprietà del cuscinetto del tallone, per descrivere il suo comportamento elastico non lineare, e questo rappresenta un comportamento meccanico meno rigido dei tessuti molli dell'avampiede. E' stato, poi, scelto di includere i sesamoidi nella testa del metatarso, con lo scopo di semplificare la descrizione cinematica delle ossa, e sono state fatte muovere assieme alla falange prossimale. Un'altra assunzione usata nel modello è l'implementazione di una forza orizzontale, trattandosi di una componente fondamentale del ciclo del passo, poiché agisce come forza di propulsione durante l'appoggio finale. Questa forza è stata assunta basandosi sul rapporto tra la componente verticale della forza di reazione al suolo su quella anteroposteriore nell'istante di picco della forza nell'avampiede, rilevata da un articolo di Chao.

Questo modello numerico presenta, però, anche dei limiti. Innanzitutto si tratta di una rappresentazione solamente del primo raggio, anche se la natura tridimensionale del modello permette simulazioni più complete rispetto a un modello bidimensionale. Un altro limite è posto dal fatto che il modello in questione è stato sviluppato un soggetto specifico, in salute, e quindi si tratta della rappresentazione di un caso particolare.

Tutte queste assunzioni e limitazioni possono influenzare l'intensità dei picchi predetti sulla testa del metatarso e sul primo dito. Per di più, i risultati ottenuti da questo modello agli elementi finiti non devono essere presi in senso assoluto, ma devono essere considerate le variazioni percentuali dovute alle alterazioni nelle varie condizioni.

I modelli numerici possono anche essere efficacemente usati in assenza di mezzi sperimentali per misurare lo stato delle tensioni interne del piede. L'accuratezza delle previsioni del modello dipenderà da quanto realistica è la geometria di modello, dalle condizioni del contorno e dalla caratterizzazione meccanica del materiale.

E' possibile ottenere la caratterizzazione delle proprietà meccaniche dei materiali trattati senza distinzione, che caratterizzano i tessuti del piede in vivo, usando metodi non invasivi, quali l'indentazione con gli ultrasuoni. Il limite di questa metodologia sta nel fatto che essa non riesce a predire la distribuzione delle tensioni interne. La caratterizzazione dei materiali in vivo richiede un test nel quale la deformazione del tessuto viene rilevata in seguito all'applicazione di carichi di valore noto, usati come mezzo per determinare le proprietà del materiale dai dati. A questo scopo sono usate diverse tecniche di imaging, quali la risonanza magnetica, la tomografia computerizzata e gli ultrasuoni, le quali sono in grado di registrare la deformazione del tessuto in vivo. In particolare, la risonanza magnetica risulta adatta a visualizzare la deformazione individuale degli strati di tessuto in 3D, avendo un elevato contrasto sui tessuti molli.

Petre, 2007, si è servito della modellazione agli elementi finiti per fare predizioni sullo stato tenso-deformativo interno del piede, nella fase del ciclo del passo in cui la pressione di contatto sotto alle teste metatarsali raggiunge il suo picco. A questo scopo bisogna raccogliere gli input accurati per il modello agli elementi finiti (FE), nella forma delle

condizioni di carico al contorno misurate, una mesh tridimensionale accurata e proprietà meccaniche del tessuto soggetto-specifiche.

Lo scopo dello studio di Petre è sviluppare un metodo per la caratterizzazione soggetto-specifica delle proprietà dei materiali di ciascuno degli strati di tessuto del piede, cioè pelle, tessuto adiposo e muscolo.

Sono stati raccolti alcuni set di immagini tridimensionali da risonanza magnetica del piede destro di un soggetto maschio sano, sia in condizione di carico che in condizione non caricata. Il dispositivo di carico utilizzato deforma il piede comprimendolo tra uno stampo rigido sul dorso e una piastra di plastica sulla superficie plantare. I carichi sono stati applicati all'avampiede dal piatto di plastica con quattro incrementi fino ad arrivare a un carico della metà del peso corporeo. La cattura delle immagini è stata eseguita da un dispositivo di risonanza magnetica. La posizione e il carico del piede sono simili alla posizione in cui si sta in piedi con i talloni alzati. L'insieme finale dei dati consiste in set di immagini MR in 3D, raccolti in condizione non deformata e deformata con il carico del 12.5% (75 N), 25% (150 N), 37.5% (225 N) e 50% (300 N) del peso del soggetto (Figura 3.1).

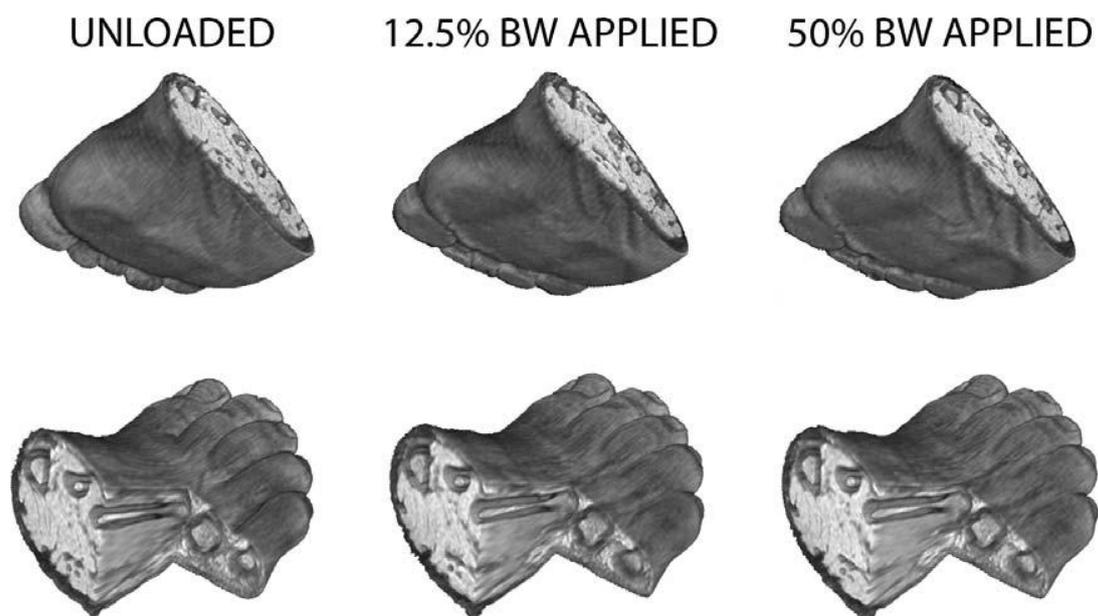


Figura 6.4. Sopra: insieme di immagini da risonanza magnetica nello stato di non carico e al 12.5% e al 50% del peso corporeo del soggetto; sotto: la natura tridimensionale dei dati consente di visualizzare e analizzare la deformazione del tessuto lungo ciascun piano. Si osserva che la maggior parte della deformazione è già avvenuta quando è applicato solo un quarto (12.5%) del carico totale

Un modello FE multimateriale tridimensionale dell'avampiede del soggetto è stato costruito dall'insieme di immagini MR in condizioni non di carico. Tutti i tessuti non inclusi nel tessuto adiposo plantare, nell'osso e nella pelle sono stati raggruppati come muscolo. Per generare la mesh esaedrica tridimensionale, conforme all'oggetto d'interesse, è stato usato TrueGrid® (Figura 6.5). La regione d'interesse di questo studio è la regione delle teste sub metatarsali. La mesh contiene 26324 elementi lineari a 8 nodi, con una formulazione iperelastica, che tiene in considerazione la natura quasi incomprimibile del tessuto molle (ABAQUS). La densità della mesh è stata selezionata in base a un precedente studio di Budhabhatti del 2007 (esposto all'inizio di questo paragrafo) che considera un modello 3D del piede concettualmente simile a quello di Petre.

