

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA



FACOLTA' DI INGEGNERIA

**CARATTERIZZAZIONE
BIOMECCANICA DEI TENDINI E DEI
LEGAMENTI DEL PIEDE**

Relatore: Ch.mo Prof. ARTURO N. NATALI

Correlatore: Ing. ANTONELLA FORESTIERO

Laureanda: SARA TRENTIN

Corso di laurea triennale in Ingegneria Biomedica

Anno Accademico 2009/2010

Indice

INDICE	3
INTRODUZIONE	5
CAPITOLO 1	7
<i>CARATTERIZZAZIONE ANATOMICA E MORFOMETRICA DEL PIEDE</i>	7
1.1 Introduzione.....	7
1.2. Struttura ossea.....	7
1.2.1. Tarso.....	10
1.2.2. Ossa Metatarsali.....	14
1.2.3. Falangi delle dita.....	15
1.2.4. Ossa sesamoidi.....	16
1.3. Strutture di supporto del piede.....	16
1.3.1. Arco longitudinale interno.....	17
1.3.2. Arco longitudinale esterno.....	19
1.3.3. Arco anteriore trasversale.....	20
1.4. Componenti legamentose.....	22
1.4.1. Articolazioni della caviglia.....	25
1.4.2. Articolazioni del piede.....	27
1.4.2.1. Articolazioni del tarso.....	27
1.4.2.2. Articolazioni tarsometatarsali.....	28
1.4.2.3. Articolazioni intermetatarsali.....	29
1.4.2.4. Articolazioni matatarsofalangee.....	29
1.4.2.5. Articolazioni interfalangee.....	29
1.5. Componenti muscolari e tendinee.....	29
1.6. Componenti di tessuto adiposo.....	37
1.7. Nervi e vasi sanguigni.....	38
1.8. Ghiandole sudoripare.....	38
CAPITOLO 2	39
<i>ANALISI DELLA CONFIGURAZIONE MICRO-STRUTTURALE DEI TESSUTI CONNETTIVI MOLLI IN RIFERIMENTO ALLA FUNZIONALITÀ BIOMECCANICA</i>	39
2.1. Introduzione.....	39
2.2. Tessuti connettivi molli.....	40
2.2.1. Componenti fibrose.....	43
2.2.1.1. Fibre collagene.....	43
2.2.1.2. Fibre elastiche.....	47
2.2.2. Sostanza fondamentale amorfa.....	50
2.3. Tessuto legamentoso.....	51
2.3.1. Valutazione delle proprietà meccaniche.....	53
2.4. Tessuto tendineo.....	59
2.4.1. Valutazione delle proprietà meccaniche.....	61

CAPITOLO 3	73
<i>ANALISI MORFOMETRICA E BIOMECCANICA DEI TENDINI ESTENSORE LUNGO DELLE DITA E FLESSORE LUNGO DELL'ALLUCE E DEI TENDINI PERONEO LUNGO E PERONEO BREVE</i>	
	73
3.1. Introduzione	73
3.2. Tendini flessori ed eversori del piede: il tendini flessore lungo dell'alluce e i tendini peroneo breve e peroneo lungo	74
3.2.1. Caratterizzazione morfometrica	74
3.2.1.1. Tendine flessore lungo dell'alluce	74
3.2.1.2. Tendine peroneo lungo e peroneo breve	76
3.2.2. Caratterizzazione e funzionalità biomeccanica	79
3.3. Tendini estensori del piede: il Tendine estensore lungo delle dita	93
3.3.1. Caratterizzazione morfometrica	93
3.3.2. Caratterizzazione e funzionalità biomeccanica	95
 CAPITOLO 4	 105
<i>ANALISI MORFOMETRICA E BIOMECCANICA DEI LEGAMENTI DELL'ARTICOLAZIONE SOTTOASTRAGALICA E MEDIOTARSICA</i>	
	105
4.1. Introduzione	105
4.2. L'articolazione sottoastragalica	107
4.2.1. I legamenti dell'articolazione sottoastragalica: il legamento interosseo astragalo-calcaneare	111
4.2.2. Caratterizzazione biomeccanica	115
4.2.3. Funzionalità biomeccanica	120
4.3. L'articolazione mediotarsica	122
4.3.1. I legamenti dell'articolazione mediotarsica	123
4.3.2. Caratterizzazione biomeccanica	124
4.3.3. Funzionalità biomeccanica	137
 CAPITOLO 5	 143
<i>ANALISI AGLI ELEMENTI FINITI DEI TENDINI E LEGAMENTI DEL PIEDE</i>	
	143
5.1. Introduzione	143
5.2. L'evoluzione dei modelli agli elementi finiti	145
5.3. Il metodo agli elementi finiti per l'analisi delle funzionalità biomeccaniche del piede	147
5.3.1. Realizzazione di modelli FEM	149
5.3.2. Modelli FEM proposti per l'analisi biomeccanica del piede	152
5.3.2.1. Modello FEM per la distribuzione della pressione in statica	154
5.3.2.2. Modello FEM per l'analisi dinamica	157
5.3.2.3. Modello FEM per la valutazione delle forza durante il passo	161
 CONCLUSIONE	 165
 BIBLIOGRAFIA	 169

INTRODUZIONE

Il *De motu animalium*, opera postuma di Giovanni Alfonso Borelli, pubblicata nel 1681, ha costituito il primo tentativo organico di interpretare la struttura del sistema muscolo-scheletrico ed i fenomeni del movimento come il risultato dell'interazione di tre grandi realtà: la forma, la forza e la funzione. È nata così la Iatromeccanica, di cui la biomeccanica ortopedica è diventata un'erede che mantiene vivi, in un ambito sempre più ampio e complesso, i postulati iniziali di ricerca interdisciplinare, gli ultimi decenni hanno chiaramente dimostrato come i progressi della medicina sono strettamente legati a quelli delle altre discipline scientifiche e in particolare, nel caso dell'ortopedia, gli ottimi risultati di tante metodiche sono dovuti all'influenza di concetti e tecniche ingegneristiche. Il piede è l'organo divenuto l'organo di controllo antigravitario tale da trasformare la forza di gravità, elemento instabile, in un meccanismo efficiente di stabilità nella stazione eretta e nella deambulazione.



Disegni di Leonardo. Lo schizzo in alto a destra indica l'equivalenza dell'atto del sollevamento del calcagno con quello dei pesi applicati alle estremità di una bilancia di bracci eguali. I due piccoli schizzi sul margine sinistro dimostrano la diversa efficacia dei muscoli delle vertebre cervicali in base alle leggi della leva ("com'e provato -dice Leonardo- nel libro degli elementi macchinali")

La capacità di comprendere nel dettaglio i meccanismi che permettono a questo straordinario organo meccanico di espletare le sue molteplici funzioni è fondamentale

per lo sviluppo di tecniche e strumenti atti a diagnosticarne le problematiche e soprattutto a risolverle.

Nel lavoro qui presentato si andrà dapprima ad analizzare le diverse strutture che compongono il piede dal punto di vista anatomico soffermandosi in particolar modo sul ruolo centrale svolto dall'astragalo, ponte strutturale per il passaggio dal retro piede al mesopiede.

Si proseguirà andando a descrivere la caratteristica struttura delle strutture tendinee e legamentose, a partire dalle loro componenti microscopiche, collagene ed elastina, per arrivare alla comprensione della loro struttura macroscopica e dalla caratterizzazione biomeccanica di quest'ultima, dipendente da diversi fattori quali l'età, il sesso, il tipo e la velocità di applicazione del carico.

Tra i tendini del piede si tratteranno in particolare, dal punto di vista morfometrico e meccanico, il tendine flessore lungo dell'alluce, il tendine estensore comune delle dita e i tendini peronieri in modo tale da offrire attraverso questi esempi particolari una panoramica generale dei movimenti permessi al piede, essendo i primi legati principalmente al movimento di flesso-estensione, i peronieri, seppur più complessi, ad un movimento di eversione-inversione.

Nel quarto capitolo si tratterà della giunzione sottoastraglica e dei legamenti che la riguardano, in particolare del legamento interosseo, e dell'articolazione mediotarsica con le sue molteplici superfici articolari e le altrettanto copiose strutture legamentose. Infine nel capitolo inerente i modelli agli elementi finiti proposti per il piede, si proporrà lo stato dell'arte per quanto riguarda la progettazione computazionale della struttura del piede e delle sue componenti basate sulle conoscenze sperimentali disponibili. Tale lavoro pone le basi per l'ampliamento della nostra conoscenza sull'argomento e per il progredire dell'uso della tecnologia in campo medico, ad esempio nello studio dell'interazione tra piede e plantare.

“Il piede umano è un’opera d’arte e un capolavoro di ingegneria” (Michelangelo Buonarroti)

Capitolo 1

CARATTERIZZAZIONE ANATOMICA E MORFOMETRICA DEL PIEDE

1.1. Introduzione

Spesso si mettono a confronto la mano e il piede ed in genere la prima viene descritta come la struttura più specializzata. In realtà, nel corso dell'evoluzione umana, è stato il piede a subire una straordinaria evoluzione, mentre la mano è rimasta essenzialmente simile a quella dei primati. Quello che la rende unica non è quindi la sua struttura o funzione, ma il suo ruolo nel genere umano: per la prima volta nell'evoluzione dei primati la mano non era più necessaria alla locomozione. Quali siano state le "necessità" che hanno portato a questi cambiamenti e come questi siano avvenuti rappresenta ancora uno dei maggiori problemi dell'antropologia, ma una cosa è sicura: l'indipendenza dell'arto superiore dalla locomozione è avvenuta grazie ad una completa modificazione dell'arto inferiore, e in particolare del piede, per adeguarsi ad una locomozione bi podalica.

Le articolazioni del piede e della caviglia sono un sistema complesso che deve fornire sia un certo grado di stabilità che di flessibilità. Le funzioni di questo complesso sono quelle di fornire una base stabile per la stazione eretta, fornire una leva rigida durante la fase di spinta, assorbire le sollecitazioni, adattarsi alle irregolarità del suolo, convertire la torsione per l'arto inferiore ed il bacino.

La comprensione della sua anatomia e fisiologia fornisce la base per una precisa valutazione e trattamento.

1.2. Struttura ossea

Prima di soffermarsi sulla struttura ossea del piede propriamente detto, è utile analizzare la struttura di altri due membri ossei dell'arto inferiore fondamentali alla comprensione

successiva del lavoro, in quanto legati anatomicamente ma soprattutto funzionalmente al piede.

La *tibia* è un osso lungo, voluminoso e robusto, situato nella parte anteromediale della gamba. Non è perfettamente rettilinea; presenta, infatti, una leggera concavità che è laterale in alto e mediale in basso, assume perciò una forma a S; presenta inoltre una torsione intorno al proprio asse. Vi si considerano un corpo e due estremità. Il corpo è prismatico triangolare con tre facce e tre margini. La faccia mediale è leggermente convessa. La faccia laterale è concava in alto, dove offre inserzione al muscolo tibiale anteriore; in basso, invece, diventa convessa e, per la torsione dell'osso tende a farsi anteriore. La faccia posteriore è liscia e convessa in tutta la sua estensione, salvo che nella sua porzione superiore dove è attraversata da una cresta rugosa detta linea obliqua o linea del muscolo soleo. Il margine anteriore è smussato alle estremità, mentre tende a divenire tagliente al centro dell'osso. Il margine mediale è poco pronunciato; quello laterale o interosseo è tagliente e offre attacco alla membrana interossea della gamba. L'estremità superiore è assai sviluppata in senso trasversale e si espande in due masse, i condili tibiali. La faccia superiore di ciascuno di essi presenta una cavità poco profonda per l'articolazione con i condili femorali. Tra le due cavità si trovano due tubercoli, i tubercoli intercondiloidei, che formano un rilievo, l'eminenza intercondiloidea. Le cavità poggiano su due robusti capitelli, di cui quello esterno presenta, sulla faccia laterale, una superficie articolare piana, destinata all'articolazione con la fibula. I condili convergono in avanti in corrispondenza di un rilievo, la tuberosità tibiale; indietro, invece, essi sono separati da un solco.

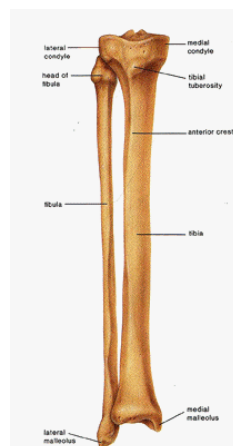


Figura 1.1: Tibia e Perone

L'estremità inferiore, meno sviluppata di quella superiore, presenta una superficie basale articolare concava, divisa in due versanti da una cresta sagittale che corrisponde alla troclea dell'astragalo (vedi poi). Medialmente l'estremità inferiore si espande in una sporgenza quadrilatera e robusta, il malleolo mediale. La faccia mediale del malleolo é solcata per il passaggio dei tendini dei muscoli flessori; quella laterale presenta una faccetta articolare. Sulla faccia laterale dell'estremità distale della tibia si trova una superficie articolare per la fibula.

La *fibula* (o perone) è un osso lungo, più sottile della tibia, rispetto alla quale é laterale, formato da un corpo e due estremità.

Il corpo é rettilineo e ha forma prismatica triangolare. Delle tre facce quella laterale é liscia, salvo che al centro dell'osso dove si riscontra una depressione destinata ad accogliere i muscoli peronieri laterali. La faccia mediale é percorsa da un rilievo verticale, la cresta interossea dove prende inserzione la membrana interossea della gamba. La faccia posteriore é rugosa per varie inserzioni muscolari. I tre margini sono sottili e taglienti.

L'estremità superiore o testa presenta una faccetta articolare piana, volta in alto e medialmente, in giunzione con la faccetta articolare della tibia; lateralmente si solleva una sporgenza piramidale, il processo stiloideo della fibula dove prende inserzione il muscolo bicipite femorale.

L'estremità inferiore si rigonfia nel malleolo laterale. La superficie mediale del malleolo si articola in alto con l'omologa faccetta tibiale, in basso con la superficie articolare dell'astragalo. Dietro questa faccetta c'è una depressione su cui s'inserisce il legamento fibuloastragaleo posteriore. Posteriormente vi si trova un solco sagittale, destinato al passaggio dei tendini dei muscoli peronieri.

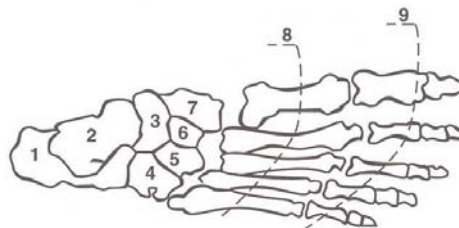


Figura 1.2: Struttura ossea del piede:
zona tarsale: 1.calcagno; 2.astragalo; 3.scafoide; 4.cuboide; 5, 6, 7. ossa cuneiformi;
zona metatarsale: 8; zona delle falangi: 9

Il **piede** umano è un organo pari e simmetrico, formato nel suo insieme da cinquantadue ossa. Lo scheletro del piede si può dividere in tre sezioni:

- Tarso, formato da sette ossa: calcagno, astragalo, scafoide, cuboide e ossa cuneiformi in numero di tre;
- Metatarso, formato da cinque ossa;
- Falangi, o Ossa delle dita, in numero di quattordici.

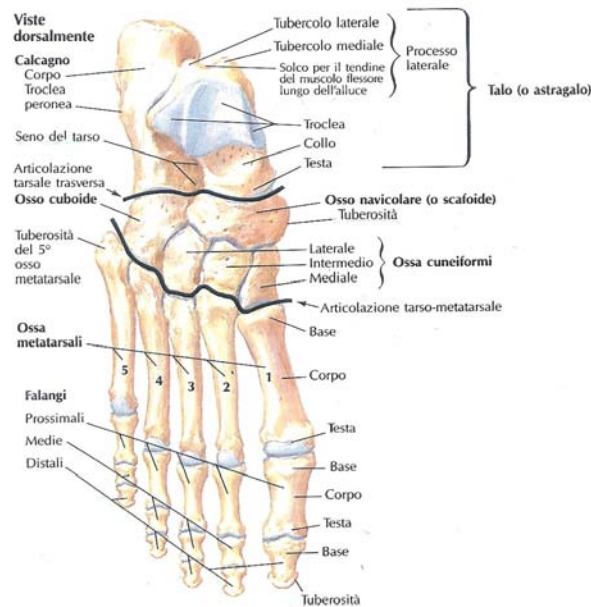


Figura 1.3: Struttura ossea del Piede

1.2.1. Tarso

È un complesso di ossa organizzate in due file; la fila prossimale comprende l'astragalo e il calcagno nella fila distale si trovano lo scafoide, il cuboide e le tre ossa cuneiformi. Tutte sono ossa brevi.

L'*astragalo* (o Talo) è un osso irregolarmente cuboide, interposto fra le ossa della gamba in alto, del calcagno in basso e in dietro e lo scafoide in avanti. Vi si possono distinguere tre porzioni, un corpo posteriore una testa anteriore e un collo, situato tra le precedenti. Nell'insieme si distinguono nell'astragalo sei facce (superiore, inferiore, mediale, laterale, posteriore e anteriore). La faccia superiore é interamente occupata da una superficie

articolare. La faccia inferiore ha due faccette articolari piane per l'articolazione con il calcagno, le facce mediale e laterale presentano faccette articolari disposte su un piano sagittale per le facce dei due malleoli. Nella faccia posteriore troviamo un solco sagittale, destinato al passaggio del tendine d'inserzione del muscolo flessore lungo dell'alluce. La faccia anteriore è occupata dalla testa che entra in articolazione con lo scafoide. Nelle strutture del tarso posteriore, l'astragalo è un osso particolare sotto tre punti di vista. Innanzitutto, situato alla sommità del tarso posteriore, è un osso ripartitore del peso corporeo e delle sollecitazioni sull'insieme del piede:

- attraverso la sua superficie articolare superiore, la puleggia astragalica, riceve il peso del corpo e gli sforzi trasmessi attraverso la pinza bi malleolare e rinvia le compressioni in tre direzioni (Fig. 1.4, freccia 1);
- verso l'indietro, al tallone (Fig. 1.4, freccia 2), cioè la grossa tuberosità del calcagno, attraverso l'articolazione astragalo-calcaneale posteriore (superficie talamica dell'astragalo);
- verso l'avanti e in dentro (Fig. 1.4, freccia 3), in direzione dell'arco interno della volta plantare, attraverso l'articolazione astragalo-scafoidea;
- verso l'avanti e in fuori (Fig. 1.4, freccia 4), in direzione dell'arco esterno della volta plantare, attraverso l'articolazione astragalo-calcaneale anteriore.

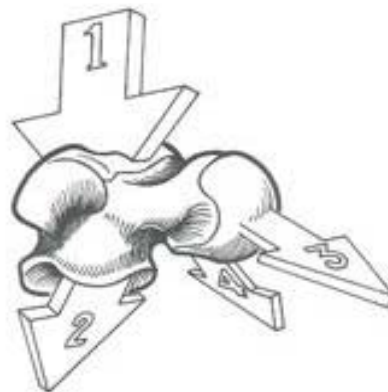


Figura 1.4: Ripartizione delle sollecitazioni ricevute dall'astragalo

Il suo “lavoro” in compressione e il suo ruolo meccanico sono considerevoli. Inoltre non comporta alcuna inserzione muscolare: tutti i muscoli che vengono dalla gamba passano a

ponte attorno ad esso, perciò è stato soprannominato osso “ingabbiato”. Si distinguono (in fig. 1.5):

1. L'estensore comune delle dita;
2. Il peroneo anteriore (incostante);
3. Il peroneo laterale corto;
4. Il peroneo laterale lungo;
5. Il tendine d'Achille, terminazione del tricipite surale;
6. Il tibiale posteriore;
7. Il flessore proprio dell'alluce;
8. Il flessore comune delle dita;
9. L'estensore proprio dell'alluce;
10. Il tibiale anteriore.

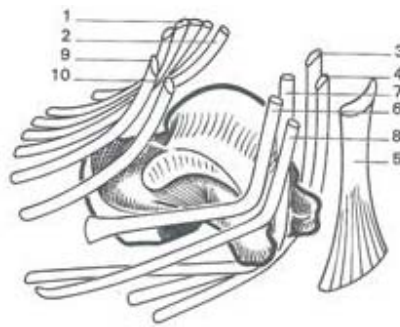


Figura 1.5: Strutture tendinee che "ingabbiano" l'astragalo

Infine esso è ricoperto interamente da superfici articolari e da inserzioni legamentose (Fig. 1.6), per cui è soprannominato anche osso “rilegato”. Si distinguono:

1. Il legamento interosseo o astragalo-calcaneale inferiore;
2. Il legamento astragalo-calcaneale esterno;
3. Il legamento astragalo-calcaneale posteriore;
4. Il fascio anteriore del legamento laterale esterno della tibio-tarsica.
5. Il piano profondo del fascio anteriore del legamento laterale interno della tibio-tarsica.
6. Il fascio posteriore del legamento laterale interno della tibio-tarsica.
7. Il fascio posteriore del legamento laterale esterno della tibio-tarsica.
8. La capsula anteriore della tibio-tarsica con relativo rinforzo

9. Il rinforzo posteriore della capsula della tibio-tarsica
10. Il legamento astragalo-scafoideo.

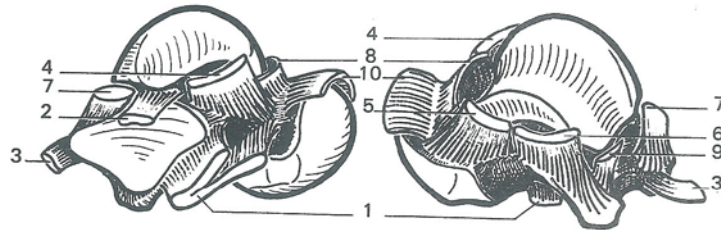


Figura 1.6: Inserzioni legamentose dell'astragalo

Non possedendo nessuna inserzione muscolare, l'astragalo è nutrito unicamente attraverso i vasi che vi arrivano dalle inserzioni legamentose, cioè un apporto arterioso appena sufficiente in condizioni normali. In caso di frattura del collo dell'astragalo, soprattutto con lussazione del corpo dell'osso, la sua troficità può essere irrimediabilmente compromessa, ciò che comporta una pseudo-artrosi del collo o peggio ancora, una necrosi asettica del corpo dell'osso.

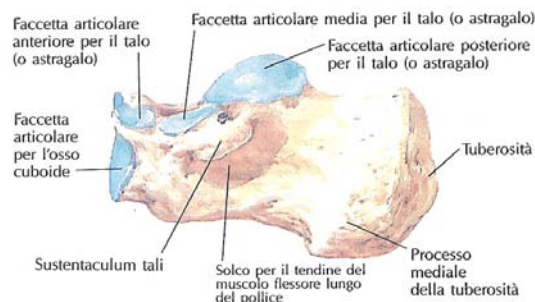


Figura 1.7: Calcagno (vista laterale)

Il *calcagno* è un osso breve, con l'asse maggiore in senso antero-posteriore. Si trova sotto l'astragalo e presenta sei facce. La faccia superiore si articola anteriormente con l'astragalo. La faccia inferiore, irregolare, presenta due tuberosità, una anteriore e una posteriore. Sulla faccia laterale si trovano due solchi destinati al passaggio dei tendini dei muscoli peronieri laterali. La faccia mediale è caratterizzata dalla presenza di una lunga doccia in cui decorrono tendini, vasi e nervi che dalla faccia posteriore della gamba si portano alla pianta del piede. La faccia anteriore ha una superficie articolare a sella che si

articola con la superficie omologa del cuboide. La faccia posteriore corrisponde alla sporgenza del tallone; in basso è rugosa e dà inserzione al tendine calcaneale (di Achille).

Il *cuboide* è un osso irregolarmente cubico, situato nella parte esterna del piede, davanti al calcagno, lateralmente allo scafoide e al 3° cuneiforme, dietro al 4° e al 5° metatarsale. La faccia superiore è rugosa e non articolare; quella plantare presenta una marcata cresta per l'attacco del legamento plantare lungo. La faccia laterale è ristretta e concava per il passaggio del tendine del peroniero lungo; quella mediale è più estesa e presenta una faccetta articolare per il terzo cuneiforme. La superficie posteriore del cuboide è articolare e corrisponde all'omologa faccia del calcagno. La superficie anteriore è pure articolare e è ripartita in due faccette che si articolano con le basi del 4° e del 5° osso metatarsale.

Lo *scafoide* (o navicolare) è un osso a forma di navicella, posto davanti alla testa dell'astragalo, dietro alla fila dei tre cuneiformi, medialmente al cuboide. Vi si considera una faccia anteriore e una posteriore, due margini, superiore e inferiore e due estremità mediale e laterale. Delle due facce, quella posteriore presenta una cavità, atta ad accogliere la testa dell'astragalo; quella anteriore ha tre faccette piane per i tre cuneiformi.

L'estremità mediale è caratterizzata dalla tuberosità dello scafoide, su cui si inserisce il tendine principale del muscolo tibiale posteriore.

Le *ossa cuneiformi* sono tre ossa a forma di prismi triangolari. Si distinguono in:

- 1° o mediale,
- 2° o medio
- 3° o laterale.

Il 1° è il più voluminoso; si articola in avanti con il primo metatarsale e lateralmente con il 2° cuneiforme e il 2° metatarsale. Il 2° cuneiforme si distingue dagli altri due perché più breve; si articola ai lati con i suoi omologhi, in basso e in avanti con il secondo metatarsale. Il 3° appoggia in fuori sul cuboide, con il quale si articola. La sua superficie mediale presenta una faccetta articolare per il secondo cuneiforme e una per il secondo metatarsale; anteriormente prende contatto con la base del terzo metatarsale.

1.2.2. Ossa metatarsali

Sono cinque piccole ossa lunghe, poste tra la serie distale delle ossa tarsali e la serie delle falangi prossimali. In ciascun osso metatarsale si descrivono un corpo e due estremità. Il

corpo é di forma prismatica triangolare, con la base dorsale e descrive una curva a concavità inferiore. Le estremità prossimali o basi sono dotate di faccette piane, destinate ad articolarsi con le ossa della seconda serie tarsale (articolazioni tarsometatarsali) e con le ossa metatarsali vicine (articolazioni intermetatarsali).

Le estremità distali sono arrotondate e prendono il nome di teste; presentano superfici articolari convesse accolte nelle cavità articolari delle falangi prossimali. Nella superficie plantare del 1° metatarsale si trova una cresta per l'inserzione del tendine del peroniero lungo. L'estremità prossimale del 5° metatarsale presenta un rilievo che dà inserzione al tendine del muscolo peroniero breve.

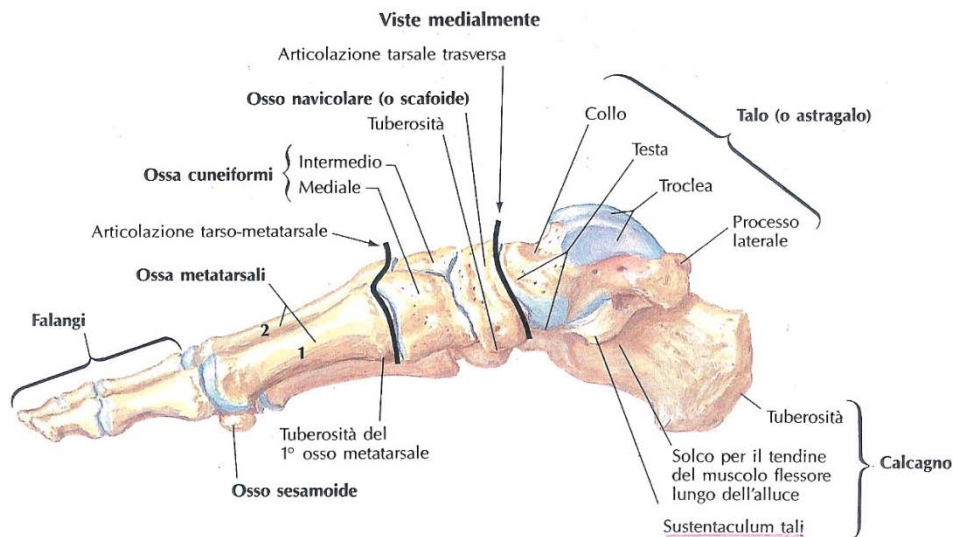


Figura 1.8: Scheletro del piede destro visto dal lato mediale. Il profondo arco plantare mediale, formato dalle ossa tarsali e metatarsali, ha la sua chiave di volta a livello dello scafoide

1.2.3. Falangi delle dita

Sono piccole ossa lunghe, omologhe, per numero e forma, a quelle corrispondenti della mano, ma assai meno sviluppate. Vanno decrescendo di volume dal 1° al 5° dito e di lunghezza dal 2° al 5°. Ciascun dito, pertanto, eccetto il 1° (alluce) dotato di due sole falangi, possiede tre falangi, designate come prossimale, media e distale o 1a, 2a e 3a. Le falangi digitali del piede, come quelle della mano, si formano da un punto primitivo per il corpo e l'estremità prossimale. Essi compaiono rispettivamente tra il 2° e il 4° mese fetale e tra il 3° e il 4° anno dopo la nascita. L'ossificazione delle falangi prossimali è più

precoce di quella delle falangi intermedie e distali. L'unione delle parti secondarie con quelle primarie ha luogo dopo il 15° anno.

1.2.4. Ossa sesamoidi

Nel piede, come anche nella mano, si formano delle escrescenze cartilaginee che nel periodo della pubertà si solidificheranno per diventare ossa e che vengono denominate ossa sesamoidi. Le troviamo quasi sempre in numero di due, grandi come piselli, in una posizione mediale e laterale al livello dell'articolazione metatarso-falangea dell'alluce; possono trovarsi anche nelle articolazioni metatarso-falangee del secondo e quinto dito e nell'articolazione interfalangea dell'alluce; non le troveremo mai nelle articolazioni metatarso-falangee del terzo e quarto dito. La funzione delle ossa sesamoidi è di mantenere distanziati i tendini dell'asse articolare per aumentarne la tensione.

1.3. Strutture di supporto del piede

Considerata nel suo insieme, l'architettura della pianta del piede, può essere definita come una volta sostenuta da tre archi, che poggiano al suolo su tre punti disposti nel piano ai vertici di un triangolo equilatero. Il peso della volta si applica sulla chiave di volta e si suddivide attraverso i due pilastri verso due dei punti di appoggio, chiamati anche "spalle dell'arco" (Kapandij).

Alcuni autori, come De Doncker e Kowalski, criticano il concetto di volta che essi considerano troppo statico, e preferiscono paragonare il piede ad una "capriata (sostegno)", costituita da due travi articolate insieme al colmo del tetto e sostenute alla base da un tirante che impedisce l'apertura del carico sotto un carico posto alla sommità. Il piede non sarebbe costituito allora che da una sola costruzione assiale con un segmento principale formato essenzialmente dai potenti legamenti plantari e dai muscoli plantari e due segmenti laterali secondari, al livello di quelli che erano gli archi interno ed esterno. Questa concezione corrisponde certamente meglio alla realtà anatomica, per ciò che concerne in particolare gli elementi legamentosi e muscolari che formano corde di archi e che possono effettivamente essere così comparate a dei segmenti.

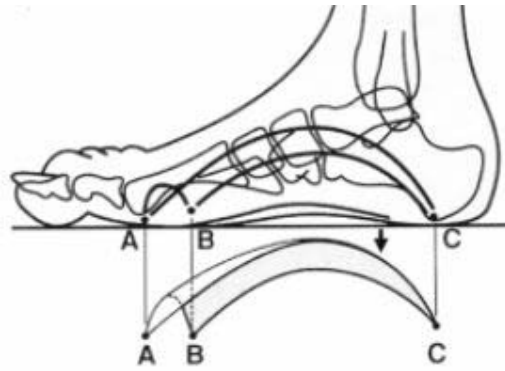


Figura 1.9: La struttura ad archi del piede

Tuttavia, i termini di volta e di archi sono talmente immaginari e passati nel linguaggio che sembra preferibile continuare a utilizzarli, parallelamente a quelli di sostegno e di segmenti. Come spesso in biomeccanica due nozioni che sembrano a prima vista contraddittorie non si escludono e partecipano ad una concezione sintetica.

La volta plantare non realizza un triangolo equilatero ma possedendo tre archi e tre punti di appoggio, la sua struttura ne è somigliante: i suoi punti di appoggio sono compresi nella zona di contatto con il suolo, o *impronta plantare*. Corrispondono alla testa del primo metatarso e alla testa del quinto metatarso ed alle tuberosità posteriori del calcagno. Ogni punto d'appoggio è comune a due archi contigui.

Fra i due punti di appoggio anteriori è teso l'*arco anteriore* (Fig.1.9, A-B), il più corto ed il più basso. Fra i due di appoggio esterni è situato l'*arco esterno* (Fig.1.9, A-C), di lunghezza e di altezza intermedia. Infine, fra i due punti di appoggio interni si estende l'*arco interno* (Fig.1.9, B-C), il più lungo ed il più alto. È il più importante dei tre, tanto sul piano statico che su quello dinamico. La forma della volta plantare assomiglia così ad una vela, ad un fiocco gonfiato dal vento. Il suo apice è nettamente spostato all'indietro ed il peso del corpo si applica sul suo versante posteriore, in un punto situato al centro del collo del piede. Sotto carico ogni arco si appiattisce e si allunga, attraverso meccanismi propri.

1.3.1. Arco longitudinale interno

Il piede presenta un'arcata principale nota come "arco longitudinale interno" che si estende dal calcagno fino alla testa del primo metatarso comprendendo cinque segmenti ossei: il

primo metatarso che poggia al suolo solo con la sua testa, il primo cuneiforme interamente sospeso, lo scafoide, chiave di volta di questo arco a 15-18 mm dal suolo, il calcagno che poggia al suolo solamente con la sua estremità posteriore. Numerosi legamenti plantari tengono uniti i cinque segmenti ossei: cuneo-metatarsali, scafocuneiformi, ma soprattutto calcaneo-scafoideo inferiore e astragalo-calcaneare. Resistono agli sforzi violenti, ma di breve durata, contrariamente ai muscoli che si oppongono alle deformazioni prolungate.

I muscoli congiungenti due punti più o meno lontani dell'arco, formano delle corde parziali o totali agendo da veri e propri tensori.

Il tibiale posteriore forma una corda parziale tesa vicino alla sommità dell'arco ma il suo ruolo è essenziale. Conduce lo scafoide in basso ed indietro sotto la testa dell'astragalo: ad un accorciamento relativamente piccolo del tendine, corrisponde un cambiamento di orientamento dello scafoide che produce un abbassamento del pilastro di sostegno anteriore. Inoltre le espansioni plantari del suo tendine si intrecciano con i legamenti plantari e agiscono sui tre metatarsi mediani.

Il peroneo lungo laterale agisce anche sull'arco interno di cui aumenta la concavità flettendo il primo metatarso sul primo cuneiforme e quest'ultimo sullo scafoide.

Il flessore proprio dell'alluce forma una corda subtotale dell'arco interno, agisce quindi potentemente sulla concavità, aiutato dal flessore comune delle dita che lo incrocia di sotto. Il flessore proprio, gioca anche il ruolo di stabilizzatore dell'astragalo e del calcagno: passando tra i suoi due tubercoli posteriori, si oppone allo spostarsi indietro dell'astragalo sotto la spinta dello scafoide: il legamento interosseo si tende e l'astragalo è riportato in avanti dal tendine che lo spinge come la corda di un arco spinge la freccia. Passando sotto la mensola del sustentaculum il tendine del flessore proprio, per lo stesso meccanismo, alza l'estremità anteriore del calcagno che riceve la spinta verticale della testa dell'astragalo.

L'adduttore dell'alluce forma la corda totale dell'arco interno. È dunque un tensore particolarmente efficace: aumenta la concavità dell'arco interno avvicinandone le due estremità.

Al contrario, inseriti sulla convessità dell'arco, l'estensore proprio dell'alluce, in certe condizioni, e il tibiale anteriore diminuiscono la curvatura e l'appiattiscono.

Questo arco, quindi, si comporta come una molla che ha la funzione di assorbire e attenuare sollecitazioni e colpi. In condizioni di carico (peso del corpo) le tuberosità posteriori del calcagno distanti dal suolo da 7 a 10 mm, si abbassano di circa 1,5 mm, la

grande apofisi di 4 mm; l'astragalo indietreggia sul calcagno; lo scafoide risale sulla testa dell'astragalo, mentre si abbassa rispetto al suolo; le articolazioni scafo-cuneiformi e cuneo-metatarsali si diastano verso il basso; l'angolo di erezione del primo metatarso diminuisce, il tallone indietreggia, mentre i sesamoidi avanzano leggermente.

1.3.2. Arco longitudinale esterno

Nello scheletro del piede, l'arco longitudinale esterno si estende dalla parte anteriore del calcagno alla testa del quinto metatarso attraverso solamente tre segmenti ossei: il quinto metatarso, la cui testa costituisce il punto di appoggio anteriore dell'arcata anteriore, il cuboide totalmente sospeso dal suolo, il calcagno, le cui tuberosità posteriori costituiscono il punto di appoggio posteriore dell'arcata. Questa arcata, a differenza dell'interna che è alta sul suolo, è poco elevata (3-5 mm) e prende contatto con il suolo attraverso le parti molli. Mentre l'arco interno è elastico grazie alla mobilità dell'astragalo sul calcagno, l'arco esterno è molto più rigido al fine di trasmettere l'impulso motore del tricipite. Deve questa rigidità alla robustezza del grande legamento calcaneo-cuboideo plantare i cui fasci profondo o superficiale impediscono lo spostamento inferiore delle articolazioni calcaneo-cuboidea e cuboide-metatarsale sotto il peso del corpo. La chiave di volta dell'arcata è costituita dalla grande apofisi del calcagno, dove vengono ad opporsi le forze dei pilastri anteriori e posteriori. Quando un carico troppo forte è applicato verticalmente sull'arco per mezzo dell'astragalo si verificano due conseguenze:

- il legamento calcaneo-cuboideo plantare resiste, ma l'arco si rompe a livello della sua chiave di volta e la grande apofisi è staccata per un tratto verticale passante per il punto debole;
- il talamo si affonda entro il corpo del calcagno;
- al lato interno, la piccola apofisi viene spesso staccata lungo un tratto sagittale.

Queste fratture del calcagno sono molto difficili da ridurre perché è necessario rialzare non solo il talamo, ma anche raddrizzare la grande apofisi, altrimenti l'arco interno resta infossato.

Tre muscoli costituiscono i tensori attivi di questo arco. Il peroniero laterale breve è una corda parziale dell'arcata, ma come il legamento calcaneo-cuboideo impedisce la diastasi inferiore delle articolazioni. Il peroniero laterale lungo che segue fino al cuboide un tragitto

parallelo al precedente, gioca lo stesso ruolo; ma in più uncinato sul calcagno dal tubercolo dei peronieri sostiene elasticamente la sua estremità anteriore come fa il flessore proprio dell'alluce al lato interno. L'abducente del quinto dito forma la corda totale dell'arco esterno come il suo corrispondente, adduttore dell'alluce: ha un'azione analoga.

Agendo sulla convessità dell'arco esterno, il peroniero anteriore e l'estensore comune delle dita – in certe condizioni – diminuiscono la sua curvatura. Lo stesso avviene per il tricipite. Sotto carico il calcagno subisce gli stessi spostamenti verticali trattati per l'arco interno, il cuboide si abbassa di 4 mm, lo stiloide del quinto metatarso di 3,5 mm. Si verificano inoltre una diastasi verso il basso delle articolazioni calcaneo-cuboidee e cuboideo-metatarsali e un indietreggiamento del tallone e un avanzamento della testa del quinto metatarso.

1.3.3. Arco anteriore trasversale

L'arco anteriore è teso tra la testa del primo metatarso, che appoggia sui due sesamoidi, a 6 mm dal suolo, e la testa del quinto metatarso, anch'essa a 6 mm dal suolo. Questo arco anteriore passa per la testa degli altri metatarsali: la seconda testa, la più elevata (9 mm) forma la chiave di volta. La terza (8,5 mm) e la quarta (7 mm) sono in posizione intermedia. La concavità di questo arco è poco accentuata e appoggia al suolo per mezzo delle parti molli, costituendo quello che alcuni chiamano "il tallone anteriore" del piede. Questo arco è sostenuto dai legamenti inter-metatarsali, senza grande efficacia, e da un solo muscolo, il fascio trasverso dell'abducente dell'alluce, che forma una serie di corde parziali e totali tra la testa del primo metatarso e quella degli altri quattro. È un muscolo relativamente poco potente e facilmente sforzato. L'arco anteriore è spesso abbassato – avampiede piatto – il che causa la formazione di callosità sotto le teste dei metatarsi abbassati. L'arco anteriore è il punto di arrivo dei cinque raggi del metatarso. Il primo raggio è il più elevato formando (Fick) un angolo di 18°-25° col suolo. Questo angolo tra il metatarso e il suolo decresce regolarmente: 15° per il secondo, 10° per il terzo, 8° per il quarto e non supera i 5° per il quinto metatarso quasi parallelo al suolo.

La *curvatura trasversale* della volta prosegue dall'avanti all'indietro. A livello dei cuneiformi, l'arco trasversale comprende solo quattro ossa ed appoggia solamente sulla sua estremità a livello del cuboide. Il primo cuneiforme è interamente sospeso, senza alcun

contatto con il suolo; il secondo cuneiforme forma la chiave di volta, e costituisce con il secondo metatarso, che lo prolunga in avanti, l'asse del piede, l'apice della volta. Questo arco è sotteso dal tendine peroniero laterale lungo che agisce così potentemente sulla curvatura trasversale. A livello della coppia scafoide/cuboide, l'arco trasversale appoggia solo con la sua estremità esterna formata dal cuboide. Lo scafoide, sospeso al di sopra del suolo, appoggia in modo precario sul cuboide con la sua estremità esterna. La curvatura di questo arco è mantenuta dalle espansioni plantari del tibiale posteriore.

La curvatura trasversale della volta è mantenuta da tre muscoli, che sono, dall'avanti all'indietro: l'abducente dell'alluce a direzione trasversale, il peroniero laterale lungo, il più importante sul piano dinamico, che formando un sistema tensore obliquo in avanti ed in dentro, agisce su tutti e tre gli archi, le espansioni plantari del tibiale posteriore, che ha un ruolo soprattutto statico, costituendo un sistema tensore obliquo in avanti ed in fuori.

La curvatura longitudinale dell'insieme della volta è controllata dall'abducente dell'alluce in dentro, e il flessore proprio, l'abducente del quinto dito in fuori. Tra questi due estremi, il flessore comune delle dita, il suo accessorio ed il flessore plantare breve mantengono la curvatura dei tre raggi mediani ed anche dell'esterno. Sotto carico l'arco anteriore si appiattisce e si allarga da una parte e dall'altra del secondo metatarso. La distanza si accresce di 5 mm tra il primo ed il secondo metatarso, di 2 mm tra il secondo ed il terzo, di 4 mm tra il terzo ed il quarto, di 1,5 mm fra il quarto ed il quinto: così complessivamente sotto carico l'avampiede si allarga di 12,5 mm. Durante le fasi iniziali del passo, la curvatura dell'arco anteriore scompare e tutte le teste metatarsali poggiano sul suolo con pressioni diverse. La curvatura trasversale diminuisce anche a livello dei cuneiformi ed a livello dello scafoide e contemporaneamente questi due archi tendono a ruotare attorno al loro appoggio esterno di un angolo proporzionale all'appiattimento dell'arco interno.

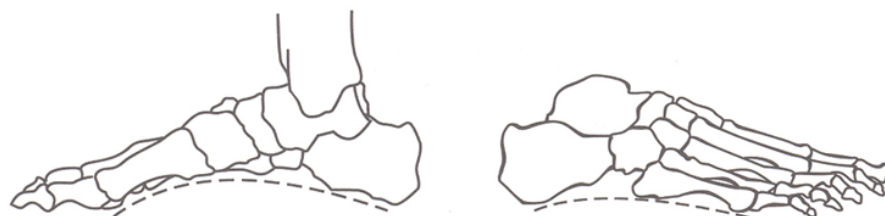


Figura 1.10: Rappresentazione schematica dell'arco longitudinale visto dal lato interno del piede (riga tratteggiata a sinistra) e dal lato esterno del piede (a destra)

1.4. Componenti legamentose

I legamenti sono robuste strutture fibrose passive (non sono cioè in grado di contrarsi) che collegano tra loro due ossa o due parti dello stesso osso. Il loro contenuto di collagene (prevalentemente di tipo I) ed elastina varia, influenzandone la capacità di resistere alla tensione. I legamenti con un'alta percentuale di elastina sono più elastici. Essi si comportano plasticamente se sottoposti a tensione prolungata, non essendo più in grado di recuperare la loro forma originaria. Essi svolgono essenzialmente una funzione stabilizzatrice, impedendo cioè che particolari movimenti o forze esterne alterino la posizione delle strutture ai quali sono collegati, senza provocare allentamenti delle fibre. La disposizione nel corpo umano dei legamenti è tale da permettere un loro intervento attivo solo nei gradi estremi del movimento, quando è in pericolo l'integrità dell'articolazione. Nel piede, quindi, le strutture legamentose svolgono essenzialmente una funzione di stabilizzazione delle articolazioni permettendo, inoltre, il mantenimento della volta plantare.

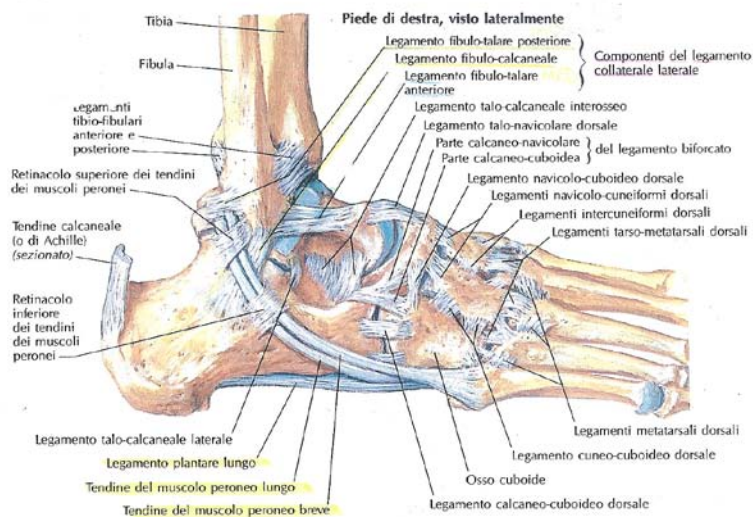


Figura 1.11: Strutture legamentose della caviglia e del piede (vista laterale)

Poiché la struttura ossea del piede è particolarmente ricca di segmenti il numero di legamenti che li connettono è elevato (più di 65) e per questo difficilmente trattabili nel dettaglio in questa sede. Per riuscire a comprendere a pieno il ruolo che le strutture

legamentose svolgono è necessario analizzare anche le articolazioni di cui essi fanno parte, e per questo si rimanda al paragrafo specifico di questo capitolo.