Le falangi di ciascun dito sono state fuse durante la simulazione. Anche le ossa sesamoidi sono state considerate fuse in corrispondenza della testa del primo metatarso. E' stato creato un piatto rigido di 114.3 mm di diametro, a partire dai disegni di progetto del dispositivo di carico MR.

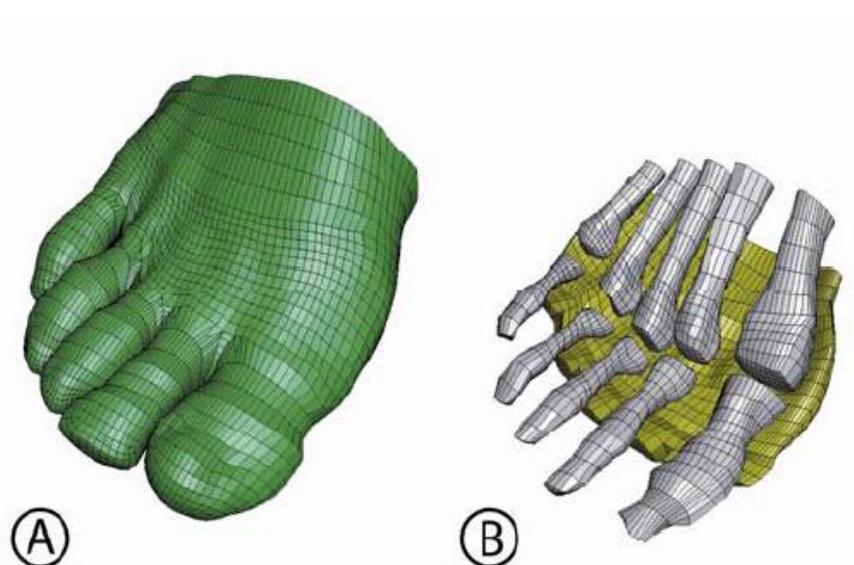


Figura 6.5. A) Superficie esterna della mesh agli elementi finiti tridimensionali dell'avampiede. B) La mesh agli elementi finiti con le dita, la pelle e i muscoli rimossi per mostrare le ossa e il tessuto adiposo della pianta dell'avampiede. Si osserva che le falangi delle dita sono fuse assieme

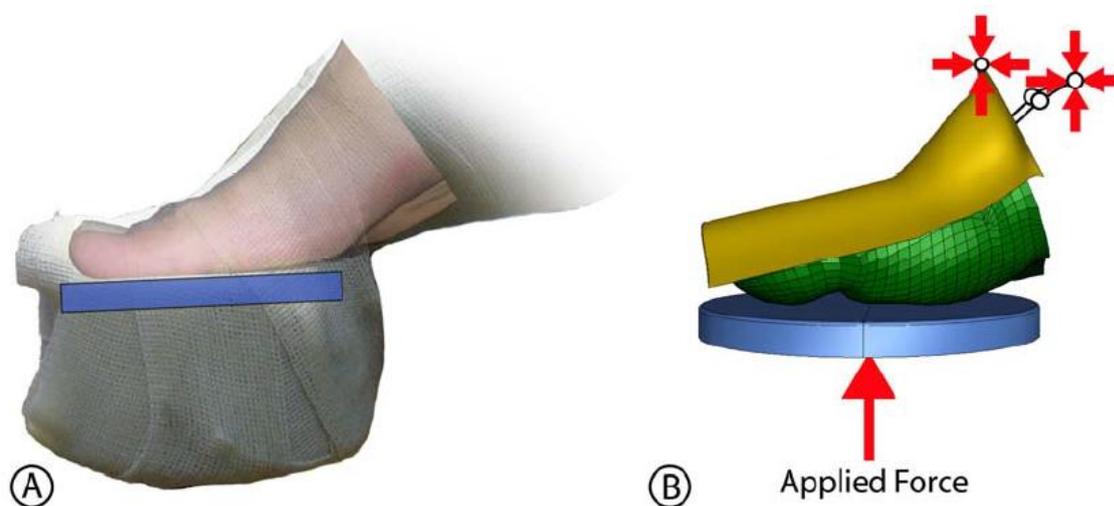


Figura 6.6. A) Il dispositivo di carico del piede usato durante la raccolta dei dati di deformazione attraverso risonanza magnetica. B) Simulazione FE dell'esperimento di carico con risonanza magnetica, che incorpora la mesh tridimensionale agli elementi finiti stratificata del tessuto. Il mesopiede e lo stampo sono stati fissati durante la simulazione e le forze sono state applicate a un piatto rigido, come nell'esperimento con risonanza magnetica

La mesh dell'avampiede è stata compressa tra una superficie che rappresenta lo stampo rigido e una superficie che rappresenta il piatto rigido che si muove per simulare l'esperimento di carico fatto con la risonanza magnetica (Figura 6.6). Il contatto tra il piede e lo stampo è stato assunto senza attrito, mentre il contatto tra il piede e la piastra è caratterizzato da un coefficiente di attrito statico $\mu=0.5$. Durante la simulazione, il piatto rigido è stato schiacciato contro il fondo del piede con quattro incrementi di carico (uguali a quelli usati dall'esperimento di deformazione con la risonanza magnetica), fino a 300 N (metà del peso corporeo del soggetto).

Tutte le ossa sono state considerate rigide, in base alla loro rigidità relativa ai tessuti molli.

Il comportamento non lineare a deformazioni finite dei tessuti molli, pelle, tessuto adiposo e muscoli è stato descritto come un materiale iperelastico di Odgen del primo ordine (Odgen, 1984).

Le tensioni predette dal modello all'interno del muscolo sono simili per entrambi i set di parametri (Figura 6.8). Come atteso dal comportamento tensione-deformazione a compressione predetto, ci sono significative differenze nelle distribuzioni della tensione nel tessuto adiposo e nella pelle della pianta del piede. In particolare, la pelle più morbida/molle/soffice (Figura 3.8 pannelli di destra) ha sviluppato maggiormente una pressione idrostatica e una minor pressione deviatorica sotto lo stesso carico.

Petre ha anche studiato modelli agli elementi finiti 2D e 3D dell'avampiede, con lo scopo di indagare la relazione tra la pressione di contatto e le misure degli stati di tensione e di deformazione interna nella pelle e nel tessuto adiposo della pianta del piede.

Questo studio è stato eseguito sul modello precedentemente descritto dallo stesso Petre. La mesh agli elementi finiti è stata perfezionata: cioè dai 26000 elementi esaedrici lineari si è passati a 40000 elementi con lo scopo di migliorare la predizione della distribuzione delle variabili interne. Il modello 3D contiene sezioni separate che rappresentano la pelle, il tessuto adiposo, i muscoli, le ossa metatarsali, le falangi fuse tra di loro e i tessuti molli delle dita ammassati. Tutte le ossa sono state considerate rigide e a tutti gli altri

materiali sono state date proprietà materiali di Odgen del primo ordine iperelastiche isotrope (Odgen, 1984). I tessuti molli sono descritti con un modello iperelastico i cui parametri sono stati determinati da un test di indentazione in vivo sul tessuto plantare del calcagno svolto da Erdemir et al., 2006. La mesh dell'avampiede è stata generata anche in questo caso da immagini di risonanza magnetica.

Sono stati confrontati i picchi di pressione in dieci regioni di interesse, che rappresentano i cinque metatarsi e le cinque dita (Figura 6.9). Sono stati poi ottenuti un set ottimo degli angoli delle articolazioni e i momenti delle articolazioni richiesti per mantenere tali angoli.

Il picco delle tensioni di von Mises e delle tensioni principali massime nella pelle della pianta sono ben allineate con la posizione del picco di pressione plantare sotto al secondo raggio dell'avampiede (Figura 6.10 A e B, a sinistra). Il picco delle tensioni di von Mises e delle tensioni principali massime nella regione anteriore del tessuto adiposo presentano un'intensità maggiore e sono posizionate più lateralmente (sotto al 3° metatarso) rispetto alle tensioni sviluppatesi nella pelle (Figura 6.10 A e B, a destra). Inoltre, la tensione interna è molto maggiore nel tessuto adiposo che nella pelle della pianta (Figura 6.10 C).

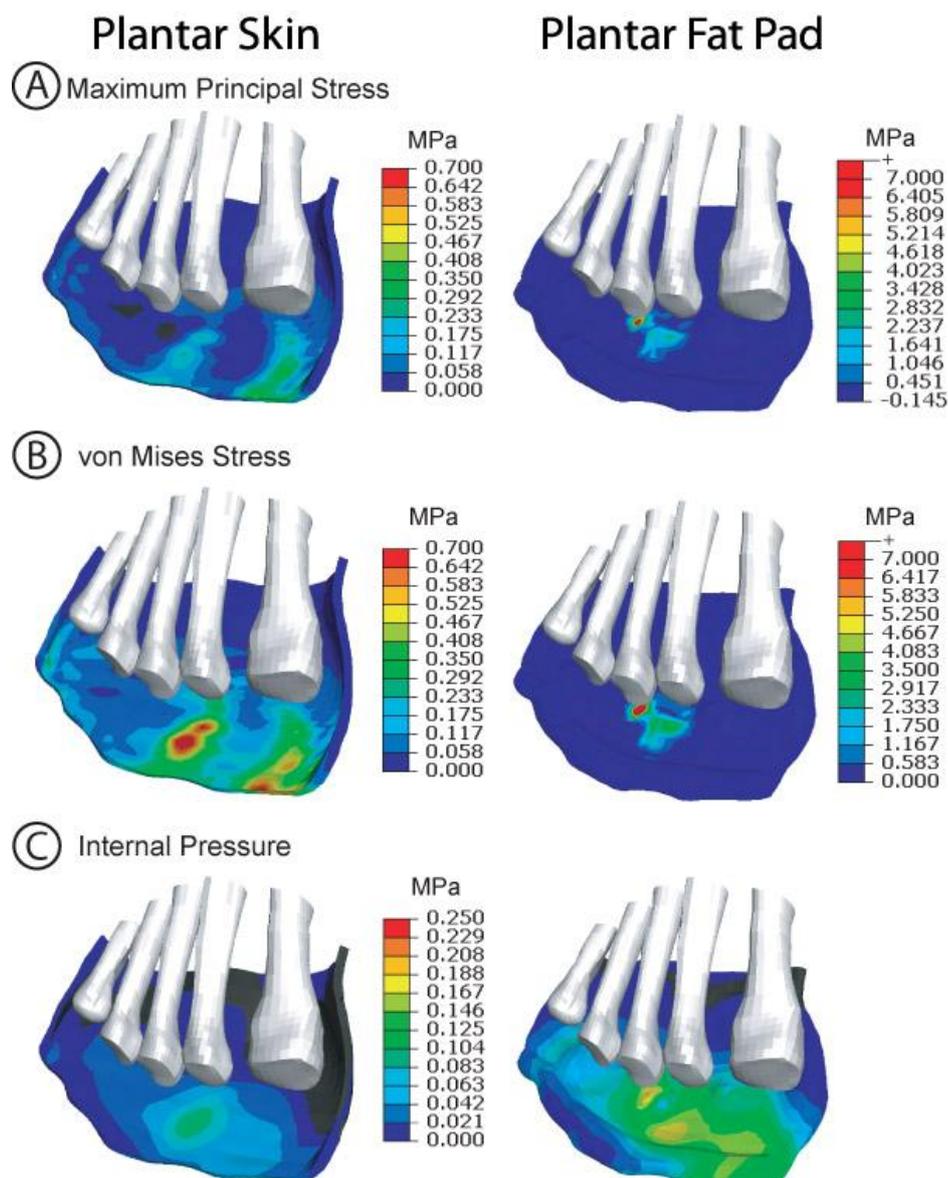


Figura 6.10. Rappresentazione dei picchi di tensione interna per la pelle della pianta del piede (a sinistra) e per il tessuto adiposo (a destra)

6.4. Analisi numeriche

6.4.1 Modello numerico di un parallelepipedo di tessuto adiposo compresso tra due piastre metalliche

E' stato sviluppato un modello numerico di un campione di tessuto adiposo, proveniente dalla pianta dell'avampiede. Per la costruzione del modello è stato usato il software MSC-Patran 2007 (MSC Software Corporation, Santa Ana, CA) e i dati sono stati presi da uno

studio di Ledoux del 2007, già analizzato nei precedenti capitoli. In questa sperimentazione, Ledoux ha eseguito un test di compressione su campioni di tessuto adiposo, di superficie di 20 mm x 20 mm e di spessore 5.92 mm. I campioni sono stati posizionati tra due piastre di acciaio, collegate a una macchina che testa a compressione i materiali. Le piastre presentano una superficie di 60 mm x 60 mm e uno spessore di 5 mm. Pertanto, sono state creati tre solidi: uno che riproducesse un parallelepipedo delle stesse dimensioni del campione di tessuto adiposo e due elementi che riproducessero ciascuno una delle due piastre e aventi le dimensioni delle stesse. L'origine del sistema di riferimento del sistema piastre-parallelepipedo è stato posizionato al centro della faccia inferiore della piastra inferiore. Successivamente i solidi sono stati discretizzati con circa 40000 elementi tetraedrici a 4 nodi.