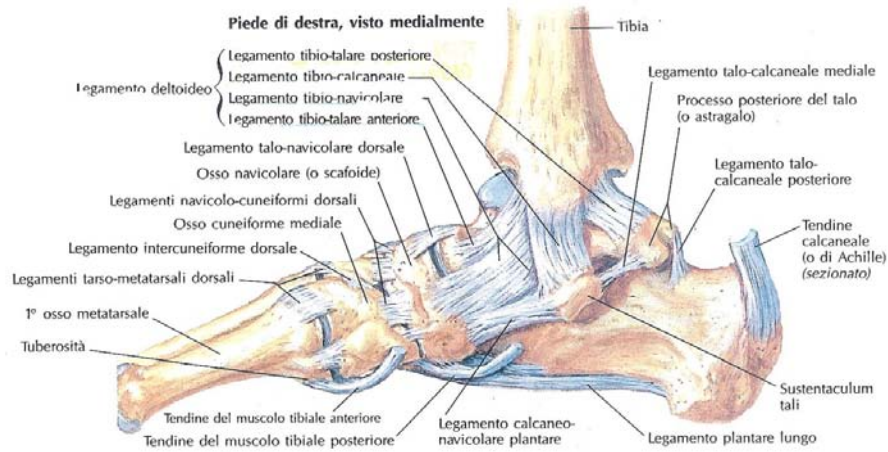


Figura 1.12: Strutture legamentose del piede (vista mediale)

Tra le strutture legamentose di maggiore importanza nel piede vi sono i robusti apparati legamentosi che rinforzano la capsula fibrosa dell'articolazione tibio-tarsica medialmente e lateralmente tra i malleoli e le ossa del tarso. Essi sono il *legamento deltoideo* ed il *legamento laterale*. Il primo si irradia dal malleolo terminando con una larga base (tipo ventaglio) sullo scafoide, astragalo e calcagno. In base all'osso di arrivo può quindi essere suddiviso in altri 4 legamenti: *legamento tibio-calcaneale*, *legamento tibio-scafoideo*, *legamento tibio-astragalico anteriore* e *posteriore*. Il secondo, invece, è formato da 3 legamenti, completamente distinti, che dal malleolo fibulare si dirigono verso il tarso: *legamento fibulo-astragalico anteriore*, *legamento fibulo-astragalico posteriore*, *legamento fibulo-calcaneale*. Successivamente, nella zona intertarsica, dove si trova l'unità funzionale dell'articolazione astragalo-calcaneale e dell'articolazione astragalo-calcaneo-scafoidea che si sviluppa tra l'astragalo ed il calcagno, permettendo un movimento di torsione "in dentro" o "in fuori" a seconda delle direzioni degli scorrimenti, si trova, tra i più importanti, il robusto *legamento calcaneo-scafoideo plantare* che collega il calcagno con lo scafoide. Durante la torsione queste due ossa ruotano attorno all'astragalo e l'asse del movimento incontra un altro legamento fondamentale: il *legamento interosseo astragalo-calcaneale*, le cui lamine si avvolgono o si svolgono su loro stesse secondo la

direzione del movimento. Gli altri legamenti appartenenti a queste due articolazioni (periferici, anteriori, posteriori, mediale e laterale) partecipano in minima parte al movimento di torsione ed il loro compito è soprattutto quello di rinforzare le capsule fibrose. Sempre nella zona intertarsica, tra calcagno e cuboide, si trova l'articolazione calcaneo-cuboidea i cui movimenti sono complementari a quelli dell'articolazione inferiore. Anche la volta del piede è coinvolta in questi movimenti poiché tende ad incavarsi nella torsione "in dentro" e ad appiattirsi nella torsione "in fuori". L'appiattimento completo è però impedito da due robusti legamenti plantari del piede: il *legamento plantare lungo*, un largo fascio che nasce dalla faccia inferiore del calcagno e termina sulla tuberosità del cuboide; e il *legamento calcaneo-cuboideo plantare*, praticamente sotto se non addirittura fuso con il precedente e quindi molto più vicino all'osso. La capsula fibrosa di questa articolazione è poi rinforzata da altri legamenti come il *legamento biforcuto* che, partendo dal calcagno, si divarica in due fasci rispettivamente verso il cuboide e lo scafoide, rappresentando uno dei principali mezzi di connessione tra le ossa della prima e seconda fila del tarso. Scendendo verso lo scafoide si trovano poi altre due articolazioni in cui lo scafoide si collega al cuboide e ai tre cuneiformi. Nella prima i legamenti servono semplicemente ad unire le due ossa (scafoide e cuboide). Nell'articolazione scafo-cuneiforme invece è presente una capsula fibrosa il cui compito è quello di unire i tre cuneiformi grazie anche a dei legamenti dorsali e plantari che permettono solo semplici movimenti di scorrimento. Questi movimenti concorrono a dare al tarso la sua elasticità e a modificare la forma e la profondità della volta plantare durante la torsione esattamente come nell'articolazione calcaneo-cuboidea. Nelle altre articolazioni, tarso-metatarsiche e inter-metatarsiche, sono permessi limitatissimi movimenti di flessione, estensione e lateralità alle ossa tuttavia questi concorrono a dare elasticità al piede e in piccola parte partecipano alla variazione della forma e della profondità della volta plantare. Un ruolo fondamentale è svolto dall'*aponeurosi plantare*, una robusta fascia fibrosa che unisce la zona plantare interna del calcagno con la base delle dita. Questo legamento gioca un ruolo molto importante nella trasmissione del peso corporeo al piede durante la deambulazione e la corsa. In particolare quando il piede si eleva sulle punte staccando il tallone dal suolo l'aponeurosi plantare subisce una distensione. Primitivamente essa rappresentava la parte terminale (tendine) del muscolo plantare funzionando quindi come flessore della pianta. A seguito dell'evoluzione

l'aponeurosi si è fissata al calcagno ed il muscolo si è perciò atrofizzato. Questo poiché il piede ha acquistato una posizione ad angolo retto rispetto alla gamba e si è trasformato da organo di prensione a organo di sostegno. Nei soggetti giovani l'aponeurosi plantare presenta una continuità con il tendine d'Achille a livello del tubercolo del calcagno. Con il passare dell'età però la connessione diminuisce sempre più riducendosi in età avanzata a poche fibre.

Attualmente il ruolo principale della fascia plantare, in particolare la parte mediale, è quello di mantenere la conformazione a volta del piede e di costituire un efficace mezzo di protezione dei vasi e dei nervi. Di fondamentale importanza per la funzionalità complessiva del piede sono delle particolari strutture non direttamente riconducibili a componenti di natura legamentosa: i *retinacoli*. Si tratta essenzialmente di rinforzi e fascicoli di origine connettivale della fascia crurale che, in corrispondenza degli estensori nella regione anteriore e distale della gamba formano il retinacolo superiore dei muscoli estensori e nella regione dorsale del tarso costituiscono il retinacolo inferiore dei muscoli estensori. Esistono inoltre i retinacoli dei peronieri. La principale funzione che svolgono è quella di ruotare la direzione di applicazione delle azioni muscolari, permettendo allo stesso tempo di mantenere le guaine mucose tendinee e i tendini stessi nella loro posizione anche durante la contrazione muscolare. Oltre ai retinacoli dei muscoli estensori sono di fondamentale importanza anche quelli dei muscoli flessori: si tratta di membrane molto sottili disposte a livello sottocutaneo e ancorate a strutture ossee, che si comportano essenzialmente come "pulegge" fibrose.

1.4.1. Articolazioni della caviglia

La caviglia e le articolazioni del piede permettono a quest'ultimo un movimento caratterizzato da tre assi e tre gradi di libertà:

- un asse trasversale passante tra i malleoli: esso corrisponde all'asse di rotazione dell'articolazione tibio-tarsica, su cui si effettuano i movimenti di flesso-estensione (flessione dorsale e flessione plantare rispettivamente),
- l'asse longitudinale della gamba intorno al quale si effettuano i movimenti di abduzione ed adduzione,

- l'asse longitudinale del piede intorno al quale si effettuano i movimenti di rotazione interna-esterna.

Mentre il movimento di flessione-estensione è conferito alla caviglia, gli altri due gradi di libertà del piede sono da attribuire, anche se in rapporti differenti, all'articolazione *astragalo-calcaneale*, *medio-tarsica*, *tarso-metatarsica* e *scafo-cuboidea*. Il ruolo che le articolazioni del piede rivestono in realtà è duplice, infatti oltre a dare al piede i gradi di libertà menzionati hanno l'importante compito di adattarlo alle asperità del terreno modificandone la sua forma, e di creare tra suolo e gamba un sistema di ammortizzatori che dia al passo elasticità e scioltezza. Le caratteristiche cinematiche del piede risultano quindi piuttosto complesse, data anche la natura di questa estremità e la diversità delle funzioni che è chiamata/deputata a compiere: compiti di presa, compiti di equilibrio stazionario, compiti sensitivi, etc.

Articolazione tibiofibulare prossimale

È un'artrodia che si stabilisce tra la faccia fibulare della tibia e una corrispondente superficie del capitello fibulare. I mezzi di unione sono rappresentati dalla capsula articolare, da due legamenti propri e da un legamento interosseo a distanza. La capsula articolare si fissa sul contorno delle superfici articolari. I legamenti propri o legamenti della testa della fibula, anteriore e posteriore, sono due ispessimenti della capsula fibrosa. Il legamento interosseo è una dipendenza della membrana interossea della gamba.

Articolazione tibiofibulare distale

È una sinartrosi che si effettua fra le estremità distali della tibia e della fibula. La tibia presenta una faccia incavata, incisura fibulare, che si mette in rapporto con una superficie rugosa della fibula. Entrambe le facce sono rivestite da periostio e congiunte da un robusto legamento fibroso interosseo, dipendenza della membrana interossea. I fasci fibrosi del legamento interosseo si portano oltre l'estremità delle due ossa per costruire i legamenti anteriore e posteriore del malleolo laterale. Questi legamenti confluiscono nell'apparato di rinforzo dell'articolazione tibiotarsica. La membrana interossea della gamba è una robusta

membrana fibrosa che é tesa tra le creste interossee della tibia e della fibula. É perforata per il passaggio di vasi e nervi e costituisce un setto di separazione tra i muscoli delle logge anteriore e posteriore della gamba, che vi prendono in parte origine.

Articolazione tibiotarsica o talocrurale

É un'articolazione a troclea fra la tibia, la fibula e l'astragalo. Le superfici articolari delle ossa della gamba formano un incastro a mortaio per la troclea astragalica.

I mezzi di unione sono rappresentati da una capsula articolare rinforzata da legamenti. La parte fibrosa della capsula si inserisce sui bordi del mortaio tibiofibulare e della superficie articolare dell'astragalo. É sottile in avanti e in dietro e ispessita ai lati per la presenza di legamenti mediali e laterali. Il legamento mediale o deltoideo si distacca dall'apice del malleolo, espandendosi in quattro fasci, due anteriori, uno medio e uno posteriore, il legamento laterale, nel suo complesso meno robusto del mediale, é formato da tre fasci distinti in anteriore, medio e posteriore. Il tipo di articolazione tibiotarsica consente solo movimenti di flessione e di estensione; i movimenti laterali sono quasi del tutto impediti dalle porzioni laterali del mortaio.

1.4.2. Articolazioni del Piede

1.4.2.1. Articolazioni del tarso

Agiscono simultaneamente; la più ampia libertà di movimento si realizza tuttavia a livello dell'articolazione trasversa del tarso. I principali movimenti sono quelli di rotazione interna ed esterna del piede. Le articolazioni anteriori consentono invece soltanto lievi movimenti di scivolamento. Si distinguono un'articolazione tra le ossa della fila prossimale:

- articolazione astragaleocalcaneale,
- le articolazioni tra le ossa della fila distale
- l'articolazione tra le ossa delle due file o articolazione trasversa del tarso .

Nell' *articolazione astragaleocalcaneale* le due ossa si articolano in un'artrodia per mezzo delle rispettive faccette articolari che si trovano al davanti e al di dietro del seno del tarso. I

mezzi di unione sono dati dalla capsula articolare, rinforzata da legamenti periferici e da un legamento astragaleocalcaneale interosseo molto robusto.

Le articolazione tra le ossa della fila distale del tarso (classificate come artrodie) sono:

- l'articolazione cuboideonavicolare,
- l'articolazione cuneocuboidea,
- le due articolazioni intercuneiformi
- l'articolazione cuneonavicolare.

L'articolazione trasversa del tarso unisce le ossa posteriori a quelle anteriori del tarso e comprende un'articolazione mediale o astragaleonavicolare e una laterale o calcaneocuboidea.

L'articolazione astragaleonavicolare è una tipica enartrosi in cui si distinguono due superfici articolari a forma di sfera, piena e rispettivamente cava. I mezzi di unione sono dati dalla capsula articolare la cui parte fibrosa si inserisce sul contorno delle superfici articolari. Essa è rinforzata dai seguenti legamenti: il legamento astragaleonavicolare dorsale, teso dal collo dell'astragalo al contorno superiore dello scafoide; il legamento biforcuto, costituito da due parti, calcaneonavicolare e calcaneocuboidea.

L'articolazione calcaneocuboidea è una diartrosi a sella. La capsula articolare fibrosa si fissa sul margine articolare delle due ossa. La capsula è rinforzata da legamenti propri che sono i calcaneocuboidei dorsale, interno e plantare. Si ha inoltre un legamento a distanza, il legamento plantare lungo.

1.4.2.2. Articolazioni tarsometatarsali

Sono artrodie che connettono i tre cuneiformi e il cuboide alle basi delle cinque ossa metatarsali. I mezzi di unione sono rappresentati da una capsula articolare incompleta che consente comunicazioni fra le articolazioni tarsometatarsali e intermetatarsali. La capsula fibrosa è rinforzata dai seguenti legamenti: otto legamenti tarsometatarsali dorsali, uno almeno per ogni articolazione, legamenti tarsometatarsali plantari, costituiti da fasci superficiali e profondi, e tre legamenti interossei, indicati come legamenti cuneometatarsali interossei.

1.4.2.3. Articolazioni intermetatarsali

Le ultime quattro ossa metatarsali si articolano con le loro basi o estremità prossimali per mezzo di artrodie, mentre la base del 1° metatarsale è connessa a quella del 2° soltanto ad opera di un legamento interosseo. La parte fibrosa della capsula è in continuità con quella delle articolazioni tarsometatarsali e presenta tre legamenti di rinforzo: i legamenti dorsali delle basi metatarsali, tesi dorsalmente tra una base e l'altra delle ossa vicine; i legamenti plantari delle basi dei metatarsali, analoghi ai precedenti ma più robusti; i legamenti interossei, tesi fra le rugosità delle facce laterali delle basi dei metatarsali. Un legamento a distanza è il legamento trasverso dei capitelli metatarsali che tiene unite tra loro le ossa del metatarso.

1.4.2.4. Articolazioni metatarsofalangee

Sono articolazioni condiloidee. Ciascuna articolazione è circondata da una capsula articolare, rinforzata da un legamento plantare e da legamenti collaterali.

1.4.2.5. Articolazioni interfalangee

Sono articolazioni a ginglino angolare. Ciascuna articolazione è provvista di una capsula articolare con un legamento plantare e legamenti collaterali.

1.5. Componenti muscolari e tendinee

Il piede è interessato da trentadue muscoli e tendini, diciotto dei quali sono presenti nella pianta del piede e tredici partono dalle ossa della gamba, soprattutto dalla tibia. Consentono i movimenti del piede nella zona che collega la gamba e le dita. I muscoli della gamba si suddividono in tre gruppi: il gruppo anteriore, il gruppo laterale ed il gruppo posteriore. I muscoli del **gruppo anteriore** della gamba si trovano in una loggia delimitata dalla membrana interossea della gamba e dai margini anteriori della tibia e della fibula.

Il *Muscolo tibiale anteriore* è il più mediale dei quattro muscoli anteriori. Origina dal condilo laterale e dalla metà superiore della faccia laterale della tibia, dalla porzione

superomediale della membrana interossea della gamba, dalla fascia crurale che avvolge tutti i muscoli della gamba e dal vicino setto intermuscolare. I suoi fasci si portano verticalmente in basso e, giunti nella porzione inferiore della gamba, continuano nel tendine d'inserzione; questo si dirige medialmente e va a fissarsi al tubercolo del 1° cuneiforme e alla base del 1° osso metatarsale. Il muscolo tibiale anteriore, nella gamba, ha rapporto superficialmente con la fascia crurale, profondamente con la membrana interossea; medialmente è applicato contro la tibia e lateralmente ha i muscoli estensori delle dita e dell'alluce. Nel piede, il tendine d'inserzione passa sotto ai retinacoli dei muscoli estensori che lo separano dalla cute, sormonta l'articolazione tibiotarsica e discende medialmente all'arteria dorsale del piede. Flette dorsalmente, adduce e ruota medialmente il piede. Il *Muscolo estensore lungo delle dita* si trova lateralmente al tibiale anteriore. Origina dal condilo laterale della tibia, dalla testa e dai 2/3 superiori della faccia mediale della fibula, dalla porzione laterale della membrana interossea, dalla fascia crurale e dai setti intermuscolari circostanti. I fasci muscolari volgono in basso e continuano con un robusto tendine che, passato sotto ai retinacoli dei muscoli estensori, si divide in quattro tendini secondari. Ciascuno di essi, destinato a ognuna delle quattro ultime dita, si suddivide, a livello dell'articolazione metatarsofalangea, in tre linguette di cui quella intermedia termina sulla faccia dorsale della base della 2a falange, mentre quella laterale e quella mediale si riuniscono per fissarsi alla base della 3a falange. Nella gamba il muscolo corrisponde superficialmente alla fascia crurale e profondamente alla membrana interossea e alla fibula; lateralmente è affiancato dai muscoli peronieri e medialmente dai muscoli tibiale anteriore ed estensore lungo dell'alluce. Nel piede i tendini sono separati dalla cute mediante la fascia dorsale superficiale e, profondamente, sono in rapporto con il muscolo estensore breve delle dita. Contraendosi, estende le ultime quattro dita e contribuisce alla flessione dorsale, all'abduzione e alla rotazione esterna del piede. Il *Muscolo estensore lungo dell'alluce* origina dal terzo medio della faccia mediale della fibula e dalla corrispondente porzione della membrana interossea. Si porta in basso, proseguendo nel tendine d'inserzione a livello del terzo inferiore della gamba. Questo tendine passa sotto ai retinacoli e va ad inserirsi alla faccia dorsale della 1a falange e alla base della 2a falange dell'alluce. Nella sua parte superiore il muscolo occupa una posizione profonda, tra il tibiale anteriore e l'estensore lungo delle dita. Nella parte inferiore della gamba si fa superficiale ed è ricoperto dalla fascia crurale. Nel piede il tendine d'inserzione è ricoperto

dalla fascia dorsale e passa sull'astragalo, sullo scafoide, sul 1° cuneiforme e sul 1° osso metatarsale. Estende l'alluce e partecipa ai movimenti di flessione dorsale e di adduzione del piede. Il *Muscolo peroniero anteriore* occupa la parte inferolaterale della regione anteriore della gamba ed è posto lateralmente al muscolo estensore lungo delle dita con il quale è fuso. Origina dal terzo inferiore della faccia mediale della fibula e dalla corrispondente porzione della membrana interossea. Il suo tendine passa al di sotto dei retinacoli dei muscoli estensori e si inserisce alla superficie dorsale della base del 5° osso metatarsale. Il muscolo peroniero anteriore, nella gamba, è in rapporto anteriormente con la fascia crurale, posteriormente con la fibula, lateralmente con il muscolo peroniero breve e medialmente con l'estensore lungo delle dita. Il suo tendine d'inserzione decorre, nel piede, al di sopra del muscolo estensore breve delle dita. Flette dorsalmente, abduce e ruota esternamente il piede.

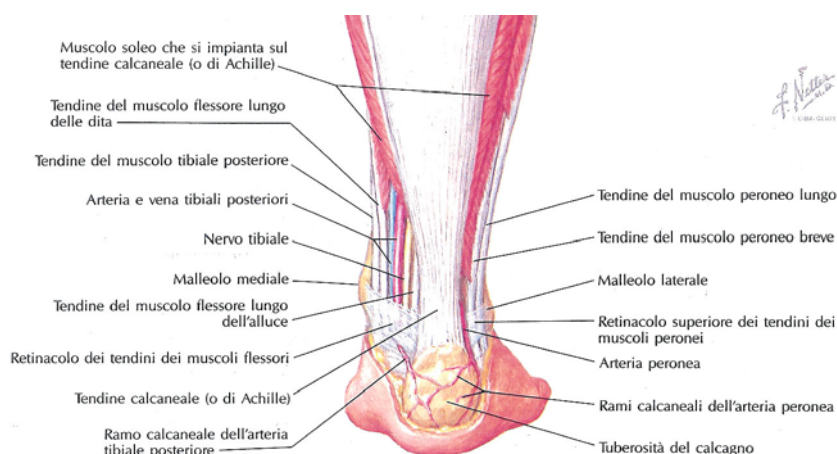


Figura 1.13: Componenti muscolari e strutture tendinee della gamba e del piede (vista dorsale)

Fanno invece parte del **gruppo laterale**: il muscolo peroniero breve e il muscolo peroniero lungo. Il *Muscolo peroniero lungo* è il più superficiale e il più lungo dei due. Origina dalla porzione anterolaterale della testa della fibula, dal terzo superiore della faccia e del margine laterale dello stesso osso, nonché dal condilo laterale della tibia, dalla fascia crurale e dai circostanti setti intermuscolari. I fasci muscolari si portano verticalmente in basso; continuano in un lungo tendine d'inserzione che passa dietro al malleolo laterale, lo circonda da dietro in avanti, attraversa in direzione anteromediale la faccia plantare del piede e va a terminare sulla tuberosità del 10° osso metatarsale, sul 1° cuneiforme e sulla

base del 2° metatarsale. Nella gamba è in rapporto anteriormente con i muscoli estensore lungo delle dita e peroniero anteriore; posteriormente corrisponde al soleo e al flessore lungo dell'alluce. Nel collo del piede ricopre il peroniero breve, con il quale è contenuto in una guaina fibrosa (retinacoli dei muscoli peronieri) nella quale i tendini possono scorrere grazie alla presenza di una guaina mucosa. Con la sua azione il muscolo peroniero lungo flette plantarmente, abduce e ruota all'esterno il piede. Agisce anche sulla volta plantare accentuandone la curvatura.

Il *Muscolo peroniero breve* occupa una posizione piú profonda rispetto al precedente. Origina dal terzo medio della faccia laterale della fibula nonché dai circostanti setti intermuscolari. I fasci decorrono verticali in basso, continuando in un tendine che passa dietro al malleolo laterale, lo circonda in basso e in avanti e va a fissarsi alla parte dorsale della base del 5° osso metatarsale. è ricoperto dal peroniero lungo e medialmente è in rapporto con la fibula. Contraendosi, abduce e ruota all'esterno il piede.

I muscoli del **gruppo posteriore** si dispongono su due strati, uno superficiale (il tricipite della sura, formato da gastrocnemio e soleo, e il plantare) e uno profondo. Il *muscolo gastrocnemio* è formato da due ventri muscolari, i gemelli della gamba. Di essi, il laterale origina dall'epicondilo laterale del femore, dal piano popliteo e dalla porzione posteriore della capsula articolare del ginocchio; il mediale si stacca dall'epicondilo mediale, dal piano popliteo e dalla corrispondente porzione della capsula articolare del ginocchio. Il *muscolo soleo*, situato profondamente ai due gemelli, origina dalla parte superiore della testa, dalla faccia dorsale dal margine laterale della fibula, dalla linea obliqua e dal terzo medio e dal margine mediale della tibia, da un'arcata fibrosa tesa fra la testa della fibula e la linea obliqua della tibia, l'arcata del muscolo soleo. I tre capi muscolari si uniscono nel tendine calcaneale che si inserisce sul terzo medio della faccia posteriore del calcagno. A livello del ginocchio, il margine mediale del gemello laterale e il margine laterale del gemello mediale sono separati da uno spazio angolare aperto in alto e rappresentano i limiti inferiori della fossa poplitea. Il gemello laterale è incrociato dal tendine del muscolo bicipite; il gemello mediale corrisponde ai muscoli semimembranoso e semitendinoso. Profondamente i due gemelli sono a contatto con la capsula articolare. Piú in basso i gemelli sono in rapporto superficialmente con la fascia crurale, con il sottocutaneo e quindi con la cute, profondamente con il muscolo soleo. Il soleo corrisponde posteriormente al

muscolo gastrocnemio e al plantare; anteriormente è in rapporto con i muscoli flessore lungo dell'alluce, flessore lungo delle dita e tibiale posteriore. Il tendine calcaneale corrisponde superficialmente alla cute, mentre risulta separato anteriormente dall'articolazione tibiotarsica mediante un piano adiposo e dalla faccia posteriore del calcagno mediante una borsa mucosa. Il muscolo tricipite della sura contraendosi, flette plantarmente il piede e lo ruota all'interno; concorre, con il gastrocnemio, alla flessione della gamba sulla coscia. Facendo perno sull'avampiede, il tricipite estende la gamba sul piede (muscolo antigravitario).

Il *Muscolo plantare* è un piccolo muscolo posto profondamente al gemello laterale, sulla faccia posteriore dell'articolazione del ginocchio. Origina dal ramo laterale della linea aspra del femore e capsula articolare del ginocchio. Il breve corpo muscolare è seguito da un tendine lungo e sottile che decorre tra il gastrocnemio e il soleo inizialmente e quindi sul margine mediale del tendine calcaneale, per terminare sulla faccia mediale del calcagno. Ha un'azione simile a quella del tricipite della sura, anche se meno potente.

Il *Muscolo popliteo* è un muscolo appiattito, posto sotto al plantare e ai gemelli. Origina dalla faccia esterna del condilo laterale del femore e dalla corrispondente porzione della capsula articolare del ginocchio. Si inserisce sul labbro superiore della linea obliqua e sulla faccia posteriore della tibia, al di sopra di tale linea. È in rapporto anteriormente con il condilo laterale del femore, con l'articolazione del ginocchio e con la parte alta della faccia posteriore della tibia; posteriormente gli si pongono i muscoli plantare e gastrocnemio. Il muscolo popliteo con la sua azione flette e ruota all'interno la gamba.

Il *Muscolo flessore lungo delle dita* è il più mediale dei muscoli dello strato profondo. Origina dalla linea obliqua e dal terzo medio della faccia posteriore della tibia e dai circostanti setti intermuscolari. I fasci muscolari si portano in basso e, in corrispondenza del terzo inferiore della gamba, proseguono in un lungo tendine. Questo circonda in dietro il malleolo mediale e scorre nella doccia calcaneale mediale, mantenuto nella sua sede dal retinacolo dei muscoli flessori. Attraversa quindi la regione plantare del piede obliquamente in 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 3a falange delle ultime quattro dita. Il muscolo flessore lungo delle dita è in rapporto anteriormente con la tibia e con il muscolo tibiale posteriore, posteriormente con il

muscolo soleo. Nella pianta del piede il tendine d'inserzione decorre tra l'abducente dell'alluce e il flessore breve delle dita. Il muscolo flessore lungo delle dita flette le ultime quattro dita e concorre alla flessione plantare del piede.

Il *Muscolo flessore lungo dell'alluce* è il più laterale dei muscoli dello strato profondo. Origina dai 2/3 inferiori della faccia posteriore e del margine laterale della fibula, dalla membrana interossea e dai setti intermuscolari circostanti. I fasci si portano in basso e finiscono su un lungo tendine che, passato sotto al malleolo mediale, decorre dapprima in un solco della faccia posteriore dell'astragalo e quindi della faccia mediale del calcagno. Giunto nella regione plantare, il tendine d'inserzione si porta in avanti e medialmente, incrocia il tendine del muscolo flessore lungo delle dita e va a fissarsi alla base della falange distale dell'alluce. All'incrocio tra i tendini del muscolo flessore lungo delle dita e del muscolo flessore lungo dell'alluce si trova una lacinia fibrosa di connessione. Con la sua azione, flette l'alluce e concorre alla flessione delle altre quattro dita e alla flessione plantare del piede.

Il *Muscolo tibiale posteriore* è situato profondamente rispetto ai due muscoli flessori lunghi delle dita e dell'alluce. 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. Continua quindi in un tendine d'inserzione che, passato dietro al malleolo tibiale, va a terminare sul tubercolo dello scafoide, sulla superficie plantare dei tre cuneiformi e dell'estremità prossimale del 2°, 3° e 4° osso metatarsale. È in rapporto anteriormente con le facce posteriori della tibia e della fibula e corrisponde alla membrana interossea; posteriormente è ricoperto dai muscoli soleo, flessore lungo delle dita e flessore lungo dell'alluce. Agisce flettendo plantarmente il piede e partecipa ai movimenti di adduzione e di rotazione interna del piede; accentua anche la curvatura della volta plantare. La fascia della gamba o fascia crurale avvolge in superficie i muscoli della gamba, manca soltanto in corrispondenza della faccia mediale della tibia. La fascia crurale continua in alto con la fascia lata e prende inserzione sull'estremità prossimale della tibia, sulla testa della fibula e sulla rotula. In basso continua con la fascia del piede e prende parte alla costituzione dei retinacoli dei muscoli estensori, peronieri e flessori. Dalla sua superficie interna si distaccano due setti intermuscolari che terminano l'uno sul margine anteriore e l'altro sul margine laterale della fibula. La gamba

viene così divisa in tre logge che accolgono i muscoli anteriori, laterali e posteriori. I tendini d'inserzione di alcuni muscoli della coscia (bicipite, gracile, sartorio e semitendinoso) inviano fasci all'estremità superiore della fascia crurale sulla quale possono così esercitare una tensione. I tendini che dalla gamba si portano al piede si inflettono in corrispondenza del collo del piede, formando un angolo che, in posizione di riposo del piede stesso, si aggira sui 100° -110°.

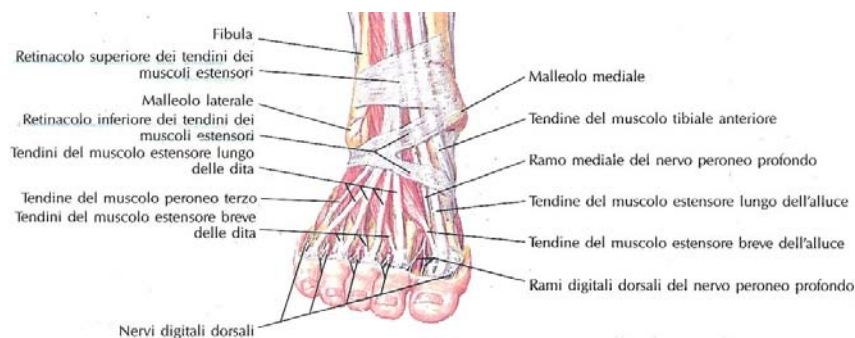


Figura 1.14: Componenti muscolari e strutture legamentose della caviglia e del piede (vista frontale)

I **Muscoli del piede** si distinguono in dorsali e plantari. Questi ultimi, a loro volta, occupano le regioni mediale, intermedia e laterale della pianta del piede. La **regione dorsale** contiene un solo muscolo, l'*estensore breve delle dita o pedidio*. È un muscolo piatto che origina dalla faccia superiore e laterale del calcagno, si porta in avanti e medialmente per suddividersi in quattro capi muscolari ciascuno dei quali termina con un tendine proprio. Quello del 1° dito si inserisce alla base della falange prossimale dell'alluce; gli altri tre si fondono con i tendini dell'estensore lungo delle dita destinati al 2°, 3° e 4° dito. Contraendosi estende le prime quattro dita.

La **regione plantare mediale** comprende tre muscoli: l'abducente dell'alluce, il flessore breve dell'alluce, l'adduttore dell'alluce. Il Muscolo *abducente dell'alluce* è il più superficiale e il più lungo dei muscoli della regione mediale. Origina 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 flessore breve delle dita; si inserisce sulla porzione laterale della base della falange prossimale dell'alluce. Abduce e flette l'alluce. Il *Muscolo flessore breve dell'alluce* origina dalla faccia plantare

dei tre cuneiformi nonché dal legamento calcaneocuboideo plantare. Il muscolo si porta in avanti e si divide in due fasci di cui uno mediale va ad unirsi al tendine del muscolo abducente e uno laterale raggiunge il capo obliquo dell'adduttore. Contraendosi flette l'alluce.

Il *Muscolo adduttore dell'alluce* è il più profondo dei muscoli plantari mediali. Origina con un capo obliquo e un capo trasverso. Il capo obliquo sorge dal cuboide, dal 3° cuneiforme, dalla base del 2°, del 3° e 4° metatarsale, dal legamento plantare lungo e si porta in avanti e medialmente. Il capo trasverso origina dalla 3a, 4a e 5a articolazione metatarsofalangea e continua medialmente. Le inserzioni sono indipendenti per i due capi. Il tendine del capo obliquo si fonde con il tendine del fascio laterale del muscolo flessore breve dell'alluce raggiungendo la base della prima falange; il tendine del capo trasverso si unisce al tendine del muscolo flessore lungo dell'alluce. Contraendosi flette e adduce l'alluce.

I **Muscoli plantari laterali** sono: muscolo abducente del 5° dito, flessore breve del 5° dito, opponente del 5° dito. Il *Muscolo abducente del 5° dito* è il più superficiale della regione. Origina dal processo laterale della tuberosità del calcagno, dalla fascia plantare e dal setto intermuscolare che lo separa dal flessore breve delle dita, per terminare, seguendo il margine laterale del piede, su un tendine che prende inserzione alla tuberosità del 5° osso metatarsale e alla base della falange prossimale del 5° dito. Con la sua azione flette e abduce il 5° dito. Il *Muscolo flessore breve del 5° dito* occupa una posizione profonda rispetto al precedente. Nasce dalla base del 5° metatarsale e dal legamento plantare lungo e si inserisce alla base della 1a falange del 5° dito e sulla corrispondente articolazione metatarsofalangea. Contraendosi flette il 5° dito. Il *Muscolo opponente del 5° dito* si trova medialmente al precedente con il quale è parzialmente unito; origina dal legamento plantare lungo e termina sul margine laterale del 5° osso metatarsale. Con la sua azione flette e adduce il 5° dito.

Nella **regione plantare intermedia** si trovano: il muscolo flessore breve delle dita, il muscolo quadrato della pianta del piede, i quattro muscoli lombricali, i sette muscoli interossei. Il *Muscolo flessore breve delle dita* è il più superficiale della regione. Origina dal processo mediale della tuberosità calcaneale, dalla fascia plantare e dai circostanti setti intermuscolari. Le sue fibre si portano in avanti e, giunte circa a metà del piede, si dividono in quattro fasci muscolari cui seguono altrettanti tendini. Ciascuno di essi termina

con due linguette sul margine laterale e su quello mediale della faccia plantare della 2a falange delle ultime quattro dita. Agisce flettendo la 2a falange delle ultime quattro dita.

Il *Muscolo quadrato della pianta* origina mediante due capi, laterale e mediale. Il primo nasce dalla faccia inferiore del calcagno, in prossimità del processo laterale della tuberosità calcaneale, il secondo dalla faccia mediale del calcagno. I due capi convergono e si fondono in una lamina che va ad inserirsi sul tendine del muscolo flessore lungo delle dita. La sua azione coopera con quella del muscolo flessore lungo delle dita.

I *Muscoli lombricali* sono in numero di quattro; ciascuno di essi nasce dai tendini contigui del muscolo flessore lungo delle dita, con l'eccezione del 1°, il più mediale, che origina esclusivamente dal margine mediale del tendine destinato al 2° dito. Dall'origine, essi si portano in avanti e terminano sul lato mediale dell'estremità prossimale della 1a falange delle ultime quattro dita e sui tendini del muscolo estensore lungo delle dita. I muscoli lombricali flettono la 1a falange ed estendono la 2a e la 3a delle ultime quattro dita.

I *Muscoli interossei* del piede sono sette muscoli distinti in: tre plantari, quattro dorsali. Questi occupano gli spazi intermetatarsali. I tre muscoli interossei plantari occupano il 2°, il 3° e il 4° spazio intermetatarsale. Originano dalla faccia mediale del 3°, 4° e 5° osso metatarsale. Si portano in avanti e vanno a terminare sulla porzione mediale della base della falange prossimale del dito corrispondente. Con la loro azione flettono la 1a falange ed estendono le restanti due falangi del 3°, 4° e 5° dito. I quattro muscoli interossei dorsali occupano la parte dorsale dei quattro spazi intermetatarsali. Originano dalle facce affrontate delle ossa metatarsali e si inseriscono alla base delle falangi prossimali. Il 1° e il 2° muscolo terminano rispettivamente sui lati mediale e laterale della falange prossimale del 2° dito; il 3° e il 4° vanno alla faccia laterale della falange prossimale del dito corrispondente. Contraendosi flettono la 1a falange ed estendono le altre due falangi del 2°, 3° e 4° dito; allontanano il 3° e 4° dito dal 2°.

1.6. Componenti di tessuto adiposo

Nella regione dorsale del piede nella regione sottocutanea è presente uno strato di tessuto connettivo lasso a struttura lamellare, debolmente unito alla cute che svolge l'importante funzione di proteggere le strutture interne del piede e di attenuare l'ampiezza dell'onda

d'urto che si genera nel gait cycle. Nelle donne e nei bambini può contenere più o meno adipe, mentre nell'uomo ce n'è di meno. Inoltre il tessuto sottocutaneo assume, gradualmente dal lato mediale e repentinamente da quello laterale, i caratteri di quello plantare quando si avvicina ai margini del piede. La regione plantare o pianta del piede comprende l'insieme delle parti molli che si dispongono nella faccia inferiore del piede. Essa ha la forma di un quadrilatero allungato nel senso distale prossimale, allargandosi man mano che si avvicina alle dita e presenta sul suo margine mediale una depressione, la volta plantare, in corrispondenza alla quale il piede non riposa sul suolo. In questo tessuto connettivo si trovano tre borse sinoviali costanti (la borsa sotto la tuberosità distale del calcagno, la borsa sotto il primo metatarso e quella sotto il quinto metatarso) che hanno sede in corrispondenza ai punti di appoggio. La cute è liscia e fine nei punti che corrispondono alla volta plantare e che non sono compressi durante la deambulazione e la stazione verticale. Nei punti che servono di appoggio è dura e cornea e, talvolta, si formano delle vere e proprie callosità.

1.7. Nervi e vasi sanguigni

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

1.8. Ghiandole sudoripare

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

Capitolo 2

ANALISI DELLA CONFIGURAZIONE MICROSTRUTTURALE DEI TESSUTI CONNETTIVI MOLLI IN RIFERIMENTO ALLA FUNZIONALITÀ BIOMECCANICA

2.1. Introduzione

I materiali biologici sono i materiali di cui sono costituiti i tessuti e gli organi che devono essere sostituiti con i dispositivi artificiali, con cui i dispositivi artificiali sono interfacciati, e da costruzione. I quattro diversi tipi di tessuto biologico (epiteliale, connettivo, muscolare e nervoso) si differenziano dai biomateriali artificiali perché sono viventi: essi sono riconducibili alla classe dei materiali compositi e sono in genere bagnati da fluidi biologici che consentono la vita delle cellule. I materiali biologici di maggiore interesse sono i tessuti connettivi, di cui sono costituiti tendini e legamenti, che sono costituiti da una sostanza fondamentale nella quale sono immerse le cellule; hanno in genere funzione di sostegno o di trasporto. I tessuti biologici si suddividono in due grandi gruppi: i tessuti molli (composti da collagene, elastina e dalla sostanza fondamentale) e i tessuti duri, quali i denti e le ossa. La composizione varia nei diversi tessuti molli; vi sono infatti tessuti molli ricchi di collagene, come la pelle, la cartilagine, i tendini, i legamenti, e quelli ricchi invece di elastina, come i vasi sanguigni e i tessuti muscolari. Il numero di incidenti a tendini e legamenti è enorme. Per esempio, si stima che le tendinopatie costituiscono dal 30% al 50% dei traumi sportivi, più del 48% delle malattie da professione. Perciò, una comprensione profonda di queste strutture e della loro composizione biologica, permette di sviluppare nuove strategie per accelerare il processo di guarigione.

2.2. Tessuti connettivi molli

Il tessuto connettivo è un particolare tipo di tessuto delle forme viventi superiori, derivante dal tessuto connettivo embrionale, il mesenchima (che origina a sua volta dal mesoderma), che provvede al collegamento, sostegno e nutrimento dei tessuti dei vari organi. Istologicamente, può essere suddiviso in diversi sottotipi, a seconda delle loro prerogative morfologiche e funzionali, tutti caratterizzati dal fatto di essere costituiti da cellule non addossate le une alle altre, ma disperse in una più o meno abbondante sostanza intercellulare o matrice extracellulare gelatinosa costituita da una componente amorfa e da una componente fibrosa. Il tessuto connettivo più comune, a cui ci si riferisce in genere utilizzando questo termine, viene definito tessuto connettivo propriamente detto (abbreviato spesso come tessuto connettivo p.d.) che si suddivide a sua volta in tre varietà: tessuto connettivo fibrillare, tessuto connettivo elastico, con prevalenza di fibre elastiche, tessuto connettivo reticolare, con prevalenza di fibre reticolari.

Vi sono poi diversi tipi di tessuti connettivi specializzati per svolgere una particolare funzione, e caratterizzati perciò da una particolare morfologia o fisiologia.

Il *tessuto connettivo propriamente detto* è il tipo più comune di tessuto connettivo, e svolge funzioni di sostegno e di protezione, costituisce la base su cui poggiano i diversi epiteli e contribuisce alla difesa dell'organismo contro urti e traumi esterni. Esiste in tre sottotipi: tessuto connettivo lasso, tessuto connettivo compatto e tessuto connettivo reticolare.

Il tessuto connettivo lasso è nei mammiferi il tipo più comune di tessuto connettivo. Forma l'impalcatura di sostegno (tonaca) del tessuto epiteliale in diverse sedi interne ed esterne del corpo, avvolge gli organi, fornendo loro protezione e sostegno, ed esplica questa funzione anche in altre varie sedi, quali il tessuto muscolare e i nervi. È costituito da abbondante sostanza amorfa, superiore, per quantità, alle fibre, e osservato a fresco assume perciò un aspetto gelatinoso (da cui l'aggettivo "lasso").

Il *tessuto connettivo compatto*, anche detto *denso* o elastico, è molto più ricco in fibre rispetto al tessuto connettivo lasso. Queste fibre, di natura collagena o elastica, sono inoltre raccolte in fasci, conferendo al tessuto una notevole compattezza (da cui il nome) ed elasticità. Il tessuto connettivo compatto infatti, più che a funzioni di sostegno è deputato a difendere l'organismo da strappi o traumi meccanici. In base all'organizzazione delle fibre

che lo compongono, può essere distinto in due varietà: tessuto connettivo denso *regolare* ed *irregolare*. Nel *tessuto connettivo denso regolare*, le fibre presentano un orientamento ordinato. Questa elevata organizzazione fibrillare conferisce al tessuto la capacità di resistere a trazioni anche notevoli, tanto che questo tipo di tessuto va a formare elementi quali tendini e legamenti. Nel *tessuto connettivo denso irregolare*, le fibre presentano invece un'organizzazione disordinata. Questo tessuto è caratterizzato da una notevole elasticità, anche a causa della presenza di numerose fibre elastiche, molto più abbondanti qui che nel tessuto regolare, e va a formare il derma sottocutaneo e la struttura di supporto di molti organi e ghiandole. Il *tessuto connettivo reticolare* è una forma particolare di tessuto connettivo che si riscontra solo in alcune sedi particolari, quali le strutture di sostegno della muscolatura liscia, degli organi linfatici e di quelli emopoietici. Come indica il nome, è costituito in prevalenza da fibre reticolari. A seconda di come queste fibre decorrono si riconoscono un tessuto connettivo bidimensionale e tridimensionale.

Il *tessuto adiposo*, che più propriamente andrebbe chiamato organo adiposo, è un particolare tipo di tessuto connettivo. Ha un colorito giallo ed una consistenza molliccia, ed è costituito da cellule adipose, dette adipociti, che possono essere singole o riunite in gruppi nel contesto del tessuto connettivo fibrillare lasso. Se le cellule adipose sono molte, e per questo sono organizzate in lobuli, allora costituiscono il tessuto adiposo che è una varietà di tessuto connettivo lasso. Questo tessuto è presente in molte parti del corpo e, in particolare, sotto alla pelle, venendo a costituire il pannicolo adiposo (lat. panniculus diminutivo di pannus cioè panno) cioè uno strato di tessuto di grasso sottocutaneo particolarmente abbondante. Per il 50% è accumulato nel tessuto connettivo sottocutaneo dove svolge sia un'azione di copertura, che un'azione meccanica e isolante. Il 45% lo ritroviamo nella cavità addominale dove forma il tessuto adiposo interno. Il 5% lo ritroviamo nel tessuto muscolare come grasso di infiltrazione che ha la funzione di agevolare e facilitare la funzione del tessuto muscolare.

Il *tessuto cartilagineo* è un particolare tipo di tessuto connettivo. È costituito da fibre connettivali immerse in una sostanza mista molto consistente e di cellule contenute in cavità lenticolari. Le cellule sono disposte in gruppi da quattro e vengono chiamate condrociti. Questo tipo di tessuto si divide in: ialino articolare, elastico e fibroso. La

cartilagine articolare ricopre le estremità delle ossa che si articolano l'una con l'altra a formare giunti diartrodiali, distribuendo i carichi agenti sul giunto sopra una vasta area, e riducendo così gli sforzi sostenuti dalle superfici di contatto del giunto; e consentendo il movimento relativo tra le opposte superfici del giunto con minimi attrito ed usura. La *fibrocartilagine* si trova ai margini di alcune cavità di giunto (giunto temporomandibolare), nelle capsule di giunto, e in corrispondenza delle inserzioni dei legamenti e dei tendini nelle ossa. La *fibrocartilagine* forma anche i menischi interposti tra la cartilagine articolare di alcuni giunti e compone il rivestimento esterno dei dischi intervertebrali, l'anulus fibrosus. La *cartilagine elastica* si trova nell'orecchio esterno, nella cartilagine delle tube di Eustachio, ed in certe parti della laringe.