In seguito, sono state definite le proprietà dei materiali. Le piastre metalliche sono stati descritte con un modello elastico lineare, con il modulo elastico pari a 100000 MPa e il modulo di Poisson di 0.3. Il tessuto adiposo è stato definito mediante la formulazione visco-iperelastica isotropa precedentemente riportata. I parametri inseriti nel modello sono i parametri ottimi ottenuti, ovvero $K_v=0.0105$, $n_k=57.1181$, $C_1=0.0013$, $\alpha_1=3.3338$, $\gamma_1=0.1874$, $\gamma_2=0.3682$, $\tau_1=37.4249$, $\tau_2=0.0331$.

Sono state poi assegnate le condizioni al contorno. La piastra inferiore è stata vincolata in tutte le direzioni, mentre alla piastra superiore è stato assegnato uno spostamento di 2.664, diretto verso il basso, a comprimere il parallelepipedo di tessuto adiposo. Tra le superfici delle piastre e quelle del campione è stata imposta una condizione di contatto, con attrito 0.1 (Wu, 2004), come mostra la Figura 6.11.

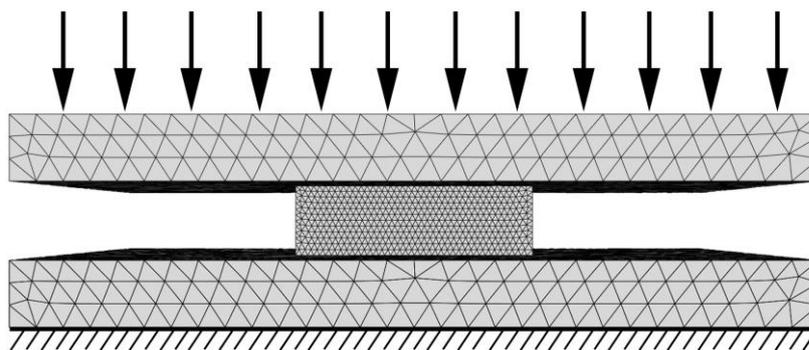


Figura 6.11. Modello numerico del sistema parallelepipedo-piastre, con illustrati i vincoli della piastra inferiore e lo spostamento applicato alla piastra superiore

Mediante il software agli elementi finiti ABAQUS 6.8 (Dassault Systèmes Simulia Corp., Providence, RI) sono state svolte differenti analisi non lineari. La Figura 6.12 mostra le tensioni principali minime che si sono sviluppate nel campione di tessuto adiposo, durante la simulazione, per le velocità di esercizio, rispettivamente, di 10 Hz, 0.1 Hz e 0.005 Hz.

Nel campione sollecitato alla velocità di 10 Hz, si nota come le tensioni principali minime sviluppatesi nel materiale sono maggiori nella regione centrale del campione e sui vertici, mentre diminuiscono mano a mano verso le estremità del campione stesso. Si può, inoltre, osservare uno spanciamento del campione ai suoi lati, dovuto alle condizioni di attrito tra campione e piastra. Il campione di tessuto adiposo sollecitato alla velocità di 0.1Hz presenta le stesse caratteristiche del primo, sebbene i valori delle tensioni minime principali risultino essere molto inferiori. Lo stesso può essere detto del campione sollecitato alla velocità di 0.005 Hz, per il quale il valore delle tensioni minime principali risulta essere ancora più basso.

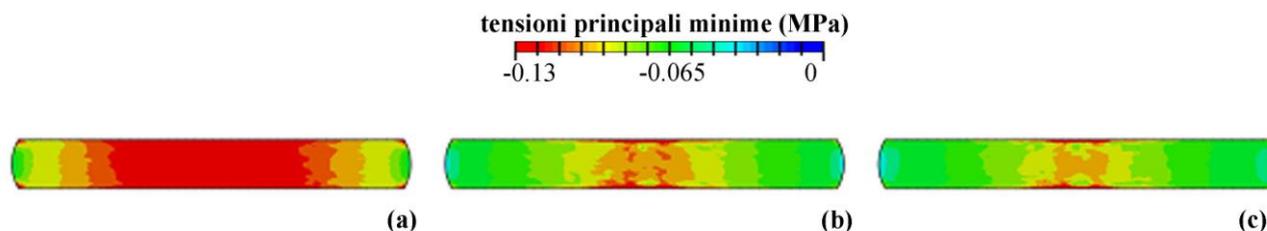


Figura 6.12. Tensioni principali minime nel campione di tessuto adiposo, sollecitati alle velocità di 10 Hz (a), 0.1 Hz (b) e 0.005 Hz (c), rispettivamente

Successivamente è stata svolta un'analisi atta a simulare la prova di stress relaxation. Il campione è stato compresso per una deformazione del 40% in un periodo di 1 s e successivamente tale deformazione è stata mantenuta costante per 300 s.

La Figura 6.13 mostra i countur relativi al campo delle tensioni principali minime, in alcuni istanti successivi all'applicazione della deformazione (0 s, 0.1 s, 1 s, 10 s, 50 s, 300 s). Si osserva come le tensioni principali minime raggiungano istantaneamente il loro valore massimo, per poi diminuire gradualmente con il passare del tempo e questo fenomeno viene, per questo motivo, definito come rilassamento delle tensioni.

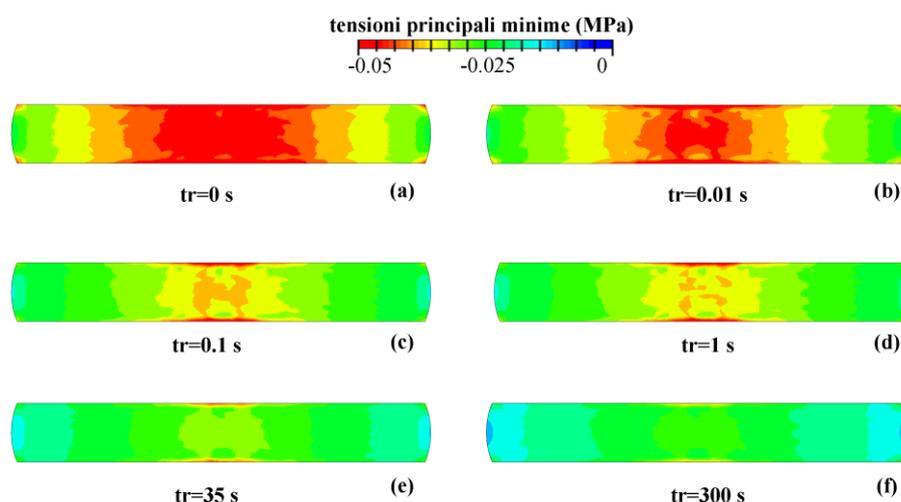


Figura 6.13. Tensioni principali minime nel campione di tessuto adiposo durante una prova di stress relaxation

6.4.2. Modello numerico del piede

Per ottenere simulazioni più realistiche, è stato preso in considerazione il modello numerico di un piede destro, realizzato da un gruppo di lavoro presso il CMBM, 2011. È stato creato un modello solido del piede di un soggetto, ottenuto a partire da immagini CT e MR e usando un software specifico per la modellazione solida (UGS-NX3, Siemens PLM Software, Plano, TX). Il modello consiste nei segmenti distali di fibula e tibia, delle 28 ossa del piede, di tendini, legamenti e della fascia plantare. Queste strutture sono incapsulate dai tessuti adiposi e dalla pelle, per rispettare la conformazione del piede del soggetto. I modelli solidi sono raffigurati in Figura 6.14 (a) e 6.14 (b). La Figura 6.14 (c) mostra il modello numerico, ottenuto a partire dal modello solido, grazie all'uso del software MSC-Patran (MSC Software Corporation, Santa Ana, CA). La mesh delle ossa e dei tessuti molli è caratterizzata da elementi tetraedrici a 4 nodi.

Per quanto riguarda la definizione delle caratteristiche biomeccaniche e delle proprietà dei tessuti dell'avampiede, i segmenti ossei sono stati assunti ortotropi e lineari elastici. I tessuti molli del piede sono stati modellati sviluppando e implementando specifici modelli costitutivi iperelastici. Ci si è serviti di formulazioni iperelastiche poiché esse interpretano i fenomeni di grandi spostamenti e grandi deformazioni, tipici di questi tessuti biologici molli. Inoltre, gli effetti viscosi sono stati considerati per descrivere il comportamento tempo-dipendente del tessuto adiposo. Le formulazioni costitutive, come abbiamo visto in precedenza, sono state validate attraverso il confronto con dati sperimentali ottenuti da prove meccaniche.

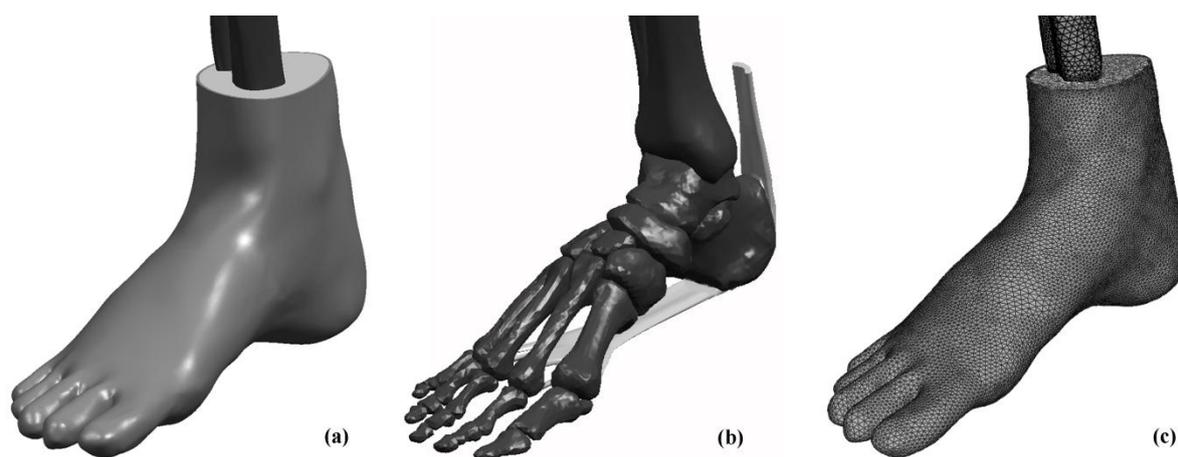


Figura 6.14. Modelli solidi (a e b) e numerico (c) del piede

Le simulazioni effettuate su questo modello riproducono una prova sperimentale a compressione con un piatto e una prova di indentazione con un cilindro di piccole dimensioni. Tali prove sono atte a valutare la risposta meccanica del tessuto adiposo plantare in funzione di differenti tipologie di carico.

Per le due prove sono state usate le medesime condizioni al contorno. Il calcagno è stato bloccato in tutte le direzioni, come se fosse tenuto fermo dalla pinza di un manipolatore, che tiene il piede sospeso da terra. Le teste metatarsali sono state bloccate, invece, nella direzione di carico, per consentire ai metatarsi di allontanarsi tra di loro durante le simulazioni, in quanto questo fenomeno è stato osservato nelle prove sperimentali precedentemente analizzate.

Sia al piatto metallico che all'indentatore è stato imposto uno spostamento verso l'alto di 7 mm. E' stato definito un coefficiente di attrito statico sia tra la piastra e il piede e che tra l'indentatore e il piede di 0.2.

La simulazione della prova a compressione attraverso un piatto metallico, posto sotto all'avampiede e che si sposta verso l'alto, è rappresentata in Figura 6.15.

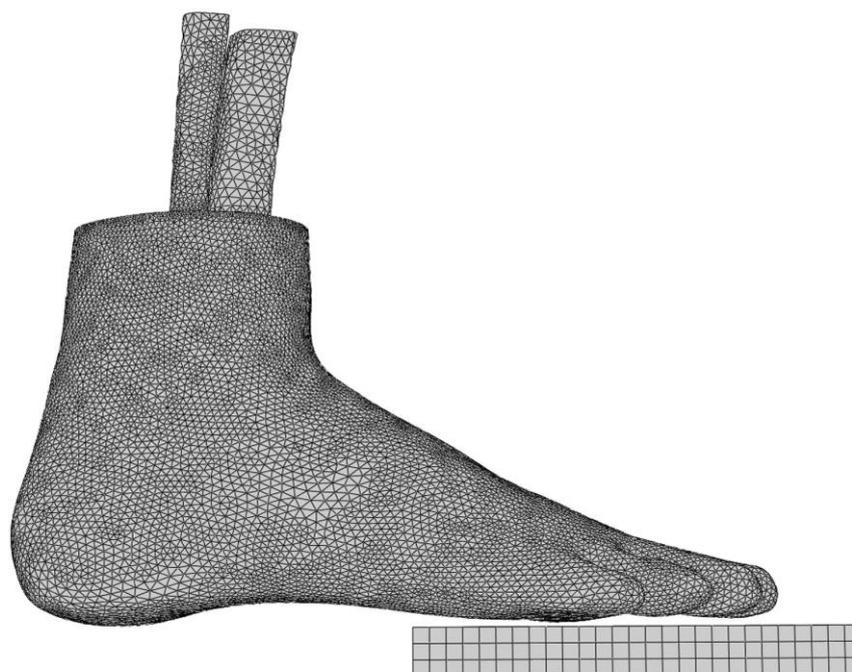


Figura 6.15. Vista laterale del modello numerico del piede, della parte distale di fibula e tibia e del piatto metallico, posizionato sotto all'avampiede

La Figura 6.16 rappresenta le dilatazioni principali minime subite dall'avampiede. E' stata considerata una sezione dell'avampiede perché risultasse più chiaro come variano le dilatazioni principali minime nei vari tessuti dell'avampiede. E' evidente che le maggiori deformazioni sono presenti sotto il primo metatarso e, più precisamente nel tessuto adiposo sotto ai due sesamoidi. Anche la pelle subisce dilatazioni principali minime rilevabili, sebbene di intensità inferiore a quelle appena trattate, nella stessa regione.