Il *tessuto osseo* è un tipo particolare di tessuto connettivo, che svolge funzione di sostegno strutturale dell'intero organismo. La sua caratteristica principale è quella di possedere una matrice extracellulare calcificata, che fornisce al tessuto stesso notevoli doti di compattezza e di resistenza. La matrice contiene inoltre fibre, specialmente elastiche, che conferiscono al tessuto un certo grado di flessibilità, e ovviamente da cellule denominate osteoblasti. In base all'organizzazione della matrice, il tessuto osseo può essere diviso in due sottotipi: *tessuto osseo lamellare* e *tessuto osseo non lamellare*. Il *tessuto osseo non lamellare*, è presente nei volatili, mentre nei mammiferi rappresenta la versione immatura del tessuto osseo, ed è presente solo durante lo sviluppo dell'organismo, per essere poi rimpiazzato dal tessuto lamellare durante la crescita. In questo tipo di tessuto la matrice calcificata non è organizzata in strutture definite, ma si presenta disordinata ed irregolare. Il *tessuto osseo lamellare* è presente invece nell'organismo adulto, ed è caratterizzato dall'alto grado di organizzazione dei componenti della matrice, che sono disposti in strati, definiti appunto *lamelle*, altamente ordinati. Può a sua volta essere suddiviso in due tipi, a seconda del tipo di organizzazione delle lamelle: *tessuto osseo spugnoso* e *tessuto osseo compatto*. Nel *tessuto osseo spugnoso*, le lamelle costituiscono strutture ramificate definite *spicole*; all'esame ottico appare come una massa spugnosa ricca di cavità intercomunicanti. Nel *tessuto osseo compatto*, invece, le lamelle si organizzano a formare strutture concentriche, definite osteoni, addossate le une alle altre a lasciare un'unica lacuna centrale.

Il *sangue* è un tessuto fluido contenuto nei vasi sanguigni dei vertebrati, dalla composizione complessa, e può essere considerato come una varietà di tessuto connettivo. È formato da una parte liquida e da una parte corpuscolare, costituita da cellule o frammenti di cellule.

La *linfa* è un altro tessuto fluido, che circola nel sistema linfatico. Si distingue dal sangue sia per la composizione molecolare del plasma, sia per il contenuto cellulare: nella linfa sono infatti del tutto assenti i globuli rossi e sono preponderanti i linfociti.

L'arrangiamento strutturale delle fibre di collagene e di elastina ed i loro rapporti quantitativi sono responsabili di molte proprietà dei tessuti connettivi quali la densità, l'elasticità, l'anisotropia, etc. L'organizzazione di tali elementi conferisce ai tessuti proprietà meccaniche differenti.

	Resistenza ultima [MPa]	Modulo di Young [GPa]	Deformazione ultima [%]
Osso corticale	100÷150	10÷15	1÷3
Osso trabecolare	8 [$\sigma_{cu}=50$]	-	2÷4
Tendini, Legamenti	20÷35	2.0÷4.0	10÷25

Tabella 2.1: Proprietà meccaniche a trazione di alcuni biomateriali

2.2.1. Componenti fibrose

Nel tessuto connettivo la matrice extracellulare è costituita da una porzione fibrosa, composta da proteine, immersa in una soluzione acquosa amorfa di proteine, glicoproteine e proteoglicani, la *sostanza fondamentale*. Le proteine in questione sono: collagene, elastina, laminina, fibronectina, condronectina e osteonectina\SPARC.

2.2.1.1. Fibre Collagene

La *fibra collagena* è molto ricca di glicina, prolina ed idrossiprolina. Il microscopio elettronico ha dimostrato che queste fibre sono formate da un insieme di filamenti, detti

microfibrille, a loro volta composte da molecole dette tropocollagene. A sua volta ogni molecola di *tropocollagene* è costituita da tre catene polipeptidiche elementari. Ogni catena è costituita da 333 triplette elementari (glicina X-Y) che si ripetono costantemente nella struttura, una struttura periodica di circa 64/1.000.000 di millimetro (3000 Å). Tali fibre si organizzano a formare dei fasci fittamente stipati. Le fibre collagene sono molto resistenti alla trazione, flessibili, ed inoltre è assolutamente trascurabile l'allungamento che esse subiscono.

Il collagene è la sostanza strutturale più presente nel corpo dei vertebrati di cui costituisce circa un quarto di tutte le proteine: forma cavi molecolari che rinforzano i tendini e fogli grandi ed elastici che sostengono la pelle e gli organi interni. Ci sono più di una dozzina di differenti tipi di collagene, distinti in base alla sequenza degli amminoacidi nelle catene polimeriche.

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

Tabella 2.2: Proprietà meccaniche di collagene ed elastina

Tra gli amminoacidi che compongono la catena del collagene ogni tre vi è la glicina, un piccolo amminoacido che si inserisce perfettamente nell'elica formando un gomito sottile all'interno, mentre la prolina e l'idrossiprolina piegano dolcemente la catena proteica a forma di elica. L'idrossiprolina, che è critica per la stabilità del collagene, viene sintetizzata modificando l'amminoacido prolina dopo che la catena di collagene è stata costruita. La reazione richiede la vitamina C, non sintetizzata dal nostro corpo, per permettere l'aggiunta di ossigeno. La mancanza di vitamina C rallenta la produzione di idrossiprolina e ferma la costruzione di nuovo collagene, provocando, ad esempio, la perdita dei denti e la facile desquamazione della pelle (sintomi dello scorbuto), non essendovi collagene per riparare le piccole lacerazioni provocate dalle attività quotidiane.

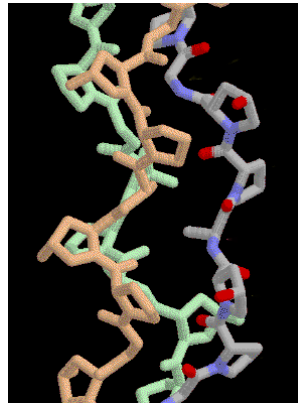


Figura 2.1: Struttura schematica della catena di amminoacidi del collagene. In questa struttura i ricercatori hanno messo un amminoacido più grande, alanina, nella posizione normalmente occupata dalla glicina, per dimostrare che questa crea problemi di ingombro sterico con le catene vicine

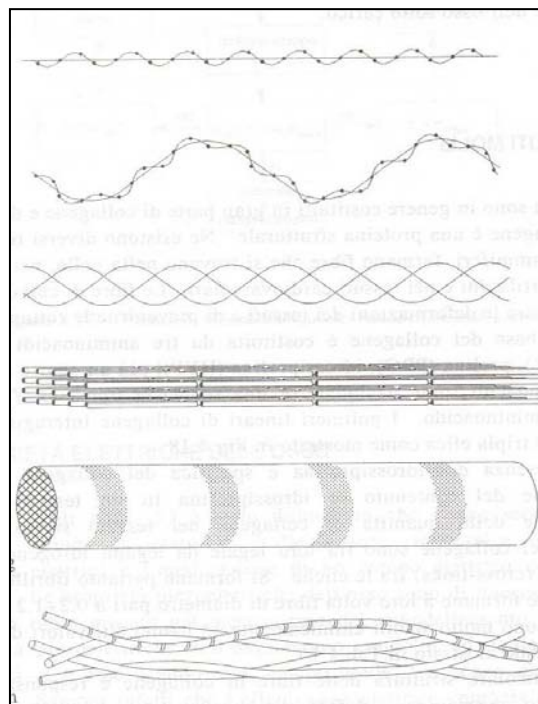


Figura 2.2: Struttura del collagene, dall'alto in basso: singola elica, singola elica avvolta, tripla elica avvolta, minifibrille, fibrille di collagene, fibre di collagene

Dunque la sequenza flessibile di amminoacidi nella catena α (Fig. 2.3, A) consente a queste catene di avvolgersi strettamente in una configurazione a tripla elica destrorsa (B), formando pertanto la molecola di tropocollagene (C). Questa organizzazione a tripla elica delle catene contribuisce alla elevata resistenza a trazione delle fibre di collagene. L'allineamento parallelo delle singole molecole di tropocollagene, nel quale ciascuna

molecola si sovrappone all'altra per circa $\frac{1}{4}$ della sua lunghezza, risulta in una unità ripetute della fibrilla di collagene (D).

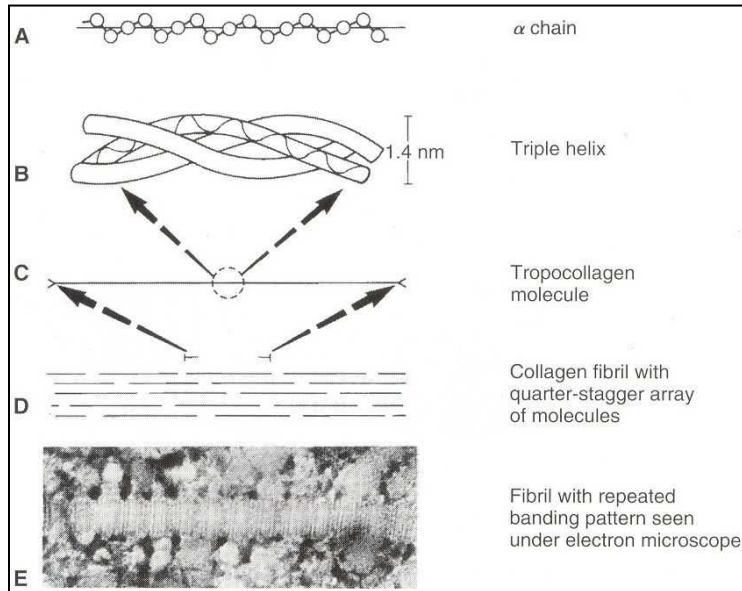


Figura 2.3: Caratteristiche molecolari della struttura del collagene

Alcune differenze nelle catene alfa di tropocollagene in vari tessuti corporei danno luogo a specie molecolari diverse o tipi di collagene. Il *collagene di I tipo* è il tipo di collagene più abbondante nel corpo umano e può essere trovato in: ossa, tessuti molli, dischi intervertebrali (principalmente nell'anello fibroso), pelle, menisco, tendini e legamenti. Il *collagene di II tipo* è presente prevalentemente in: cartilagine articolare, setto nasale, cartilagine dello sterno, regioni interne dei dischi intervertebrali, menisco.

Le proprietà meccaniche più importanti delle fibre di collagene sono la rigidità e la resistenza a trazione. Sebbene non sia mai stata provata a trazione una singola fibrilla di collagene, la resistenza a trazione del collagene può essere dedotta da prove su strutture con alto contenuto di collagene. Sebbene forti a trazione, le fibrille di collagene offrono scarsa resistenza a compressione poiché il loro grande rapporto di snellezza tra lunghezza e diametro le rende facile preda del fenomeno dell'instabilità a compressione.

Basandosi ora sul seguente grafico ideale si analizza il comportamento meccanico a trazione delle fibre di collagene:

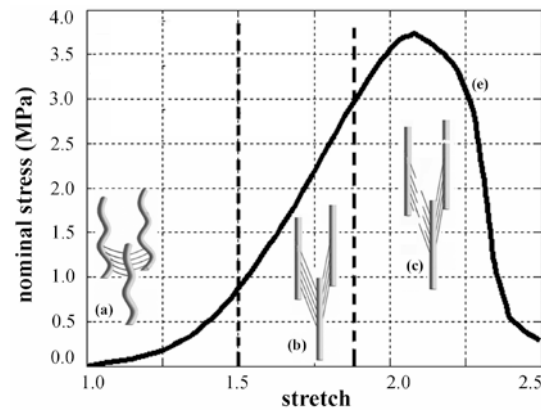


Figura 2.4: Comportamento meccanico a trazione delle fibre di collagene

La particolare struttura delle fibre di collagene è responsabile del suo comportamento meccanico. Nella prima parte dell'allungamento a trazione (regione 1) l'arrangiamento elicoidale delle catene proteiche ed i legami intramolecolari fanno sì che le fibre di collagene abbiano una modesta capacità di sopportare i carichi. Le fibre ruotano e si flettono modificando la loro geometria spaziale, dalla forma elicoidale a quella lineare. Pertanto, la regione 1 è caratterizzata da comportamento elastico con basso valore del modulo di Young. Quando le catene proteiche sono distese le proprietà meccaniche aumentano diventando dipendenti dai legami intra e intermolecolari. Pertanto, la regione 2 è caratterizzata da comportamento elastico con elevate proprietà meccaniche.

2.2.1.2. Fibre elastiche

Le *fibre elastiche* sono costituite da microfibrille di elastina e di fibrillina, organizzate in una disposizione altamente ordinata. Come si evince dal nome, la caratteristica principale di queste fibre è l'elevata elasticità: sono infatti in grado di sopportare torsioni e tensioni anche notevoli, deformandosi per poi ritornare allo stato di distensione originario. È bene precisare che si tratta di una deformazione passiva: tali fibre, infatti, modificano la loro estensione solo per mezzo di fattori esterni di pressione o in seguito alla contrazione di fibre muscolari. Le fibre elastiche possono anche fondersi tra loro dando origine alle *lamine* o *membrane elastiche* ove sia richiesta una maggiore deformabilità, come nella tonaca media dei vasi sanguigni.

L'elastina, come il collagene, è inusualmente ricca di prolina e glicina ma, al contrario del collagene, non è glicosilata e contiene poca idrossiprolina e nessuna idrossilisina.

Le molecole di elastina vengono secrete nello spazio extracellulare e si dispongono in fibre elastiche vicino alla membrana plasmatica, di solito in rientranze della superficie cellulare. Dopo la secrezione, le molecole di elastina vengono collegate da un gran numero di legami incrociati, generando una estesa rete di fibre e strati. I legami incrociati vengono formati fra residui di lisina, mediante un meccanismo simile a quello che produce i legami incrociati nelle molecole di collagene. La proteina elastina è composta in gran parte da due tipi di segmenti corti, ciascuno codificato da un esone diverso, che si alternano lungo la catena polipeptidica: segmenti idrofobici responsabili per le proprietà elastiche della molecola, segmenti ad α -elica ricchi in lisina, che formano legami incrociati fra molecole adiacenti.

Le fibre elastiche, tuttavia, non sono composte solo di elastina: la zona centrale di elastina è ricoperta da uno strato di microfibrille, ciascuna delle quali ha un diametro di circa 10 nm.

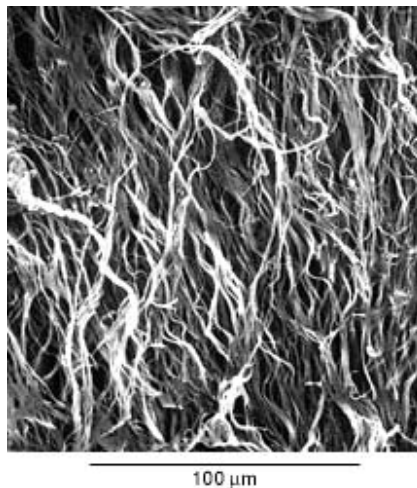


Figura 2.5: Elastina

Le microfibrille sono composte da un gran numero di glicoproteine diverse, che includono la fibrillina, una glicoproteina di grandi dimensioni che sembra essere essenziale per l'integrità delle fibre elastiche. Alterazioni del gene per la fibrillina provocano la sindrome di Marfan, una malattia genetica relativamente comune che colpisce i tessuti connettivi,

ricchi in fibre elastiche: negli individui colpiti in modo più serio, l'aorta, la cui parete è normalmente piena di elastina, è soggetta a rompersi. Si pensa che le microfibrille giochino un ruolo importante per l'assemblaggio delle fibre elastiche: compaiono prima dell'elastina durante lo sviluppo embrionale e sembrano formare una impalcatura su cui viene depositata l'elastina secreta. Mentre l'elastina viene depositata, le microfibrille vengono spostate verso la periferia della fibra in crescita. L'elastina viene inizialmente sintetizzata come monomero solubile, la tropoelastina, che viene secreta dalle cellule. Dopo la secrezione, i monomeri di tropoelastina subiscono legami incrociati mediante l'azione dell'enzima lisil-ossidasi. L'elastina con i legami incrociati è una proteina estremamente insolubile. Il turnover dell'elastina è estremamente basso, con una emi-vita che si avvicina all'età dell'organismo. L'elastina è sintetizzata soprattutto durante lo sviluppo e qualsiasi elastina "danneggiata" o non viene sostituita oppure è sostituita da fibre non funzionali. Una eccessiva degradazione dell'elastina è osservata in malattie gravi, quali l'enfisema e l'arteriosclerosi.

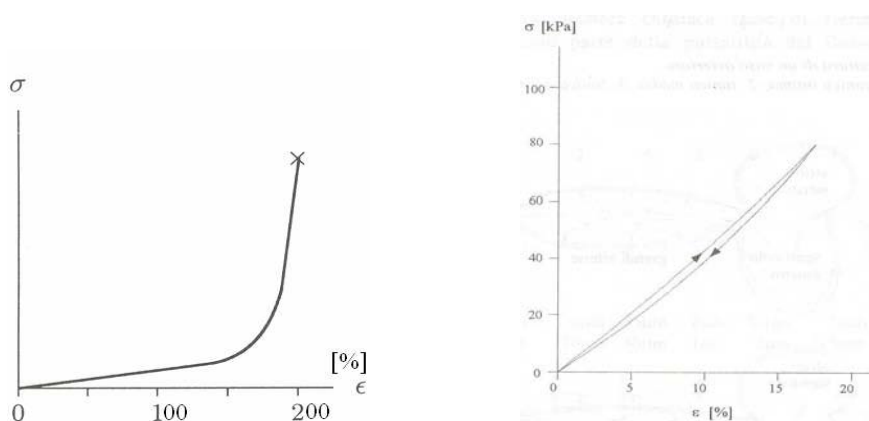


Figura 2.6: Diagramma tensione-deformazione a trazione per l'elastina (sinistra) e comportamento a sollecitazione ciclica (destra)

La fibra di elastina, se sottoposta a trazione, dimostra, come risulta evidente dalla prima parte del grafico sopra, grande estensibilità, reversibile anche per elevate deformazioni e un comportamento elastico con bassa rigidità fino a deformazioni di circa 200%. In una successiva, ristretta regione, la rigidità aumenta rapidamente fino al collasso. Si è

riscontrato inoltre che non si manifestano sensibili deformazioni plastiche prima della rottura e che il percorso di carico e scarico non mostra significativa isteresi.

Le fibre di elastina possiedono dunque un comportamento elastico caratterizzato da un basso modulo elastico, a differenza delle fibre di collagene, che mostrano un comportamento viscoelastico caratterizzato da un elevato modulo elastico.

In condizioni di carico ciclico, il comportamento delle fibre di elastina è elastico in quanto alla fine del ciclo tutta la deformazione viene recuperata e l'energia dissipata per viscosità è molto modesta. Questo comportamento dell'elastina è fondamentale in tutti quei tessuti ai quali è richiesta un'ampia deformazione con ripristino delle dimensioni originali dopo la rimozione del carico, o comunque per quei tessuti sottoposti a sollecitazioni cicliche.

2.2.2. Sostanza fondamentale amorfa

La *sostanza amorfa* (o *sostanza fondamentale*) costituisce un gel compatto nel quale sono immerse le fibre. È costituita essenzialmente da macromolecole di origine glucidica chiamate glicosaminoglicani (GAG), i quali si riuniscono in subunità dette aggregani (le cosiddette “spazzole per bottiglia”); a loro volta gli aggregani si legano ad una lunga catena di acido ialuronico (HA, Ialuronano), dando vita a macromolecole complesse dette proteoglicani (PG). I GAG servono come sostanza cementante tra le fibre di collagene e di elastina. Sono presenti inoltre, in minor misura, diverse proteine, tra le quali spicca la fibronectina.

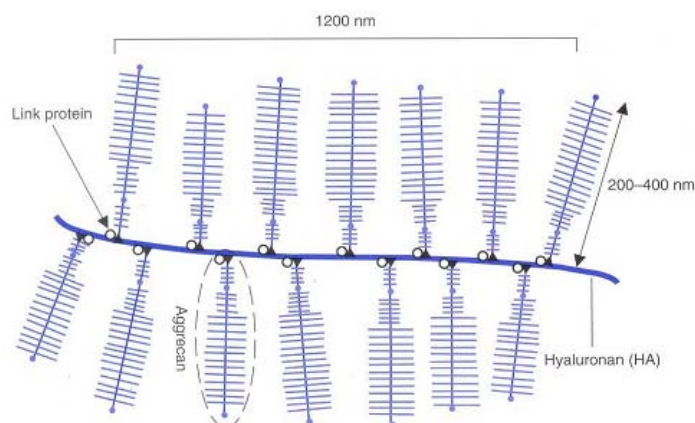


Figura 2.7: Struttura e composizione dell'aggregato di proteoglicani

I *glucosaminoglicani* sono lunghi polimeri costituiti da polisaccaridi; ne esistono diverse varietà e possono essere solforati o non solforati. Il GAG di gran lunga più abbondante nella matrice è l'acido ialuronico. I *proteoglicani* sono costituiti da numerosi GAG associati ad una proteina centrale che funge da "scheletro"; più PG possono inoltre unirsi intorno ad una molecola di acido ialuronico centrale, formando delle strutture di ordine superiore definite aggregati (o complessi) proteoglicanici, che sono fra le molecole organiche più grandi esistenti in natura, con peso di milioni di una. I proteoglicani sono caratterizzati dalla presenza di una distribuzione di cariche negative, le quali tendono ad interagire elettrostaticamente con gli ioni sodio (dotati di carica positiva) presenti in soluzione acquosa. L'applicazione di sforzi di compressione tende a ravvicinare i proteoglicani e ad espellere l'acqua interposta tra di essi. La repulsione elettrostatica tra proteoglicani e l'interazione tra cariche negative e ioni sodio si oppongono a questi fenomeni, determinando una certa rigidità a compressione.

2.3. Tessuto legamentoso

Legamenti e capsule dei giunti, che connettono l'osso con l'osso, hanno il ruolo di aumentare la stabilità meccanica dei giunti, guidare il loro moto, di prevenire spostamenti eccessivi, e di trasmettere forze da un osso all'altro. Essi agiscono come vincoli statici. In confronto ai tendini, i legamenti spesso contengono una maggiore proporzione di fibre elastiche che giustifica la loro più elevata estensibilità ma più bassa rigidità e resistenza. I legamenti sono deformabili e flessibili, consentendo i movimenti naturali delle ossa alle quali sono attaccati.

Componente	Legamento [%]	Tendine [%]
Materiale cellulare:	20	20
Fibroblasto		
Matrice extracellulare:	80	80
Acqua	60 + 80	60 + 80
Solidi:	20 + 40	20 + 40
Collagene:	70 - 80	un po' maggiore
I tipo	90	95 + 99
III tipo	10	1 + 5
Sostanza fondamentale	20 + 30	un po' minore

Tabella 2.3: Composizione strutturale di tendini e legamenti

Le proprietà meccaniche dei legamenti sono qualitativamente simili a quelle dei tendini. I legamenti e i tendini presentano una struttura gerarchica di collagene altamente allineato composto da fibrille, fascicoli, e fibre e il tessuto stesso per formare una delle strutture più forti del corpo umano.

Tuttavia, questi tessuti vanno spesso incontro a lesioni (dovute a sovrautilizzo o ad attività eccentriche o rapidi movimenti tali da indurre veloci accelerazioni e decelerazioni) che influenzano l'equilibrio dell'articolazione di cui fanno parte e ne compromettono la funzionalità.

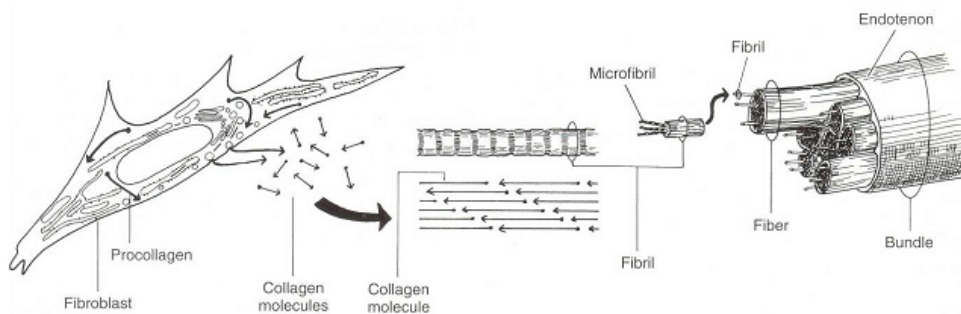


Figura 2.8: Struttura di legamenti e tendini

Si osservi ora, attraverso una micrografia elettronica, come si dispongono le fibre di collagene in legamenti umani, ad esempio nel ginocchio; le fibre di collagene hanno una forma “ondosa”, a riposo, e “stirata”, sotto carico.

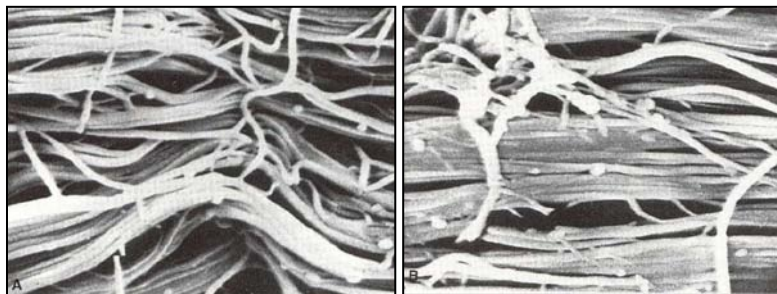


Figura 2.9: Disposizione delle fibre di collagene nei legamenti del ginocchio

2.3.1. Valutazione delle proprietà meccaniche

Poiché la funzione primaria di tendini e legamenti è quella di trasmettere forze di tensione, gli studi biomeccanici effettuati su di essi sono spesso condotti in tensione uniassiale. Testare legamenti o tendini isolati è difficoltoso, spesso i test sono effettuati lasciando intatto il sito osseo d'innesto di tendini e legamenti. La tipica curva di carico-elongazione per legamenti o tendini è non-lineare e concava verso l'alto. Dallo stesso test uniassiale si ottiene la curva stress-strain normalizzando il carico tensoriale con l'area di sezione trasversale (stress), e normalizzando la variazione in elongazione in una regione definita della sostanza con la lunghezza iniziale (strain). Per misurare l'area di sezione trasversale, fatto particolarmente complesso, si distinguono approcci di contatto e meno.

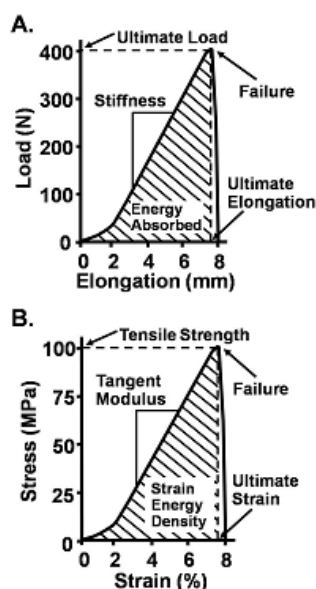


Figura 2.10: Curva rappresentativa di stress-strain per un complesso osso-legamento-osso o muscolo-tendine-osso (A), e curva di stress-strain rappresentativa delle proprietà meccaniche della sostanza legamentosa o tendinea (B)

La prima parte della curva (Fig. 2.10) carico-allungamento percentuale è rivelatrice di una risposta “soffice”. Si pensa che l’allungamento che si manifesta in questa regione sia dovuto a modificazioni nelle modalità di ondulazione delle fibre di collagene disposte in una configurazione di rilassamento. In questa regione, il tessuto si stira facilmente, senza molta forza, e le fibre di collagene diventano rettilinee e perdono la loro apparenza

ondulata al crescere del carico. Qualche dato, tuttavia suggerisce che questo allungamento sia da attribuire principalmente allo scorrimento tra le fibrille e alla variazione angolare della sostanza fondamentale tra le fibrille. Al crescere del carico, la rigidità del tessuto aumenta e una forza progressivamente maggiore è richiesta per produrre un allungamento specifico d'eguale valore. Al crescere della deformazione, al tratto "soffice" fa seguito una regione lineare più rigida, caratterizzata da un improvviso aumento della pendenza della curva. Per grandi allungamenti specifici, la curva carico-allungamento percentuale può interrompersi bruscamente o puntare verso il basso, come risultato di cambiamenti irreversibili (rottura).

Quando la curva diventa parallela all'asse dell'allungamento percentuale, il punto in corrispondenza del quale si raggiunge questo valore di carico è il punto di plasticizzazione per il tessuto. L'energia immagazzinata fino a questo punto è rappresentata dall'area sottesa dalla curva dall'origine fino alla fine della regione lineare. Una volta che sia stata superata la regione lineare, il collasso delle fascine di fibre avviene in maniera imprevedibile.

I legamenti e i tendini mostrano proprietà viscoelastiche dipendenti dal tempo che riflettono la complessa interazione tra proteine, sostanza di fondo, e l'acqua. Le curve di carico e scarico di queste sostanze non seguono lo stesso andamento ma creano un *ciclo di isteresi*, che rappresenta l'energia interna dissipata ad ogni ciclo. Caratteristiche aggiuntive delle proprietà di questi tessuti sono il *creep* (aumento di deformazione nel tempo sotto un carico costante), e lo *stress relaxation* (declino del valore di stress mantenendo costante la deformazione). Questo comportamento viscoelastico ha importanti risvolti clinici, in quanto aiuta a prevenire il danno da fatica a tendini o legamenti. Per esempio, durante il cammino o la corsa, avvengono ciclici rilassamenti da stress, nei quali il picco di stress diminuisce ad ogni ciclo.

Tissue	Modulus (MPa)	Ultimate Tensile Strength (MPa)	Ultimate Strain (%)
Knee			
Medial Collateral Ligament	332 ± 58	39 ± 5	17 ± 2
Anterior Cruciate Ligament	65-447	13-46	15-44
Posterior Cruciate Ligament	150-447	30-36	11-19
Patellar Tendon	504-680	54-65	12-15
Lower extremity			
Gracilis Tendon	590-1734	111-112	7-19.4
Semitendinosus Tendon	540-1081	89-124	8-23
Achilles Tendon	819 ± 208	79 ± 22	9 ± 2
Shoulder			
Inferior Glenohumeral Ligament	5-42	1-6	8-33
Posterior Glenohumeral Capsule	10-32	2-5	22-23

Tabella 2.4: Proprietà meccaniche dei tendini e legamenti umani

Tendini e legamenti vanno incontro ad un processo di rimodellamento a seguito di movimento e stress. Studi (Jung, 2009) su conigli hanno dimostrato come un periodo di immobilità comprometta seriamente le caratteristiche biomeccaniche funzionali delle articolazioni. Una riabilitazione può invertire questa tendenza ma richiede più di un anno per ripristinarle quasi totalmente. D'altra parte l'esercizio e l'allenamento possono portare solo a marginali miglioramenti delle proprietà di legamenti e tendini. Basandosi su questi studi è stato possibile tracciare la curva di figura 2.11, fortemente non lineare, che rappresenta la relazione tra diversi livelli di stress e di movimento e i cambiamenti incorsi nelle proprietà di legamenti e tendini. A seguito di immobilizzazione, ci sarebbe una rapida diminuzione delle proprietà e della massa tessutali rispetto a quelle che si verificano esserci durante la normale attività fisiologica (zona centrale della curva). Al contrario, il guadagno positivo a seguito di allenamento e esercizio costante risulta molto più modesto.

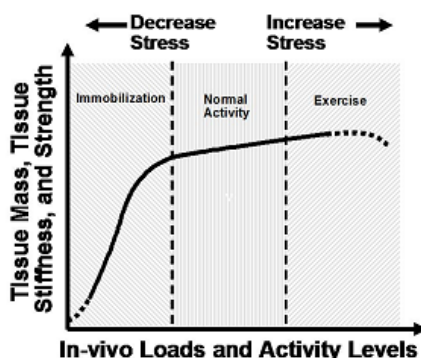


Figura 2.11: Diagramma schematico che riproduce la risposta omeostatica di legamenti e tendini a differenti livelli di stress e movimento

La proporzione di proteine elastiche nei legamenti e nelle capsule è estremamente importante per la piccola deformazione elastica che essi devono sopportare durante gli allungamenti e per l'immagazzinamento e la perdita di energia. Durante il carico e lo scarico di un legamento tra due limiti di allungamento, le fibre elastiche consentono al materiale di ritornare alla sua forma e dimensione originali dopo essere stato deformato. Nel frattempo, parte dell'energia spesa è immagazzinata; ciò che rimane rappresenta l'energia persa durante il ciclo, detto di *isteresi*: l'area racchiusa dal ciclo rappresenta l'energia dissipata.

In condizioni fisiologiche normali *in vivo*, tendini e legamenti sono soggette a sforzi la cui intensità è appena un terzo o addirittura un quarto del valore della resistenza ultima a trazione:

$$\sigma_{\text{phys}} = 1/4 \div 1/3 \sigma_{\text{ult.}}$$

Il limite superiore per la deformazione fisiologica in tendini e legamenti (nella corsa e nel salto, per esempio) è da 2 a 5%:

$$\varepsilon_{\text{phys}} = 2 \div 5 \%$$

I legamenti si deformano elasticamente fino a deformazioni di circa $\varepsilon_y=0.25$ (circa 5 volte la deformazione di plasticizzazione dei tendini) e sforzi di circa $\sigma_y=5$ MPa:

$$\varepsilon_y (\text{legamenti}) = 25 \% \approx 5 (\text{tendini}),$$

$$\sigma_y = 5 \text{ MPa.}$$

Il comportamento viscoelastico di legamenti si manifesta nel fatto che una parte dell'energia fornita per stirarli si dissipa nel provocare il flusso della sostanza fondamentale, mentre la restante parte è immagazzinata nel tessuto stirato. Quando tendini e legamenti sono soggetti a velocità di deformazione (o di carico) crescenti, la porzione lineare della curva sforzo-deformazione diventa più ripida, segnalando una maggiore rigidità del tessuto alle più alte velocità di deformazione. Con più elevate velocità di deformazione, legamenti e tendini immagazzinano più energia, richiedono più forza per rompersi, e subiscono maggiori allungamenti. Durante una prova di *stress relaxation*, lo sforzo dapprima decresce rapidamente e poi più lentamente. Quando la prova di rilassamento dello sforzo è ripetuta ciclicamente, la diminuzione dello sforzo diventa meno pronunciata. Durante una prova di *creep*, il carico è arrestato in condizioni di sicurezza al di sotto della regione lineare della curva sforzo-deformazione e lo sforzo è mantenuto

costante per un lungo periodo di tempo. La deformazione dapprima aumenta rapidamente (in senso relativo) e poi sempre più lentamente. Quando questa prova è ripetuta ciclicamente, l'aumento della deformazione diventa meno pronunciato. I meccanismi di danno e collasso sono simili per legamenti e tendini, pertanto la descrizione seguente del danno e del collasso del legamento è generalmente applicabile anche al tendine.

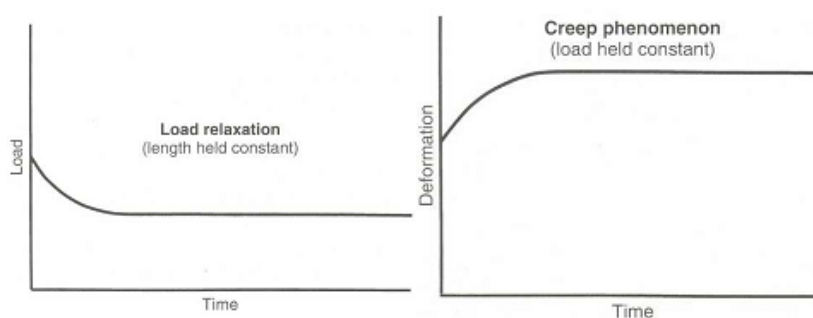


Figura 2.12: Curve tipiche di Load relaxation e Creep per un legamento

Quando un legamento è sottoposto *in vivo* ad un carico che supera il limite fisiologico, ha luogo un microcollasso anche prima che sia raggiunto il punto di plasticizzazione. Quando si supera questo punto, il legamento comincia a subire un collasso globale e contemporaneamente il giunto comincia a spostarsi in maniera abnorme. Questo spostamento può anche provocare il danno delle strutture limitrofe, come la capsula del giunto, i legamenti adiacenti, e i vasi sanguigni che riforniscono queste strutture.

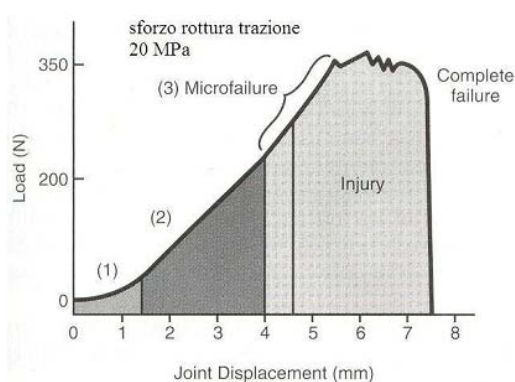


Figura 2.13: Curva carico-spostamento per il legamento crociato anteriore del ginocchio umano

La figura 2.13 mostra la curva carico-spostamento per il legamento crociato anteriore del ginocchio umano; essa è stata divisa in tre regioni, corrispondenti rispettivamente a:

- 1) carico applicato durante prove cliniche,
- 2) carico agente durante l'attività fisiologica, e
- 3) carico provocante danno a partire dal microcollasso fino ad arrivare alla rottura completa.

Il microcollasso comincia anche prima che il limite di carico fisiologico sia superato e può avvenire durante tutto l'intervallo fisiologico. Il carico ultimo a trazione varia da 340 a 390 N. I legamenti si rompono ad uno sforzo di circa 20 MPa. La presenza di microdanni altera le proprietà meccaniche dei legamenti e allunga la prima parte della curva di sforzo-deformazione, con conseguente aumento di lassità nell'articolazione. Da studi condotti su legamenti collaterali di ratto (Provenzano, 2002) si è visto come esista una soglia (in questo caso 5% di strain) oltre la quale i legamenti non recuperano la loro lunghezza originale ma restano "allungati", probabilmente a causa da danni alle fibre derivanti da due meccanismi. Uno è il progressivo allungamento delle fibre l'altro è il deterioramento biomeccanico della EMC a causa del rilascio di proteasi associato dalla necrosi cellulare.

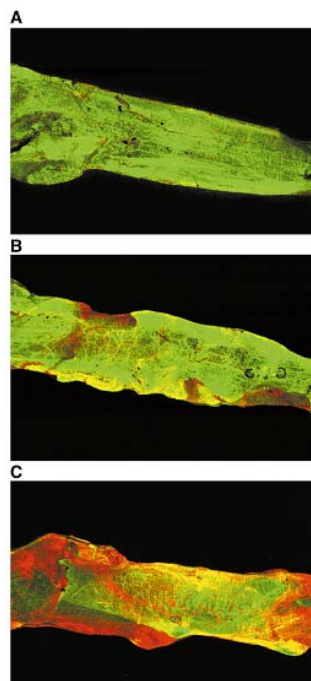


Figura 2.14: Legamento collaterale di ratto a valori di strain pari a 0 (A), 6 (B), e 11% (C). Le regioni gialle e rosse indicano necrosi cellulare, le regioni verdi indicano le cellule vive e sane. Si noti l'estensione progressiva della necrosi nei legamenti stirati e l'aumento progressivo di necrosi in corrispondenza di valori più alti di strain

2.4. Tessuto tendineo

Il tendine è composto principalmente di collagene di tipo I circondato da matrice extracellulare (ECM) ricca di proteoglicani (PG). Il collagene di tipo I costituisce circa il 60% della massa secca del tendine e il 95% di tutto il collagene. Le fibrille sono segmenti discontinui che non scorrono lungo l'intera lunghezza del tendine in modo tale che esse devono trasferire le forze tra fibrille vicine per rendere il tendine funzionale. In un tendine allungato, il valore di strain per il tessuto in generale è maggiore rispetto al valore di strain per la singola fibrilla, indicando che devono avvenire movimenti relativi delle fibrille dentro la matrice. A parte il collagene, un altro importante costituente della ECM del tendine sono i PG e le catene di glicosaminoglicani (GAG) loro associate, come il dermatan solfato (DS), condroitin solfato (CS), o il cheratan solfato (KS). I PG costituiscono il 1-5% della massa secca del tendine.

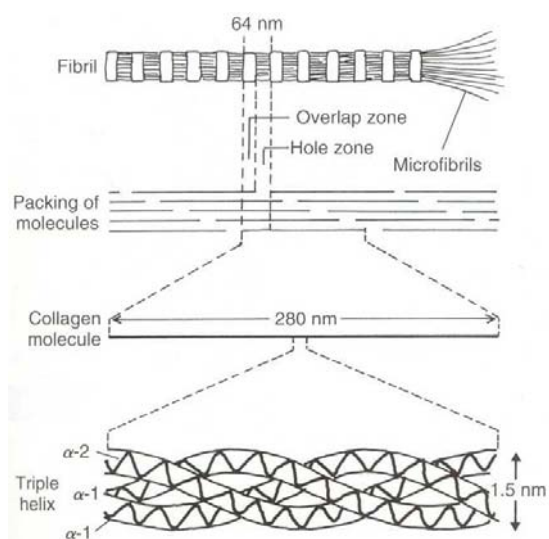


Figura 2.15: Microstruttura del collagene nei tendini e nei legamenti

La funzione dei tendini è quella di attaccare il muscolo all'osso e di trasmettere forze di trazione dal muscolo all'osso stesso, aiutando così ad eseguire il moto del giunto, e a mantenere la postura del corpo. I tendini e i muscoli formano l'unità muscolo-tendine, che agisce come un vincolo dinamico. Il tendine fa sì che il muscolo si trovi ad una distanza

ottimale dal giunto sul quale esso agisce senza richiedere una eccessiva lunghezza di muscolo tra l'origine e l'inserzione. In confronto ai muscoli, i tendini sono più rigidi, hanno maggiore resistenza alla trazione, e quindi possono sopportare sforzi maggiori con deformazioni molto piccole. Pertanto, intorno alle giunzioni dove lo spazio è limitato, gli innesti dei muscoli alle ossa sono fatti di tendini. I tendini sono abbastanza forti per sostenere le elevate forze di trazione che risultano dalla contrazione muscolare durante il moto del giunto eppure sono sufficientemente flessibili per formare angoli intorno alla superficie dell'osso e per piegarsi in modo da variare la direzione finale del tiro del muscolo.

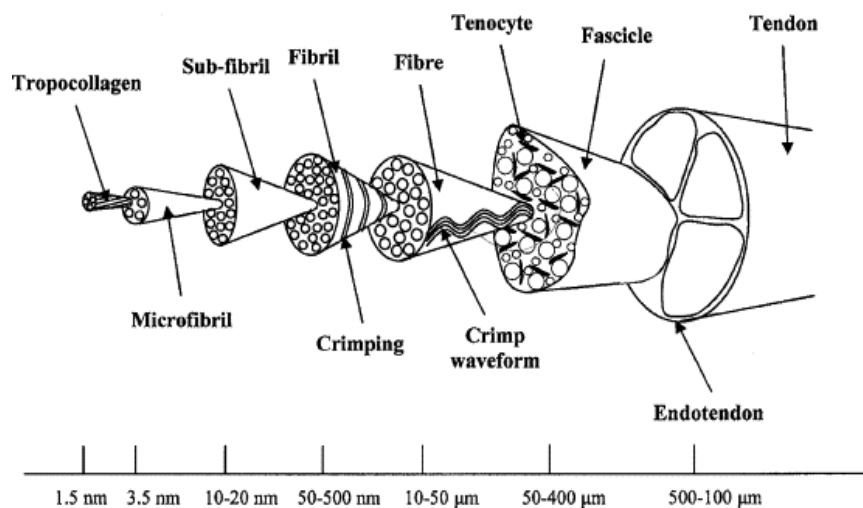


Figura 2.16: Struttura gerarchica di un tendine

È importante sottolineare come le pratiche sperimentali o i fattori biologici possano compromettere certi risultati, ad esempio l'orientazione del campione nelle prove sperimentali, in quanto questa determina la distribuzione delle fibre che si va ad analizzare, la temperatura e l'idratazione del campione, che può essere ottimizzata attraverso tecniche di congelamento appropriate.

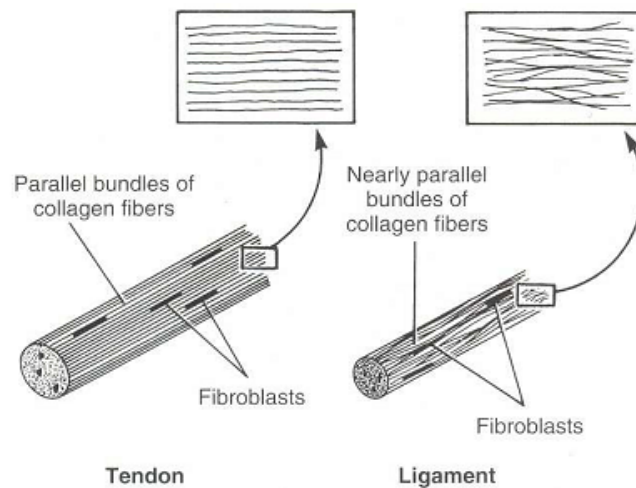


Figura 2.17: Orientazione strutturale delle fibre

2.4.1. Valutazione delle proprietà meccaniche

È noto che i tendini non sono inestensibili, ma le caratteristiche di visco-elasticità permettono una dinamica interazione tra muscolo e tendine (Lieber et al.2000), che può influenzare non solo la trasmissione della forza (Reeves et al., 2003), ma anche l'immagazzinamento di energia e la sua restituzione durante la locomozione (Alexander, 1991; Biewener & Baudinette, 1995; Voigt et al. 1995; Fukunaga et al. 2001; Maganaris & Paul, 2002; Ishikawa et al. 2005; Lichtwark & Wilson, 2005), la risposta ai riflessi spinali e il modo di controllare la posizione dell'articolazione e la precisione del suo movimento, inoltre provvedono a proteggere le fibre tensoriali muscolari da danno. I tendini rispondono in modo non lineare se allungati, con una iniziale regione curvilinea (toe) seguita da una regione approssimativamente lineare (Viidik, 1973; Butler *et al.* 1978). E' noto che in aggiunta alla magnitudo del carico tensoriale applicato, la storia e la velocità di carico influenzano le proprietà del tendine. La dipendenza dalla storia di carico è stata osservata durante caricamenti ripetuti di tendini isolati e si è notato come la curva di tenso-deformazione si sposti verso destra, in particolare all'inizio del ciclo di carico. Tale risposta del materiale tendineo è estremamente importante per le implicazioni fisiologiche sul comportamento a carico di tutto il complesso muscolo-tendineo.