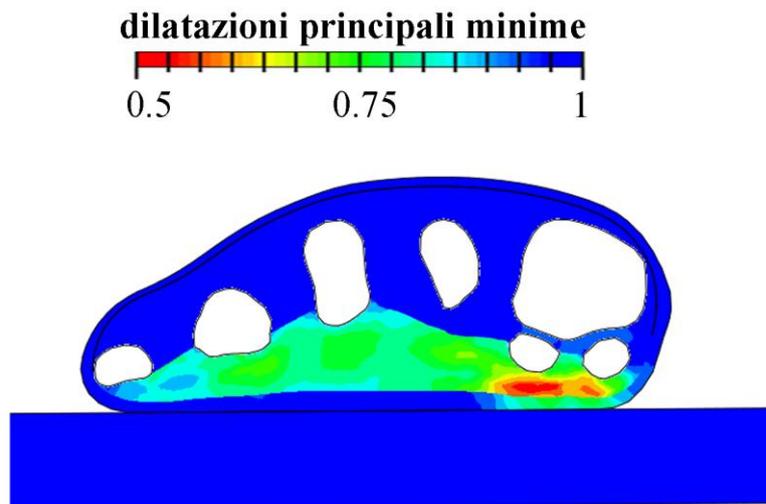
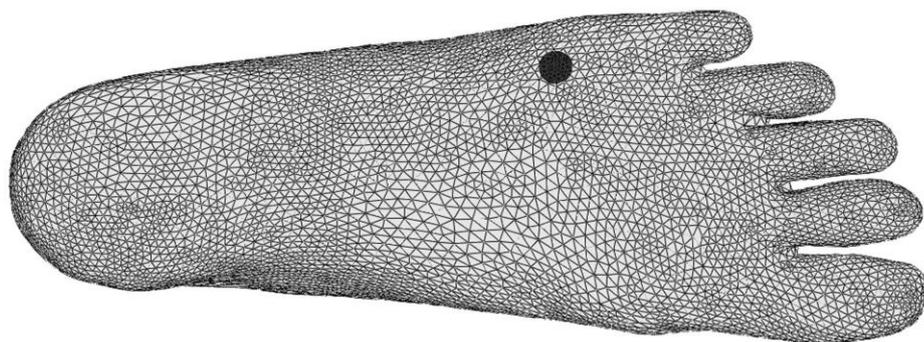


Figura 6.16. Mappa a colori delle dilatazioni principali minime in una sezione dell'avampiede e nella piastra metallica, durante la simulazione della prova di compressione. In bianco sono raffigurate le sezioni dei segmenti ossei (i cinque metatarsi e i due sesamoidi sotto il primo metatarso)

La simulazione della prova sperimentale di indentazione, in cui l'indentatore svolge uno spostamento imposto di 10 mm verso l'alto sotto la testa del 5° metatarso. La Figura 6.17 (a) mostra in nero il punto, sotto la testa del 5° metatarso, in cui l'indentatore agisce; mentre in (b), si ha la vista laterale del piede caricato dall'indentatore. In entrambi i casi si tratta di modelli numerici.



(a)



(b)

Figura 6.17. (a) Vista plantare del modello numerico del piede, con indicato in nero il punto in cui viene applicato l'indentatore. (b) Vista laterale del modello numerico del piede, della parte distale di fibula e tibia e dell'indentatore

In Figura 6.18 è riportato il confronto tra l'andamento dei dati sperimentali (ottenuti da Garcia, 2008) e l'andamento del modello numerico. L'andamento dei dati sperimentali è

stato rappresentato attraverso due rette di pendenze diverse. Le due pendenze sono le rigidità del materiale, K_1 e K_2 , rispettivamente la rigidità relativamente bassa, nella fase iniziale dell'indentazione, e la rigidità di valore maggiore, presente in un momento successivo della prova di indentazione. Il punto in cui avviene il cambio di pendenza, concorre anch'esso nella rappresentazione dei dati sperimentali. Dalla Figura 6.18 si può osservare come l'andamento del modello numerico è coerente con il risultato sperimentale e l'approssimazione è buona. Da ciò si può affermare che il modello sia soddisfacente nel riprodurre la prova sperimentale di indentazione eseguita da Garcia , 2008.

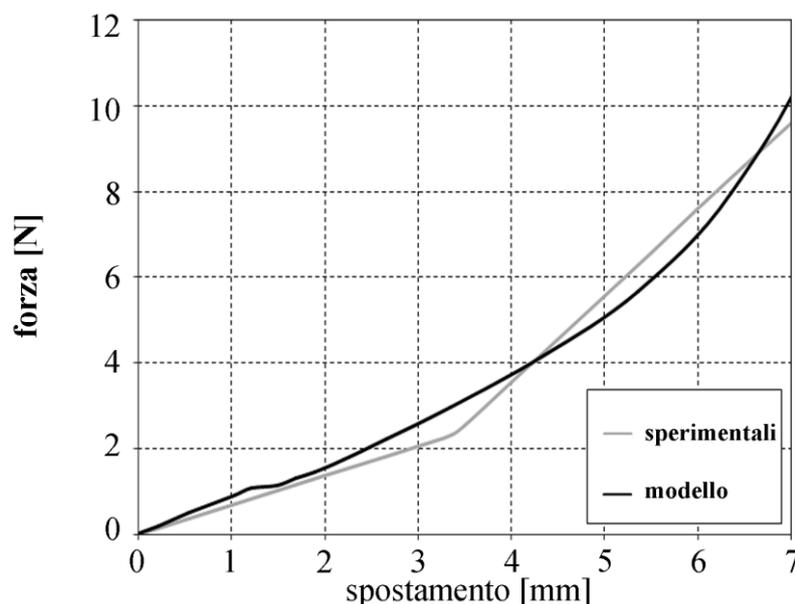
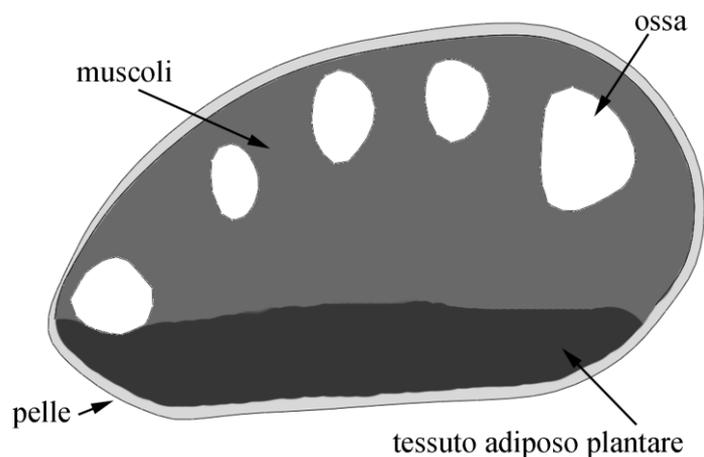


Figura 6.18. Confronto tra l'andamento dei dati sperimentali e del modello per la prova di indentazione

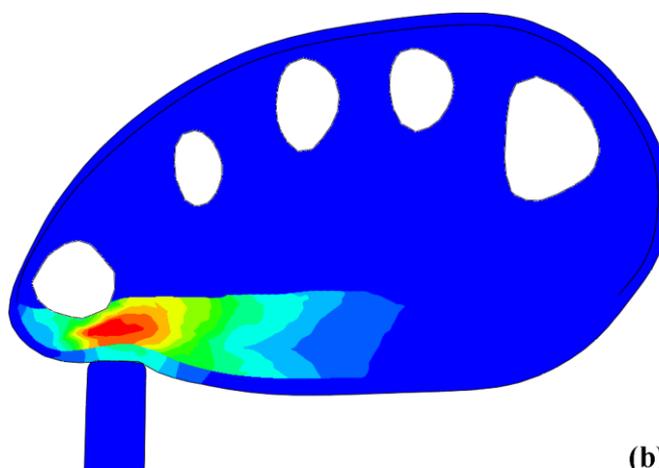
La Figura 6.19 (a) mostra una sezione dell'avampiede. Sono indicati i tessuti che costituiscono l'avampiede: il tessuto osseo (in bianco), la pelle (in grigio chiaro), i muscoli (in grigio) e il tessuto adiposo (in grigio scuro). Nella Figura 6.19 (b) è rappresentata la simulazione della prova di indentazione, con l'indentatore che applica uno spostamento finito di 7 mm sotto il 5° metatarso. Si osserva come le dilatazioni principali minime sono presenti in corrispondenza alla punta dell'indentatore. In

particolare, le maggiori dilatazioni principali minime sono state rilevate nel tessuto adiposo di quella regione e diminuiscono via via, fino a scomparire in prossimità del secondo metatarso.



(a)

dilatazioni principali minime
0.5 0.75 1



(b)

Figura 6.19. (a) Sezione dell'avampiede, dove sono illustrati i tessuti, in bianco e in diverse tonalità di grigio. (b) Mappa a colori delle dilatazioni principali minime della stessa sezione dell'avampiede e dell'indentatore, durante la prova di indentazione.

Dalle Figure 6.16 e 6.19 si nota che le maggiori deformazioni vengono subite dal tessuto adiposo, sottolineando quindi il suo ruolo fondamentale nell'assorbimento e nella redistribuzione dei carichi. In particolare, si evidenzia la maggior capacità nella redistribuzione dei carichi da parte del tessuto adiposo, rispetto alla pelle.

CONCLUSIONE

Questo studio è un possibile trampolino di lancio per lo sviluppo di nuove e ulteriori ricerche sull'avampiede e sul modo in cui esso risponde a determinate sollecitazioni.

Oltre alla conformazione micro e macrostrutturale, sono stati rilevati anche gli spessori, le caratteristiche meccaniche e le deformazioni della pelle e del tessuto adiposo in questo particolare distretto anatomico e come essi variano durante le ultime fasi del passo, andando a modificarsi per ottimizzare l'assorbimento dei carichi e per massimizzare la propulsione in avanti. In particolare, questi tessuti presentano uno spessore diverso, non solo tra retro piede e avampiede, ma anche nelle varie regioni dell'avampiede, come tra le teste dei cinque metatarsi. Il comportamento biomeccanico lo si ha in ragione della sua struttura, la quale a sua volta dipende dal tipo di funzione che svolge il tessuto in quella precisa regione anatomica. Per la precisione, il tessuto adiposo, che si trova tra la pelle e gli elementi scheletrici, presenta una struttura molto particolare, con setti fibrosi disposti perpendicolarmente al suolo e che racchiudono tra di loro delle celle di tessuto adiposo. La pelle è costituita, invece, da diversi strati, ovvero l'epidermide, a contatto con il mondo esterno, e il derma, che è lo strato subito più interno.

Per capire il comportamento biomeccanico di pelle e tessuto adiposo, sono state studiate sia prove in vitro, a compressione, che prove in vivo, di indentazione e di suzione. Le prove di compressione hanno mostrato come ci siano grandi differenze nella risposta meccanica tra le diverse posizioni nell'avampiede. Con le prove di indentazione è stata studiato come si deformano la pelle e il tessuto adiposo nel punto in cui è stata eseguita l'indentazione e nelle aree circostanti e, quindi, come variano il loro spessore e la loro risposta meccanica. In particolare, si ha un aumento della rigidità nel caso in cui il test venga effettuato con il piede in estensione metatarsofalangea passiva.

Concentrandosi sulle prove eseguite sul tessuto adiposo plantare si è osservato un comportamento meccanico di tipo non lineare e tempo-dipendente. Pertanto, si è descritto il comportamento biomeccanico di questo tessuto attraverso un modello costitutivo viscoiperelastico isotropo. Successivamente sono stati identificati i parametri costitutivi che caratterizzano il tessuto in esame.

Preliminarmente ad uno studio sul modello completo del piede, è stato creato il modello numerico di un parallelepipedo di tessuto adiposo plantare, posto tra due piastre metalliche e sollecitato a compressione. Tale studio ha permesso di validare il modello visco-iperelastico sviluppato ed i parametri costitutivi valutati.

Mediante la collaborazione con il CMBM, da immagini biomediche e dall'anatomia dell'avampiede, è stato possibile ottenere un modello virtuale solido del piede e, una volta discretizzato con elementi finiti tetraedrici, un modello numerico. A tale modello sono state assegnate le caratteristiche materiali del tessuto adiposo valutate precedentemente e gli sono stati assegnati vincoli e carichi uguali a quelli usati nelle prove sperimentali di compressione e di indentazione, analizzate in precedenza, al fine di verificare la corretta interpretazione del comportamento meccanico del tessuto plantare e di fornire una valutazione del lavoro eseguito.

Nel primo caso, il modello numerico piede è stato sollecitato a compressione, attraverso una piastra metallica che si muove verso l'alto di uno spostamento imposto di 7 mm. Tale analisi ha permesso di valutare una prima distribuzione delle deformazioni e delle tensioni all'interno dei tessuti in esame nel caso di carico statico. Nel secondo caso, il piede è stato sollecitato da un indentatore cilindrico sottile, attraverso uno spostamento imposto di 7 mm, in corrispondenza della testa del 5° metatarso. Analizzando la risposta meccanica ottenuto dal modello numerico e confrontandola con quella sperimentale riportata in letteratura, si osserva che il modello è in grado di interpretare in maniera corretta i tessuti in esame, fornendo una validazione della procedura sviluppata.