Per ottenere dati riproducibili atti a studiare tale slittamento verso destra, specialmente nella parte iniziale del ciclo di carico, della curva di carico-deformazione è necessario un cosiddetto *pre-condizionamento* (Rigby *et al.* 1959; Viidik, 1973). Sebbene il condizionamento sia un fenomeno legato al creep, la sua importanza per studi in vivo è fondamentale. Kubo *et al.*,(2001), hanno usato l'ultrasonografia per analizzare i cambiamenti delle proprietà elastiche in vivo del tendine e aponeurosi del vasto laterale in 50 consecutive contrazioni isometriche massime di 3s. La media compliance del complesso tendine-aponeurosi è cresciuta del 22.7%. A conferma di ciò Maganaris (2003) con tecniche ultrasonografiche ha analizzato l'effetto di contrazione isometriche di plantar-flessione all'80% di MVC (massima contrazione muscolare) ripetute 10 volte per 4s, sull'elongazione del tendine del gastrocnemio durante la contrazione e la deformazione residua seguente la fase di rilassamento in ogni contrazione. Si è quindi notato un incremento di allungamento di 5mm circa dalla prima alla quinta contrazione, senza ulteriori effetti in seguito. Effetti simili si sono riscontrati nella deformazione residua dopo rilascio. Tutti questi cambiamenti dimostrano un effetto di 'condizionamento'.

I meccanismi che portano a queste alterazioni delle proprietà dei tendini rimangono oscure. Si è pensato a possibili cause come la temperatura, anche se sembra che nella fase iniziale del ciclo di contrazioni non sia presente un innalzamento notevole di temperatura tale da influenzarne le proprietà. Altra possibile causa è lo spostamento di fluidi all'interno del tendine, dal momento che si è dimostrato esserci, in vivo, una marcata pressione negativa sul tessuto peritendineo attorno al tendine d'Achille durante l'esercizio (Langberg *et al.* 1999a).

L'ammontare della deformazione permanente (non recuperabile) è progressivamente maggiore con ogni ciclo di carico. Al progredire del carico ciclico, il campione mostra anche un aumento nella rigidità come risultato della deformazione plastica (dislocazione molecolare). Microfratture possono manifestarsi entro l'intervallo fisiologico se si impone un carico frequente su una struttura già danneggiata dove la rigidità è diminuita.

La curva sforzo-deformazione a trazione per un tendine in condizioni fisiologiche è il risultato dell'interazione tra le fibre elastiche di fibrina e le fibre viscoelastiche di collagene. Per basse deformazioni (fino a circa 5 %), dominano le fibre elastiche meno rigide e l'arricciamento delle fibre di collagene viene stirato; pertanto, la forza richiesta per

stirare il tendine è molto modesta. Il tendine diventa più rigido allorché l'arricciamento è del tutto stirato. Allo stesso tempo, la sostanza fluida in cui sono immerse le fibre di collagene tende a fluire. Per deformazioni più alte, pertanto, la natura rigida e viscoelastica delle fibre di collagene comincia a prendere una porzione crescente del carico applicato. Si noti che la forma della curva sforzo-deformazione nella figura seguente è tale che l'area sottesa dalla curva è considerevolmente piccola. In altre parole, l'energia immagazzinata nel tendine per stirare il tendine stesso ad un certo livello di sforzo è molto minore dell'energia immagazzinata per stirare un materiale elastico lineare (con un diagramma sforzo-deformazione che è una linea retta) al medesimo livello di sforzo. Pertanto, il tendine ha una *resilienza* più alta rispetto ai materiali elastici lineari.

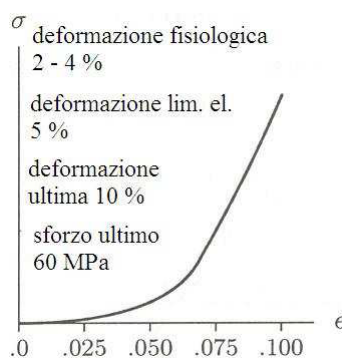


Figura 2.18: Curva idealizzata sforzo-deformazione a trazione di un tendine in condizioni fisiologiche

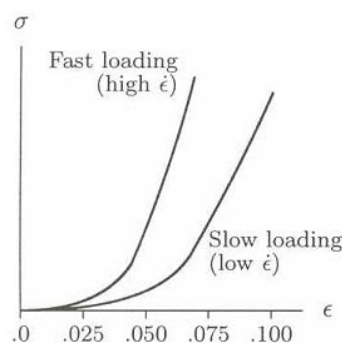


Figura 2.19: Curve sforzo-deformazione per il tendine per due diverse velocità di deformazione sotto carico monofonico. Quando il Tendine è stirato rapidamente, c'è minore possibilità che la sostanza fondamentale fluisca, e di conseguenza il tendine diventa più rigido.

Durante il carico attivo, il cambiamento di lunghezza dei tendini supera notevolmente quella delle aponeurosi, mostrando che le aponeurosi potrebbero trasferire forza sul

tendine, che si allunga e immagazzina energia elastica successivamente resa nella fase di scarico, più efficacemente, in modo simile ad una molla. Inoltre nuove evidenze sperimentali mostrano, contrariamente a quanto si pensava prima, che l'attività metabolica nei tendini umani è significativa, consentendo al tendine di adattarsi se necessario al cambiamento. Con l'invecchiamento e il disuso si è riscontrata una riduzione nella resistenza dei tendini, riducibile attraverso esercizi di resistenza. Tali adattamenti sembrano essere vantaggiosi per mantenere la rapidità dei movimenti, riducendo lo stress tendineo e l'insorgere di danni, ed eventualmente, per far lavorare i muscoli il più vicino possibile alle condizioni migliori della relazione di tensione-allungamento.

L'importanza delle proprietà meccaniche dell'unità muscolo-tendinea in contrazione durante il movimento umano sono note mentre lo sono meno le proprietà dell'unità in condizioni passive. Herbert e altri autori hanno analizzato la questione in un modello umano in vivo (2002). Si è usata l'ultrasonografia per misurare la lunghezza del fascio muscolare del tibiale anteriore e del gastrocnemio durante il movimento passivo e confrontarla poi con i cambiamenti in lunghezza del complesso muscolo-tendineo stimata da dati antropometrici e dalla misura degli angoli dell'articolazione concludendo che, se l'articolazione è mossa in modo passivo, il cambiamento in lunghezza del fascio muscolare è minore di quello imposto a tutta l'unità muscolo-tendinea grazie al significativo cambiamento in lunghezza del tendine, confermando quindi quanto detto sugli animali. A tal proposito si riportano dati sperimentali riguardo del tendine del soleo del coniglio.

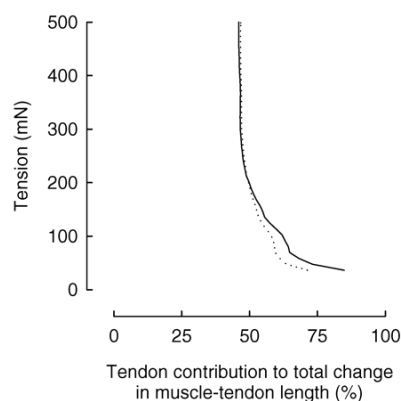
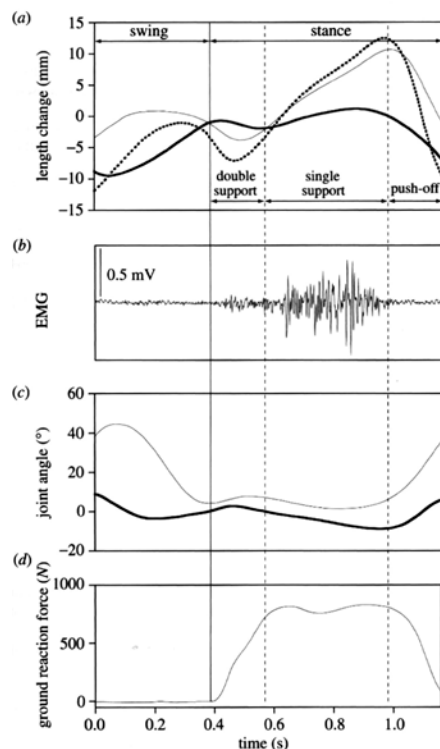


Figura 2.20: Il contributo del tendine del soleo del coniglio nel cambiamento della lunghezza mio-tendinea in estensione passiva. La linea continua rappresenta il tendine in serie col fascicolo muscolare prossimale e distale (linea tratteggiata)

Queste osservazioni hanno estrema importanza per quanto riguarda la risposta ai riflessi, poiché piccoli movimenti passivi delle articolazioni potrebbero passare inosservati per il fascio muscolare, specialmente in condizioni in cui aumenta l'influenza del tendine, come il disuso o l'invecchiamento. Il fatto che il tessuto tendineo abbia proprietà elastiche ha importanti implicazioni nell'interazione tra il muscolo e il tendine e il sistema nervoso centrale. L'interazione muscolo-tendine è stata analizzata anche in diverse condizioni dinamiche. Fukunaga et al. (2001) esaminando in vivo, le variazioni in lunghezza del tendine del gastrocnemio mediale nel normale cammino ha mostrato che la lunghezza del tendine varia considerevolmente nelle diverse fasi del cammino, immagazzinando e rilasciando energia elastica. Si è stimato che i tendini umani provvedono al 52-60% del lavoro totale durante la locomozione (Voigt et al., 1995). Tuttavia, si deve notare come l'immagazzinamento/rilascio di energia da parte dei tendini dipenda soprattutto dall'isteresi meccanica, ossia dall'energia persa come calore nel ciclo di allungamento-accorciamento del tendine.



Dati tipici di un ciclo di passo:
a, variazione di lunghezza del fascio del gastrocnemio mediale (linea spessa), lunghezza muscolo-tendinea (linea tratteggiata) e lunghezza del tendine (linea sottile). *b*, EMG del muscolo GM. *c*, angoli dell'articolazione della caviglia (linea spessa) e del ginocchio (linea sottile). Gli 0 deg corrispondono alla posizione anatomica neutra delle articolazioni. *d*, componente verticale della forza di reazione del terreno.

Figura 2.21: Rappresentazione del ciclo del passo

Studi recenti hanno dimostrato come i tendini siano metabolicamente attivi in risposta all'attività dell'organismo. Utilizzando tecniche di microdialisi, si è infatti dimostrato come un incremento rapido dell'esercizio fisico riduca nell'immediato la sintesi di collagene nei tendini per poi aumentarla notevolmente nei giorni successivi (Langberg *et al.* 1999b). Carichi cronici sembrano aumentare la sintesi e la degradazione sebbene quest'ultima avvenga perlopiù nella fase iniziale per una persona soggetta ad un incremento di esercizio fisico (Langberg *et al.* 2001). Recentemente, la tomografia a emissione di positroni (PET) ha mostrato come in queste condizioni aumenti anche l'assorbimento di glucosio. Il carico induce inoltre una tensione sui fibroblasti e può influenzare così la trasduzione meccanica (Arnoczky *et al.* 2002). Le nuove scoperte basate sulla ecografia hanno dimostrato una diminuzione della rigidità dei tendini con l'avanzare dell'età dell'individuo e con il disuso (Reeves *et al.* 2003a; Karamanidis & Arampatzis, 2005; Narici *et al.* 2005; Reeves *et al.* 2005b; Maganaris *et al.* 2006).

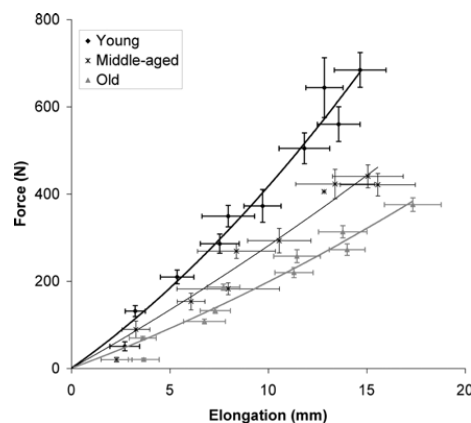


Figura 2.22: Proprietà di tenso-deformazione del tendine del gastrocnemio per individui di diverse età

I risultati suggeriscono che la diminuzione della rigidità sia dovuta in parte al deterioramento del materiale tendineo, a sua volta causato dalla diminuzione di densità, del ricambio del collagene (Naresh & Brodsky, 1992) e del contenuto d'acqua (Ippolito *et al.* 1980). Studi in vitro hanno mostrato in tessuti tendinei anziani un incremento del cross-linking del collagene, una diminuzione del crimp (angolo nelle fibrille di collagene), un

incremento di contenuto di elastina, una diminuzione di acqua e mucipolisaccaridi nella matrice extracellulare, e un incremento di collagene di tipo V (Kjaer, 2004).

Nonostante la riduzione di rigidità con l'età, e il disuso, si è dimostrato che l'allenamento all'esercizio può migliorarla. Infatti sottoponendo un gruppo di settantenni a continuo esercizio fisico per 14 settimane si è notato un incremento del 65% della rigidità tendinea, del 69% del modulo di Young, senza cambiamento di dimensioni, e una diminuzione del 22% dell'isteresi meccanica, denotando così un aumento della capacità di restituire l'energia immagazzinata.

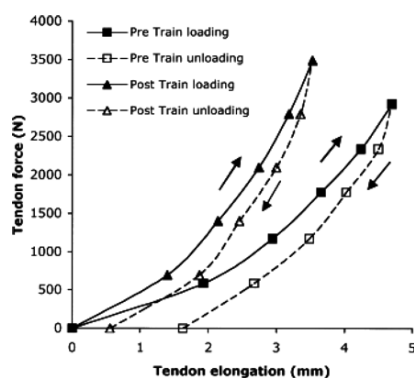


Figura 2.23: Curva forza-deformazione per il tendine patellare dopo un allenamento di 14 settimane

È ben noto che si verifica un decremento della forza volontaria in condizioni statiche e dinamiche nell'arto inferiore legato all'invecchiamento. Inoltre, sembra che le caratteristiche legate alla generazione della forza peggiorino con l'età più della forza massimale; d'altra parte il deterioramento delle proprietà dei tendini influisce anche sull'utilizzo dell'energia elastica durante l'attività. Tutto ciò può essere in parte evitato attraverso l'allenamento, il quale stimolando l'ipertrofia delle fibre muscolari negli individui giovani sembra essere responsabile di un incremento di forza delle fibre muscolari. Studi recenti hanno dimostrato come i muscoli di arti anziani rispondano all'allenamento con un aumento della dimensione delle fibre. D'altra parte, un allenamento a carichi eccessivi può risultare rischioso per individui anziani. I danni da uso eccessivo sono spesso riconoscibili negli individui anziani per i quali si è postulato che le strutture

tendinee siano meno in grado di sopportare una tensione biomeccanica ripetuta in varie attività, poiché esse fungono da cuscinetto meccanico proteggendo il muscolo da un eventuale danno durante contrazioni particolarmente intense. In studi recenti condotti da Kubo et al. (2003) su un campione di 50 donne di età compresa tra i 42 e i 69 anni si è riscontrato da un lato un aumento dell'isteresi, dall'altro una diminuzione della rigidezza e della massima tensione dei tendini, con l'aumentare dell'età.

Studi precedenti condotti su animali e cadaveri umani erano giunti alle stesse conclusioni. Per esempio Noyes e Grood (1976) mostrarono che il massimo allungamento, il modulo elastico e l'energia elastica erano negativamente correlate con l'età. Nakagawa et al. (1994) hanno riportato che l'area media e il diametro delle fibre di collagene diminuiscono come pure il numero di fibre spesse. L'incremento dell'isteresi con l'età implica che le persone più anziane sono in grado di recuperare solo una parte dell'energia elastica spesa per il ciclo di allungamento-accorciamento durante l'esercizio.

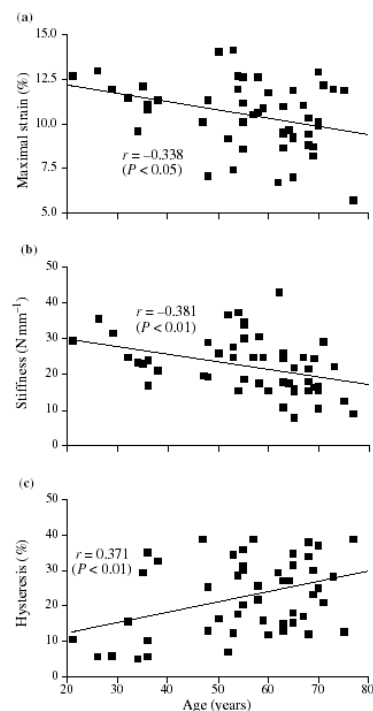


Figura 2.24: Cambiamenti associati all'età nella struttura tendinea degli estensori del ginocchio. Massimo strain e la rigidezza decrescono significativamente con l'età, l'isteresi aumenta invece significativamente

Tuttavia i meccanismi che portano a ciò sono sconosciuti, anche se si pensa sia coinvolto un cambiamento nella stessa struttura tendinea. Infatti si è osservato che l'isteresi dei tendini estensori del ginocchio e flessori plantari aumenta significativamente dopo 3 settimane di riposo a letto, mentre un allungamento statico acuto e cronico la diminuisce. Rice et al. (1993) hanno riportato che il tempo per giungere al picco di tensione (tempo di contrazione *in vivo*) aumenta in seguito all'applicazione di forze in condizioni dinamiche ripetute per 24 settimane in donne anziane. Tuttavia studi recenti hanno mostrato che mentre un allungamento statico applicato per 3 settimane non cambia l'estensibilità del tendine, la pratica di un esercizio costante e moderato, come è l'allenamento a bassi carichi, previene l'insorgere di danni facendo aumentare l'estensibilità della struttura tendinea, pur non modificando lo spessore del muscolo.

La generazione di forza richiede un certo tempo nello step iniziale, principalmente per l'allungamento delle componenti elastiche del complesso muscolo-tendine. Questo è il cosiddetto 'ritardo elettromeccanico', e può essere definito come il ritardo tra l'inizio della attività dell'EMG e la tensione. È stato dimostrato come in effetti ci siano differenze nel ritardo elettromeccanico tra i due sessi (donne:44.9ms, uomini:39.6ms), e quindi nell'elasticità del complesso muscolo-tendine del gastrocnemio. Dal confronto tra la forza muscolare sviluppata da individui di sesso maschile e femminile si nota come non ci siano significative differenze tra i livelli di attivazione (nell'EMG) del muscolo flessore plantare. L'uomo (117 (13) Nm) dimostra avere una MVC maggiore della donna (86 (21) Nm): l'elongazione del tendine a valori di forza inferiori a 50 N sono significativamente maggiori nella donna mentre la rigidità del tendine maschile (25.9 (7.0) N/mm) supera quella del tendine femminile (16.5 (3.4) N/mm). La stima della lunghezza iniziale dell'aponeurosi del tendine e l'area della sezione trasversale del tendine permette inoltre di valutare la curva di tenso-deformazione della struttura tendine-aponeurosi: in cui si nota come la deformazione a livelli di tensione inferiori a 8MPa sia significativamente maggiore nella donna, mentre il modulo di Young sia maggiore nell'uomo. I dati raccolti rivelano come le donne abbiano una struttura tendinea meno rigida e una più bassa isteresi, indicando come esse abbiano una struttura tendinea meno coinvolta rispetto ai maschi.

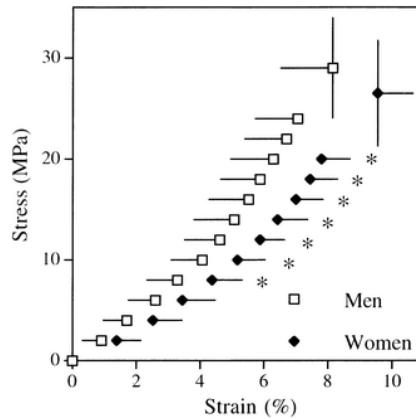


Figura 2.25: Confronto tra relazione di stress-strain tra uomo e donna. Significativamente maggiore dell'uomo per $p < 0.05$

L'isteresi rappresenta l'energia persa come calore dovuta all'attenuazione interna, mentre l'area sotto la curva in condizione di non-carico rappresenta l'energia accumulata nell'accorciamento elastico. In altre parole, se l'isteresi è piccola, la percentuale di energia dissipata nel ciclo di allungamento-accorciamento è bassa.

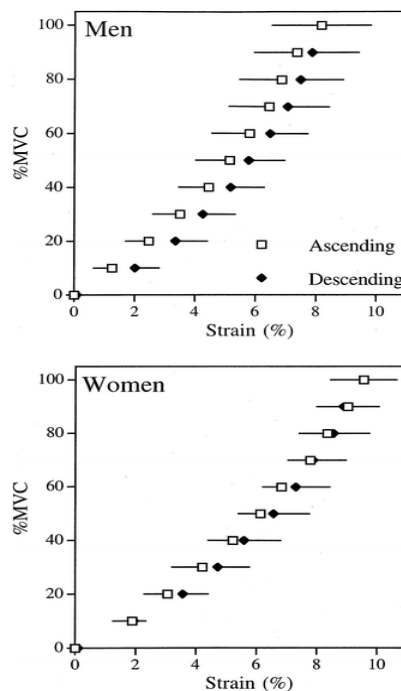


Figura 2.26: Confronto tra relazione di %MVC ed elongazione del tendine (L) tra uomo e donna. L'isteresi è significativamente minore nella donna [11.1 (5.9)%] che nell'uomo [18.7 (8.5)%] ($p = 0.048$)

Anche la composizione proteica influisce sulle proprietà dei tendini. Il Decorin è il PG predominante nella regione tensoriale del tendine, mentre nella regione in cui il tendine si inserisce e si avvolge attorno all'osso sono presenti anche altri PG come il biglicano, o l'aggrecano. I DS costituiscono il 60% della massa di GAG nell'area tensoriale e il CS il 65% della massa di GAG nella zona di inserzione ossea. In uno studio condotto da Rigozzi et al. (2009) è stato analizzato il ruolo meccanico dei GAG nel tendine in condizione di carico tensoriale. Le proprietà meccaniche sono state associate al contenuto di GAG in regioni distinte del tendine e si è rilevato come una rimozione parziale di CS/DS non alterasse le proprietà meccaniche nelle regioni prossimali e centrali della sostanza di mezzo, ma ha un effetto importante nelle regioni distali prossime all'inserzione dell'osso.

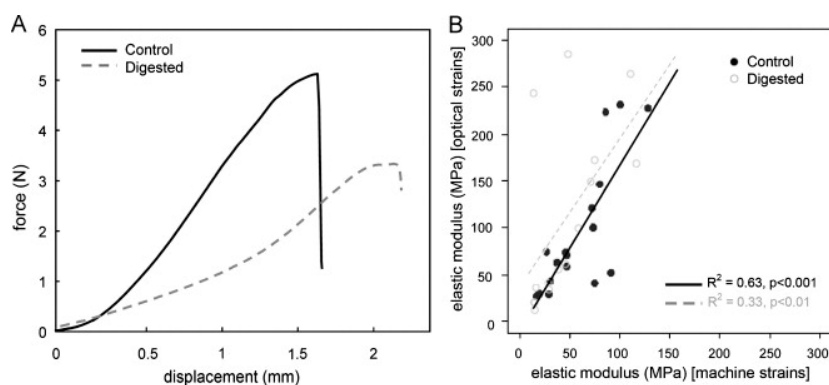


Figura 2.27: (A) Curve di stress medio vs. strain per tendini d'Achille di topo con GAG normali e digeriti. Dopo la digestione, il gruppo con GAG ridotto (linea tratteggiata grigia) mostra un modulo inferiore al gruppo controllato (linea nera); (B) La linea di regressione indica la relazione tra il modulo elastico ottenuto da macchina e otticamente per i due gruppi

L'effetto della digestione enzimatica dei GAG è stato quello di ridurre il livello di carico ultimo e il modulo elastico. Tuttavia, un'analisi dettagliata di strain entro tre regioni della sostanza tendinea ha messo in luce come il cambiamento del modulo non sia uniformemente distribuito: il valore di strain aumentava verso la regione dove l'osso si inserisce dopo la rimozione dei GAG mentre le regioni centrali e prossimali non venivano intaccate. La disomogeneità della risposta meccanica alla rimozione di glicosamminoglicani può riflettere la complessa transizione da tendine a osso.

Capitolo 3

ANALISI MORFOMETRICA E BIOMECCANICA DEI TENDINI ESTENSORE LUNGO DELLE DITA E FLESSORE LUNGO DELL'ALLUCE E DEI TENDINI PERONEO LUNGO E PERONEO BREVE

3.1. Introduzione

L'architettura e il circuito neurale delle unità mio-scheletrica si conformano alle richieste dei rispettivi segmenti del corpo. Studiando i meccanismi dei muscoli che si stendono attraverso articolazioni multiple si può comprendere la dinamica e la coordinazione dei movimenti tra i vari segmenti. I muscoli multi-articolari (i cui tendini sono ad esempio il peroniero lungo e il peroniero breve) tramite i tendini trasferiscono l'energia meccanica tra i vari segmenti del corpo funzionando come strutture "quasi-isometriche". La redistribuzione di energia porta all'accelerazione di alcuni segmenti e alla decelerazione di altri, controllando così la direzione del movimento. Perciò, i muscoli multi-articolari della gamba redistribuiscono l'energia prodotta dai muscoli uni-articolari durante la fase di pieno appoggio del cammino per sostenere e spingere il peso del corpo, e perciò, sembrano essere strategicamente predisposti nell'arto per un utilizzo ottimale dell'energia. È dunque fondamentale l'analisi delle strutture tendinee che permettono questo. Attualmente, la tecnica per studiare lo spostamento dei tendini in vivo, durante la contrazione muscolare, è l'ultrasonografia B-mode, sviluppatasi a metà degli anni 90' per la misurazione del complesso tendine-aponeurosi (Fukashiro *et al.* 1995), e più tardi per misure di tendini isolati (Maganaris & Paul, 1999). Sebbene molti problemi siano stati eliminati con questa nuova tecnica si deve comunque considerare il fatto che essa ci descrive il comportamento della struttura in analisi su un piano (bidimensionale) e questo può limitare lo studio delle aponeurosi. L'ultrasonografia viene utilizzata per lo più in condizioni 'isometriche', nelle quali le minime rotazioni dell'articolazione e i movimenti del corpo non influiscono sulla

misura dello spostamento. È difficile ottenere una misura del tendine a riposo (0% di tensione) in vivo, ma essa si fa corrispondere alla condizione di momento nullo nell'articolazione. Un ulteriore limite è costituito dal fatto che l'elongazione del tendine in vivo non dipende solo dalla forza tensoriale applicata, ma anche dalla lunghezza del meccanismo contrattile della serie di sarcomeri. Per non interpretare in malo modo tali risultati si incrociano i dati di diversi tendini ottenuti a diverse lunghezze (Zajac, 1989; Trestik & Lieber, 1993). La tomografia computerizzata (CT) è stata utilizzata per ottenere informazioni geometriche con lo scopo di visualizzare e quantificare le strutture del piede e di sviluppare modelli matematici, ma tipicamente si è limitato il suo utilizzo a strutture ossee e a superfici geometriche esterne. I recenti progressi tecnologici hanno reso possibile l'utilizzo della CT per la visualizzazione e la quantificazione anche dei tessuti molli, come i tendini. Inoltre, gli scanner CT multi-detector oggi disponibili, permettono una risoluzione sub-millimetrica, e nel futuro lo studio dei tessuti molli potrà ulteriormente progredire. Avanzamenti recenti in altre modalità di imaging come la risonanza magnetica ad alta risoluzione e gli ultrasuoni ad alta risoluzione sono metodi alternativi alla CT, ma tutti validi per visualizzare e quantificare il piede. Una comprensione migliore di come ogni tessuto contribuisca alla rottura permetterebbe di giungere a strategie migliori e ad intervenire per prevenire e trattare patologie ad essi legate, ad esempio le ulcere.

3.2. Tendini flessori ed eversori del piede: il tendine flessore lungo dell'alluce e i tendini peroneo breve e peroneo lungo

3.2.1. Caratterizzazione morfometrica

3.2.1.1. Tendine flessore lungo dell'alluce

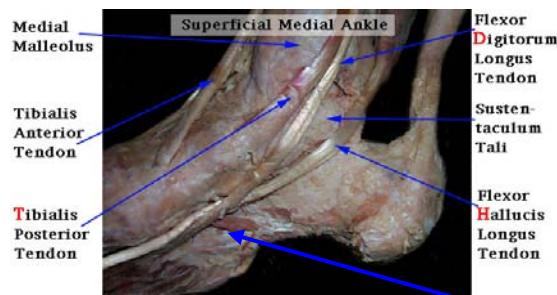


Figura 3.1: Tendine flessore lungo dell'alluce

Nodo di Henry

Il flessore lungo dell'alluce (FHL) è il più grande flessore estrinseco dell'alluce; ha origine dai due terzi distali della fibula ed essendo adiacente alla membrana interossea, il FHL discende attraverso un tunnel fibro-osseo sul lato postero-mediale della caviglia. Nel mesopiede, il FHL manda un fascio fibroso al flessore lungo delle dita (FDL) formando il grande nodo di Henry. Nella parte più distale, scorre sul lato plantare del piede, per inserirsi alla base della falange distale dell'alluce. Lungo il suo percorso, il tendine FHL attraversa le articolazioni tibio-tarsica e sotto-astragalica, e quelle tra l'astragalo, lo scafoide, il medio cuneiforme, il primo metatarso, e le falangi.

Le caratteristiche morfometriche di questo tendine sono riportate nella tabella sottostante.

Lunghezza	222 mm
Origine	Perone, lato posteriore del 1/3 superiore
Inserzione	Base della falange distale dell'alluce
Antagonista	Muscolo estensore lungo dell'alluce
Vasi sanguigni	Arteria peroniera (ramo peroniero dell'arteria tibiale posteriore)
Innervazione	Nervo tibiale, radici nervosa S1 & S2

Tabella 3.1: Caratteristiche morfologiche del tendine flessore lungo dell'alluce

Il tendine FHL, protetto dalla sua guaina sinoviale, scivola nel tunnel fibro-osseo durante il cammino. La giunzione mio-tendinea del FHL normalmente risiede all'entrata a forma d'imbuto del sopradetto tunnel. Il tetto del tunnel è formato dal reticolo dei flessori, che si estende sopra le increspature ossee e si fonde col periostio della tibia, dell'astragalo e del calcagno.

3.2.1.2. Tendine peroneo lungo e peroneo breve

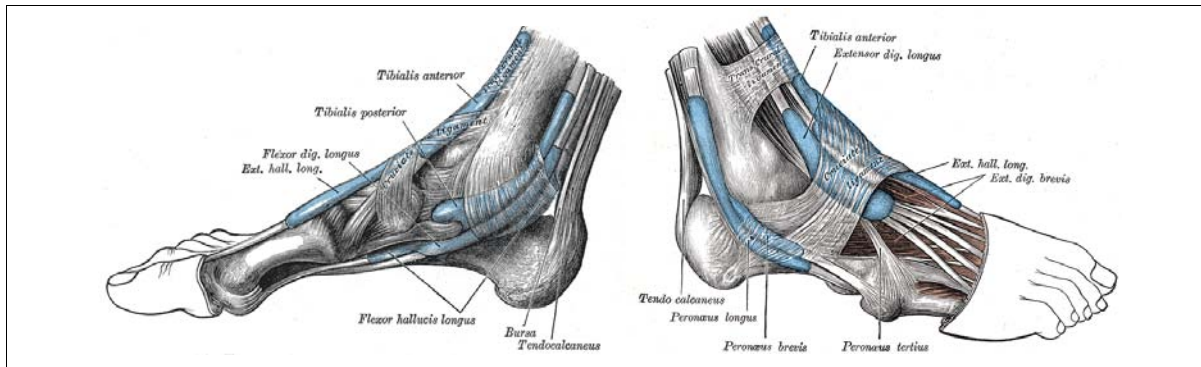


Figura 3.2: Rappresentazione di alcuni tendini del piede

I muscoli peronei o peronieri, scorrendo dietro l'asse trasversale passante tra i malleoli e al di fuori dell'asse di Henke sono simultaneamente estensori, abduuttori (deviando in fuori l'asse longitudinale del piede), e pronatori (orientando all'infuori il piano generale della pianta). I loro robusti tendini svolgono una funzione di stabilizzazione e flessione plantare del piede durante il cammino, la corsa e il salto.

Il *peroniero breve*, che si fissa sullo stiloide del quinto metatarso, è essenzialmente abduuttore del piede: per Duchenne De Boulogne, è anche il solo abduuttore diretto. È, in ogni caso più abduuttore del peroniero lungo. Partecipa alla pronazione dell'avampiede elevando i raggi metatarsali esterni. In questa azione, è aiutato dal peroniero anteriore e dall'estensore comune delle dita che sono anche abduuttori-pronatori, ma contemporaneamente flessori della caviglia. L'abduzione-pronazione pura risulta dunque dall'azione sinergica-antagonista dei peronieri laterali da una parte, del peroniero anteriore e dell'estensore comune dall'altro.

Il *peroniero lungo* assume un ruolo fondamentale sia nei movimenti del piede che nella statica e dinamica della volta plantare. Esso è abduuttore, come il peroniero breve, e la sua contrazione porta l'avampiede in fuori a baionetta, mentre il malleolo interno sporge. Inoltre esso è estensore in modo diretto e indiretto. Direttamente, abbassa la testa del primo metatarso; indirettamente attira il primo metatarso in fuori, e solidarizza così i metatarsi interni con gli esterni. Dunque, mentre il tricipite estende direttamente solo i metatarsi

esterni, il peroniero lungo permette alla forza del tricipite di ripartirsi su tutti i raggi della pianta del piede. L'estensione pura del piede è dunque il risultato dalla contrazione sinergica-antagonista del tricipite e del peroniero lungo; sinergica nell'estensione, antagonista nella prono-supinazione. Il peroniero lungo è, in effetti, pronatore abbassando la testa del primo metatarso quando l'avampiede non è appoggiato al suolo. La pronazione risulta dall'elevazione dell'arco esterno associato all'abbassamento di quello interno. Inoltre esso esalta la curvatura dei tre archi della volta plantare e costituisce il suo principale sostegno muscolare. A confronto del peroniero breve, il peroniero lungo ha un effetto maggiormente distribuito grazie al fatto che dall'estremità laterale del piede attraversa tutta la pianta prima di fissarsi alla base del primo metatarso. La funzione di estensori della caviglia dei peronieri (esterni) è sicuramente inferiore a quella del tendine d'Achille, e per questo essi fanno parte degli estensori "accessori" assieme al tibiale posteriore, il flessore comune delle dita ed il flessore lungo dell'alluce (interni).

Grazie a studi condotti *in vitro* sul tendine peroniero lungo (PL) servendosi di una apparecchiatura a funzionamento idraulico progettata appositamente per poter valutare le proprietà biomeccaniche del tendine, allungando il tendine alla velocità di 1 mm/s, si sono raccolti dati riguardanti rigidità, modulo di elasticità, e valore di tensione e di deformazione a rottura.

	TENDINE PERONIERO LUNGO (PL)	TENDINE PERONIERO BREVE (PB)
Lunghezza media (cm)	42 (range,17-69)	10
Area della sezione trasversale (mm ²)	37	
Carico a rottura (N)	2,483	
Tensione massima-Stress (Mpa)	85-108	
Rigidità (N/mm ²)	244	
Diametro trasversale (mm)	6,0	3,0
Diametro sagittale (mm)	4,3	2,5

Tabella 3.2: Caratteristiche morfologiche dei tendini peroniero lungo e breve

Recentemente sono stati condotti degli studi da Nicole R. Mercer Bolton et al. (2004) per visualizzare e quantificare lo spessore del FHL in condizioni normali e in pazienti affetti da

diabete mellito. L'ulcera del piede è una complicazione comune del diabete mellito, e, assieme alla neuropatia periferica, sono i fattori primi di amputazione. Un alto picco localizzato di pressione plantare sul piede insensibile si pensa sia una delle prime cause di ulcerazione plantare e lavori recenti hanno dimostrato attraverso tecniche di imaging mediche che i fattori strutturali sono indicatori di un picco di pressione plantare. Capire quindi i fattori biomeccanici del piede diabetico è un passo importante per lo sviluppo di metodi atti a prevenire questo tipo di ulcere, ridurre la morbilità, e ridurre il costo enorme per il trattamento di queste complicazioni. Attraverso studi di risonanza magnetica si è visto come il muscolo flessore lungo dell'alluce sia affetto da atrofia nelle persone malate. L'evidenza mostra come nonostante l'atrofia muscolare, i tendini del piede in realtà si ispessiscano e si irrigidiscano con il progredire della malattia (Morrison e Ledermann 2002, Ramirez e Raskin, 1998). L'ispessimento dei tessuti nelle persone affette da diabete mellito è stato associato all'iperglicemia cronica e si è ipotizzato derivare da una glicazione (reazione mediante la quale gli zuccheri si legano ad alcuni gruppi di proteine) del collagene. Nell'esperimento condotto da Mercer Bolton et al. atto a misurare e confrontare lo spessore del FHL in soggetti sani (10 di età media 53.8-SD 9.1, indice di massa corporea 37.0-SD 8.6) e malati (16 di età media 55.2-SD 10.5, indice di massa corporea 31.7-SD 7.6), si è assunta come locazione anatomica plausibile per la misura dello spessore (diametro) del FHL il luogo in cui esso passa attraverso le ossa sesamoidi sotto la prima testa metatarsale (MT1), a livello di metà dell'asse della MT1, e alla base della MT1.

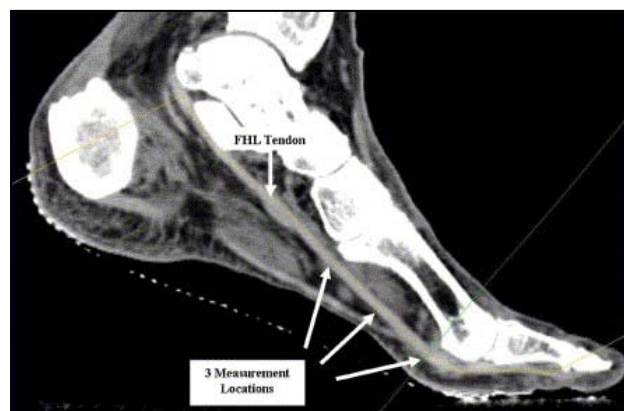


Figura 3.3: Il flessore lungo dell'alluce è stato misurato in tre punti utilizzando una visione curva multi-planar reformatting (MPR). Questa tecnica di ricostruzione permette di vedere l'intera lunghezza del tendine

Lo spessore del FHL è sensibilmente (non raggiunge la rilevanza statistica) maggiore nel gruppo dei diabetici in confronto a quello dei soggetti sani, in particolare nella misura a metà della lunghezza del tendine.

Location	Control		Diabetic		t-test
	Mean (SD)	Range	Mean (SD)	Range	p-Value
FHL at MT1 head	4.5 (0.5)	3.9–5.3	4.8 (0.8)	3.1–6.1	0.128
FHL at MT1 mid-shaft	4.3 (0.6)	3.6–5.2	4.8 (0.8)	3.3–6.2	0.051
FHL at MT1 base	4.2 (0.6)	3.4–5.5	4.5 (0.7)	3.0–5.4	0.144

Tabella 3.3: Misura dello spessore (mm) del flessore lungo dell'alluce (FHL). MT1= primo metatarso

3.2.2. Caratterizzazione e funzionalità biomeccanica

Si cerca ora di descrivere attraverso studi condotti sulle sopraddette strutture tendinee il loro comportamento biomeccanico.

La capacità di comprendere il ruolo delle strutture tendinee nella distribuzione della pressione plantare e come interventi (scarpe o ortosi) possano distribuire la pressione in modo migliore sulla superficie plantare del piede è limitata dalla complessità, il costo, e i potenziali rischi ai soggetti coinvolti in tali studi. Un percorso alternativo agli studi clinici o sui cadaveri consiste nello sviluppo di modelli matematici biomeccanici e nella simulazione. Modelli agli elementi finiti son stati già a lungo usati in sostituzioni d'anca e per il montaggio di arti per comprendere meglio l'interazione tra le strutture biologiche e le componenti protesiche. Studi più recenti inerenti l'analisi agli elementi finiti 2D e 3D (Arangio et al., 1998; Cheung et al., 2004; hanno suggerito che il FHL potrebbe svolgere un ruolo fondamentale nello sviluppo di modelli matematici significativi del piede. L'abilità di visualizzare e quantificare questi tessuti *in vivo* è necessaria per creare modelli accurati per la simulazione di ottime calzature e dispositivi ortopedici.

Uno studio condotto da Kirane et al. (2008) mette in luce la meccanica e la modalità di trasmissione delle forze lungo l'alluce durante l'attività isometrica del FHL in condizioni di carico fisiologico. Simulazioni realistiche della fase di appoggio, dal contatto del tallone al distacco delle dita, sono state ricreate per arti inferiori di cadaveri utilizzando un simulatore robotico di attività dinamica (RDAS), ipotizzando che le forze fisiologiche si generino lungo l'alluce grazie al funzionamento isometrico del FHL dato che l'innervazione mantiene costante la lunghezza delle fibre muscolari durante il cammino. L'esperimento è stato condotto *in vitro* su 5 campioni (2 maschili, 3 femminili, età media di 69 anni - con un range da 56 a 75, e Body Weight: 34.02-54.43 Kg), ai quali sono stati asportati i tessuti molli sopra i malleoli, preservando l'intera lunghezza dei tendini, i quali sono stati poi suddivisi in gruppi funzionali sulla base del profilo EMG. Le forze generate nei tendini sotto FC (force-feedback) sono state confrontate con le rispettive forze target (ottenute normalizzando i valori ottenuti dall'EMG), confermando la capacità del RDAS di generare forze precise sui tendini basandosi su forze di input precalcolate.

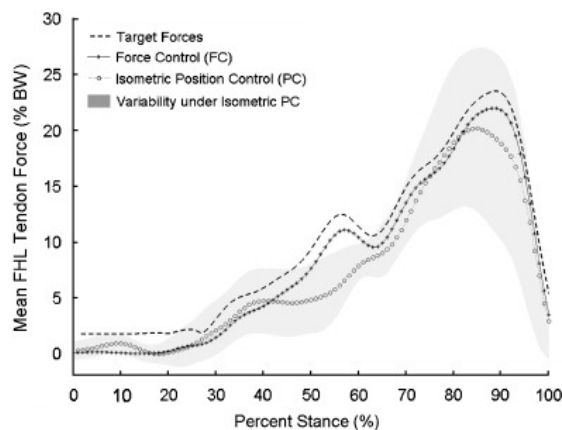


Figura 3.4: Forze medie registrate per il FHL sotto FC e isometrico PC durante la simulazione dell'attività muscolare nella fase di pieno appoggio del passo. Le forze del tendine FHL in FC e PC sono plattate, come lo sono le rispettive forze target per il FHL, calcolate normalizzando i dati EMG rettificati e integrati. La forma del profilo di forza sotto FC è molto simile a quella sotto PC

L'escursione media del FHL durante l'intera fase di appoggio è 0.52 ± 1.29 mm in PC isometrica (ossia mettendo in ingresso al sistema il valore di posizione isometrica, considerato come il punto medio dell'escursione del tendine misurato durante

l'applicazione controllata di forza su di esso). In condizioni di FC è di 6.57 ± 3.13 mm, mentre si riduce a 5.36 ± 3.15 mm se si omettono le fluttuazioni che si possono osservare nella fase iniziale (20%) di appoggio.

Per comprendere meglio il ruolo del FHL si possono confrontare il grafico delle forze che si sviluppano nel metatarso con quello delle forze del tendine FHL. La compressione assiale nel metatarso aumenta rapidamente tra l'85% e il 90% della fase di appoggio, a cui corrisponde il picco delle forze dell'FHL. Inoltre, si è notato un incremento del momento di dorsi-flessione nel metatarso con un picco attorno all'80% dell'appoggio, seguito da un'inversione a momento di plantarflessione, che a sua volta raggiunge il massimo attorno al 90% dell'appoggio.

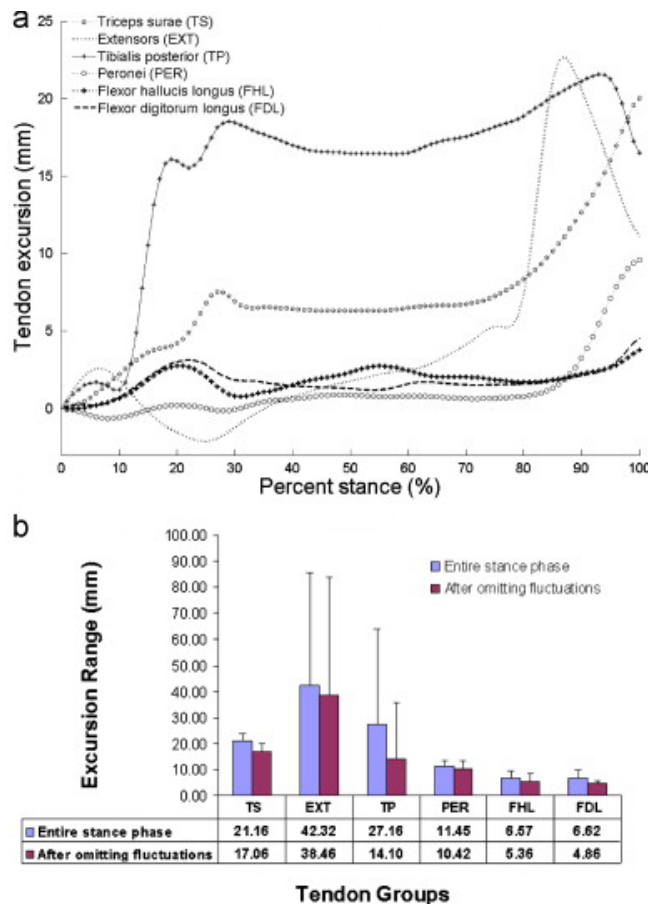


Figura 3.5: Escursione media del tendine FHL (e degli altri gruppi funzionali) nella simulazione della fase di appoggio durante il passo sotto FC (a). Range delle escursioni medie del tendine FHL variabile tra i diversi campioni (b)

Oltre ai momenti di plantarflessione nelle articolazioni dell'alluce, FHL produce un momento di inversione nel retropiede, e una torsione in plantarflessione significativa alla caviglia. Questi momenti compensano i momenti di dorsiflessione e di eversione indotti dalla forza di reazione del suolo (GFR). Oltre a sostenere l'arco mediale longitudinale del piede, il FHL è parzialmente responsabile dell'andamento della curva di carico nella fase finale di appoggio, stimata attorno al 40% del peso corporeo. Poiché i flessori delle dita si contraggono per bilanciare questi carichi, nei loro tendini si sviluppano forze tensoriali importanti. La lunghezza dell'unità muscolo-scheletrica durante un movimento dipende da molteplici fattori, come la lunghezza delle fibre muscolari, l'interazione tra muscolo e tendine, la variazione del braccio del momento, la funzionalità del tendine, l'elasticità, la dinamica delle risposte da parte delle varie articolazioni all'attività, ecc.

Poiché il tendine FHL incrocia più articolazioni, l'accorciamento del FHL in un'articolazione è in grado di compensarsi con un allungamento presso l'altra articolazione, evento riscontrato per i muscoli multi articolari. Hintermann nel 1994 ha misurato l'escursione media del FHL in 15 cadaveri con movimenti passivi della caviglia (27 mm); tuttavia questo valore non può rappresentare l'escursione *in vivo* durante il cammino, non essendosi preso in considerazione il movimento dell'alluce. Tenendo conto dei movimenti liberi delle articolazioni durante il cammino nella simulazione di Kirane, si è registrato una variazione minore dell'escursione (6.57 ± 3.13 mm), supportando la nozione di funzionamento isometrico o quasi-isometrico del FHL. Perciò, in ipotesi di isometria, si possono verificare delle variazioni poiché le ossa si muovono mantenendo una lunghezza tendinea fissa piuttosto che viceversa. L'innervazione del FHL funzionante isometricamente può mantenere costante la lunghezza delle fibre muscolari ricercando una posizione stazionaria per la giunzione mio-tendinea durante il passo. Tutto ciò potrebbe avere importanti implicazioni per il ruolo di controllo svolto dai muscoli multi-articolari durante la locomozione. Il feedback negativo permesso dal circuito di riflesso di allungamento sembra essere adatto a tale controllo. Mentre l'articolazione del primo metatarso e quelle della caviglia si muovono in direzioni opposte durante la prima fase di appoggio, esse subiscono un movimento unidirezionale durante la fase media di appoggio; questo evento potrebbe attivare il riflesso di allungamento del FHL.

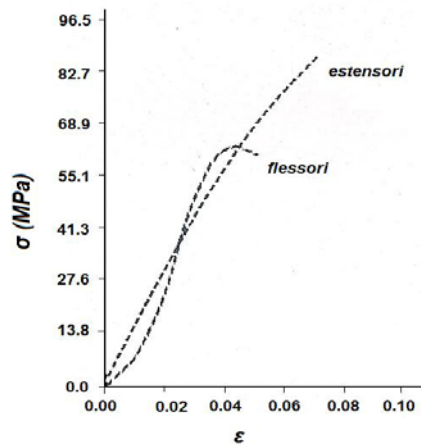


Figura 3.6: Curve stress-strain per tendini flessori ed estensori

Se si confrontano ora le curve stress-strain per i tendini estensori (tra cui EDL) e le medesime curve ottenute per tendini flessori (tra cui FHL) si nota che i primi sono circa il 20% più forti dei flessori (Benedict et al., 1968), avendo i primi un valore di stress a rottura pari a 56-144 N/mm², i secondi di 51-101 N/mm². Attraverso la stessa prova è stato possibile mettere in luce come le proprietà biomeccaniche dei tendini dipendano dal tempo che intercorre tra l'amputazione dell'arto e l'effettuazione della prova meccanica. Tralasciando qualche perplessità sull'andamento specifico delle curve ottenute per prove a trazione, in generale si è notato come i tendini flessori ed estensori con il passare del tempo modificano le loro proprietà meccaniche.

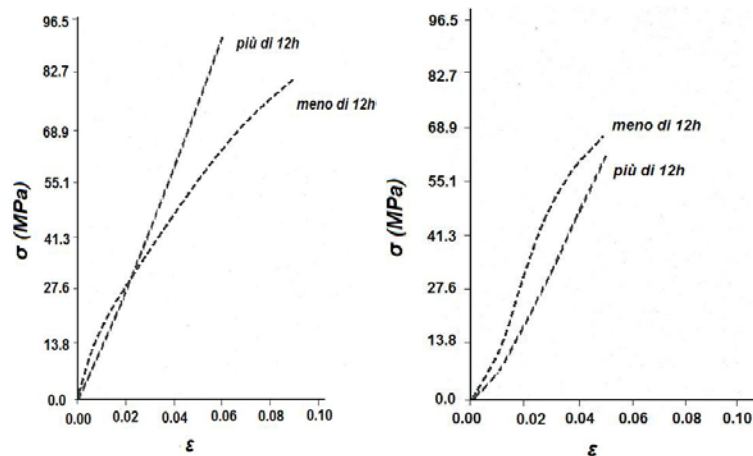


Figura 3.7: Curve di stress-strain per tendini estensori (sx) e flessori (dx)

	Tendini flessori meno di 12h	Tendini flessori dopo 12h	Tendini estensori meno di 12h	Tendini estensori dopo 12h
Rigidezza iniziale (N/mm ²)	724	394	2758	2700
Rigidezza finale (N/mm ²)	574	1313	462	1482

Tabella 3.4: Valori di rigidezza per tendini flessori ed estensori prima e dopo 12h dall'amputazione dell'arto

Si è analizzato il complesso ruolo svolto dal tendine FHL, e si è compreso come questo non sia limitato ad un unico movimento, bensì influisca su diverse strutture in modo diversificato. Anche i tendini peronieri svolgono ruoli molteplici.

Una delle funzioni primarie del peroniero breve e peroniero lungo è quella di provvedere a fornire un momento di eversione tale da controbilanciare l'opposta inversione e i momenti esterni risultanti dalla forza di reazione del suolo. La funzione eversiva è alterata quando i tendini peronieri lungo e breve sono rotti o utilizzati per la ricostruzione di un tessuto molle in particolari pratiche chirurgiche, quali il trasferimento o la ricostruzione di legamenti. Nella scelta del tendine da sacrificare, il chirurgo cerca di seguire il paradigma dell'equilibrio muscolare, ossia bilanciare gruppi di muscoli antagonisti in modo tale da garantire una potenza paragonabile di inversione e di eversione. La conoscenza del ruolo dei tendini peronieri a livello delle diverse articolazioni fornisce criteri obiettivi per questa scelta. Di conseguenza, è essenziale comprendere come l'azione di questi tendini influisca sul funzionamento delle articolazioni talonavicolare e sottoastraglica. Con la definizione di "eversore più forte" ci si riferisce al muscolo che è in grado di generare una forza maggiore sul suo tendine, oppure ci si può riferire al tendine in grado di generare un momento maggiore presso l'articolazione d'interesse. La capacità di condurre ad un'eversione dipende sia dalla forza generata dal muscolo sia dall'effettivo braccio del momento trasmesso all'articolazione. La capacità di sviluppare forza è generalmente riconosciuta proporzionale all'area della sezione trasversale (CSA) del muscolo. Nel caso del peroniero lungo questa è nominalmente il doppio di quella del peroniero breve. Se si considera la forza del tendine come indicatore della forza muscolare utilizzata, la dimostrazione che la forza per giungere a rottura del tendine peroniero breve e del tendine

peroniero lungo non è diversa induce a pensare che il livello di forza utilizzati da questi muscoli siano gli stessi. Perciò, la discordanza tra i risultati derivanti dalla sezione di area trasversale fisiologica rispetto ai dati sulla forza tendinea rendono difficoltosi valutare in modo realistico i livelli di forza utilizzati da questi muscoli. I bracci dei momenti sono ancora meno accessibili poiché ciascun tendine agisce lungo articolazioni multiple.

Ci sono dibattiti in corso su quale dei due tendini sia il maggior eversore: alcune fonti citano a proposito il peroniero breve, altre favoriscono il peroniero lungo. La conoscenza dei contributi apportati dai muscoli specifici alla rotazione delle articolazioni talonavicolare e sottoastragolica permette di valutare accuratamente il ruolo di ciascun tendine.

In uno studio condotto *in vitro* da Otis et al. (2004) su sei campioni di piedi si è voluto per l'appunto, esaminare i contributi funzionali del peroniero lungo e del peroniero breve alla rotazione esterna a livello dell'articolazione talonavicolare e nella sottoastragolica. In un secondo momento si sono anche registrati i dati riguardanti la plantarflessione e l'abduzione di queste due articolazioni con lo scopo di investigare sui relativi ruoli dei due tendini e di conseguenza dei muscoli loro associati. Inoltre, è importante capire il ruolo di questi muscoli nel momento in cui è loro richiesto massimo sforzo, ossia nella fase iniziale di distacco del tallone nel ciclo del cammino (dati ottenuti basandosi su EMG).

Applicando un carico verticale di 220 N alla tibia si sono registrati i movimenti 3D delle articolazioni utilizzando dei sensori di moto elettromagnetici, rigidamente connessi all'astragalo, al calcagno, allo scafoide, e al cuboide. Ogni campione è stato poi inserito in una macchina opportuna allo scopo, con la tibia orientata a 17° anteriormente alla verticale (posizione in accordo con il primo distacco del tallone nella fase corrispondente a 40% del ciclo di deambulazione). Attraverso particolari motori si è inoltre simulata la forza di reazione del suolo (GRF) ortogonale alla pianta del piede. Si è definita poi una posizione di riferimento usando una GRF di 357 N (50% del peso corporeo nominale) e nessun carico sui tendini. L'orientazione dell'articolazione in questa condizione di carico è stato definita di 0°. Le prove di carico sono state poi effettuate simulando la fase del passo sopra citata, quando sia il peroniere lungo sia quello breve mostrano la massima attività elettromiografia. Durante la prova di carico si è dapprima caricato il tendine d'Achille fino al raggiungimento di 10° di plantarflessione del calcagno. Allo stesso tempo, si è applicata

la GRF di 357 N verticale, 27 N anteriore e 13 N mediale, e si sono caricati i tendini basandosi sull'area della sezione trasversale fisiologica e sui profili EMG: 223 N sul tibiale posteriore, 259 N su entrambi i tendini peronieri ma in modo mutuamente esclusivo.

Per meglio comprendere i risultati ottenuti è meglio definire la terminologia usata dagli autori per descrivere le rotazioni del piede. I termini eversione e inversione si riferiscono ad una rotazione del piede che avviene rispetto all'asse della sottoastragale, come già visto in precedenza, il quale non è perpendicolare a nessuno dei piani anatomici. Le rotazioni dell'articolazione talonavicolare sono definite come rotazioni dello scafoide rispetto all'astragalo; la rotazione esterna è riferita ad un'asse perpendicolare al piano coronale, la plantarflessione rispetto ad un'asse perpendicolare al piano sagittale, e l'abduzione rispetto ad un'asse perpendicolare al piano trasversale. Lo stesso vale per l'articolazione sottoastragale con l'eccezione che la rotazione rispetto ad un'asse perpendicolare al piano coronale è definita *valgus*. I risultati ottenuti sono visibili nella figura sottostante:

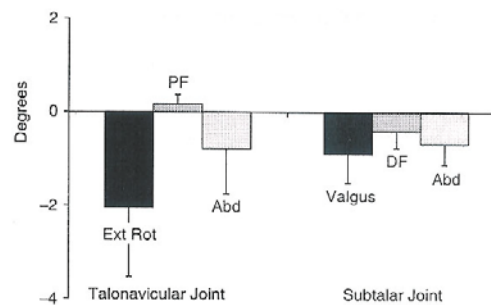


Figura 3.8: Differenze relative alle varie rotazioni nella condizione del peroniero breve caricato rispetto alla condizione in cui è caricato il peroniero lungo

La rotazione esterna della talonavicolare aumenta di $2.1^{\circ} \pm 1.5^{\circ}$ quando il peroniero breve è caricato ($p=0.018$). In più, quando il peroniero breve è caricato, la plantarflessione dello scafoide in media aumenta di $0.2^{\circ} \pm 0.2^{\circ}$ rispetto a quando il peroniero lungo è caricato (non molto significante, $p=0.08$), e anche la sua abduzione aumenta di $0.8^{\circ} \pm 1.0^{\circ}$, ma questa differenza non è significativa ($p=0.11$). Dunque, l'unico effetto rilevante a livello

dell'articolazione talonavicolare del carico sul peroneale breve è l'aumento della rotazione esterna.

A livello dell'articolazione sottoastragolica, il peroniero breve caricato porta ad un aumento del valgus calcaneare di $0.9^\circ \pm 0.6^\circ$ rispetto alla situazione analoga per il peroniere lungo ($p=0.017$). Inoltre, in condizioni di carico del peroniere breve, il calcagno è maggiormente dorsi-flesso in media di $0.4^\circ \pm 0.4^\circ$ ($p=0.041$) e abdotto in media di $0.7^\circ \pm 0.4^\circ$ ($p=0.041$) in più rispetto al caso di peroniero lungo caricato. Perciò, l'effetto predominante dell'articolazione nella prima fase di distacco dal suolo del tallone è l'aumento del *valgus* associato alla condizione di peroniere breve caricato.

La differenza misurata in rotazione esterna nell'articolazione talonavicolare è approssimativamente di 2° . Questo dato può sembrare minimo e di poco conto, ma uno spostamento tale nell'orientazione dell'articolazione può divenire clinicamente importante se si considera che il normale range di moto è di 24° (e dunque la differenza riscontrata è il 10% circa). In ambedue le articolazioni, talonavicolare e sottoastragolica, il peroniero breve caricato porta ad una rotazione maggiore in primo grado sul piano coronale e secondariamente sul piano trasversale.

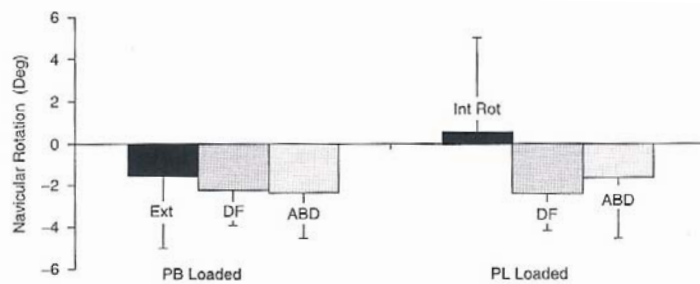


Figura 3.9: Cambiamenti nella rotazione dell'articolazione talo-navicolare nel passaggio da pieno appoggio a distacco del tallone

Un'altra osservazione di interesse sovviene analizzando i cambiamenti che si verificano passando da una posizione plantigrada, ossia di pieno appoggio, alla posizione con il tallone sollevato. Con il peroniero breve sottoposto a 259N di carico, l'articolazione talonavicolare ruota esternamente di $1.6^\circ \pm 3.5^\circ$ passando alla posizione di tallone sollevato;

tuttavia, con il carico di 259N sul peroniero lungo, l'articolazione talonavicolare cambia direzione e ruota internamente di $0.5^{\circ} \pm 4.5^{\circ}$. I dati riportati in figura 3.10 mostrano le forze trasmesse in diverse condizioni di carico dai tendini peronei (Hansen, 2001).

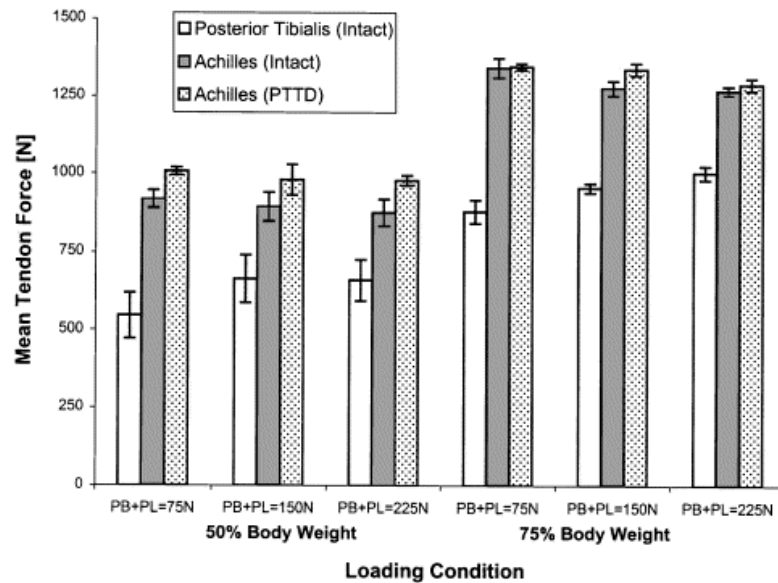


Figura 3.10: Forze medie necessarie per ottenere 7° in plantarflessione in condizioni sane, e con disfunzione del tendine tibiale posteriore (PTTD). Per ogni condizione di carico le forze dei peronieri e quella di reazione del suolo sono costanti. Per la condizione di tendine intatto, si è mantenuta un'inversione di 0° , attraverso il meccanismo a feedback per il controllo dell'orientazione. Nella condizione di PTTD, il tendine tibiale posteriore non è caricato. Le barre d'errore indicano una deviazione St di ± 1 .

Per comprendere come le diverse componenti tendinee, legamentose ed osse siano strettamente correlate, si propone uno studio condotto da Klein et al. (1996) sulla variazione della lunghezza dei bracci dei momenti dei diversi muscoli, che avviene durante il movimento a livello dell'articolazione talocruale (tibiotarsica) e sottoastragale. Poiché l'articolazione sottoastragale è legata alle articolazioni calcaneocuboidea e talonavicolare, con le quali crea una catena cinematica chiusa, è ovvio che il movimento di un segmento influisce anche sugli altri. L'esperimento è stato condotto su 10 preparati pre-congelati di età media superiore ai 60 anni sottoposti ad un carico assiale di 350N sull'estremità prossimale della tibia. Mantenendo in plantarflessione la tibiotarsica, l'escursione dei diversi tendini a livello della sottoastragale è stata misurata a intervalli di 0.087 rad di rotazione in ambedue i sensi, attraverso il metodo basato sui lavori virtuali per

il quale non è necessario conoscere il punto di applicazione del braccio del momento o il centro di rotazione.

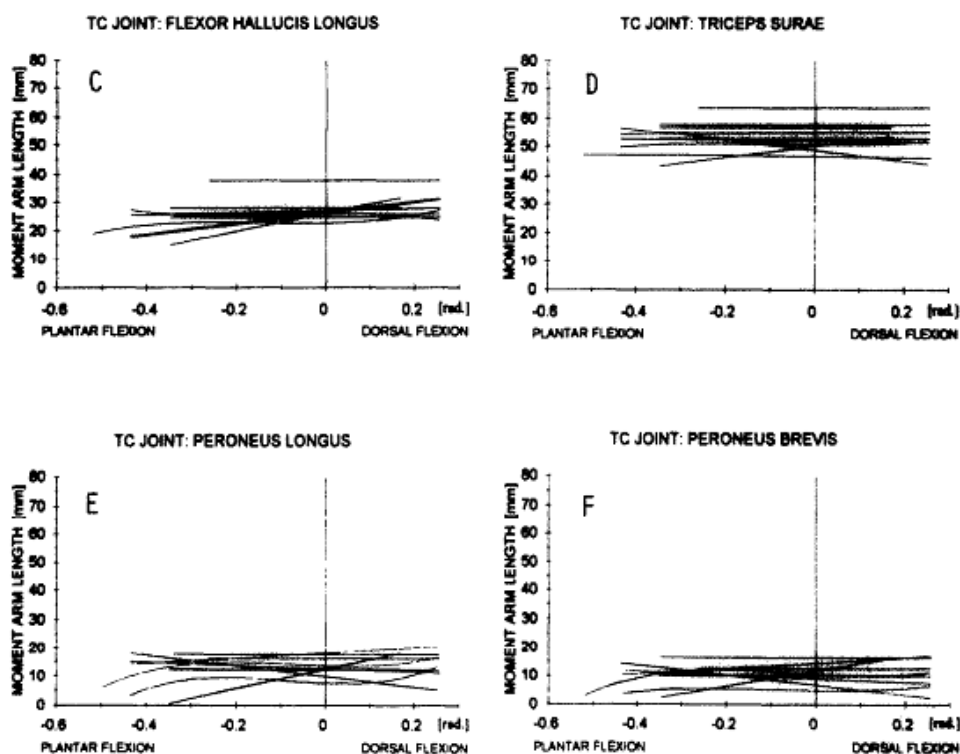


Figura 3.11: Lunghezza dei bracci del momento delle forze trasmesse da alcuni tendini in relazioni ai movimenti del piede

Il tendine peroniero breve presenta un braccio leggermente più corto del peroniero lungo, 20.5 mm vs 21.8 mm rispettivamente, ma questo è in linea con il fatto anatomico. Quando questi passano a lato del malleolo laterale, il peroniero breve è allocato più anteriormente rispetto al peroniero lungo. La maggior parte degli autori concorda sul fatto che l'asse del movimento si trova sulla sommità del malleolo laterale, nel qual caso il peroniero breve è più vicino all'asse. Il tendine flessore lungo dell'alluce presenta un braccio di leva medio di 7.8 mm. I bracci dei momenti delle forze muscolari rispetto all'asse di un'articolazione sono utili per l'analisi della funzione muscolare poiché gli effetti meccanici di un muscolo su di un'articolazione dipende dalla dimensione del muscolo e dalla sua linea d'azione rispetto all'asse dell'articolazione. Dunque i movimenti attivi e passivi del piede durante il passo sono influenzati sia dai muscoli estrinseci sia dalle strutture osteoarticolari e

legamentose. Si è visto che i tendini dei muscoli estrinseci del piede, ad esempio flessore lungo dell'alluce e i peronieri, si spostano di una certa distanza rispetto all'osso sottostante durante il lavoro muscolare concentrico ed eccentrico. La conoscenza della magnitudo dell'escursione di questi tendini ha importanti implicazioni per la pratica chirurgica del piede, come la pianificazione dei trapianti di tendine per pazienti affetti da paralisi, deformità del piede, o perdita della funzionalità muscolare a seguito di trauma. Inoltre, analisi quantitative dell'escursione tendinea possono essere utilizzate per calcoli teorici della forza muscolare. In letteratura sono presenti pochi lavori atti a valutare l'escursione tendinea durante movimenti di eversione-inversione del piede rispetto all'asse dell'articolazione sotto-astragalica (Fick, 1911; Spoor et al., 1990). Tuttavia, l'asse di "eversione-inversione" del piede non corrisponde all'asse di un'articolazione, ma a diversi assi, e per questo la funzione di eversione/inversione dei muscoli estrinseci non si possono determinare in base alla rotazione del piede attorno ad un singolo asse.

In figura 3.12 (Hintermann et al., 1994) sono riportate le escursioni dell'unità muscolo-tendine del peroneo lungo durante il movimento di inversione/eversione del piede. In questi grafici, le curve cominciano dalla posizione estrema di eversione sulla sinistra per passare sulla destra alla posizione di completa inversione. Per questi tendini le escursioni sono relativamente ampie e variabili tra i vari campioni. Si riportano anche le escursioni medie relative dei tendini dei muscoli estrinseci del piede durante la flessione-estensione (Fig. 3.13). La tabella mostra riporta la somma totale dell'escursione tendinea in un range di 30° per eversione-inversione del piede e un range di 50° per la flessione-estensione del piede.

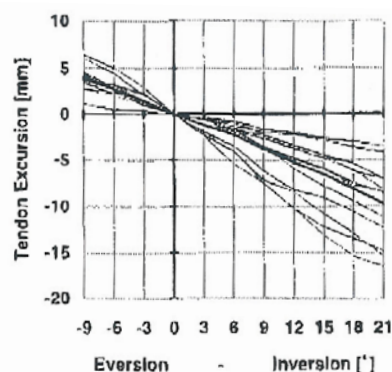


Figura 3.12: Escursione del tendine peroniero lungo rispetto all'eversione-inversione del calcagno per 15 campioni

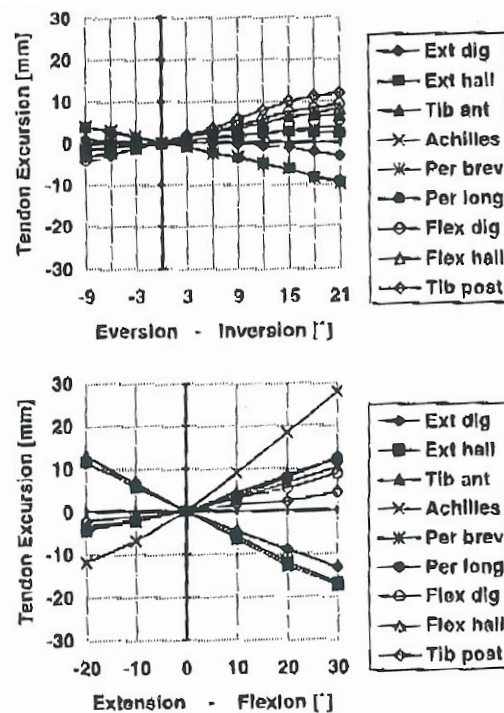


Figura 3.13: Escursione media tendinea rispetto all'eversione-inversione del calcagno (A) e flessione-estensione del piede (B)

Average Tendon Excursion for Foot Eversion-Inversion and Flexion-Extension (N = 15)			
Muscle	Eversion-inversion (-8° to 21°)	Flexion-extension (-20° to 30°)	Total excursion
Tibialis anterior	9.5 (2.1-16.4)*	28.6 (20.1-34.5)*	38.1 (24.8-50.9)*
Extensor hallucis longus	3.6 (1.3-7.5)	24.5 (12.6-35.5)	28.1 (14.3-40.8)
Extensor digitorum longus	4.2 (0.3-6.8)	30.6 (13.2-38.4)	34.8 (14.6-44.1)
Peroneus longus	13.8 (7.1-27.5)	16.3 (13.1-22.6)	30.1 (20.2-54.6)
Peroneus brevis	13.9 (7.3-27.4)	13.6 (8.7-20.6)	27.5 (18.3-47.0)
Triceps surae	3.8 (1.3-8.0)	39.7 (31.3-42.7)	43.5 (31.2-47.6)
Flexor hallucis longus	10.1 (1.8-13.8)	18.9 (12.1-23.5)	27.0 (15.9-28.0)
Flexor digitorum longus	12.2 (3.8-18.9)	12.4 (3.5-17.6)	24.6 (7.7-34.6)
Tibialis posterior	16.3 (6.8-22.3)	4.4 (1.8-9.3)	20.7 (9.3-20.3)

* Minima-maxima values.

Tabella 3.5: Escursione media tendinea per inversione-eversione e flessione-estensione del piede (15 campioni)

Il numero di inserzioni tendinee e la somma totale dell'escursione indica la funzione della corrispondente unità muscolo-tendine: la funzione di rotazione è caratterizzata da una inserzione e da alta escursione, mentre la funzione stabilizzatrice è maggiormente efficace quando diverse inserzioni agiscono per muovere le ossa insieme (movimento di traslazione delle ossa). Inoltre sembra che l'escursione del tendine sia correlata alla lunghezza delle fibre muscolari, grazie ad all'adattamento funzionale del muscolo ai compiti richiesti.

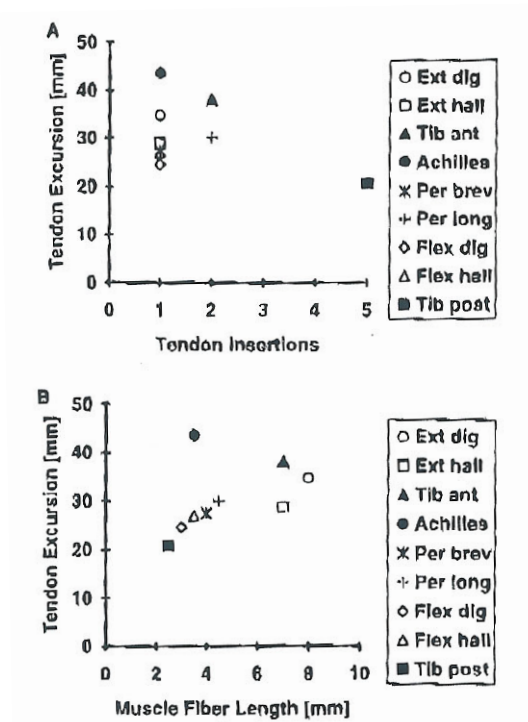


Figura 3.14: Escursione tendinea rispetto al numero di inserzioni (A) e rispetto alla lunghezza delle fibre muscolari

I tendini peronieri si comportano più come eversori che come flessori del piede (come si può notare analizzando i bracci dei momenti delle forze da loro trasmesse). Tuttavia questo è vero per l'intervallo che va dalla posizione neutra all'estensione. Quando si considera invece un movimento di flessione (posizione neutra-30°) il braccio del momento diminuisce, suggerendo uno spostamento dell'asse di rotazione istantanea distalmente e lateralmente con l'incremento della flessione, e diminuendo così la capacità di evertere durante la flessione. Inoltre in flessione si rafforza la linea d'azione dei tendoni peronieri attorno al malleolo laterale e questo riduce la loro capacità di bloccare l'astragalo, aumentando l'instabilità della caviglia.

Salathe e Arangio nel 2009, hanno descritto un modello biomeccanico del piede, sul quale poi sono stati effettuati diversi esperimenti per analizzarne le proprietà. Questo modello biomeccanico considera il piede come una struttura tridimensionale, composta da ossa rigide tenute assieme da legamenti flessibili tra le superfici articolari oltre che dall'aponeurosi plantare. Il peso del corpo, applicato sulla volta dell'astragalo, le forze di

reazione del suolo, concentrate sulle cinque teste metatarsali e sul tallone, e l'azione muscolare agente in vari punti del piede sono le forze esterne agenti sulla struttura. Sotto carico, i tre metatarsi ruotano rispetto ai loro cuneiformi attorno ad un pivot posto sul lato dorsale dell'articolazione, mentre i legamenti tarso-metatarsali resistono alla rotazione. Il modello, per essere realistico, deve includere le coordinate dei punti di inserzione dei tendini del piede, i punti nei quali il flessore lungo dell'alluce entra ed esce dal substentaculum tali, l'estensore lungo delle dita abbandona il malleolo mediale, i tendini peronieri breve e lungo lasciano il malleolo laterale, e il peroniero lungo passa sotto al cuboide.

	Normal		PTTD		Weakened		Flat	
	A	B	A	B	A	B	A	B
tc	215	239	240	269	240	269	107	128
tp	43	48	0	0	0	0	0	0
fhl	21	24	24	27	24	27	11	13
fdl	11	12	12	13	12	13	5	6
pb	55	33	43	21	43	21	46	17
pl	109	67	85	41	85	41	92	34

Tabella 3.6: Forza espressa (N) in ognuno dei muscoli estrinseci agenti sul piede. Colonna A: Usando i dati da misure CAT del piede. Colonna B: Usando i dati ottenuti dal metodo DTL (trapianto del frssore lungo delle dita). Tc= tendine d'Achille; tp= tibiale posteriore; fhl= flessore lungo dell'alluce; fdl= flessore lungo delle dita; pb= peroniero breve; pl= peroniero lungo

3.3. Tendini estensori del piede: Il tendine estensore lungo delle dita

3.3.1. Caratterizzazione morfometrica

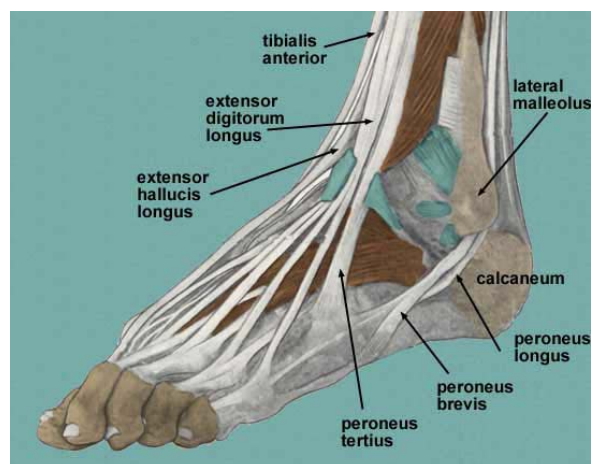


Figura 3.15: Rappresentazione di alcuni tendini del piede

Si stima che normalmente un individuo sano esegua circa 1-1.5 milioni di passi all'anno durante il cammino. Durante la locomozione, il sistema muscolo-scheletrico è soggetto ad un carico esterno continuo e costante, il peso del corpo: un tendine *in vivo* è soggetto a meno di un quarto del valore finale di stress tensoriale (UTS), stimato a 25 MPa. Questo dato è supportato da Ker et al. (1988) che ha calcolato, sulla base dei rapporti di area, che i tendini della gamba sono soggetti a stress variabile da 11 a 67 MPa. Il movimento è reso possibile dalla contrazione muscolare e dalla forza rotatoria indotta sulle articolazioni dell'arto inferiore. Evidentemente, ciascuna specifica unità mio-tendinea produce una forza ciclica con valore costante massimo, proporzionale al carico esterno. A causa del tono muscolare, è sempre presente una leggera tensione per assicurare che le unità mio-tendinee siano tese nonostante il rilassamento muscolare. Inoltre, qualunque possibile allentamento dovuto a *creep* del tendine potrebbe essere eliminato grazie alla riduzione della lunghezza del muscolo. Perciò, la curva di carico ripetitivo *in vivo* di un tendine può essere generalmente classificata come un'onda quadra tensione-tensione, come si è osservato per la curva di carico del tendine d'Achille in varie forme di locomozione. Traumi o danni al tessuto possono essere dovuti a due meccanismi di base. Un unico macro-trauma, come una botta o una slogatura ad una articolazione, può compromettere le ossa, i muscoli, i tendini, i legamenti, e perfino le componenti neuro vascolari. L'altro meccanismo si basa su un insieme di micro-traumi ripetuti causati da un'esposizione ripetuta a forza di bassa intensità, che singolarmente non causerebbe danno al tessuto.

L'estensione attiva del piede è dovuta a tre muscoli: due muscoli estrinseci, l'estensore proprio dell'alluce e l'estensore comune e un muscolo intrinseco, il pedidio. Quest'ultimo è contenuto totalmente nel dorso del piede. I quattro ventri muscolari che lo compongono hanno inserzione comune sul pavimento calcaneale del seno del tarso, nello sdoppiamento di origine del legamento anulare anteriore del collo del piede. I quattro sottili tendini terminali vanno a confondersi con il tendine estensore delle prime quattro dita, eccettuato il primo che si inserisce direttamente alla faccia dorsale della prima falange dell'alluce. Il 5° dito non riceve il pedidio. Esso è dunque estensore delle matatarso-falangee delle prime quattro dita.

L'*estensore comune delle dita* e l'estensore comune dell'alluce sono contenuti nella loggia anteriore della gamba; i loro tendini terminano sulle falangi. Il tendine dell'estensore

comune decorre sulla faccia anteriore del collo del piede nella parte esterna del legamento a fionda, si suddivide in quattro tendini che vanno a finire nelle ultime quattro dita dopo essere passati sotto la lamina inferiore del legamento anulare anteriore. Il quinto dito è quindi esteso solo dall'estensore comune. Questo muscolo come indica il suo nome è estensore delle dita, ma è anche e soprattutto flessore della caviglia. Affinché la sua azione sulle dita appaia allo stato puro, bisogna associare contemporaneamente la concentrazione sinergica-antagonista degli estensori della caviglia.

L'area della sezione trasversale è mediamente di $2.91 \pm 0.92 \text{ mm}^2$ e la lunghezza media $72 \pm 19 \text{ mm}$ ma può arrivare fino a 147-167 mm.

Il *tendine estensore proprio dell'alluce* passa sotto il fascio superiore del legamento anulare anteriore, nella parte interna del legamento a fionda, poi sotto la lamina inferiore per terminare sulle due falangi dell'alluce: sui bordi laterali della prima e sulla faccia dorsale della base della seconda. È dunque estensore dell'alluce, ma ancora e soprattutto flessore della caviglia. Come per l'estensore comune, la contrazione sinergica-antagonista degli estensori della caviglia è necessaria perché la sua azione sull'alluce appaia allo stato puro.

3.3.2. Caratterizzazione e funzionalità biomeccanica

I test meccanici sui tessuti molli sono estremamente difficoltosi a causa della modalità di fissaggio dei campioni, la misura dell'area della sezione trasversale, il grado di idratazione durante sia la preparazione che la prova dei campioni. Questi tessuti sono particolarmente sensibili a test ciclici su lungo periodo, ed in effetti vi sono poche esperienze che riportino il comportamento a fatica del tessuto molle di collagene.

Schechtman et al. (2007) hanno condotto prove sul tendine dell'extensor digitorum longus (EDL) umano per stabilirne *in vitro* la vita a fatica. Questi tendini specifici, coinvolti nel movimento articolare del piede e della caviglia durante il cammino, mostrano un alto rapporto tra i lati e una sezione relativamente costante. L'esperimento è stato condotto su 102 campioni di EDL con proprietà meccaniche intatte ottenuti dagli arti inferiori di 34 donatori, di età tra i 46 e i 90 anni, con una media di 71 anni.

Dodici campioni di EDL sono stati impiegati per stabilirne le proprietà tensoriali in condizioni quasi-statiche. La relazione stress-strain ha una forma non lineare, come era già stato riportato sia per tendini umani che animali *in vitro*. La regione iniziale della curva è caratterizzata da un ampio incremento in deformazione all'aumentare dello stress. Segue una regione lineare, con un modulo elastico pressoché costante. Una terza regione, la regione di rottura, è caratterizzata da un evidente massimo seguito da una marcata diminuzione del valore di stress.

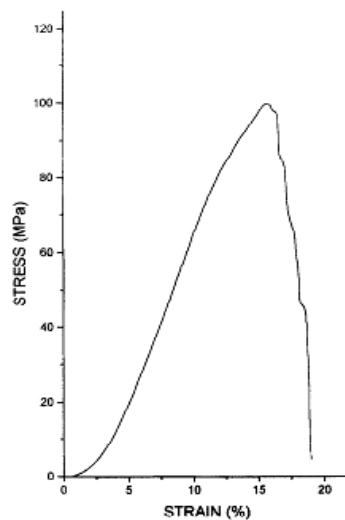


Figura 3.16: Curva tipica di stress-strain del tendine estensore comune delle dita in prova di trazione

La forza tensoriale finale (UTS) per i 12 campioni di EDL va dagli 80.6 ai 118.5 MPa, con un valor medio di 99.9 ± 12.2 MPa. La corrispondente deformazione a rottura è del $15.3 \pm 2.6\%$ e di 1135 ± 222 MPa il modulo della tangente ad un livello di stress di 40 MPa. Gli autori hanno anche rilevato come il modulo tensoriale dinamico (K^*) è in gran parte determinato dal suo modulo reale (K'). Entrambi i parametri aumentano in modo monotono nell'arco tra il 10 e il 60% del UTS, raggiungendo un picco verso il 60% con il valore di circa 1.8 GPa. Al contrario, il modulo immaginario (K'') non è rilevante in grandezza e indipendente dal livello di stress applicato. Questo suggerisce che durante la normale attività fisiologica la perdita di energia associata ai tendini sono minime in modo da assicurare un esiguo costo metabolico. Novanta campioni di EDL sono stati invece impiegati per la caratterizzazione del comportamento a fatica. Essi sono stati sottoposti ad

un'onda quadra tensione-tensione di carico alla frequenza di 1-4 Hz. Questa forma d'onda approssima la curva di carico dei tendini *in vivo* ed assicura che la velocità di carico sia costante indipendentemente dalla frequenza, avendo i tendini un comportamento viscoelastico, indipendente dalla frequenza nel range fisiologico ma sensibile alla velocità di strain. La massima tensione è stata posta a diversi livelli, dal 10 al 90% del UTS, mentre il minimo valore di stress corrispondeva all'1% del UTS. La frequenza del carico ciclico è stata variata secondo i vari livelli di stress:

- A livelli di stress pari all'80-90% del UTS, la frequenza era di 1 Hz;
- A livelli di stress pari all' 60-70% del UTS, la frequenza era di 2 Hz;
- A livelli di stress pari all' 40-50% del UTS, la frequenza era di 3 Hz;
- A livelli di stress pari al 10, 20 e 30% del UTS, la frequenza era di 4 Hz.

Durante tutto l'esperimento i tendini sono stati mantenuti umidi. L'area della sezione trasversale dei campioni era di $2.91 \pm 0.92 \text{ mm}^2$ e la lunghezza media tra le due pinze utilizzate per fissare il tendine di $72 \pm 19 \text{ mm}$. Il valore medio di strain a rottura per ogni livello di stress oscilla dai 12.3 ai 16.6 %.

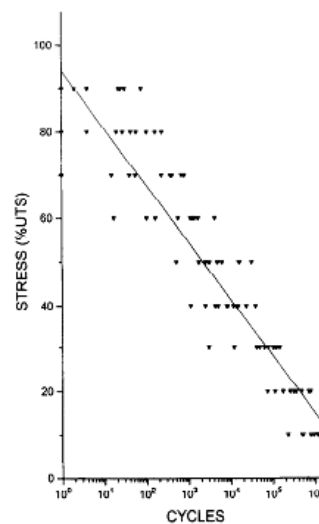


Figura 3.17: Valori di stress normalizzati rispetto al numero logaritmico di cicli per la rottura microscopica (90 campioni)

La figura mostra inoltre come siano presenti variazioni considerevoli del tempo di resistenza a fatica. Per esempio, al 40% del UTS la resistenza a fatica varia da 1137 a

39,547 cicli. La somiglianza nei valori di strain a rottura ottenuti da entrambi gli esperimenti suggerisce che il meccanismo di rottura per il tendine è determinato da un valore limite di strain (15% circa). Questo processo probabilmente implica un graduale reclutamento delle fibre tendinee seguito da una loro estensione finché un numero significativo di fibre raggiunge questo limite di strain.

La durata a fatica dei tendini in vivo dipende dallo stress a cui essi sono sottoposti. Carichi ciclici di 40% del UTS corrispondenti a 40 MPa per il tendine EDL, porterebbero il tendine a rottura dopo circa 8500 cicli. Ad un livello di stress del 20% dell'UTS, la durata a fatica è di circa 300,000 cicli, equivalenti ad un periodo di circa quattro mesi di normale attività di cammino. Tuttavia in questo calcolo non si è tenuto conto dei processi di guarigione e di rimodellamento che avvengono *in vivo*. Il danno si può esprimere anche come il rapporto di parametri meccanici specifici, come l'UTS o la rigidità, tra la condizione prima e quella dopo i vari livelli di fatica. Questo valore è espresso come il rapporto di danno (DR), variabile tra 0 e 1, quest'ultimo per campioni privi di danno. Tuttavia, un campione che cede in condizioni di fatica, può presentare valori finiti per questi parametri, stabilendo così un limite inferiore di DR. Per esempio, un campione sottoposto a stress ciclico del 20% del UTS si danneggia ogni volta che la sua forza finale diminuisce fino a quel valore, allora il DR per lo specifico UTS, a rottura, sarà di 0.2.

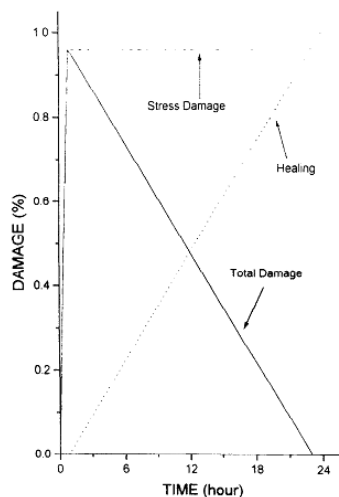


Figura 3.18: Modello di danno relativo a stress in vivo e processo di guarigione associata per il tendini EDL

Schlechman e Bader nel 2002, approfondirono gli studi condotti in precedenza sul EDL, analizzando l'influenza di fatica (parziale) meccanica sui parametri quasi-statici e dinamici e fornire un ulteriore parametro meccanico, il DR, rappresentativo dell'indice di danno cumulativo. Questi sono stati ottenuti valutando i parametri di tensione quasi-statica e dinamica prima e dopo aver caricato il tendine ciclicamente con uno specifico livello di stress per un numero altrettanto specificato di cicli, equivalenti al 25% della sua durata media a fatica. La caratterizzazione dinamica è una tecnica 'non-distruttiva', che permette la valutazione del DR di un campione individuale a diversi livelli fino a fatica totale, cioè a vari gradi di danno, rispetto al suo stato integro. Questo permette di eliminare la variabilità associata al confronto tra i diversi campioni. Per contro, la stima del DR per l'UTS e per il valore del modulo della tangente, che si basa necessariamente su valori di gruppo per campioni non sottoposti a fatica, deriva da test 'distruttivi'. Perciò, questi rapporti riflettono da un lato il danno causato dalla fatica, dall'altro quello indotto dal test tensoriale stesso.

Questo esperimento è stato condotto su 12 campioni di EDL, appartenenti a sette donatori di età tra i 48 e i 95 anni (media di 70 anni). La prima fase dell'esperimento di caratterizzazione dinamica, aveva lo scopo di descrivere i carichi statici medi (T) corrispondenti a livelli di stress statici medi del 10% e del 20% del UTS. L'ampiezza del carico dinamico (A) del carico sinusoidale è stata posta ad un valore corrispondente al 5% del UTS. Ad ogni livello di stress statico, il carico sinusoidale è stato applicato con una frequenza (F) variabile tra 1-4 Hz, in modo simile a quanto detto per l'esperimento sopradescritto.