Come accennato all'inizio di questo capitolo conclusivo, il modello numerico potrà essere in seguito utilizzato per ulteriori prove, che potrebbero, ad esempio, studiare le differenze tra un piede patologico e uno sano o tra un piede scalzo e uno che veste una certa calzatura. Queste e tante altre sono le possibilità offerte da un modello numerico, che ha in sé grandi potenzialità di calcolo nelle più svariate condizioni. L'importanza del modello numerico si trova anche nel poter studiare l'avampiede senza dover ricorrere allo studio di piedi di cadavere, spesso non facilmente reperibili e che comportano un costo

per i macchinari e le sostanze che consentono di mantenere i tessuti con le caratteristiche quanto più simili a quelle che presentavano in vivo.

BIBLIOGRAFIA

Articoli

Christopher Edwards, Ronald Marks, "Evaluation of Biomechanical Properties of Human Skin", *Clinics in Dermatology*, 1995, 13: 375-380.

Suk Joon Oh, Mincheol Moon, "Weight-bearing plantar reconstruction using versatile medial plantar sensate flap", *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 2011, 64: 248-254.

Finn Bojsen-Moller, K. E. Flagstad, "Plantar aponeurosis and internal architecture of the ball of the foot", *J. Anat.*, 1976, 121(3): 599-611.

M. Thoolen, T. J. Ryan, I. Bristow, "A study of the skin of the foot using high-frequency ultrasonography and histology", *The Foot*, 2000, 10: 14-17.

Y. Lee, K.Hwang, "Skin thickness of Korean adults", *Surg, Radiol. Anat.*, 2002, 24: 183-189.

Rachel Lai-Chu Kwan, Yong-Ping Zheng, Gladys Lai-Ying Cheing, *Clinical Biomechanics*, 2010, 25: 601-605.

René E. Weijers, Geert H. I. M. Walenkamp, Alphons G. H. Kessels, Gerrit J. Kemerink, Henk Van Mameren, "Plantar pressure and sole thickness of the forefoot", 2005, Vol. 26, No. 26: 1049-1054.

YC Fung, "Biomechanics: mechanical properties of living tissues", Springer-Verlag, Berlin, 1981.

Jun Li, Zhong Zhong, Roy Lidtke, Klaus E. Kuettner, Charles Peterfy, Elmira Aliyeva, Carol Muehleman, "Radiography of soft tissue of the foot and ankle with diffraction enhanced imaging", *J. Anat.*, 2003, 202:463-470.

Clare Chao, Yong-Ping Zheng, Yan-Ping Huang, Gladys Cheing, "Biomechanical properties of the forefoot plantar soft tissue as measured by an optical coherence tomography-based-air-jet indentation system and tissue ultrasound palpation system", *Clinical Biomechanics*, 2010, 25:594-600.

Christopher Garcia, Shannon Hoffman, Mary Hastings, Joseph, Klaesner, Micheal Mueller, "Effect of metatarsal phalangeal joint extension on plantar soft tissue stiffness and thickness", *The Foot*, 2008, 18:61-67.

William Ledoux, Joanna Blevins, "The compressive material properties of the plantar soft tissue", *Journal of Biomechanics*, 2007, 40: 2975-2981.

Shruti Pai, William Ledoux, "The compressive mechanical properties of diabetic and on-diabetic plantar soft tissue", *Journal of Biomechanics*, 2010, 43: 1754-1760.

Wen-Ming Chen, Victor Phyu Shim, Seung-Bum Park, Taeyong Lee, “An instrumented tissue tester for measuring soft tissue property under the metatarsal heads in relation to metatarsophalangeal joint angle”, *Journal of Biomechanics*, 2011.

Andrew R. Fauth and Neil A. Sharkey, “Characterization of plantar tissues under the metatarsal heads”.

Farina Hashmi, James Malone-Lee, “Measurement of skin elasticity of the foot”, 2007, 13: 252-258.

Natali A.N., Fontanella C.G., Carniel E.L., “Constitutive formulation and analysis of heel pad tissues mechanics”, *Mechanical Engineering & Physics*, 2010, 32: 516-522.

Spencer A.J.M., “Continuum theory of the mechanics of fibre-reinforced composites”, Springer-Verlag, New York, 1992.

Natali A.N., Pavan P.G., Carniel E.L., Lucisano M.E., Tagliavoro G., “Anisotropic elasto-damage constitutive model for the biomechanical analysis of tendons”, *Medical Engineering and Physics*, 2005, vol. 27, pp. 209-214.

Natali A.N., Pavan P.G., Carniel E.L., Dorow C., “Viscoelastic response of the periodontal ligament: an experimental-numerical analysis”, *Connective Tissue Research*, 2004a, vol. 45, pp. 222-230.

Spilker R.L., Suh J.K., Mow V.C., “A finite element analysis of the indentation stress-relaxation response of linear biphasic articular cartilage”, *Journal of Biomechanical Engineering*, 1992, vol. 114, pp. 191-201.

Natali A.N., Pavan P.G., Schrefler B.A., Secchi S., “A multi-phase media formulation for biomechanical analysis of periodontal ligament”, *Meccanica*, 2002, vol. 37, pp. 407-418.

Holzappel G.A., “Nonlinear solid mechanics”, John Wiley & Sons LTD, New York, 2000.

Natali A.N., Pavan P.G., Carniel E.L., Dorow C., “A transversally isotropic elasto-damage constitutive model for the periodontal ligament”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2003, vol. 6, pp. 329-336.

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

Stokes I. A. F., Hutton W. C., Stott J. R. R., “Forces acting on the metatarsals during normal walking”, *J. Anat.*, 1979, 129 (3): 579-590.

Paolo Caravaggi , Alberto Leardini, Robin Crompton, “Kinematic correlates of walking cadence in the foot”, *Journal of Biomechanics*, 2010, 43: 2425–2433.

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

Finn Bojsen-Moller, Larry Lamoreux, “Significance of free dorsiflexion of the toes in walking”, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1979, 50: 471-479.

C. J. Bygrave, R. P. Betts, “The plantar tissue thickness in the foot: a new ultrasound technique for loadbearing measurements and a metatarsal head depth study”, *The Foot*, 1992, 2: 71-78.

Simonsen O., Vuust M., Unterstrup B., Hojbjerre M., Bottcher S., Voigt M., “The transverse forefoot arch demonstrated by a novel X-ray projection”, *Foot and Ankle Surgery*, 2009, 15: 7-13.

Weijers R. E., Walenkamp G. H. I. M., van Mameren H., van den Hout Joost A. A. M., “Changes of the soft tissue of the forefoot during loading: a volumetric study”, *The Foot*, 2003, 13: 70-75.

Libri

Istituzioni di anatomia dell'uomo, vol 1, XI edizione, Giulio Chiarugi, Luigi Bucciante, 1976.

Gray's Anatomy, 2008, 40th edition Editor Susan Standring.

Fisiologia articolare: 2004, V edizione, I.A. Kapandji.

Di Bello Carlo, “Biomateriali. Introduzione allo studio dei materiali per uso biomedico”, 2004, I Edizione, Pàtron Editore.

Siti

sciencedirect.com

ncbi.nlm.nih.gov/pubmed