Specimen	Stress level of 10 MPa			Stress level of 20 MPa		
	<i>K*</i> (MPa)	<i>K'</i> (MPa)	<i>K''</i> (MPa)	<i>K*</i> (MPa)	<i>K'</i> (MPa)	<i>K''</i> (MPa)
1	1021/892	1020/891	44/41	1375/1252	1374/1251	56/54
2	1407/1180	1405/1179	61/55	1798/1675	1797/1674	63/60
3	1076/516	1075/515	46/28	1340/782	1338/781	59/45
4	1209/1055	1208/1053	52/64	1522/1380	1521/1379	58/67
5	1234/1044	1233/1043	37/42	1511/1350	1510/1349	53/51
6	1293/1187	1293/1187	45/46	1613/1549	1612/1548	51/55
7	1122/1041	1122/1040	40/37	1381/1294	1380/1293	46/47
8	886/537	885/536	37/26	1041/808	1040/807	45/32
9	900/708	899/707	38/36	1076/964	1075/963	51/43
10	897/577	896/576	49/39	1098/867	1096/866	58/48
11	955/939	955/938	36/39	1199/1171	1198/1170	49/43
12	1077/1045	1077/1044	39/33	1319/1284	1318/1283	49/42

Tabella 3.7: Parametri dinamici per i campioni di EDL prima e dopo fatica parziale

Nella tabella soprastante sono presentati i valori assoluti della parte reale e della parte immaginaria del modulo dinamico prima e dopo l'esposizione a fatica parziale. È evidente che in tutti i casi i valori del modulo immaginario (K'') sono minimi, che rappresenta <7% del valore del modulo reale (K'). Perciò, è K' a contribuire in maniera dominante al valore del modulo dinamico (K^*). Un confronto tra i dati registrati tra i due livelli di stress indica che K' , e quindi i valori di K^* , al 20% di UTS, sono significativamente maggiori rispetto ai corrispondenti valori al 10% di UTS. La variabilità del UTS e del modulo tangente sono simili, con coefficienti di variazione del 28% e del 29%, rispettivamente. Al contrario, il coefficiente di variazione per il valore di strain a rottura è solo dell'11%.

Specimen	UTS (MPa)	Failure strain (%)	Tangent modulus (MPa)
3	28.8	7.8	552
4	58.6	7.7	1177
7	63.9	7.3	1142
8	38.5	8.5	692
10	39.0	8.2	704
11	53.8	6.3	1043
12	61.2	6.6	1190
Mean	49.1	7.5	929
Std. Dev.	13.6	0.8	270

Tabella 3.8: Valori stimati dei parametri derivati dal test di tensione statica

I valori di DR del modulo dinamico e del modulo reale, ad entrambi i livelli di stress, variano in un range di 0.48-0.98, mentre i corrispondenti valori del modulo immaginario sono di 0.61-1.23. Confrontando i valori medi risultanti ai due livelli di stress, non vi si sono riscontrate evidenti differenze statistiche ($p > 0.05$). Nella tabella sottostante sono presentati anche i valori di DR per UTS e i moduli tangenti.

Parameter	Mean	Std. dev.
K^* (10 MPa)	0.81 (0.78)	0.16 (0.20)
K'' (10 MPa)	0.93 (0.88)	0.18 (0.21)
K^* (20 MPa)	0.88 (0.85)	0.11 (0.14)
K'' (20 MPa)	0.92 (0.89)	0.13 (0.15)
Tangent modulus	0.82	0.24
UTS	0.49	0.14

Tabella 3.9: Rapporti di danno dei parametri quasi-statici e dinamici. I valori tra parentesi i valori per i tendini testati staticamente a seguito di fatica parziale

I valori di DR si possono confrontare con i rispettivi valori dei parametri dinamici al livello di stress del 10% di UTS per sette campioni. È chiaro che il campo di variazione dei valori di DR di UTS è minore rispetto al corrispondente campo degli altri parametri.

Analisi statistiche indicano che il valore medio di DR per il modulo tangente non è significativamente diverso dai corrispondenti valori per ognuno degli altri tre parametri ($p > 0.05$). Al contrario, il valore medio di DR per l'UTS risulta statisticamente inferiore rispetto a quello per gli altri parametri ($p < 0.05$). La media di DR per UTS è di 0.49, che suggerisce che il segno dell'influenza di una fatica parziale, la velocità di rottura, sul valore UTS, può essere diverso rispetto a quello riguardante gli altri parametri, come il modulo della tangente. Tutto ciò poteva essere previsto basandosi sul fatto che l'UTS è legato sostanzialmente allo scorrimento e allungamento delle fibre, mentre il modulo tangente riguarda l'immagazzinamento di forze coesive elastiche tra le fibre. Difatti, vi sono molti casi di tendini umani in cui questi due parametri mostrano caratteristiche diverse.

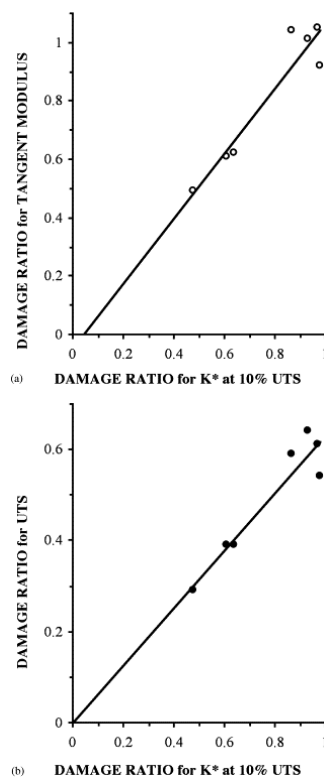


Figura 3.19: Influenza della fatica parziale sulla relazione tra il rapporto di danno del modulo dinamico a livelli di stress del 10% di UTS e (a) il modulo tangente e (b) la forza tensoriale ultima

È degno di nota il fatto che il DR del modulo di perdita a volte eccede l'unità. Ciò potrebbe attribuirsi a due fattori: un incremento della componente viscosa associata al movimento nelle fibre danneggiate o alla grandezza relativa del modulo di perdita che porterebbe ad un'elevata sensibilità di questo rapporto rispetto a piccole fluttuazioni nei valori stimati.

La relazione tra il DR del modulo dinamico ad un livello di stress e i DR del modulo tangente e del UTS sono rappresentati graficamente, rispettivamente, in figura 3.18, dove i valori mostrano seguire un modello lineare con coefficiente di correlazione di 0.95.

Ad un esame microscopico del tendine sottoposto a fatica parziale, non ancora giunto a rottura, appare evidente come le fibre ben si allineino formando, generalmente, una microstruttura organizzata. Ciò si contrappone rispetto a quanto rilevato in campioni sottoposti a fatica non parziale nei quali le fibre presentano qualche interruzione con evidenti segni di sfrangiamento, causati dalla frizione inter- e intra-fibrillare come se le fibre scivolassero una accanto all'altra durante il progressivo cedimento del tendine.

Come detto precedentemente, il processo di rottura del tendine coinvolge un numero sempre maggiore di fibre con un successivo allungamento finché progressivamente essa giungono al valore limite di strain. Questo potrebbe invalidare l'uso del valore di strain come indicatore valido del danno dovuto a fatica. Lo stiramento durante il test a fatica parziale potrebbe coinvolgere una componente elastica seguita da una componente di creep, la velocità della quale aumenterebbe rapidamente a ridosso del limite di rottura. Sia la presenza di una componente di creep, associato al carico ciclico sul campione, sia il valore di strain limitativo a rottura può spiegare ulteriormente il basso valore medio di DR per l'UTS dopo la condizione di fatica parziale.

In condizioni di carico ciclico in vitro (A.N.Natali et al., 2005) il tendine EDL mostra un valore medio di stress tensoriale ultimo di 49.1 ± 13.6 MPa che corrisponde ad uno strain di 7.5 ± 0.8 . Un confronto tra le curve sperimentali di stress-strain tensoriali mostra un irrigidimento in corrispondenza di bassi valori di strain dovuto al carico ripetuto. Da un punto di vista micro strutturale, ciò si può giustificare con il fatto che il carico ciclico induce uno stiramento delle fibrille di collagene e l'allineamento delle connessioni interfibrillari con la direzione del carico.

Attraverso lo sviluppo di un modello matematico di elasto-danno anisotropico è stato possibile riprodurre l'irrigidimento dei tendini a bassi valori di strain modificando i

parametri stessi del modello. Ad esempio, modificando il parametro relativo alla conformazione iniziale arricciata delle fibrille di collagene (γ), da un valore valido per la condizione di assenza di carico ciclico ad un valore valido per la condizione di carico ciclico, si son potuti mostrare gli effetti dell'arricciamento iniziale delle fibre sulla rigidità delle stesse.

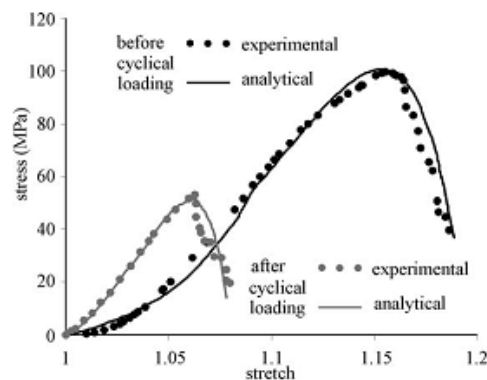


Figura 3.20: Curva di stress-stretch tensoriale per EDL prima e dopo carico ciclico: confronto tra dati sperimentali (linea tratteggiata nera e grigia rispettivamente) e risultati analitici (linea continua nera e grigia, rispettivamente)

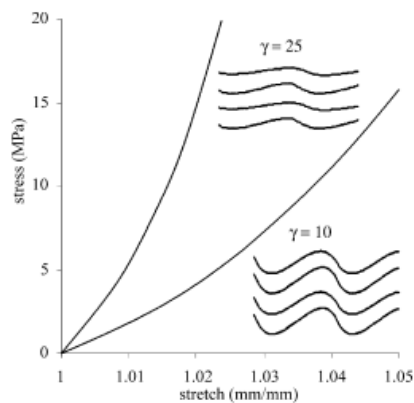


Figura 3.21: Stress delle fibre in rapporto all'allungamento in funzione di γ . Per $\gamma=25$ corrisponde a bassa rigidità delle fibre dovuto alto tasso di arricciamento nei tendini non sottoposti a carico ciclico. $\gamma=10$ corrisponde ad alta rigidità delle fibre dovuto a basso tasso di arricciamento nei tendini soggetti a carico ciclico

I dati sperimentali indicano che un carico ripetuto porta ad una variazione del valore di stress tensoriale ultimo (UTS) e del valore di strain a rottura. La conformazione poco

arricciata iniziale e l'alta orientazione spaziale delle connessioni interfibrillari dei campioni soggetti a carico ripetuto, fanno sì che le fibrille raggiungano il valore critico di allungamento a valori inferiori di strain.

In figura si mostra la variazione della funzione di danno per diversi valori del parametro correlato alla distribuzione dell'arricciamento delle fibre (β) da valori maggiori corrispondenti ai soggetti non sottoposti a carico ciclico e che dunque mostrano una distribuzione pressoché omogenea, a valori via via inferiori per soggetti sottoposti a carico ripetuto, in dipendenza dell'allungamento indotto.

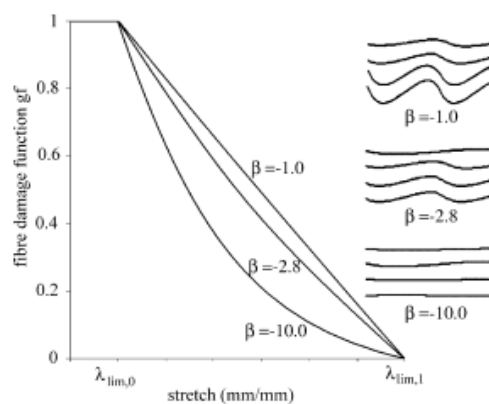


Figura 3.22: Funzione di danno delle fibre (g) plottata rispetto all'allungamento per diversi valori di β

Mentre per il valore maggiore del parametro la velocità di danno è costante, per valori inferiori di questo parametro la maggior parte dei danni avvengono in corrispondenza di piccoli allungamenti.

Dunque analizzando la risposta meccanica del EDL (nella sua regione centrale) in condizioni di carico a basse velocità costanti (1% di strain/s), di carico ripetuto (minimo e massimo stress tensoriale di 1-20 MPa, frequenza di 4 Hz, per 78'513 cicli), e di ulteriore stress tensoriale applicato alla stessa velocità fino a rottura, si è messo in luce il comportamento meccanico anisotropo e non-lineare del tendine. La risposta funzionale è stata valutata attraverso variabili macroscopiche (stress/strain) ma anche tenendo conto delle modifiche a livello micro-strutturale per mezzo dei parametri analitici.

Capitolo 4

ANALISI MORFOMETRICA E BIOMECCANICA DEI LEGAMENTI DELL'ARTICOLAZIONE SOTTOASTRAGALICA E MEDIOTARSICA

4.1. Introduzione

Le articolazioni del piede sono complesse e numerose: mettono in relazione le ossa fra loro e con quelle del metatarso. Esse sono:

- l'articolazione astragalo-calcaneare, chiamata comunemente sotto-astragaliga;
- l'articolazione medio-tarsica detta di Chopart,
- l'articolazione tarso-metatarsica detta di Lisfranc;
- le articolazioni scafo-cuboidea e scafo-cuneiforme.

Queste articolazioni da un lato orientano il piede in rapporto agli altri due assi (essendo devoluto alla tibio-tarsica l'orientamento nel piano sagittale) per presentare correttamente la pianta del piede al suolo, qualunque sia la posizione della gamba e l'inclinazione del terreno, dall'altro, modificano la forma e la curvatura della volta plantare per poter adattare il piede alle asperità del terreno e inoltre creare tra il suolo e la gamba, che trasmette il peso del corpo, un sistema di ammortizzatori che dia al passo elasticità e scioltezza.

Oltre ai movimenti di flesso-estensione la cui sede è l'articolazione tibio-tarsica, il piede può anche effettuare movimenti attorno all'asse verticale (Y) della gamba e attorno al proprio asse orizzontale e longitudinale (Z). Attorno all'asse Y, si effettuano, nel piano orizzontale i movimenti di adduzione-abduzione, la cui ampiezza varia dai 35° (Round) ai 45°. Tuttavia, questi movimenti della punta del piede, nel piano orizzontale possono essere la conseguenza della rotazione esterna-interna della gamba (a ginocchio flesso) o della rotazione di tutto l'arto inferiore a livello dell'anca (a ginocchio esteso). Risultano allora molto più ampi potendo arrivare nelle ballerine classiche fino ai 90°.

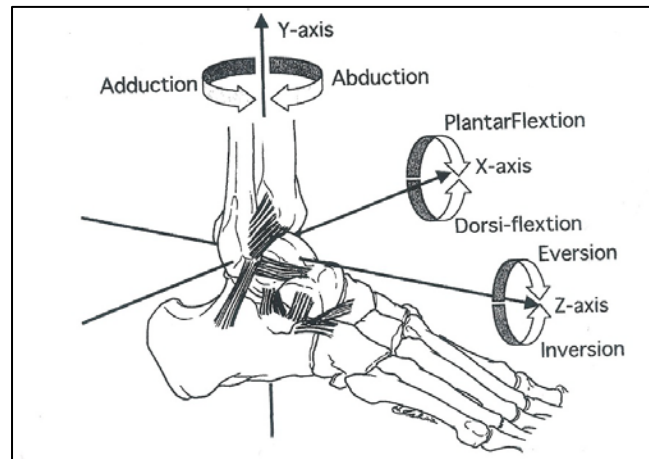


Figura 4.1: Assi di rotazione del piede

Attorno all'asse longitudinale Z, il piede ruota in modo da orientare la pianta sia verso l'interno, in inversione, sia verso l'esterno, in eversione. L'ampiezza della inversione è di 52° (Biesalski e Mayer, 1916), maggiore di quella della eversione (25-30°).

Le articolazioni del piede sono costituite in modo tale che un movimento in uno dei piani, si accompagna necessariamente ad un movimento negli altri due piani. Così l'adduzione si accompagna necessariamente alla inversione ed ad una lieve estensione. Queste tre componenti caratterizzano la posizione detta di "supinazione". Se l'estensione viene annullata con una equivalente flessione della caviglia, si ottiene la posizione detta di varismo. Nell'altra direzione, l'abduzione si accompagna necessariamente alla eversione ed alla flessione: è la posizione detta di "pronazione". Se la flessione viene annullata con una equivalente estensione della caviglia, si ottiene l'atteggiamento valgo del piede. Così, salvo compensi a livello delle articolazioni del piede, l'adduzione non potrà mai essere associata alla eversione e viceversa l'abduzione non potrà mai associarsi con la inversione. Vi sono dunque delle combinazioni di movimenti impediti dall'architettura stessa dell'articolazione del piede.

Guardando e maneggiando un preparato anatomico del tarso posteriore, risulta evidente che tutte le articolazioni formano un insieme funzionale indissociabile, il complesso articolare del retro piede, il cui ruolo è quello di adattare l'orientamento e la forma di tutta la volta plantare. Le articolazioni sotto-astragalica e medio-tarsica sono meccanicamente legate e realizzano insieme l'equivalente di un'unica articolazione dotata di un solo

movimento attorno all'asse di Henke. I movimenti di inversione e di eversione sono limitati da due ordini di resistenze:

- le salienze ossee;
- il sistema legamentoso del retro-piede.

4.2. L'articolazione sottoastragalica

L'astragalo, osso con cui non prende rapporto diretto nessun muscolo (non presenta inserzioni muscolari), si muove a seguito delle forze trasmesse dalle ossa adiacenti. L'astragalo è un osso del piede in quanto è solidarizzato al calcagno e allo scafoide nelle rotazioni sul piano sagittale (flesso-estensione) ed è osso della gamba in quanto è solidarizzato con la tibia e al perone, tramite la pinza bimalleolare, nelle rotazioni dei segmenti sovra-podalici sul piano trasverso (intra-extrarotazioni).

Il movimento proprio dell'articolazione sottoastragalica è la prono-supinazione (eversione-inversione) che avviene intorno all'asse noto come "asse di compromesso". L'asse di compromesso è in realtà un asse "momentaneo", in quanto varia la sua collocazione nello spazio durante il passaggio dalla fasi di irrigidimento (in cui accentua la sua elevazione) a quella di rilasciamento del piede; i valori angolari a cui si fa riferimento vanno pertanto intesi come intermedi di un range di normalità (al di fuori del quale si va nella patologia). L'articolazione astragalo-calcaneare (sotto-astragalica posteriore) è divisa in una regione antero-mediale e una postero-laterale da una tenace formazione fibrosa, il legamento interosseo, che torcendosi connette sempre più tenacemente astragalo e calcagno durante l'irrigidimento antigravitario.

L'astragalo si articola per mezzo della sua superficie inferiore con la superficie superiore del calcagno. Queste due ossa sono a contatto per mezzo di due faccette articolari che costituiscono l'articolazione sotto-astragalica:

- La superficie posteriore dell'astragalo si applica sull'ampia superficie posta sulla faccia superiore del calcagno: viene così a formarsi il talamo di Destot. Le due superfici sono unite per mezzo di legamenti e racchiuse da una capsula, così da costituire un'articolazione anatomicamente autonoma;

- La piccola superficie posta sulla faccia inferiore del collo e della testa dell'astragalo poggia sulla superficie anteriore del calcagno, è disposta obliquamente e sorretta dalla piccola e grande apofisi. Queste due superfici, astragale e calcaneare, entrano a far parte anatomicamente di una articolazione ben più vasta che comprende altresì la faccia posteriore dello scafoide e che con la testa dell'astragalo costituisce la parte interna dell'articolazione medio-tarsica, o interlinea di Chopart.

Prima di considerare il funzionamento di queste articolazioni, è indispensabile capire la forma delle superfici articolari (artrodie).

Il *talamo* è una superficie ovalare ad asse maggiore obliquo ed in fuori, convessa secondo questo grande asse e piatta o leggermente concava secondo un piano perpendicolare. Si può dunque paragonare ad un segmento di cilindro che abbia un asse obliquo da dietro in avanti, da fuori in dentro e, leggermente, dall'alto in basso. La superficie astragale, che gli è opposta, presenta ugualmente questa forma cilindrica, con lo stesso raggio e con il medesimo asse, ma è un segmento di cilindro cavo mentre il talamo è un segmento di cilindro pieno.

Globalmente, la testa dell'astragalo è sferica e le intaccature che la segnano possono essere considerate come delle faccette tagliate su di una sfera. Di fatto la superficie anteriore del calcagno è cava nei due sensi, mentre la superficie astragale, sua complementare, è convessa nei due sensi con i medesimi raggi di curvatura. Molto spesso, la superficie articolare del calcagno è ristretta nella parte intermedia e viene ad assumere l'aspetto di una suola e talvolta può essere divisa in due faccette, una è sostenuta dalla piccola apofisi e l'altra dalla grande apofisi. La stabilità del calcagno è proporzionale all'ampiezza di quest'ultima faccetta articolare. Sull'astragalo si trova la medesima suddivisione. La *superficie calcaneare* fa parte anch'essa di una superficie sferica cava molto ampia che comprende anche la superficie posteriore dello scafoide e la parte superiore del legamento glenoideo teso fra queste due superfici. Queste superfici con il legamento deltoideo e la capsula formano una cavità sferica che accoglie la testa dell'astragalo. Sulla testa dell'astragalo si ritrovano le superfici articolari corrispondenti: la maggior parte della superficie viene accolta dallo scafoide, fra queste superfici e la faccetta del calcagno si interpone uno spazio triangolare e base interna che corrisponde al legamento glenoideo.

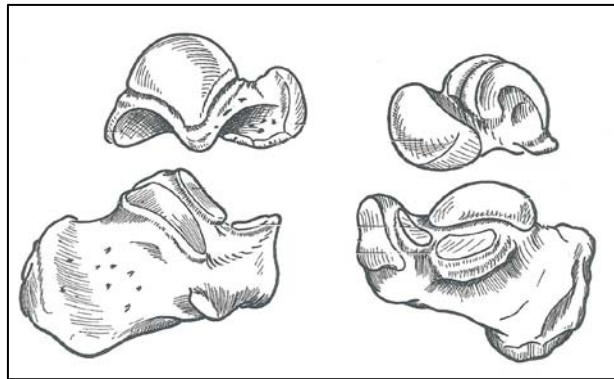


Figura 4.2: Superfici articolari dell'articolazione sottoastraglica

La descrizione precedente permette di comprendere la disposizione e la congruenza delle superfici articolari. Per comprendere la loro particolarissima modalità di funzionamento è necessario rendere più dettagliata la descrizione delle superfici dell'articolazione astragalo-calcaneare anteriore. Sulla faccia inferiore del collo dell'astragalo si trova una faccetta corrispondente ad una sulla faccia superiore del calcagno a livello della piccola apofisi. Sulla testa dell'astragalo, si trova il campo scafoideo ed il campo glenoideo. D'altra parte, la parte cartilaginea posta in fuori del campo glenoideo è suddivisa in tre faccette, dall'interno all'esterno, che corrispondono globalmente alla faccetta situata sulla faccia superiore della grande apofisi del calcagno, a sua volta suddiviso in due faccette, dall'esterno all'interno. Dietro si trovano le due superfici dell'articolazione astragalo-calcaneare posteriore: il talamo e la superficie inferiore del corpo dell'astragalo.

Esiste una sola posizione di congruenza della sotto-astraglica: la posizione media. Il piede è in asse sul calcagno, senza supinazione né pronazione; questa è la posizione che adotta un piede normale (né cavo, né piatto) in ortostatismo su un piano orizzontale, in posizione ferma e in appoggio simmetrico. Le superfici articolari della sotto-astraglica posteriore corrispondono allora perfettamente; la faccetta del collo dell'astragalo riposa sulla faccetta della piccola apofisi del calcagno, la faccetta media della testa dell'astragalo si appoggia sulla faccetta orizzontale della grande apofisi. Questa posizione di allineamento, nella quale le superfici sono mantenute in contatto dal peso, e non per opera dei legamenti, è stabile e può essere conservata per lungo tempo grazie alla loro congruenza. Tutte le altre posizioni sono instabili perché comportano un'incongruenza più o meno marcata.

Nei movimenti di *pronazione*, l'estremità anteriore del calcagno si trasla in fuori e tende a coricarsi sulla sua faccia interna. In questo movimento le due faccette restano a contatto l'una con l'altra, formando un pivot, cosicché la superficie sotto-astragalica scivola in basso ed in avanti sul talamo venendo a toccare il piano del seno del tarso; la parte postero-superiore del talamo resta scoperta. In avanti la piccola faccetta astragalica scivola a contatto della faccetta obliqua del calcagno. Per tale motivo queste due faccette possono essere chiamate "faccette di pronazione".

Durante il movimento di *supinazione*, il calcagno subisce una traslazione inversa: estremità anteriore verso l'interno e tendenza a "coricarsi" sulla faccia esterna. Le due "faccette pivot" restano a contatto; la grande superficie sotto-astragalica si innalza sul talamo e scopre la sua parte antero-inferiore; in avanti, la faccetta di inversione dell'astragalo viene ad adagiarsi sulla faccetta orizzontale della grande apofisi del calcagno.

Queste due posizioni sono quindi evidentemente instabili, incongruenti, sollecitando inoltre al massimo i legamenti. Quindi possono essere solo transitorie.

Il funzionamento di questa articolazione comporta "del gioco" e ciò avviene proprio per la sua stessa costituzione. È quindi l'opposto di un'articolazione molto "stretta" come l'anca dove le superfici articolari sono geometriche e concordanti ed il gioco ridotto al minimo. Al contrario, se le superfici della sotto-astragalica sono molto concordanti nella posizione intermedia, dove è necessaria una grande superficie di contatto per distribuire il peso del corpo, divengono francamente discordanti nelle posizioni estreme e ciò riduce la superficie di contatto, ma in questo caso le sollecitazioni da trasmettere sono molto più deboli.

Partendo dalla posizione intermedia il movimento del calcagno sotto l'astragalo (supposto fisso), si effettua contemporaneamente nei tre piani dello spazio.

Nel movimento di supinazione del piede, l'estremità anteriore del calcagno subisce tre spostamenti elementari: si abbassa leggermente portando il piede in leggera estensione, si sposta in dentro con adduzione del piede e si appoggia sulla sua faccia esterna (inversione).

Spec.	Thts.	TiCa			TiTa			TaCa			TiFi		
		DP	PS	IE	DP	PS	IE	DP	PS	IE	DP	PS	IE
A	3	4.0-3.0	9.4-4.1	14.9-12.0	2.2-1.7	2.1-0.3	6.4-1.1	6.1-4.2	9.1-5.7	10.9-8.3			
B	5	5.5-2.8	10.5-7.4	18.4-12.7	4.5-2.0	2.1-0.6	6.6-1.3	7.8-6.8	10.1-7.3	12.2-10.7	0.4-0.3	1.1-0.3	2.3-0.6
C	6	4.4-3.5	6.3-3.1	14.5-12.7	4.1-2.6	2.7-1.1	5.2-1.5	6.6-5.2	6.5-4.0	12.7-10.0	0.9-0.2	1.1-0.9	2.1-1.0
D	8	6.4-1.0	12.7-2.0	21.9-3.1	7.2-1.0	3.6-0.5	8.3-0.5	11.8-0.4	14.3-1.5	15.7-3.3	0.2-0.0	0.6-0.2	0.8-0.2
E	10	6.9-1.7	13.4-1.5	25.2-13.9	7.1-4.3	4.0-0.8	9.5-2.2	13.6-5.4	10.4-3.4	21.3-9.8	0.4-0.1	0.9-0.5	3.4-0.7
F	5	5.3-1.7	6.3-2.4	19.4-9.3	3.4-1.7	3.8-0.9	10.3-4.8	5.1-2.2	5.9-1.8	9.2-3.9	0.6-0.4	1.1-0.7	4.6-3.3
G _I	9	1.7-0.6	3.9-1.3	6.0-1.7	1.5-0.6	3.2-1.5	3.1-0.9	3.0-0.8	5.3-1.4	6.9-1.7	0.3-0.1	1.3-0.1	1.4-0.4
G _E	11	2.1-0.1	3.4-0.9	6.5-0.9	2.4-0.2	3.9-1.2	6.2-0.3	1.6-0.1	3.2-1.1	2.7-0.7	0.8-0.3	1.1-0.4	2.4-0.9
Mean (A-F)		5.4-2.3	9.9-3.4	19.1-10.6	4.8-2.2	3.1-0.7	7.7-1.9	8.5-4.0	9.4-3.9	13.7-7.7	0.5-0.2	0.9-0.5	2.6-1.2
STD (A-F)		1.1-0.9	3.1-2.2	4.1-3.9	2.1-1.1	0.9-0.3	1.9-1.5	3.4-2.3	3.1-2.2	4.3-3.3	0.3-0.2	0.2-0.3	1.4-1.2

Tabella 4.1: Escursione dell'articolazione tibio calcaneale (TiCa), TibioFibulare (TiFi), TibioTarsica (TiTa), sottoastraglica (TaCa). Dati ottenuti in vitro da Leardini et al., 2001

Farabeuf ha descritto perfettamente questo complesso movimento, paragonandolo a quello di un battello, dicendo che “il calcagno beccheggia, vira e rolla sotto l’astragalo”.

In geometria si dimostra che un movimento di cui si conoscono le componenti elementari in rapporto a tre assi, può essere riportato ad un movimento semplice attorno ad un solo asse, obliquo rispetto ai precedenti. Nel caso del calcagno l’asse, messo in evidenza da Henke, è obliquo dall’alto in basso, da dentro in fuori e dall’avanti all’indietro, e penetra attraverso la parte supero-interna del collo dell’astragalo, passa per il seno del tarso e fuoriesce dalla tuberosità postero-esterna del calcagno. L’asse di Henke, non è solamente l’asse della sotto- astraglica, ma anche quello della medio-tarsica, condiziona perciò tutti i movimenti del retro piede sotto la caviglia.

4.2.1 I legamenti dell’articolazione sottoastraglica: il legamento interosseo astragalo-calcaneare

L’astragalo e il calcagno, sono uniti per mezzo di legamenti corti e potenti, poiché debbono supportare sforzi considerevoli durante la marcia, la corsa e il salto. Il sistema principale è rappresentato dal *legamento interosseo astragalo-calcaneale*, chiamato anche barriera interossea, a sua volta costituito da due fasci tendinei tozzi e di forma quadrilatera che occupano il seno del tarso: il *fascio anteriore* si inserisce nel solco del calcagno, che costituisce il pavimento del seno del tarso, subito dietro la superficie articolare anteriore. Le fibre dense e madreperlancee si dirigono obliquamente in alto, in avanti ed in fuori per fissarsi sul solco astragalico, situato nella parte inferiore del collo dell’astragalo e che forma il soffitto del seno del tarso subito dietro la superficie cartilaginea della testa; il

fascio posteriore si inserisce dietro il precedente sul pavimento del seno, proprio davanti il talamo. Le sue fibre, molto spesse, oblique in alto, posteriormente ed in fuori si ancorano al soffitto del seno proprio davanti alla superficie posteriore dell'astragalo.

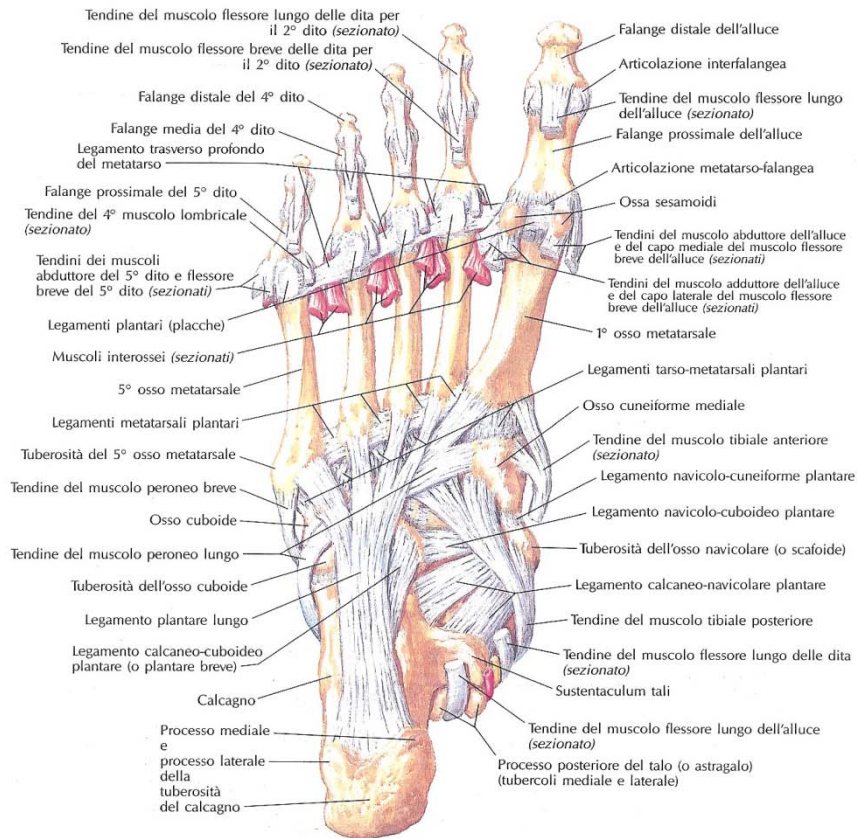


Figura 4.3: Legamenti del piede (vista plantare)

L'astragalo è inoltre fissato al calcagno per mezzo di altri due legamenti meno importanti: il *legamento astragalo-calcaneale esterno* che prende origine dall'apofisi esterna dell'astragalo e, dopo un tragitto obliquo in basso e verso l'indietro, parallelo al fascio mediano del legamento collaterale esterno della tibio-tarsica, termina sulla faccia esterna del calcagno; il *legamento astragalo-calcaneale posteriore* sottile benderella tesa dal tubercolo postero-esterno dell'astragalo alla faccia posteriore del calcagno. Recentemente sono stati proposti diversi modelli tridimensionali del piede, inclusi alcuni che utilizzano il metodo agli elementi finiti, per studiarne la meccanica. La morfometria dei legamenti del piede e della caviglia non è ben documentata in letteratura, la quale presenta dati

riguardanti solo i legamenti della caviglia. Questi, se confrontati con i legamenti del piede, tendono a seguire un modello morfometrico: una lunghezza relativamente lunga, una forma simile per la sezione trasversale, e grandi aree di sezione trasversale. Siegler et al. (1988) hanno misurato l'area della sezione trasversale media e la lunghezza media di sette legamenti della caviglia in condizione di carico costante, ma al di là di questo scritto non vi sono molte altre pubblicazioni sulla morfometria dei legamenti della caviglia e del piede. Mkandawire (2005) ha cercato di misurare in situ la morfometria ma vi erano diversi problemi, quali la difficoltà di definire l'inserzione, l'origine, i confini del legamento, riguardanti la tecnica di risonanza magnetica, che porta ad una scorretta stima della lunghezza e della sezione d'area trasversale. Tuttavia, anche se le misure dirette sono in grado di fornire dati estremamente accurati, esse sono difficilmente ottenibili in quanto pretendono che il campione di osso-legamento-osso sia preparato, ossia che l'articolazione venga distrutta; inoltre, una volta raccolte, non è più possibile stabilire quale fosse la lunghezza base (condizione di strain pari a zero) nella posizione neutra del legamento, e dunque non è possibile stabilire un eventuale pre-tensionamento di questo. I metodi principali per ottenere la misura della lunghezza dei legamenti sono l'analisi video e i calibri digitali, o laser micrometrici; anche se la prima è accurata per il 99.5% essa è molto costosa sia in denaro che in termini di tempo. L'area della sezione trasversale viene misurata comunemente con i calibri digitali e/o micrometrici, laser micrometrici, o con tecniche di casting; tuttavia le misure ottenute con queste tecniche si basano sull'ipotesi che l'area della sezione trasversale sia pressoché assimilabile ad una forma standard.



Figura 4.4: I legamenti non hanno una sezione trasversale regolare

Poiché i legamenti non hanno una sezione trasversale standard Mkandawire (2005) ha sviluppato una nuova tecnica di misurazione indipendente dalla forma della sezione.

Attraverso una tecnica basata sulla fotografia digitale, nella quale i campioni dei legamenti del piede vengono prima congelati e poi spezzati per metterne in evidenza la sezione che poi verrà analizzata, si è dimostrato come essi non presentino una sezione di forma regolare. Mkandawire ha poi confrontato le misure ottenute con i calibri digitali, per le quali si è approssimata l'area di sezione considerandola o rettangolare o ellissoide, e quelle ottenute con la tecnica fotografica, mettendo queste ultime al denominatore per determinare la percentuale di differenza. Per i 121 legamenti considerati, l'approssimazione rettangolare ha presentato una percentuale media assoluta di differenza del 35.7%, quella ellissoide del 40.0%. Questa ultima tecnica sembra dunque essere migliore rispetto alle altre, riuscendo a valutare la morfometria di legamenti anche brevi (<10 mm) o di legamenti difficilmente accessibili a causa di proiezioni ossee.

Questo breve excursus sulle varie tecniche di misurazione aveva lo scopo di mettere in guardia il lettore da una lettura superficiale o troppo ottimista dei dati, poiché come visto essi sono sempre affetti da errori derivanti dalle diverse tecniche di misura utilizzate.

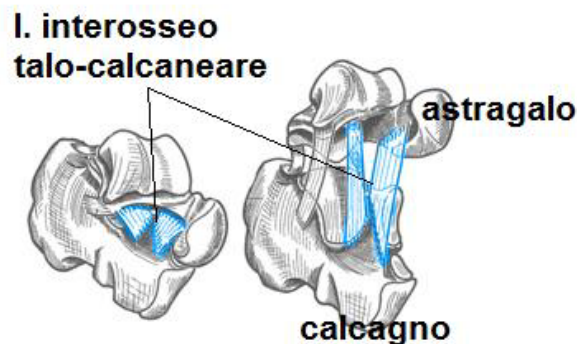


Figura 4.5: Legamenti dell'articolazione sottoastragalica

Il legamento interosseo ha un ruolo fondamentale per la statica e la dinamica dell'articolazione della sotto-astragalica. Occupa infatti una posizione centrale in modo tale che il peso del corpo trasmesso dallo scheletro della gamba sulla puleggia dell'astragalo, viene ripartito sul talamo e sulle superfici anteriori del calcagno. Si constata

anche che il legamento astragalo-calcaneale interosseo è posto esattamente sul prolungamento dell'asse della gamba e lavora quindi sia in torsione che in trazione.

Area di inserzione calcaneare del legamento interosseo:

-In vivo (mm²): 54.92

-In vitro (mm²): 90.69

	Lunghezza da MR neutra (mm)	
	In vivo	In vitro
1	4.06	5.51
2	5.63	7.47
3	5.31	8.95
4	5.21	8.46
5	5.52	10.40
6	5.22	15.00
7	6.22	11.97
8	5.87	12.86
9	9.55	14.38
10	6.99	19.39
11	8.93	18.75

Tabella 4.2: Misure della lunghezza del legamento interosseo ottenute su diversi campioni in modelli in vivo e in vitro (Imhauser, 2004)

4.2.2. Caratterizzazione biomeccanica

Il danno al legamento interosseo talo-calcaneale (ITCL) del canale del tarso è stato riconosciuto come una delle principali cause di instabilità della sotto-astraglica. Tuttavia, a causa delle scarse conoscenze su questo legamento le manifestazioni cliniche di danno al ITCL restano perlopiù oscure. La mancanza di prove cliniche certe limita la capacità dei medici adibiti alla riabilitazione di diagnosticare il danno al legamento. Sebbene il ruolo

funzionale dell'ITCL sia ancora in gran parte oscuro, Smith (1958) basandosi su osservazioni anatomiche ha descritto la funzione svolta dal ITCL di limitare l'eversione, come si dirà anche più avanti, mentre Cachill (1965) ritiene che esso svolga la funzione di mantenere in opposizione, in ogni posizione, l'astragalo e il calcagno. Attraverso alcuni studi svolti sul ITCL si è dimostrato come il suo sezionamento causi un incremento nell'escursione totale della sotto-astragaliga, specialmente in adduzione e dorsi-flessione, suggerendo quindi che esso contribuisce sostanzialmente alla stabilità dell'articolazione, in particolare in supinazione. Hintermann et al. (1995) ha evidenziato il contributo del ITCL al movimento di rotazione tra la tibia e il calcagno durante il carico assiale e la dorsiflessione-plantarflessione del piede.

In un esperimento condotto da Tochigi et al. (2000) su sei piedi sani congelati di cadaveri (tre femmine, due maschi e uno non identificato) di età media di 59.8 anni (da 24 a 85) ai quali è stato sezionato il legamento talofibulare anteriore e posteriore, il calcaneo-fibulare, e il legamento deltoideo, si è applicata una forza di +/-60 N alla frequenza di 0.1 Hz per verificare la relazione tra carico e spostamento per movimenti relativi tra l'astragalo e il calcagno in prove assiali e trasversali.

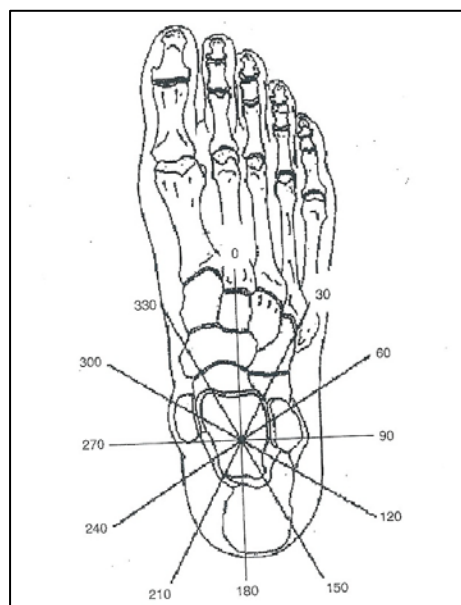


Figura 4.6: Direzioni di riferimento per il test trasversale

L'esperimento consisteva dunque di due tipi di prove meccaniche: una prova a trazione-compressione assiale e una prova a trazione trasversale multi-direzionale, la prima atta a verificare l'ipotesi di Cahill sul ruolo del ITCL, la seconda in grado di determinare la direzione primaria di instabilità dell'articolazione a seguito del sezionamento del legamento.

Durante la prova assiale il campione è stato sottoposto ciclicamente a carico sia da compressione a trazione (distrazione) sia da trazione a compressione, lungo un'asse diretto perpendicolarmente alla pianta del piede. Nella prova trasversale invece, il calcagno è stato fissato alla base di un piatto in modo tale che il campione potesse essere ruotato nel piano trasversale con incrementi di 30°, mentre l'astragalo è stato fissato tramite un cuscinetto a sfera all'attuatore che applicava la forza solamente lungo assi paralleli alla pianta del piede.

La relazione risultante di carico-spostamento è caratterizzata da una curva sigmoide. Si può osservare una regione relativamente piatta per una forza pari a 0, dove la rigidità è anch'essa pari a 0, definita zona neutra. Questa è caratterizzata da un ampio spostamento prodotto da una forza debole. Per quantificare la zona neutra, lo spostamento che si verifica per un carico tra +/-10N è stato definito come 'zona neutra di lassità'.

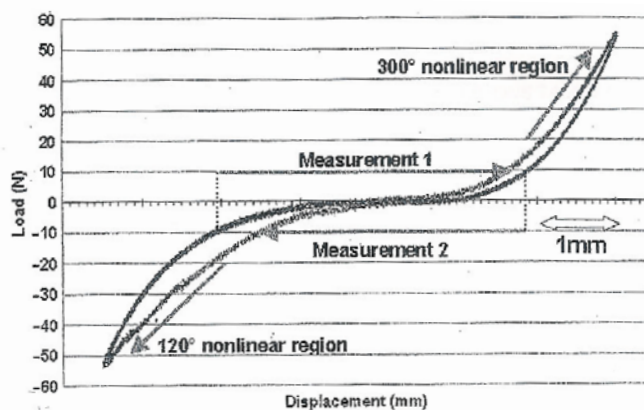


Figura 4.7: Curva tipica di carico-spostamento per prove trasversali di 300°-120°. Lo spostamento per carichi di +/-10N è la zona neutra di lassità misurata per forze negative-positive (Misura 1) e positive-negative (Misura 2)

In tutti i test, oltre la zona neutra si può osservare una relazione non-lineare, plottata nel grafico con una relazione logaritmica, di carico-spostamento. Qui l'apparente rigidità dell'articolazione aumenta in modo monotono con la grandezza della forza applicata (F). Quando l'analisi di regressione conferma una relazione lineare tra spostamento ($|U|$) e $\ln|F|$, la pendenza della retta si definisce flessibilità (C).

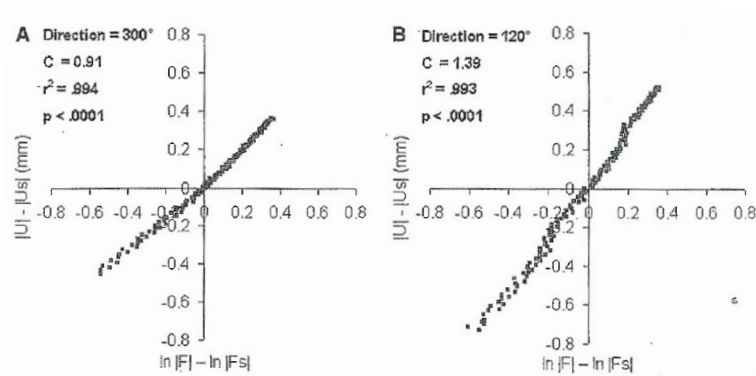


Figura 4.8: Dati di carico-spostamento della regione non-lineare plottati semi-logaritmicamente. Si noti il valore di flessibilità C. Ogni prova è stata preceduta da quattro cicli di preconditionamento seguiti da tre cicli nei quali si sono raccolti i dati a intervalli di 200 Hz.

Dunque, i cambiamenti delle caratteristiche di carico-spostamento dovuti al sezionamento dei legamenti sono stati analizzati in base a due parametri. Il primo è la “zona neutra di lassità” che è una misura del gioco dell'articolazione. Quando un'articolazione è soggetta ad uno spostamento lineare ciclico, nessuna struttura trattiene il movimento entro la zona neutra. Aumentando lo spostamento, si raggiunge la fine della zona neutrale non appena la prima struttura comincia a porre resistenza. Nelle prove trasversali, la misura della zona neutra di lassità permette di identificare gli assi primari lungo i quali l'ITCL agisce per costringere il movimento nel piano trasversale.

Il secondo parametro misurato è stato quello della “flessibilità”, che riferisce alla resistenza opposta dall'articolazione a forze applicate fuori dai limiti della zona neutra. Un incremento di flessibilità a seguito del sezionamento di un legamento indica che quel legamento era un freno al moto nella direzione della prova. Le prove assiali hanno dimostrato che con il sezionamento dell'ITCL aumenta sia la zona di lassismo sia la flessibilità con una distorsione assiale. Tutto ciò suggerisce che l'ITCL svolge un ruolo

importante nel mantenere l'apposizione nell'articolazione, perlomeno finché l'articolazione si trova in posizione neutra.

Nella serie di prove a trazione trasversale, le uniche responsabili dei risultati avuti sono le caratteristiche proprie dell'articolazione. Il complesso sotto-astraglico è formato dalla superficie articolare astragalo-calcaneale posteriore e quella astragalo-calcaneo-scafoidea. Il movimento della sotto-astraglica è profondamente influenzato dalla forma e dall'orientamento di queste superfici articolari. L' ITCL giace nel canale del tarso tra le due articolazioni, e connette l'astragalo al calcagno per mezzo di fibre corte e disposte obliquamente dall'alto e medialmente parallelamente alla linea centrale del canale del tarso. Il sezionamento dell' ITCL aumenta la flessibilità della sotto-astraglica in modo predominante nella direzione volta a 270° , direzione abbastanza distinta da quella anatomica delle fibre del legamento. La spiegazione di ciò probabilmente risiede nel fatto che quando la forza mediale di trazione è applicata al calcagno, lo spostamento avviene non solo in direzione mediale ma anche verso il basso, a causa della inclinazione della faccetta del calcagno. Perciò, forze a trazione mediale anche di qualche grado portano ad una dislocazione del legamento. Inoltre un appiattimento delle fibre su un piano parallelo all'asse diretta a 60° - 240° può influire sul legamento. A causa di questo fenomeno, il legamento si è dimostrato resistente a deformazioni applicate a 240° . Il grande incremento nella zona neutra di lassità dovuto al sezionamento dell' ITCL è stato riscontrato lungo un asse diretto a 300° - 120° , dunque leggermente differente da quello di aumento di flessibilità (270°), probabilmente a causa della configurazione articolare dell'articolazione astragalo-calcaneale posteriore. Lo spigolo della superficie calcaneare posteriore scorre quasi parallelo all'asse 330° - 150° , che è la direzione dominante di lassità della zona neutra sia prima sia dopo il sezionamento dell' ITCL. Come risultato, poiché l'articolazione sotto-astraglica si sposta più facilmente lungo quest'asse, la direzione predominante di aumento di lassità non concorda con quella di aumento di flessibilità, ma è vicino all'asse dello spigolo.

I risultati ottenuti supportano l'ipotesi di Cahill secondo cui l' ITCL stabilizza la sotto-astraglica mantenendo in opposizione l'astragalo e il calcagno. Studi precedenti hanno mostrato come il sezionamento dell' ITCL porta ad un incremento dell'intervallo di rotazione dell'articolazione specialmente in inversione (Kjersgaard -Anderson et al., 1988;

Kundson et al., 1997) all'instabilità del complesso caviglia-sottoastragalica (Toghigi et al., 2000), e ad una disconnessione meccanica della sotto-astragalica che porta ad un movimento libero tra la tibia e il calcagno (Hintermann et al., 1995). Poiché come visto, non vi sono muscoli che connettano direttamente l'astragalo ed il calcagno, le sole strutture che stabilizzano l'articolazione sono di natura legamentosa.

4.2.3. Funzionalità biomeccanica

Il legamento astragalo-calcaneare in condizioni di dorsiflessione del piede subisce un notevole allungamento: 11-22% di strain (Imhauser, 2004). Il legamento ITCL è importante per mantenere la stabilità della sottoastragalica: stabilizza in supinazione, e in parte anche in pronazione. Il sezionamento di questa struttura porta ad un incremento di tutte le rotazioni cliniche: inversione/eversione ($<2.6^\circ$), rotazione interna/esterna ($<2.6^\circ$) e plantarflessione/dorsiflessione ($<1.4^\circ$), in torsione costante del retro piede di 1.5 Nm.

L'incremento anche apparentemente modesto in dimensione, è relativamente ampio in confronto al range totale di movimento nella articolazione sottoastragalica ($>14\%$). L'ITCL non si allunga (strain $<10\%$) in condizioni di carico simile a quelli applicati in esami clinici e questo indica come esso possa essere sostanzialmente più rigido rispetto ai legamenti collaterali. Si è dunque dimostrato come l'ITCL sia fondamentale per la stabilizzazione dell'articolazione sottoastragalica: esso limita i movimenti in eversione, mantiene l'opposizione tra l'astragalo e il calcagno in ogni posizione impedendo un eccessivo dislocamento del calcagno in avanti, contribuisce alla stabilità in particolare in supinazione. Si è anche dimostrato come una lesione a questo legamento svolga un ruolo primario in pazienti affetti da sindrome del seno del tarso e da instabilità della sottoastragalica.

Toghigi et al. (2000) hanno condotto un esperimento in vitro per valutare la cinematica dell'articolazione sottoastragalica in condizioni di carico assiale fisiologico prima e dopo il sezionamento del legamento anteriore talofibulare (ATCL) e dopo l'ulteriore sezionamento dell'ITCL, per poter così determinare l'influenza del sezionamento dell'ITCL sul complesso articolare di caviglia-sottoastragalica in condizioni di danno al legamento laterale.

L'esperimento è stato condotto su 5 piedi congelati di cadaveri (2 maschi, 3 femmine) di età media di 67 anni, sani, trattati opportunamente per mettere in evidenza i legamenti e le ossa in esame. Ai campioni è stato applicato un carico assiale progressivo da 9.8 N a 686 N, dopo che gli stessi erano già stati sottoposti per un'ora ad un preconditionamento con un carico di 686 N. Nel complesso articolare in esame si è verificata una rotazione tridimensionale: una rotazione media di 3.5° per l'articolazione della caviglia, dovuta soprattutto ad una plantarflessione e ad una adduzione, e una rotazione media di 3.2° per la sottoastragalica, dovuta essenzialmente a un movimento di eversione. A seguito del sezionamento del ATCL non vi è stato un cambiamento apprezzabile nel movimento del complesso articolare in esame, come invece si è verificato dopo l'ulteriore sezionamento dell'ITCL soprattutto per quanto riguarda l'articolazione della caviglia con un conseguente aumento in adduzione. In queste condizioni, la superficie articolare dell'articolazione della caviglia non è più in grado di fornire una sufficiente stabilizzazione rispetto all'adduzione dell'astragalo relativa alla tibia, né l'ATFL sezionato agire da limitatore secondario.

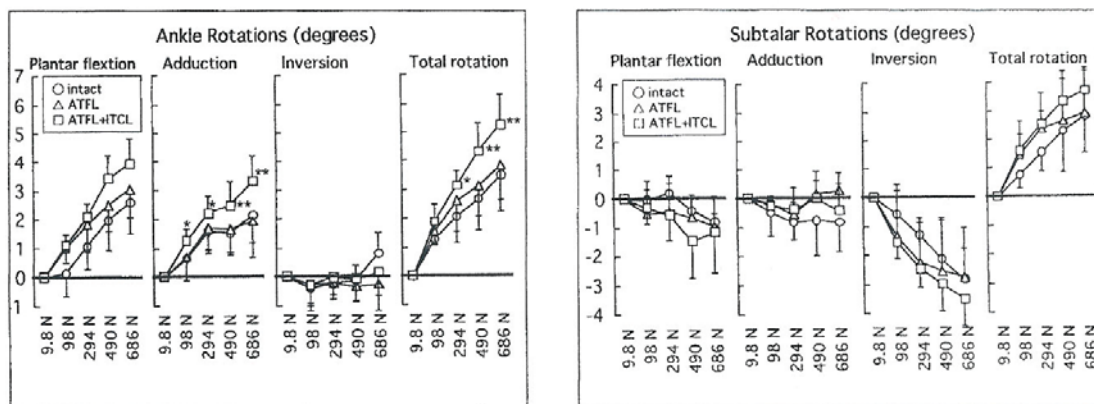


Figura 4.9: Rotazioni della caviglia (a) e dell'articolazione sottoastragalica (b) rispetto a carico assiale: con i legamenti intatti (intact), a seguito di sezionamento isolato del legamento anteriore talo-fibulare (ATFL), e dopo il sezionamento combinato del ATFL e del legamento interosseo talocalcanearo (ITCL)

Nell'articolazione sottoastragalica intatta, la rotazione totale aumenta in modo notevole all'aumentare del carico, con un movimento di eversione come rotazione predominante. La rotazione totale della sottoastragalica è di 3.2 ± 1.3 gradi, la dorsiflessione media di 0.8 ± 0.9 gradi, l'abduzione di 0.8 ± 1.0 gradi e l'eversione di 2.8 ± 1.0 gradi. Le rotazioni della

sottoastragalica, se considerata singolarmente, non cambiano molto a seguito del sezionamento dell'ATCL o dopo l'ulteriore sezionamento dell'ITCL.

4.3. L'articolazione mediotarsica

Detta articolazione traversa del tarso o di Chopart, si realizza tra le facce anteriori di astragalo e calcagno e quelle posteriori di scafoide e cuboide: nell'insieme, in sezione orizzontale, ha la forma di una S. Poiché essa interessa diversi piani e si compone di molte superfici articolari il ruolo da essa svolta si differenzia di volta in volta a seconda del compito che le viene richiesto. Grossolanamente si può dire che la mediotarsica permette di collegare il retropiede con l'avampiede e di articolare e coordinare i loro movimenti.

Sulla medio-tarsica aperta, con la coppia scafoide-cuboide ruotata verso il basso, l'articolazione appare formata da due parti: l'interlinea astragalo-scafoidea, concava all'indietro, forma la parte interna; la parte esterna è costituita dall'interlinea calcaneo-cuboidea, leggermente concava in avanti; così che, vista dall'alto, l'interlinea di Chopart assume l'aspetto di una S italiana. La superficie anteriore del calcagno ha una forma complessa: in alto trasversale, è concava nella sua parte alta e convessa nella parte inferiore; dall'alto in basso è dapprima concava poi convessa. La superficie posteriore del cuboide che gli è opposta, ha una formazione inversa, ma spesso si prolunga con una faccetta sullo scafoide, che si pone con la sua estremità esterna sul cuboide: il contatto avviene per mezzo di due superfici piane, e le due ossa sono solidamente unite da tre legamenti, uno dorsale esterno, uno plantare interno ed uno interosseo corto e molto spesso. I movimenti nella mediotarsica sono condizionati dalla forma delle superfici articolari e dalla disposizione dei legamenti. Globalmente, le superfici articolari sono disposte secondo un asse obliquo dall'alto in basso e da dentro in fuori, inclinato di 45° sull'orizzontale che serve grosso modo da cerniera e permette alla coppia scafoide-cuboide di effettuare degli spostamenti in basso ed in dentro o in alto e in fuori. Gli spostamenti dello scafoide sulla testa dell'astragalo si effettuano all'interno ed in basso sotto la trazione del tibiale posteriore il cui tendine si fissa sul tubercolo dello scafoide. La tensione limita questo movimento del legamento astragalo-scafoideo dorsale. Il cambiamento di orientamento dello scafoide determina, con l'interposizione dei cuneiformi e dei tre primi

metatarsi, l'adduzione e l'aumento dell'arco interno della volta plantare. Contemporaneamente lo scafoide si sposta rispetto al calcagno: nella posizione di pronazione, il legamento glenoideo ed il fascio interno del legamento di Chopart sono tesi: la contrazione del tibiale posteriore, nel movimento di supinazione avvicina lo scafoide al calcagno e fa risalire l'astragalo su talamo, tutto ciò fa rilasciare i legamenti sopra menzionati. Ora si comprende perché le superfici anteriori del calcagno non si prolungano fino allo scafoide: una superficie articolare posta su di una mensola ossea, quindi rigida, non permetterebbe questi spostamenti relativi dello scafoide rispetto al calcagno. Al contrario, la superficie flessibile del legamento glenoideo è indispensabile alla elasticità dell'arco interno della volta plantare. Il cuboide scivola facilmente verso il basso, sulla convessità della faccetta calcaneare. Viene fermato solo dalla tensione del fascio esterno del legamento di Chopart. In senso trasversale lo scivolamento del cuboide è più facile verso l'interno, essendo unicamente limitato dalla tensione del legamento calcaneo-cuboideo dorsale. Quindi, lo spostamento del cuboide si effettua più facilmente verso il basso e l'interno.

4.3.1. I legamenti dell'articolazione mediotarsica

I legamenti della medio-tarsica sono cinque:

- Il legamento glenoideo o calcaneo-scafoideo inferiore che unisce il calcagno e lo scafoide e forma nello stesso tempo una superficie articolare. Il suo bordo interno dà inserzione alla base del legamento deltoideo;
- Il legamento astragalo-scafoideo superiore teso dalla faccia dorsale del collo dell'astragalo alla faccia dorsale dello scafoide;
- Il legamento ad Y di Chopart per la sua posizione mediana, forma la chiave dell'articolazione. È costituito da due fasci la cui origine comune si fissa sulla faccia dorsale della grande apofisi del calcagno vicino al suo margine anteriore. Il fascio interno o calcaneo-scafoideo esterno si dirige in un piano verticale per inserirsi sulla estremità esterna dello scafoide, mentre il suo bordo inferiore si unisce talvolta al legamento calcaneo-scafoideo inferiore, dividendo così l'articolazione medio-tarsica in due cavità sinoviali distinte. Il fascio esterno o

calcaneo-cuboideo interno, più sottile del precedente, forma una lamina orizzontale che si fissa sulla faccia dorsale del cuboide. I due fasci del legamento di Chopart formano così un angolo diedro retto, aperto in alto ed in fuori;

- Il legamento calcaneo-cuboideo dorsale è una sottile benderella tesa sulla parte supero-esterna dell'articolazione calcaneo-cuboidea;
- Il legamento calcaneo-cuboideo plantare, spesso e madreperlaceo, si estende sulla faccia inferiore delle ossa del tarso. È formato da due strati profondi: uno strato profondo che unisce la tuberosità anteriore del calcagno alla faccia inferiore del cuboide proprio al di dietro della doccia dove scorre il tendine del peroneo laterale lungo (LPL); uno strato superficiale fissato posteriormente sulla faccia inferiore del calcagno fra le tuberosità posteriori e la tuberosità anteriore; questo ventaglio fibroso si attacca sulla faccia inferiore del cuboide al davanti della doccia del LPL e le sue espansioni terminano sulla base degli ultimi quattro metatarsi. Così, la doccia del cuboide viene trasformata in un canale osteofibroso percorso dal LPL, da fuori in dentro.

Il grande legamento calcaneo-cuboideo plantare è uno degli elementi essenziali di sostegno della volta plantare.

4.3.2. Caratterizzazione biomeccanica

Il legamento calcaneonavicolare (spring ligament)

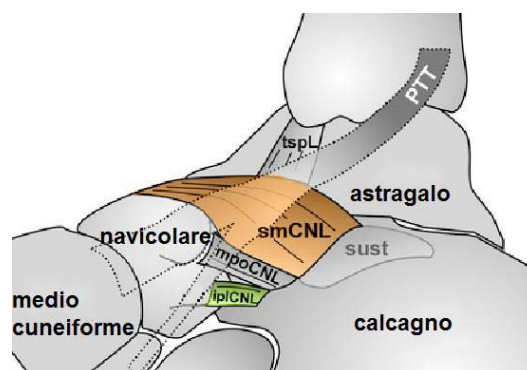


Figura 4.10: Rappresentazione mediale della caviglia e del piede che mostra le tre parti del legamento spring. PTT= tibiale posteriore, smCNL= legamento calcaneonavicolare superomediale, mpoCNL= legamento calcaneonavicolare medio plantare, iplCNL= legamento calcaneonavicolare inferiore

Cunningham (1953) attribuisce il termine “spring” propriamente al ruolo del legamento calcaneo-navicolare (CN) plantare e alla resilienza che esso impartisce all’arco mediale. Hardy (1951), studiando il legamento plantare CN, ha scoperto non esserci elastina a livello microscopico e che, con stress longitudinale non si verifica alcun allungamento apprezzabile con misure radiografiche, concludendo che poiché il legamento non presentava particolari caratteristiche elastiche il termine “spring” non fosse adeguato. Serrafian nel 1983 ha descritto due legamenti CN mediali separati. Il primo, SMNC, è descritto come un legamento ampio, articolare e spesso legato al deltoide superficiale. Come secondo, ha descritto come vero legamento “a molla” il legamento ICN, che è plantare, fascicolato e conforme alla porzione inferiore della testa dell’astragalo. Al contrario, McMinn e Hutchings (1977) nei loro atlanti anatomici, chiamano “spring ligament” la struttura superomediale e non descrivono una struttura plantare separata. Cunningham tratta inoltre di una porzione calcaneonavicolare del legamento biforcuto che scorre dal calcagno anteriore alla superficie inferiore dello scafoide. Questo sembra corrispondere al legamento ICN. Lo studio di Davis, descritto di seguito, conferma l’esistenza, per i campioni analizzati, di due legamenti CN plantari, anche se le due strutture appaiono più simili a una fionda che a una molla.

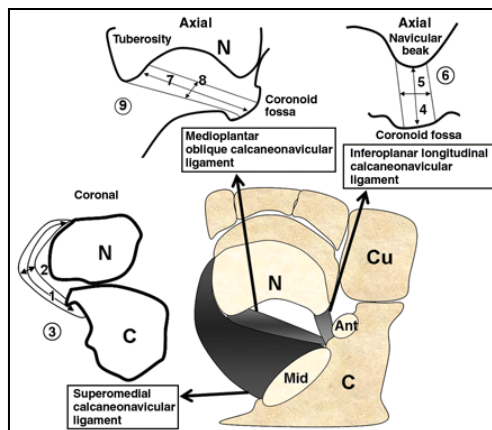


Figura 4.11: Complesso del legamento a molla. C = calcagno, N = navicula, Cu = cuboide, Ant = facetta anteriore articolare del calcagno, Mid = facetta articolare media del calcagno

Più recentemente, Taniguchi (2003) e collaboratori hanno riportato (scoperta che è stata successivamente supportata da ulteriori dissezioni e studi MRI) la presenza di una terza

componente stesa al di sotto della superficie cartilaginea del complesso che è nota come il legamento calcaneonavicolare medio plantare obliquo.

Al di là delle sue precise conformazioni anatomiche, il legamento a molla svolge due importanti funzioni: sostiene la testa dell'astragalo, provvedendo così alla stabilità dell'articolazione talocalcaneonavicolare, e agisce da supporto statico dell'arco mediale longitudinale.

Inferior Calcaneonavicular Ligament	Length (mm)	Width (mm)	Thickness (mm)
Superomedial calcaneonavicular ligament	31.4 ± 1.75 (28.8–35.1)	22.3 ± 1.67 (18.6–24.5)	4.5 ± 0.55 (4.0–5.5)
Medioplantar oblique calcaneonavicular ligament	26.2 ± 2.4 (22.7–30.2)	5.9 ± 0.8 (4.8–8.8)	4.08 ± 0.6 (3.2–5.2)
Inferoplantar longitudinal calcaneonavicular ligament	12.6 ± 2.24 (9.5–16.4)	5.09 ± 0.96 (4.0–7.3)	4.85 ± 0.62 (3.75–6.6)

Note—Data are mean ± SD (range).

Tabella 4.3: Dimensione del legamento calcaneonavicolare inferiore (complesso Spring) per nove campioni (dati da MRI) (Melão et al., 2009)

Per lo studio condotto da Davis nel 1996 con lo scopo di evidenziare l'aspetto anatomico e microvascolare di questo complesso legamentoso, sono stati utilizzati 38 campioni da cadaveri adulti, di età, sesso, e anamnesi non note. Le connessioni legamentose tra il sustentaculum tali e lo scafoide tarsale si compone di due strutture: la maggiore è il legamento SMCN (parte supero-mediale). Esso origina dal lato supero-mediale del sustentaculum tali e il profilo anteriore della faccetta anteriore del calcagno. L'origine è in comune con il punto di inserzione delle fibre tibio calcaneari del legamento deltoideo superficiale. Le fibre del legamento SMNC scorrono curvandosi in direzione mediale-laterale sulla corteccia superomediale del sustentaculum e seguono la linea di profilo della faccetta anteriore calcaneale per tutta la sua massima estensione. Il legamento poi si allarga a ventaglio, lateralmente concavo, per inserirsi sul bordo della faccetta navicolare, a circa un terzo della sua larghezza in direzione mediale-laterale. La sua inserzione fiancheggia completamente i bordi articolari superiore, mediale e inferiore dello scafoide. Le dimensioni del legamento SMCN dipendono dalla grandezza del piede. Le loro misure medie sono 36.4 mm (range, 42-28) per il bordo superomediale e 17 mm (range, 13-21) per quello inferolaterale. Valutando la qualità del tessuto si è notato inoltre come esso non sia puramente legamentoso. Sulla superficie esterna, le fibre corrono parallele all'asse lungo

del piede. È stata riscontrata la presenza di un'area piatta, corrispondente al passaggio del PTT superficialmente al legamento SMCN. Il lato profondo o laterale è liscio, con il lato articolare triangolare corrispondente in dimensione e forma alla faccetta plantar-mediale della testa dell'astragalo.

Il legamento ICN (parte inferiore), plantare e laterale rispetto al SMNC, è abbastanza diverso in dimensione e consistenza rispetto al legamento SMCN. Origina dalla tacca tra le faccette media e anteriore del calcagno (coronoid cavity) dal lato anteriore del sustentaculum tali. Scorre longitudinalmente e medialmente per inserirsi sulla superficie corticale media dello scafoide, appena laterale all'inserzione del SMCN: in alcuni campioni tra le due inserzioni si è rilevata la presenza di un piccolo triangolo di grasso.

Specimen	Length (mm)	Area (mm ²)	Elongation (mm)		Strain		Force (N)		Stress (N/mm ²)		Stiffness (N/mm)		Modulus (N/mm ²)		Failure site ^a
			1st	2nd	1st	2nd	1st	2nd	1st	2nd	1st	2nd	1st	2nd	
1	19.0	49.5	3.3	9.5	0.174	0.500	115.0	249.4	2.3	5.0	35.9	47.6	13.8	18.3	CA
2	15.0	102.9	7.8	13.2	0.520	0.880	299.2	804.7	2.9	7.8	38.0	112.9	5.5	16.5	NA
3	12.0	92.0	5.1	10.0	0.425	0.833	116.0	181.8	1.3	2.0	23.8	23.9	3.1	3.1	NA
4	15.2	96.8	3.1	11.8	0.204	0.776	71.8	549.8	0.7	5.7	23.9	95.9	3.8	15.1	L
5	16.0	96.8	5.8	25.0	0.363	1.563	309.0	856.3	3.2	8.8	45.3	55.1	7.5	9.1	L
6	15.0	94.6	4.4	10.9	0.293	0.727	275.3	323.7	2.9	3.4	62.8	34.5	10.0	5.5	NA
7	14.0	55.5	2.8	8.5	0.200	0.607	225.4	261.6	4.1	4.7	79.1	18.5	20.0	4.7	CA
8	15.3	98.1	9.5	16.9	0.621	1.105	493.5	590.8	5.0	6.0	51.9	58.5	8.1	9.1	L
Mean	15.2	85.8	5.2	13.2	0.350	0.874	238.2	477.3	2.8	5.4	45.1	55.9	9.0	10.2	
SD	2.0	20.8	2.4	5.4	0.163	0.332	138.0	261.4	1.4	2.2	19.1	33.4	5.6	5.8	
N	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	
Min	12.0	49.5	2.8	8.5	0.174	0.500	71.8	181.8	0.7	2.0	23.8	18.5	3.1	3.1	
Max	16.0	102.9	9.5	25.0	0.621	1.563	493.5	856.3	5.0	8.8	79.1	112.9	20.0	16.5	

^a CA = calcaneus, NA = navicular, L = ligament substance.

Tabella 4.4: Proprietà meccaniche del complesso legamentoso calcaneonavicolare

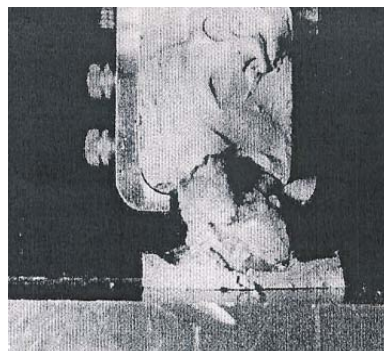


Figura 4.12: Prova di trazione del legamento calcaneo-navicolare, sono state mantenute le inserzioni ossee

I legamenti sono stati caricati, in modo tale che le fibre del legamento fossero allineate nella direzione del carico tensoriali, fino a rottura in tensione a velocità di strain costanti di 100% di strain per secondo.

Nelle curve di carico-allungamento per ogni legamento CN è stato possibile distinguere due distinte regioni di rottura. Le proprietà biomeccaniche del complesso legamentoso (SLC, Spring Ligament Complex) sono state analizzate per ciascuna delle regioni di rottura, cioè, la prima parte di carico-deformazione fino al primo punto di rottura, e la seconda parte fino alla completa rottura. Sono state misurate le proprietà strutturali, carico massimo o di rottura, allungamento, e rigidezza (pendenza della parte lineare della curva di carico-allungamento) e, da queste, le proprietà materiali (stress a rottura (carico/area), strain (allungamento/lunghezza), e modulo (stress/strain)), servendosi, per queste ultime, delle lunghezze e CSAs del SCL. Le due regioni di rottura sono state attribuite, la prima, alla rottura del legamento ICN, la seconda alla rottura del legamento SMCN. Tra le due regioni la rigidezza e il modulo di Young non sono statisticamente diversi, indicando come l'ICN abbia un ruolo minore nella stabilizzazione dell'articolazione. Tre campioni hanno riportato danno alla sostanza centrale sotto un carico medio di 291.4 ± 211.4 N e un allungamento di 6.1 ± 3.2 mm, per l'ICN, di 665.5 ± 166.4 N e 17.9 ± 6.7 mm, per il legamento SMCN.

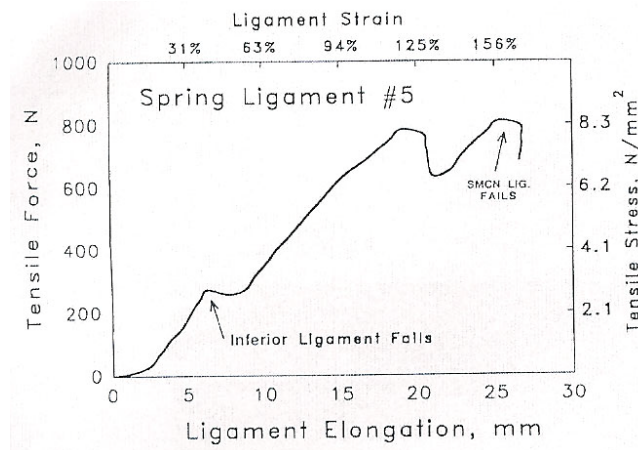


Figura 4.13: Curva Stress-strain per il complesso Spring Ligament

Dunque quest'ultimo è più forte dei due legamenti tuttavia la forza tensoriale del legamento è inferiore al valore del peso corporeo seppur confrontabile o addirittura maggiore rispetto a quella dei legamenti della caviglia. Questo suggerisce che entrambi questi legamenti sono parte di un gruppo di legamenti che supportano l'arco mediale longitudinale, ma non sono in grado di sostenerlo singolarmente.

Il legamento SMCN non è *istologicamente* uniforme. La maggior parte del legamento è composta di fasci densamente impacchettati di collagene che scorrono per tutta la sua lunghezza organizzandosi in modo particolare nella zona centrale. Le cellule interne a questi fasci sono allungate e affusolate, e il citoplasma generalmente non visibile. Sono presenti pochi vasi sanguigni e l'elastina non è visibile in alcuna sezione. La faccetta triangolare che si congiunge con la testa dell'astragalo consiste di una sottile placca fibrocartilaginea, che rende più resistente il legamento soprattutto in compressione, deformandosi plasticamente. Le fibre di collagene in questa zona sono meno densamente impacchettate e meno organizzate rispetto alla zona centrale (visibile alla luce polarizzata) e anche la sostanza interstiziale sembra aumentare. Le cellule in questa regione sono arrotondate e poligonali. La placca fibrocartilaginea si fonde gradualmente nel piano longitudinale con le dense corde di collagene che la circondano. Le fibre di collagene vicine alla superficie mediale del legamento, la regione profonda del PTT, è la meno organizzata e densa e non è presente una placca fibrocartilaginea simile a quella sulla superficie interna. Dunque l'istologia del SMCN suggerisce l'esistenza di molteplici direzioni di stress sul legamento.



Figura 4.14: Disposizione delle fibre nella parte più superficiale del legamento SMCN nella porzione addossata al PTT

Il legamento ICN apparentemente è uniforme. È composto da fasci di collagene densi, impaccettati, altamente organizzati lungo l'asse longitudinale del legamento, in maniera indistinguibile rispetto a qualunque altro legamento, suggerendo che esso resiste a forze puramente tensoriali.

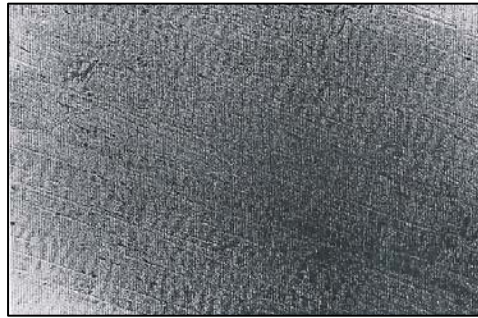


Figura 4.15: Disposizione delle fibre di collagene altamente organizzata nel ICN

Il *rifornimento vascolare* al legamento SMCN entra nel legamento dai lati distale e prossimale, da una ramificazione calcaneale dell'arteria mediale plantare. Questa sorgente penetra direttamente nel legamento ma anche attraverso la sua origine ossea sul sustentaculum tali, rifornendo da un terzo a metà il legamento dal lato prossimale e plantare. La risorsa distale, che origina da diramazioni dell'arteria mediale plantare della navicola, provvede invece da un terzo a metà del legamento dalla parte distale e plantare, mentre il primo terzo centrale e distale è essenzialmente avascolarizzato: questo potrebbe ritardare il processo di guarigione in caso di danno alla porzione articolare del legamento.

In conclusione, il termine “molla” non è adatto a descrivere accuratamente il complesso composto dai legamenti SMCN, ICN, e dalla parte superficiale del legamento deltoideo.

Lo scopo di uno studio condotto da Harish (2007) ha messo in luce la capacità della sonografia ad alta risoluzione di delineare lo spessore e l'ecogenicità di SMCN normali in volontari asintomatici. È stata effettuata una sonografia su quattro piedi ottenuti da cadaveri, sulla posizione nota del SMCN. Per determinare la corretta localizzazione del legamento, si sono iniettate dalle tre alle quattro gocce di una soluzione allo 0.1% di tintura di metilene blu nella struttura identificata come il SMCN. Si è poi sezionato il piede in

direzione posteromediale e scisso il SMCN per esaminare la presenza della tintura nella sostanza del legamento. Attraverso questa dissezione il legamento è stato diviso trasversalmente per tutto il suo spessore in modo tale da esporre il lato mediale dell'articolazione talonavicolare.

Hanno partecipato all'esperimento 40 adulti sani (28 donne, 12 uomini; range d'età: 17–57 anni; età media: 36 anni): l'ecografia è stata fatta su entrambi i piedi. Dall'esame si sono raccolti i dati riguardanti lo spessore del legamento e soprattutto si è messo in evidenza come esso dipenda da fattori quali l'età, il sesso, il piede dominante, l'altezza e il peso del volontario.

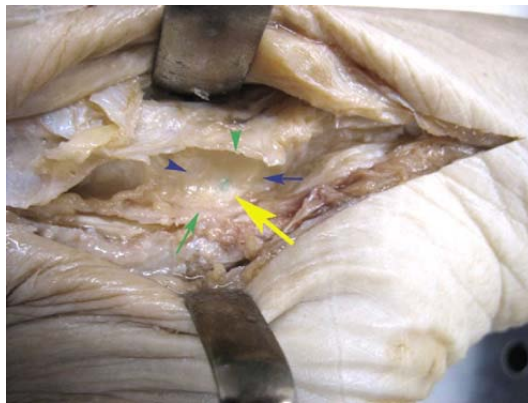


Figura 4.16: Parte superomediale del legamento SMCN da dissezione posteromediale: freccia verde=fine del sustentaculum tali, testa di freccia verde=termine dello scafoide, testa di freccia blu=bordo superiore del legamento, freccia blu=bordo inferiore del legamento. Si noti il materiale iniettato con mitilene blu (freccia gialla)

La dimensione media di spessore del SMCN rilevata è stata di 3.0 mm con un range di 1.9-4.7 mm. Si è determinato uno spessore del SMCN maggiore di 4 mm nel 3% dei casi, tra i 3mm e i 4 mm nel 51% dei casi, meno di 3mm nel 46%. Trentotto volontari avevano il piede destro dominante, due il sinistro.

Si è inoltre evinto che le donne presentano legamenti più sottili degli uomini (spessore medio: 2.9 vs 3.1mm, $p \leq 0.06$), e che lo spessore del legamento non è particolarmente legato all'età ($r=0.01$, $p \leq 0.9$). Una debole correlazione positiva è stata riscontrata tra l'altezza, il peso, il BMI del volontario con lo spessore del legamento ($r=0.24$, $P \leq 0.04$; $r=0.28$, $P \leq 0.01$; $r=0.26$, $P \leq 0.02$ rispettivamente).



Figura 4.17: Sonografia longitudinale (di donna, 26 anni) dove è visibile il SMCN tra i calibri e il PTT, freccia bianca. ST=sustentaculum tali, N=scafoide, T=astragalo

Assieme al PTT, e alla fascia plantare, il legamento calcaneonavicolare stabilizza l'arco mediale longitudinale del piede. In particolare, il SMCN, essendo la parte più spessa e larga del legamento, è un importante stabilizzatore dell'arco mediale. Rispetto alle altre due parti del legamento, il SMSL contiene anche fibrocartilagine. Alcuni autori considerano il SMSL come il freno statico principale alla deformazione dell'articolazione talonavicolare. Esso sostiene inoltre la testa dell'astragalo, contribuendo all'acetabulum pedis, che consiste nelle faccette anteriore e media del calcagno, la superficie prossimale dello scafoide e il legamento spring.

Dimensione	Numero di volontari	Spessore medio (mm)	Deviazione Standard (mm)	95% Intervallo di validità (mm)
Asse breve longitudinale dominante	40	2.96	0.545	2.788-3.137
Asse breve longitudinale non-dominante	40	2.96	0.55	2.789-3.141

Tabella 4.5: Parte superomediale del legamento spring: misure ottenute in vivo su 40 volontari per il piede dominante

Altri studi (Mansour et al., 2008) sono stati intrapresi *in vivo* per documentare l'anatomia normale tramite ultrasuoni del legamento calcaneonavicolare in soggetti asintomatici e per determinare invece la frequenza dell'anomalia di ultrasuono del legamento in pazienti con tendinopatia al tibiale posteriore ritenuto sospetto. Il legamento calcaneonavicolare superomediale (SMCN) di 10 volontari in buona salute è stato esaminato con l'ultrasuono. Diciannove pazienti con una diagnosi clinica di tendinopatia cronica al tibiale posteriore lungo il corso del tendine sono stati esaminati con l'ultrasuono. Lo spessore superomediale di SMCN è stato misurato. La media delle misure prossimali era di 4 millimetri e delle misure distali 3.6 millimetri. Sedici pazienti con tendinopatia tibiale posteriore esaminati avevano aumentato lo spessore del legamento calcaneonavicolare, soprattutto sulla relativa parte distale sopra la testa talare. Un paziente ha avuto insufficienza superomediale di SMCN con il tendine tibiale posteriore normale. La misura prossimale media nel gruppo di studio era di 5.1 millimetri e la misura distale 6.1 millimetri.

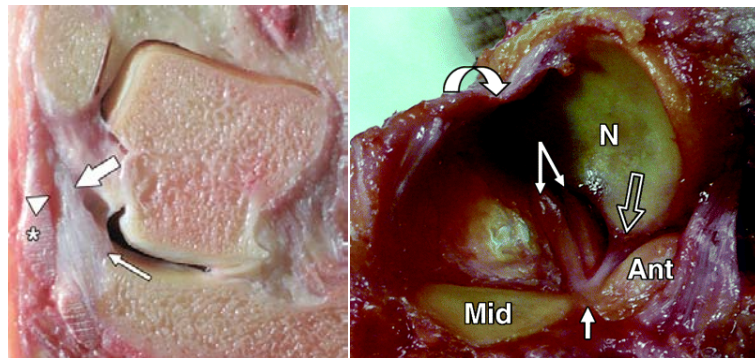


Figura 4.18: (A) Legamento calcaneonavicolare supero mediale (*freccie sottili*). Si noti la zona di transizione tra il legamento a molla tibiale (*freccie spesse*) e il legamento calcaneonavicolare supero mediale. Tendine tibiale posteriore (asterisco) e la sua guaina (testa di freccia). (B) Complesso Spring ligament. Fibre e fasci del legamento calcaneonavicolare obliquo medioplantare (*doppia freccia*) che corre dalla fossa coronoide (*piccola freccia*), tra le faccette anteriore (Ant) e centrale (Mid) calcaneali, alla tuberosità navicolare. Legamento inferoplanare longitudinale sul becco dello scafoide (*freccie aperte*) e legamento supero mediale calcaneonavicolare (*freccia curva*). N: scafoide.

I legamenti calcaneo-cuboidei

L'articolazione talocalcaneonavicolare è formata dalle faccette quadri laterali del calcagno, dalle ossa cuboidi e dalla sua capsula, rinforzata dai legamenti. Quattro sono i legamenti che connettono il calcagno e il cuboide: il legamento calcaneocuboideo mediale,

componente del legamento biforcuto; il legamento calcaneocuboideo dorsolaterale; il legamento plantare calcaneocuboideo, o legamento plantare breve; il legamento plantare lungo. Il legamento biforcuto, detto anche “legamento do Chopart”, è formato da due legamenti: il legamento calcaneocuboideo mediale e il legamento calcaneonavicolare laterale.

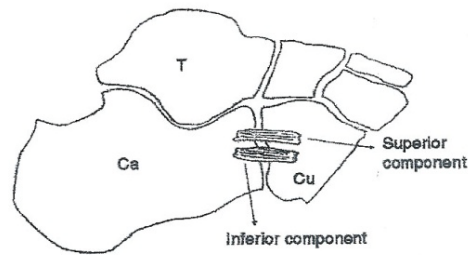


Figura 4.19: Rappresentazione della componente inferiore e superiore del DCC

C'è un po' di confusione nella nomenclatura dei legamenti calcaneocuboidei plantari. Sarrafian (1993) fa riferimento al legamento plantare calcaneocuboideo che si scinde poi in un lungo (superficiale) legamento plantare e in un breve (profondo) legamento plantare, quest'ultimo noto come legamento plantare calcaneo-cuboideo. La vasta varietà di configurazioni e morfologie di questi legamenti probabilmente spiegano la difficoltà di trovare un'unica terminologia.

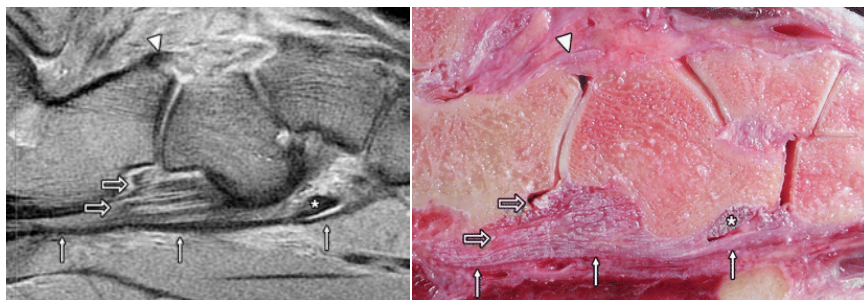


Figura 4.20: Legamenti Plantari calcaneocuboidei. Immagine MR sagittale dopo un'iniezione di gadolinio intra-articolare (A) e fotografia della corrispondente sezione anatomica (B) in campioni cadaverici che mostrano il legamento plantare lungo (frecce piene), che fa da pavimento al tunnel del tendine peroniero lungo (asterisco). Si notino due bande del legamento plantare corto (frecce aperte): uno profonda che rinforza la Capsula articolare e un'altra più superficiale, entrambe appaiono striate. Le punte delle frecce indicano il legamento calcaneonavicolare laterale (componente mediale del legamento biforcuto).

L'articolazione calcaneo-cuboidea assieme all'articolazione talonavicolare blocca e sbocca la regione mediotarsica, fornendo al piede la rigidità necessaria nella fase di spinta e la necessaria flessibilità nella fase di appoggio del piede. Elftman (1960) ha dimostrato che gli assi delle due articolazioni sono paralleli quando il calcagno è in eversione e non paralleli quando è in inversione. La posizione relativa di questi due assi è fondamentale poiché in condizione di parallelismo il meccanismo dona una certa flessibilità alle articolazioni trasversali del piede, rigidità altrimenti.

		Mean ± SD	Range
Length	superior	16.9 ± 2.1	10.5–25.2
	inferior	16.4 ± 2.8	12.4–26.4
Width	calcaneal	9.3 ± 1.2	6.2–12.6
	cuboid	10.6 ± 1.4	7.5–13.2
Thickness		2.6 ± 0.4	1.4–3.2

Tabella 4.6: Dimensioni della componente dorsale superiore del legamento calcaneo-cuboideo (mm)

		Mean ± SD	Range
Length	superior	12.9 ± 2.9	10.5–23.8
	inferior	13.8 ± 3.0	9.9–22.5
Width	calcaneal	8.3 ± 1.4	6.5–12.6
	cuboid	7.2 ± 1.0	5.3–11.3
Thickness		2.1 ± 0.4	1.2–3.0

Tabella 4.7: Dimensioni della componente inferiore della componente dorsale del legamento calcaneo-cuboideo (mm)

Plantar Calcaneocuboid Ligaments	Length (mm)	Width (mm)	Thickness (mm)
Long plantar ligament		12.2 ± 1.14 (10.4–14.3)	3.10 ± 0.49 (2.5–4.3)
Medial ^a	61.4 ± 4.40 (48.2–83.8)		
Lateral	38.9 ± 2.06 (31.5–50.7)		
Short plantar ligament	21.0 ± 1.91 (18.4–24.9)	11.2 ± 0.83 (10.2–12.6)	4.77 ± 0.31 (4.1–5.2)
Note—Data are mean ± SD (range). Measured only in feet with metatarsal attachments.			

Tabella 4.8: Dimensioni dei legamenti calcaneocuboidei plantari in nove campioni (dati da MRI) (Melão et al., 2009)

Il *legamento calcaneo-cuboideo dorsolaterale* è un legamento ampio, piatto e sottile che si solleva dai lati superiori e laterali del calcagno, laterale al legamento calcaneocuboideo, e si estende anteromedialmente sulla superficie dorsale del cuboide.

Il legamento biforcuto

Il *legamento biforcuto* si trova sul lato dorso laterale del calcagno anteriore fino al legamento cervicale e all'origine del muscolo estensore breve delle dita. Esso ha una tipica configurazione a V, con il legamento calcaneonavicolare laterale per componente mediale, e il legamento calcaneocuboideo mediale per componente laterale. Distalmente la componente mediale si estende anteriormente e medialmente ed è ancorata sul lato dorso laterale della navicola, mentre la componente laterale è diretta anteriormente e attaccata sulla superficie dorsomediale del cuboide.

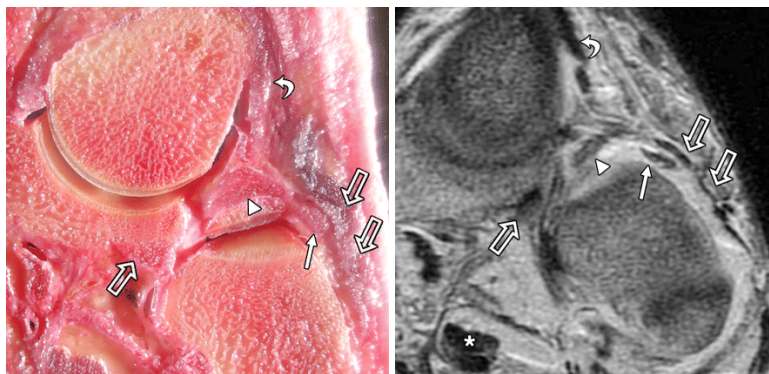


Figura 4.21: Immagine anatomica e MR delle componenti del legamento biforcuto: legamento calcaneonavicolare laterale (teste di freccia) e legamento calcaneocuboideo mediale (freccie piene). Si noti la relazione tra questo legamenti col legamento calcaneocuboideo dorsolaterale (freccie doppie aperte) e legamento longitudinale calcaneonavicolare inferoplanare (freccia singola aperta). È visibile anche il grande nodo di Henry (asterisco) (i.e.tendine flessore lungo dell'alluce e tendine flessore lungo delle dita). Freccia curva = legamento talonavicolare.

Bifurcate Ligament	Length (mm)	Width (mm)	Thickness (mm)
Lateral calcaneonavicular ligament	21.0 ± 1.91 (18.4–24.9)	11.2 ± 0.83 (10.2–12.6)	4.77 ± 0.31 (4.1–5.2)
Medial calcaneocuboid ligament	NA	NA	NA

Note—Data are mean ± SD (range). NA = measurements are not available because of attenuation in most specimens.

Tabella 4.9: Dimensioni del legamento biforcuto in nove campioni (dati da MRI) (Melão et al., 2009)

Il legamento talonavicolare

Il *legamento talonavicolare* si trova dalla parte dorsale dell'articolazione talocalcaneonavicolare tra il legamento calcaneonavicolare supero-mediale e quello laterale. È ampio, sottile e rinforza la capsula dell'articolazione. Si stende dal dorso del collo dell'astragalo al dorso dello scafoide, in direzione anteromediale.

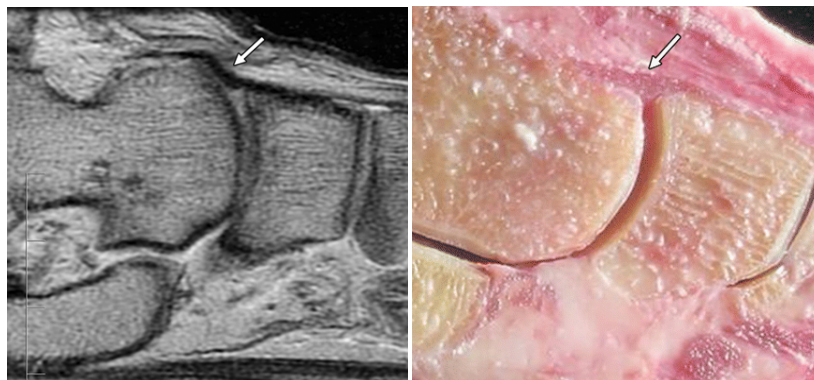


Figura 4.22: Immagine MR del legamento talonavicolare, frecce, (A) e fotografia della sezione anatomica corrispondente (B).

4.3.3. Funzionalità biomeccanica

Durante la supinazione, l'affondamento del calcagno in basso e all'interno fa risalire l'astragalo verso la parte superiore della superficie talamica dove non incontra alcuna salienza ossea, mentre la parte antero-inferiore del talamo è scoperta; simultaneamente, la testa dell'astragalo è scoperta dallo scafoide che scivola in basso e all'interno senza essere

bloccata da una salienza ossea. Nessuna salienza ossea limita dunque il movimento di supinazione, tolto il malleolo interno che mantiene all'interno la puleggia astragalica.

La catena legamentosa di supinazione è quindi il solo fattore di limitazione che durante questo movimento si vede tendere, seguendo due linee di tensione:

La *linea di tensione principale*, che parte dal malleolo esterno, poi segue il fascio anteriore del Legamento Laterale Esterno (L.L.E) della tibio-tarsica, si raddoppia verso il calcagno ed il cuboide passando attraverso, il legamento interosseo, il fascio calcaneo-cuboideo del legamento di Chopart, il legamento calcaneo-cuboideo supero-esterno, il legamento calcaneo-cuboideo plantare, il fascio scafoideo del legamento di Chopart, a partire dall'astragalo, la tensione si trasmette allo scafoide attraverso il legamento astragalo-scafoide dorsale.

La *linea di tensione accessoria* parte dal malleolo interno, segue il fascio posteriore del Legamento Laterale Interno (L.L.I.) della tibio-tarsica; poi il legamento astragalo-calcaneale posteriore.

Durante il movimento di pronazione, la superficie posteriore principale della faccia inferiore dell'astragalo discende sulla punta del talamo e viene ad appoggiarsi sulla faccia superiore del calcagno, a livello del piano del seno del tarso; la guancia esterna dell'astragalo, sollecitata all'infuori, si appoggia sul malleolo esterno, e lo fratturerebbe, se la dislocazione dovesse continuare. Le mensole ossee sono quindi preponderanti.

La catena legamentosa di pronazione comporta anch'essa due linee:

La *linea di tensione principale* parte dal malleolo interno e segue i due piani dei fasci anteriori del L.L.I della tibio-tarsica: il piano superficiale, il legamento deltoideo, la solidarizza direttamente con lo scafoide ed il calcagno, essendo essi stessi legati fra di loro dal legamento glenoideo; il piano profondo la lega all'astragalo attraverso il fascio tibio-astragalico, poi al calcagno attraverso il legamento interosseo; a sua volta il calcagno è legato al cuboide ed allo scafoide attraverso il legamento di Chopart; si vede che questo legamento assicura la coesione tra le due ossa, sia durante l'inversione che durante l'eversione; la coesione plantare è assicurata attraverso il grande legamento calcaneo-cuboideo plantare.

La *linea di tensione accessoria* prende la sua origine dal malleolo esterno: da una parte, il fascio posteriore del L.L.E della tibio-tarsica verso l'astragalo e di là verso il calcagno attraverso il legamento astragalo-calcaneale esterno; dall'altra parte, attraverso il fascio medio del L.L.E. della tibio-tarsica direttamente verso il calcagno.

In altri termini il “relais” astragalico riceve due arrivi e serve da origine a due partenze legamentose. Globalmente (Kapandji), si può trarre la nozione che la supinazione rompe i legamenti, in particolare il fascio anteriore del L.L.E della tibio-tarsica, e che la pronazione frattura i malleoli, in primo luogo verso l'esterno.

Diversamente dalle tecniche che sfruttano modelli di carico basati su EMG e sulla sezione d'area trasversale fisiologica per stimare le forza muscolari estrinseche, Hansen et al. (2001) hanno studiato le proprietà dei tendini e legamenti particolari del piede, senza imporre delle forze predeterminate, bensì applicando forze meccaniche attraverso un meccanismo di feedback. Per creare tale modello di controllo basato sull'orientazione del piede, invece che imporre determinate forza al tendine d'Achille e al tibiale posteriore, a questi tendini si è imposta tramite degli attuatori una forza tale da raggiungere un grado determinato di orientazione del calcagno, utilizzando un controllo a feedback (closed-loop) dell'angolo di plantarflessione e di inversione.

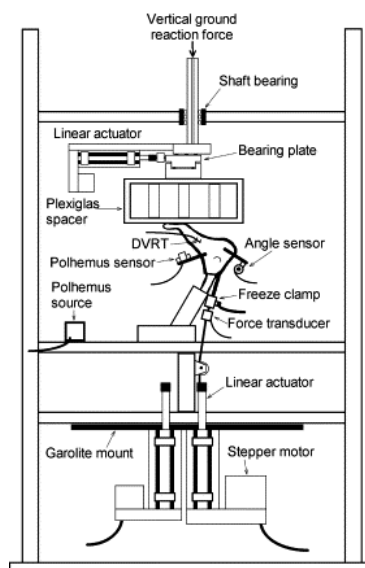


Figura 4.23: Schema semplificato dell'apparato di carico del piede (Hansen et al., 2001)

L'esperimento è stato condotto su 15 campioni di cadaveri adulti e attraverso l'EMG si è individuato il momento nei cicli del passo in cui avviene il picco di forza trasmessa al tibiale posteriore. Le condizioni di equilibrio a questo punto del ciclo (40%) sono state poi simulate attraverso l'utilizzo dei suddetti campioni imponendo loro le inclinazioni e le forze necessarie attraverso il meccanismo di feedback. Attraverso il calcolatore, si è imposta ad esempio un'inclinazione di 7°, e l'apparato meccanico al quale era legato il campione ha sviluppato autonomamente le tensioni necessarie ad ottenere tale orientazione. Si sono ottenuti così i dati nella tabella sotto, dove si può notare un notevole incremento del valore di strain del legamento calcaneonavicolare.

Dependent parameters	50% body weight		75% body weight	
	Intact	PTTD	Intact	PTTD
<i>Spring ligament</i>				
DVRT length (mm)	7.827 ± 0.043	7.968 ± 0.009	7.832 ± 0.031	8.000 ± 0.006
Strain (%)	-0.13 ± 0.20 ^a	1.66 ± 0.58 ^a	-0.32 ± 0.55 ^a	1.82 ± 0.14 ^a
<i>Talus rotation wrt tibia</i>				
Inversion (deg)	1.23 ± 0.29 ^b	-0.32 ± 0.03 ^c	1.05 ± 0.12 ^b	-0.91 ± 0.08 ^c
Plantarflexion (deg)	7.39 ± 0.02 ^b	1.59 ± 0.13 ^c	6.92 ± 0.14 ^b	1.89 ± 0.02 ^c
Abduction (deg)	-3.48 ± 0.38 ^b	-0.74 ± 0.22 ^c	-2.79 ± 0.16 ^b	-0.85 ± 0.10 ^c
<i>Calcaneus rotation wrt talus</i>				
Inversion (deg)	4.58 ± 0.05 ^b	-4.14 ± 0.18 ^c	4.54 ± 0.04 ^b	-4.07 ± 0.15 ^c
Plantarflexion (deg)	2.50 ± 0.27 ^b	-2.33 ± 0.28 ^c	2.78 ± 0.05 ^b	-2.60 ± 0.06 ^c
Abduction (deg)	-2.49 ± 0.07 ^b	2.05 ± 0.11 ^c	-2.42 ± 0.04 ^b	2.00 ± 0.13 ^c
<i>Cuboid rotation wrt calcaneus</i>				
Inversion (deg)	1.59 ± 1.43 ^b	-1.42 ± 0.56 ^c	2.61 ± 0.14 ^b	-3.01 ± 0.16 ^c
Plantarflexion (deg)	-2.59 ± 0.16 ^b	-0.75 ± 0.10 ^c	-2.80 ± 0.09 ^b	-1.17 ± 0.14 ^c
Abduction (deg)	0.01 ± 0.35 ^b	0.85 ± 0.12 ^c	0.19 ± 0.32 ^b	1.84 ± 0.44 ^c
<i>Navicular rotation wrt talus</i>				
Inversion (deg)	7.09 ± 1.68 ^b	-10.48 ± 0.81 ^c	9.81 ± 0.38 ^b	-12.57 ± 0.35 ^c
Plantarflexion (deg)	-4.92 ± 2.13 ^b	-1.40 ± 0.52 ^c	-2.65 ± 1.07 ^b	-2.56 ± 0.57 ^c
Abduction (deg)	-0.27 ± 0.80 ^b	3.40 ± 0.05 ^c	-0.68 ± 0.25 ^b	4.53 ± 0.31 ^c

Tabella 4.10: Medie dei parametri dipendenti in condizioni intatte e con disfunzione del tendine tibiale posteriore(PTTD) , DVRT= differential variable reluctance transducer

Nella tabella 4.11 sono riportati i dati relativi alle dimensioni di alcuni dei legamenti del piede utilizzate per la creazione di un modello tridimensionale agli elementi finiti del piede, ad opera di Chu et al. (1995), e dunque in grado di fornire una panoramica relativamente corretta della antropometrica dei legamenti in esame.

Materiale		Lunghezza (cm)	Larghezza (cm)	Altezza (cm)	Spessore (cm)	Sezione di area trasversale (cm ²)
Piede		21.64	7.62	6.40		
Tessuto molle che circonda le ossa del piede					0.91	
Ossa	Astragalo	2.74	6.71	1.82		
	Calcagno	4.88	6.71	2.13		
	Altro (ad as. Ossa metatarsali)	7.01	6.71	1.82		
Legamenti	DCL (Legamento dorsale calcaneocuboideo)	5.48				3.16
	ITCL	1.52				3.16
	AL (Legamento anteriore della sottoastragalica)	1.51				3.16
	BF (Legamento biforcato)	1.91				3.16

Tabella 4.11: Caratterizzazione morfometrica delle componenti del piede

Capitolo 5

ANALISI AGLI ELEMENTI FINITI DEI TENDINI E LEGAMENTI DEL PIEDE

5.1. Introduzione

Comprendere la meccanica d’impatto durante il movimento umano è fondamentale per la ricerca nel campo dell’analisi del movimento e per la progettazione di calzature. La maggior parte dei movimenti fondamentali e applicati sono influenzati da complesse deformazioni, tensioni interne e dall’onda d’urto che agisce sul sistema scheletrico del piede. Tuttavia è difficile misurare le tensioni interne e l’onda d’urto in vivo e per questo si ricorre a modelli numerici o matematici dello scheletro umano. Nella tabella sottostante è rappresentata grosso modo la storia dei modelli numerici riguardanti il retro piede, con le relative limitazioni.

Author	Model Type	Tissues Modelled	Simplifications	Experimental Evaluation
Bandak et al.	Finite Element (Non-linear explicit dynamic FE code) LS-DYNA 3D™	Bones, cartilage, ligaments, retinacula, Achilles tendon, plantar soft tissue	<ul style="list-style-type: none"> -Linear ligament mechanical properties -Joint kinematics not measured -Non-patient specific evaluation -Rigidly constrained metatarsal bones -Bone geometry correction for non-congruence 	-Axial impulsive loading
Beaugonin et al.	Finite Element (Non-linear explicit dynamic FE code) PAM-SAFE™	Bones, cartilage, ligaments, retinacula, Achilles tendon, plantar soft tissue	<ul style="list-style-type: none"> -Lumped ligament mechanical properties -Estimated ligament insertions and bone geometries -Non-patient specific evaluation -Damping properties of tissues tuned to match simulation results to experiments 	-Axial impulsive loading

Camacho, Ledoux et al.	Finite Element	Bones, cartilage, ligaments, plantar soft tissue	<ul style="list-style-type: none"> -Linear ligament mechanical properties -Non-patient specific evaluation -Estimated ligament insertions -Rigidly constrained metatarsal bones 	-Tarsal kinematics under axial load
Beillas and Lavaste et al.	Finite Element (Non-linear explicit FE code) RADIOSS™	Bones, ligaments, cartilage, plantar soft tissue, Achilles tendon	<ul style="list-style-type: none"> -Lumped linear hindfoot ligament stiffnesses -Estimated ligament insertions 	Literature comparison for: <ul style="list-style-type: none"> -Static and dynamic axial loading, dorsiflexion -Static inversion and eversion
Chen et al.	Finite Element MARC K.7.2	Bones, cartilage, ligaments, plantar soft tissue	<ul style="list-style-type: none"> -Fused medial bones -Fused lateral bones -Lumped ligament material properties -Estimated ligament insertion 	Patient-specific plantar pressure pattern
Jacob et al.	Finite Element	Bones, ligaments, Achilles tendon	<ul style="list-style-type: none"> -Simplified bone geometries -Fused medial bones -Estimated ligament and tendon insertions 	-None

Scott and Winter	3D rigid body dynamic model	Bones, tendons, ligaments, plantar soft tissues	<ul style="list-style-type: none"> -Fixed 1 degree of freedom ankle, subtalar and metatarsal joints -Rigid transverse tarsal and 2nd metatarsal joints 	-Gait data
Kameyama et al.	Rigid Body Spring Modeling	Ligaments, cartilage	<ul style="list-style-type: none"> -Linear ligament properties -Estimated ligament insertion 	-None
Bedewi and Digges	3D rigid body dynamic model	Bones	<ul style="list-style-type: none"> -Fixed joint moment-angle properties -Fixed ankle and subtalar joint axes -50th percentile bone geometries 	-Axial impulsive loading
Dubbeldam et al.	3D rigid body dynamic model	Bones, ligaments	<ul style="list-style-type: none"> -simplified bone geometries -estimated ligament insertions 	-Axial impulsive loading

Salathe Jr., Arangio and Salathe	3D rigid body static equilibrium model (Statically indeterminate structural model)	Bones, tendons, ligaments, plantar aponeurosis	-Rigid subtalar joint -Linear soft tissue material properties -Generic bone inertial properties	-None
Leardini et al.	2D kinematic	Ankle joint	-Motion limited to passive flexion -Passive motion guided by isometric ligaments -Subtalar motion excluded	-Hindfoot Dorsiflexion
Leardini et al.	2D mechanical model	Ankle joint articulation, hindfoot ligaments	-Sagittal plane load-displacement properties of ankle joint and ligaments -Subtalar motion excluded	-Literature comparison

Tabella 5.1: Sommario della storia dei modelli del piede

5.2. L'evoluzione dei modelli agli elementi finiti

I modelli numerici per studiare il complesso del piede e della caviglia rientrano in diverse categorie: modelli 3D agli elementi finiti, modelli dinamici 3D a corpi rigidi, modelli di equilibrio statico 3D e modelli cinematici 2D. La maggior parte di questi studi descrive il metodo (acquisizione di immagini, considerazioni sulle proprietà dei materiali, considerazioni computazionali) usato per costruire i modelli, ma hanno fornito poche valutazioni sperimentali al fine di validare i risultati del modello stesso. I ricercatori hanno parlato spesso delle potenziali applicazioni del modello come l'analisi dell'artroplastica articolare o dei danni ai legamenti, ma hanno pubblicato risultati limitati. Poche analisi hanno valutato gli effetti delle semplificazioni e le assunzioni sui modelli come il sito d'innesto dei legamenti, le proprietà del materiale legamentoso, e sugli effetti di pretensionamento dei legamenti sui risultati ottenuti. Generalmente però non si sono validati i risultati da modello con dati sperimentali ottenuti da uno specifico paziente. Perciò, questi modelli non tengono conto delle variazioni anatomiche (geometria delle ossa e orientazione dei legamenti) o delle proprietà materiali dei tessuti molli (rigidezza dei legamenti) tra diversi pazienti. Inoltre, nessuno studio presenta più di un modello e quindi i risultati non hanno grande forza a livello statistico per giungere a conclusioni.

Le tecniche di imaging, come la MR, esistenti permettono di sviluppare modelli basandosi sull'anatomia specifica di un singolo paziente senza essere invasive e quindi modificarne i parametri. I risultati di tali modelli possono essere sensibili alle specifiche caratteristiche anatomiche, come la curvatura delle superfici articolari e l'orientazione e la lunghezza dei legamenti. Perciò il modello rispecchia anche la cinematica e le caratteristiche meccaniche dello specifico caso. Molti ricercatori hanno sviluppato metodi per analizzare la cinematica 3D di articolazioni viventi del piede basati su immagini acquisite tramite risonanza magnetica. La 3D sMRI permette di misurare le caratteristiche di spostamento-carico in condizioni quasi-statiche delle articolazioni della caviglia e sottoastragalica, sia in vivo sia in vitro e per questo è chiamata 3D stress MRI (3D sMRI). Questa tecnica è molto vantaggiosa per comprendere la meccanica articolare al di là dei risultati sperimentali precedenti. Essa è non invasiva e può essere usata per valutare la cinematica 3D delle ossa interne, e i livelli di integrità delle strutture sottostanti. Per esempio, nello studio dei danni ai legamenti, la 3D sMRI permette di visualizzare le lesioni ai legamenti sia gli effetti di queste sulla meccanica delle articolazioni.

Modelli cinematici 2D

I freni geometrici (i.e. superfici articolari e legamenti rigidi) regolano il movimento dell'articolazione: perciò essi non aiutano a quantificare le forze tra le superfici articolari o le proprietà dei legamenti e la relazione carico-spostamento. Questi modelli sono stati sviluppati basandosi sull'osservazione che l'articolazione della caviglia si comporta come un sistema ad un grado di libertà, con un'asse movente di rotazione durante la flessione passiva. Il modello ha previsto il movimento planare del calcagno, l'orientazione e la lunghezza dei legamenti, l'asse di rotazione istantanea e il profilo della superficie astragalica. La loro applicazione è limitata in quanto non sono in grado di tener conto dei 6 gradi di libertà fuori piano, movimenti accoppiati tra le due articolazioni. Successivamente anche questi modelli si sono evoluti inserendo le risposte dell'articolazione della caviglia a prove a trazione anteriore e i legamenti collaterali con le loro proprietà. Tuttavia questa simulazione resta fondamentalmente inadeguata poiché avviene in un unico piano e non tiene conto dell'articolazione sottoastragalica.

Modelli dinamici di corpi rigidi 3D

Questi modelli del piede presentano le stesse limitazioni dei modelli FEM: geometria semplificata delle ossa, stima dell'innesto dei legamenti e limitate valutazioni sperimentali. Inoltre, la geometria articolare e le proprietà dei materiali dettano la dinamica del modello (ad esempio l'asse di rotazione di un'articolazione). Tuttavia molti modelli sono stati fatti imponendo un'asse di rotazione predefinita.

Modelli 3D di equilibrio statico

Questi modelli non contemplano il movimento degli assi della caviglia e della sottoastraglica o le descrizioni 3D della geometria delle superfici articolari. Dunque la loro utilità è limitata alla determinazione del ruolo svolto dalle strutture di supporto (tendini e legamenti) nell'equilibrio.

5.3. Il metodo agli elementi finiti per l'analisi delle funzionalità biomeccaniche del piede

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

Il metodo degli elementi finiti (FEM) è una tecnica numerica atta a cercare soluzioni approssimate di problemi descritti da equazioni differenziali alle derivate parziali riducendo queste ultime ad un sistema di equazioni algebriche. Benché esso competa in alcuni ambiti limitati con altre strategie numeriche (metodo delle differenze finite, metodo dei volumi finiti, metodo degli elementi al contorno, metodo delle celle, metodo spettrale, etc.), il metodo FEM mantiene una posizione dominante nel panorama delle tecniche numeriche di approssimazione e rappresenta il *kernel* di gran parte dei codici di analisi computazionali disponibili in commercio. In generale, il metodo agli elementi finiti si presta molto bene a risolvere equazioni alle derivate parziali quando il dominio ha forma complessa (come il telaio di un'automobile o il motore di un aereo), quando il dominio è variabile (per esempio una reazione a stato solido con condizioni al contorno variabili),

quando l'accuratezza richiesta alla soluzione non è omogenea sul dominio (in un crash test su un autoveicolo, l'accuratezza richiesta è maggiore in prossimità della zona di impatto) e quando la soluzione cercata manca di regolarità.

Gli esperimenti condotti su cadaveri hanno fornito dati utili sulla biomeccanica del piede, ma questi protocolli sono spesso tecnicamente complicati, costosi, e richiedono molto tempo. Un modello computazionale valido del piede permette di valutare i risultati potenziali prima di investire sul tessuto cadaverico. Rispetto al campione cadaverico, un modello riesce a fornire dati inaccessibili altrimenti, come valori di stress e strain interni.

L'accuratezza di un modello dipende dalla rappresentazione meccanica dei tessuti componenti. I dati sperimentali riguardanti le proprietà di molti dei tessuti dei piedi sono scarsi. Basandosi sui dati disponibili e su approssimazioni del primo ordine è possibile valutare quali tessuti abbiano un ruolo di primo piano dalla risposta nei modelli, e perciò permettere di condurre i nuovi esperimenti in modo controllato e mirato, ridimensionando così il ricorso ai tessuti cadaverici.

Le simulazioni potenziali condotte su modelli computazionali del piede accuratamente disegnati e rigorosamente convalidati includono le deformità conseguenti a danni neuromuscolari e legamentosi, risultati di interventi chirurgici, risposta al carico d'urto, rischi di rottura a seguito di particolari regimi di carico, e il ruolo relativo delle varie strutture anatomiche durante l'attività normale o anormale. Il modello può essere usato anche come mezzo utile per l'ottimizzazione dei parametri di design di apparati ortopedici, calzature specifiche, procedure e hardware chirurgici. Un modello può rappresentare un mezzo effettivo di conoscenza dei difficili movimenti tridimensionali e delle deformità del piede, e per verificare complesse teorie sulle funzionalità biomeccaniche del piede. La maggior parte dei modelli computazionali fino ad oggi hanno inglobato grossolane semplificazioni a causa dell'utilizzo di modelli del piede bidimensionali o basati su un numero limitato di strutture rigide connesse da giunture idealizzate. Date queste semplificazioni, non era possibile condurre analisi significative sulla cinematica delle ossa o sui carichi sui tessuti molli del piede. Recentemente, si è sviluppato un modello accurato avanzato e anatomicamente accurato del piede che, tuttavia, non possedeva tutte le articolazioni del piede tali da simulare correttamente le forze verticali di reazione del suolo. Inoltre, sono stati creati modelli geometrici del complesso piede-caviglia utilizzando la tecnica agli elementi finiti. Questi modelli prevedono una rappresentazione

tridimensionale dettagliata sia delle ossa sia dei tessuti molli del piede. Ancor più rispetto ai modelli semplificati, questi modelli dipendono dalla precisione dei dati sui materiali costitutivi di ogni tessuto modellato. Spesso si sono assunte proprietà lineari-elastiche. Poiché analisi sensibili sui parametri del modello non sono state effettuate, non è stata possibile una valutazione critica dell'appropriatezza delle numerose assunzioni fatte per il modello. Inoltre, questi modelli non hanno potuto essere validati con dati da esperimenti su cadaveri nella simulazione di una porzione del ciclo del passo.

Mentre i modelli computazionali hanno un'enorme potenziale nello studio della biomeccanica del piede, la loro utilità dipende fortemente da una sistematica strategia di costruzione del modello, dall'analisi critica delle assunzioni di progettazione, rigorosi confronti con i dati ottenuti da cadaveri ad ogni passo dello sviluppo del modello, e da sviluppi ulteriori del modello basati sulle proprietà tessutali ottenuti da cadaveri grazie ad analisi sensibili a loro volta fatte su modelli.

5.3.1. Realizzazione di modelli FEM

Poiché la distribuzione della tensione dipende dalla geometria e dalla struttura del modello utilizzato, è necessario sviluppare il modello in tutte e tre le dimensioni in modo tale da creare una rappresentazione quanto più realistica. I problemi di statica possono essere analizzati in condizioni quasi-statiche, a meno che non vi siano importanti non-linearità. Le soluzioni numeriche che si ottengono tramite FEM, prevedono che l'oggetto di interesse sia suddiviso in elementi discreti (mesh) e che sia assegnato un determinato grado polinomiale (p) per approssimare le funzioni che per ogni elemento del modello descrivono le variazioni che avvengono.

Nella figura sottostante si può notare come la scelta di una opportuna mesh sia rilevante ai fini di un'analisi più attenta.

Poiché la precisione dei dati dipende da questi due fattori, è sempre presente un errore dovuto alla discretizzazione che si può analizzare attraverso il metodo chiamato p -estensione, ossia tenendo fissa la mesh e aumentando il grado polinomiale. L'influenza delle considerazioni di modellazione ad esempio in uno studio per valutare la pressione nella fase di spinta, si può comprendere guardando le immagini di sotto, dove sono riportati i risultati ottenuti con tre modelli gerarchicamente sempre meno completi.

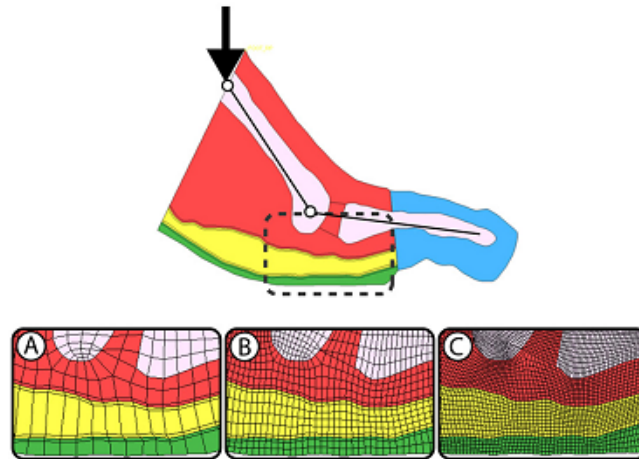


Figura 5.1: Modello 2D del secondo raggio comprensivo di ossa, pelle plantare e tessuto grasso, e una sezione di muscolo. Questo modello è stata usata per determinare gli effetti del raffinamento della mesh sulla predizione di variabili interne. Le immagini in basso mostrano l'area di contatto e la regione d'interesse per una versione di (A) 1.160 (B) 3.633 e (C) 15.066 elementi

La distribuzione di pressione per il modello completo si avvicina molto ai dati ottenuti attraverso F-scan; la rimozione della cartilagine tra le falangi non ha un grande effetto sul risultato, mentre negli altri casi i risultati sono profondamente diversi da quelli sperimentali.

La scelta dei parametri caratteristici dei vari tessuti influisce sul risultato e per questo deve essere accuratamente fatta.

Nella tabella sottostante si può vedere come, assegnando tre diversi valori di modulo di elasticità (E), la distribuzione della pressione sotto la seconda testa metatarsale (studio condotto da Actis et al., 2006) muti di conseguenza. Infatti si può osservare come cambiando il modulo elastico del tessuto cartilagineo influisca sulla distribuzione di pressione molto di più rispetto al cambiamento di E per il tessuto osseo o per i tendini o la fascia plantare.

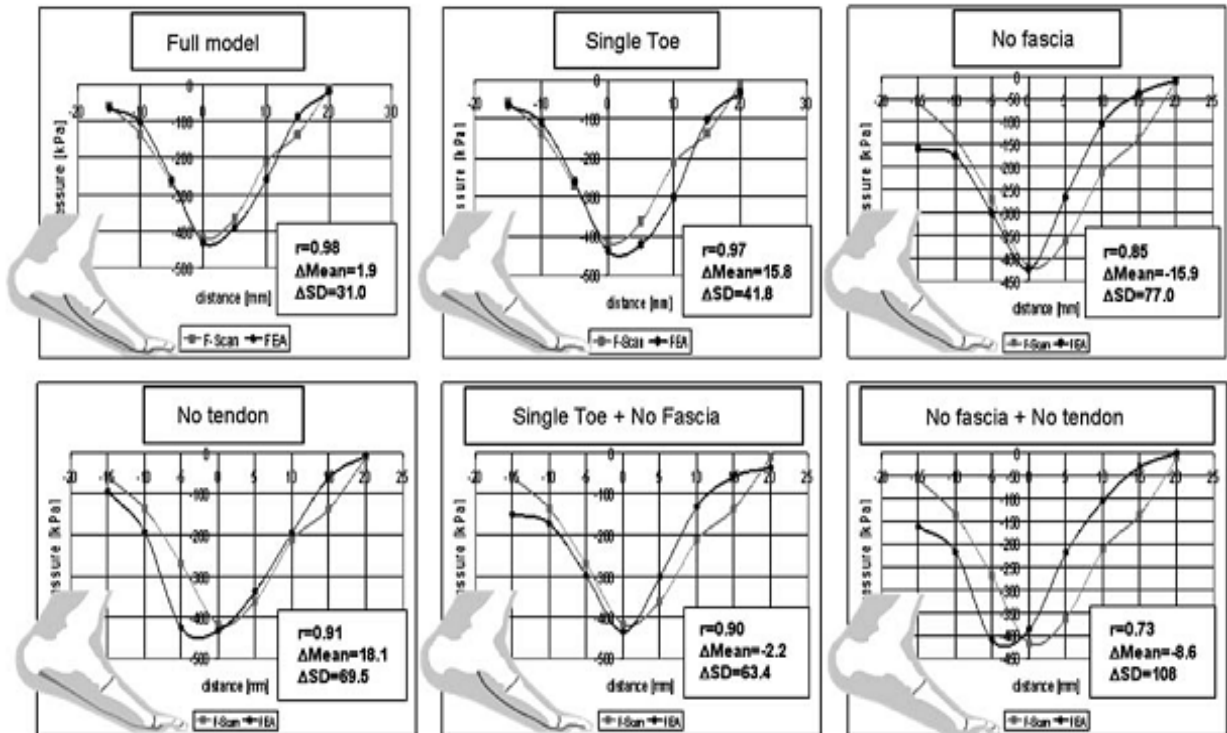


Figura 5.2: Distribuzione di pressione sul secondo raggio. Confronta tra risultati da FEA e misure F-scan, per sei modelli gerarchici, inclusa correlazione (r), bias (Δ media), e dispersione (Δ SD)

	Bone	Cartilage	Fascia	Tendon
E (MPa)	250	1.0	50	5
r	0.98	0.91	0.98	0.95
Δmean	1.0	3.1	0.9	1.5
ΔSD	31.0	74.2	27.4	46.7
E (MPa)	7,300	5.0	85	15
r	0.98	0.99	0.98	0.98
Δmean	1.9	-1.5	1.9	1.9
ΔSD	31.0	28.4	31.0	31.0
E (MPa)	10,000	10	120	30
r	0.98	0.96	0.98	0.98
Δmean	1.9	-5.3	2.4	3.8
ΔSD	31.0	42.7	34.1	30.5

Correlation (r), bias (Δmean in kPa) and dispersion (ΔSD in kPa) for different values of the modulus of elasticity (E)

Tabella 5.2: Effetti dei coefficienti dei materiali su ossa, cartilagine, fascia e tendine nella distribuzione di pressione sotto la seconda testa metatarsale

5.3.2. Modelli FEM proposti per l'analisi biomeccanica del piede

I più recenti modelli quantitativi che hanno analizzato il piede come una struttura meccanica hanno spesso introdotto semplificazioni rispetto alla geometria, proprietà meccaniche dei tessuti, e carichi muscolari.

Chu e altri nel 1995 hanno presentato un modello FE del piede asimmetrico per analizzare gli effetti sul piede di dispositivi ortopedici. Questo modello comprendeva strutture legamentose lineari elastiche e i tessuti molli, ma la complessa e articolata struttura dello scheletro è stata semplificata considerando come corpi unici alcune parti.

Successivamente Patil nel 1996 ha proposto un modello bi-dimensionale FE per analizzare la distribuzione di stress nel piede durante il passo, costruito sulla base di sezioni anatomiche trasversali bidimensionali ottenute da immagini radiografiche laterali e che costituisce comunque un passo in avanti nella ricerca condotta su piedi normali e patologici.

Nel 1999 Patil e altri studiosi mettono a punto un modello per valutare la distribuzione di stress nel piede all'aumentare della rigidità dei tessuti nei pazienti diabetici.

Nel 2003 Gefen analizza ancora più a fondo le relazioni tra infezioni diabetiche e micro-traumi di tessuti dovuti ad un'intensificazione della pressione sullo strato più profondo sottocutaneo piuttosto che sulla superficie epidermica.

La forma base del modello agli elementi finiti (FEM) proposto da Asai (2001) è stata ottenuta dalla semplificazione di un pre-esistente modello solido. Il sistema di assi del modello è stato scelto in modo che, rispetto al piede, l'asse X è orizzontale in direzione esterno-interno, l'asse Y verticale lungo la tibia e positiva verso l'alto, e l'asse Z posta di conseguenza. Le parti di tessuto duro del modello è costituito da 23 modelli di ossa, mentre i tessuti molli costituiti da 15 modelli di articolazioni, come ad esempio la sottoastragala.

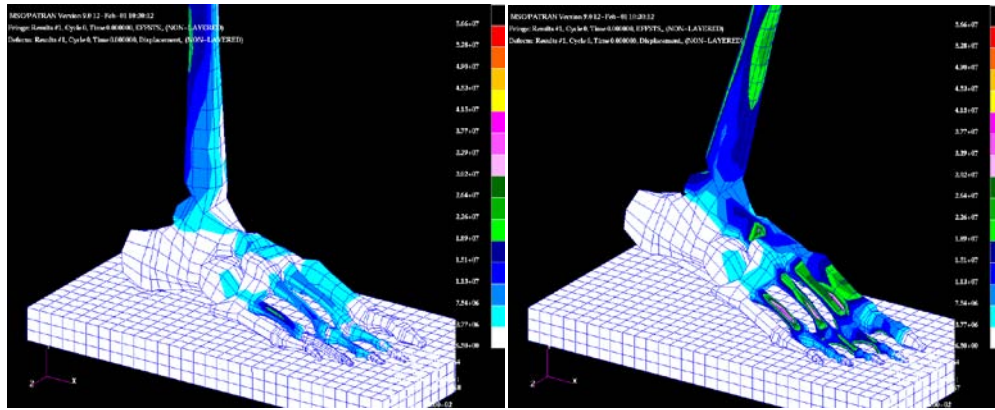


Figura 5.3: Esempio di curve di stress sulla forma deformata in analisi dinamica del transitorio. Velocità verticale iniziale di -1m/s; velocità iniziale di rotazione di 8.7 rad/s. Intervallo temporale di 30 ms

I legamenti e i retinacoli non sono stati graficamente rappresentati ma considerati nel calcolo della rigidità dei tessuti molli. La mesh e l'analisi statica e dinamica del modello FEM sono stati effettuati con processori predisposti. Per le proprietà del materiale si è scelto un modulo di Young del tessuto duro pari a 7.3 KPa, il modulo di Poisson di 0.3. Per i tessuti molli il modulo di Young è stato definito per 5 casi, da 1 Pa a 5 Pa a intervalli di 1 Pa, nell'analisi lineare statica. Per condizione al contorno si è applicato un carico di 300 N sulla troclea dell'astragalo, e fissati il lato inferiore del calcagno e la testa del metatarso. Per l'analisi dinamica del transitorio, il modulo di Young per i tessuti molli è stato scelto di alto valore. La velocità iniziale verticale d'impatto è stata posta a -1.0m/s.

Confrontando i dati ottenuti in vitro su cadavere con quelli ottenuti dal modello FEM sottoposto a carico verticale di 300 N si è compilata la tabella seguente.

	In vitro	FEM (modulo di Young=4 Pa)
Variazione altezza arco interno	2.90 mm	2.70 mm
Angolo di plantarflessione del calcagno	1.8°	3.0°

Tabella 5.3: Confronto tra i dati ottenuti in vitro e dal modello FEM

Nella simulazione di caduta verticale, il tempo di contatto tra il modello del piede e il modello di terreno, è stato di 22 ms, mentre il picco della forza verticale di circa 8400 N, per un modello di 60 kg. I risultati ottenuti sono molto simili a quelli ottenuti in vitro, anche se il picco di forza verticale supera il valore ottenuto per l'attività di corsa reale. Si è oltretutto osservato che le regioni sottoposte a maggiore stress sono i metatarsi in entrambe le analisi.

5.3.2.1. Modello FEM per la distribuzione della pressione in statica

L'analisi agli elementi finiti permette di ottenere risultati aggiuntivi rispetto a quelli ottenibili sperimentalmente anche per quanto riguarda la distribuzione del carico sulla superficie plantare, e quindi le informazioni riguardanti le relazioni di stress/strain interne al complesso piede-caviglia. Come precedentemente detto, i modelli FE sono spesso creati a scopi diagnostici o comunque per verificare determinati valori di interesse clinico, come la variazione di distribuzione di pressione sulla superficie plantare a seguito di patologie come il diabete che comporta un irrigidimento dei tessuti molli del piede (Jacob e Patil, 1999).

Per far ciò sono stati sviluppati diversi modelli FE, come quello proposto da Cheung et al. (2005) ottenuto da una ricostruzione 3D di immagini MR di un piede di un soggetto di 26 anni maschile sano. Le immagini coronali MR sono state rilevate a intervalli di 2 mm in posizione neutra senza l'applicazione di carichi. Il modello è costituito da 28 segmenti ossei. Le interazioni tra i metatarsi, i cuneiformi, il cuboide, lo scafoide e le alte ossa del piede sono state definite come superfici di contatto, che permettono relativi movimenti articolari privi di attrito. Nel modello sono stati considerati anche 72 legamenti e la fascia plantare: tutte le ossa e le strutture legamentose sono poi state inserite nel volume dei tessuti molli. Per le ossa e i tessuti molli si è usata una mesh di 54,188 elementi tetraedrici a 4 nodi, per i legamenti 98 elementi ad asta.

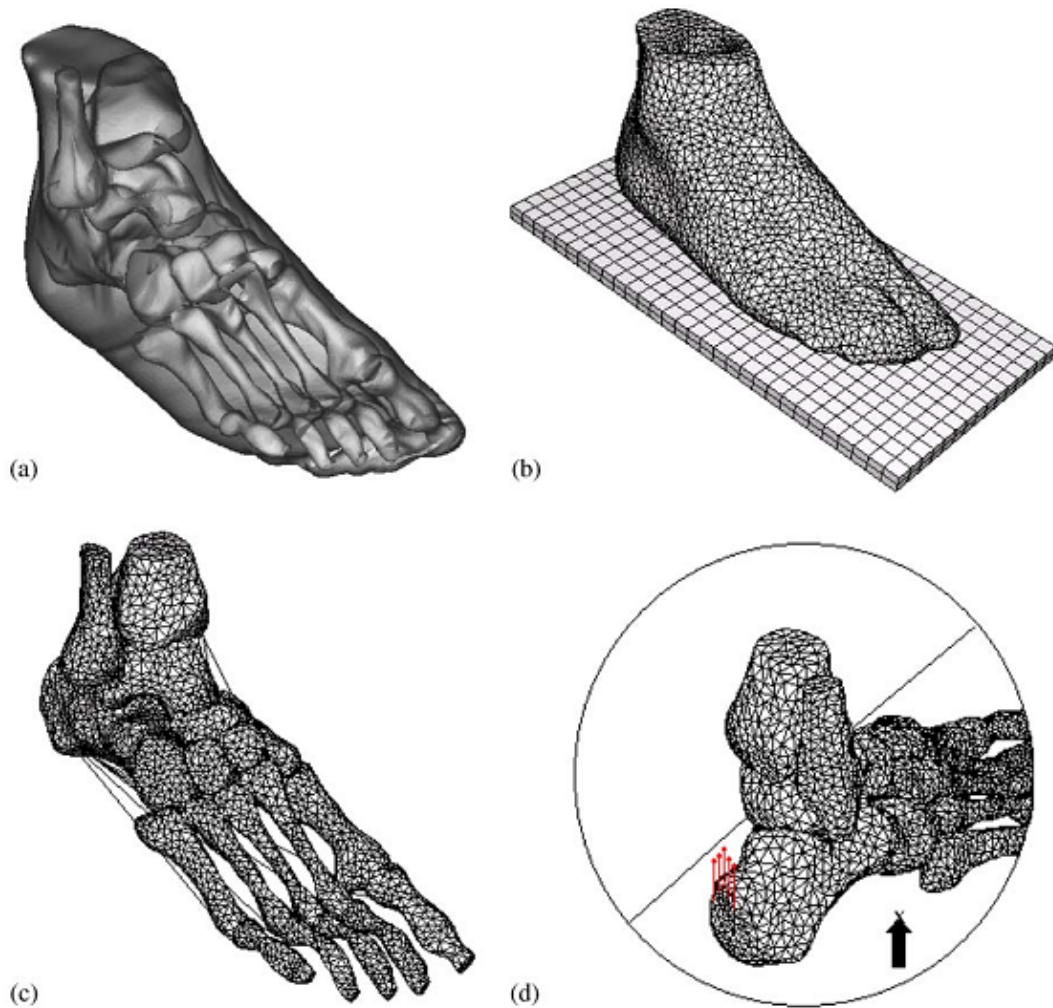


Figura 5.4: (a)Modello della superficie ottenuto da ricostruzione 3D di immagini MR e mesh FE (b) dei tessuti molli, (c) di strutture ossee e legamentose, e carico per simulare la stazione eretta (d)

Il modello è in grado di predire sia la distribuzione della pressione plantare sia le relazioni di stress/strain interne alle ossa e ai tessuti molli in diverse condizioni di carico.

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

Tabella 5.4: Proprietà dei materiali e tipi di elementi del modello agli elementi finiti.

La figura sottostante rappresenta la distribuzione di pressione plantare ottenuta attraverso un F-scan e la pressione plantare, le tensioni tangenziali plantari e le tensioni di von Mises (per materiali duttili, isotropi, con uguale resistenza a trazione e a compressione) nelle ossa del piede predette dalla simulazione fatta con modello FE di posizione eretta bilanciata.

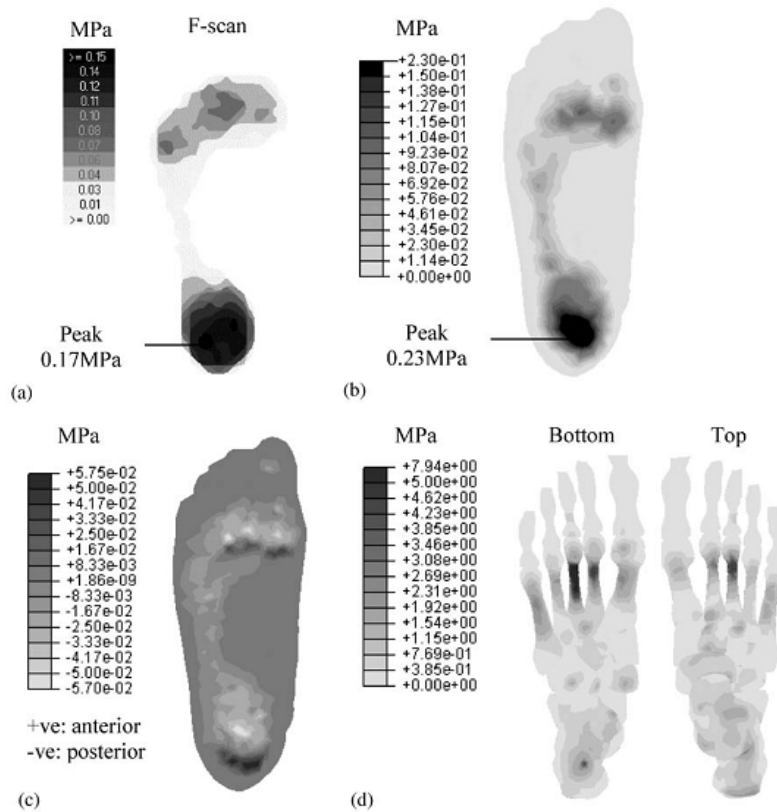


Figura 5.5: (a) Distribuzione di pressione plantare in posizione eretta da misure F-scan, (b) Distribuzione di pressione plantare predetta dal modello FE, (c) tensioni tangenziali antero-posteriori calcolate dal modello FE, (d) von Mises stress calcolate dal modello FE sulle ossa del piede, con rigidità normale

La superficie di area di contatto predetta dal modello è di circa 68 cm^2 mentre quella data dalle misure F-scan di 70 cm^2 . I picchi relativi di stress, come si può vedere, avvengono nel terzo metatarso anche se le giunzioni della caviglia e della sottoastraglica assieme alla giunzione dorsale calcaneo-cuboidea sono sottoposte ad alte tensioni.

Bone	Peak von Mises stress (MPa)			
	Normal	F2	F3	F5
Talus	2.89	2.47	2.33	2.11
Calcaneus	3.94	3.50	3.27	2.99
Navicular	1.47	1.18	1.10	0.96
Cuboid	1.58	2.06	2.11	1.88
Medial cuneiform	0.63	0.69	0.71	0.70
Intermediate cuneiform	1.42	1.29	1.18	1.01
Lateral cuneiform	2.22	1.84	1.54	1.09
1st Metatarsal	2.30	2.02	1.84	1.61
2nd Metatarsal	4.47	4.20	4.20	4.28
3rd Metatarsal	7.94	8.40	8.50	8.33
4th Metatarsal	2.32	2.62	2.79	2.92
5th Metatarsal	2.42	2.57	2.76	2.82
1st Toe	0.46	0.37	0.33	0.28
2nd Toe	0.34	0.40	0.43	0.43
3rd Toe	0.63	0.62	0.65	0.70
4th Toe	0.16	0.26	0.26	0.21
5th Toe	0.10	0.11	0.08	0.05

Tabella 5.5: Valori massimi di tensione secondo von Mises durante la posizione eretta con diversi gradi di irrigidimento dei tessuti molli (due, tre, cinque volte la rigidità normale)

Le misure ottenute dal modello FE sono generalmente comparabili con quelle ottenute sperimentalmente anche se talvolta i valori si discostano dalle misure F-scan. Questo è dovuto alle semplificazioni introdotte: alle ossa e alle strutture legamentose sono state assegnate proprietà elastiche lineari ad omogenee e i legamenti tra le dita e altri tessuti connettivi, come le capsule articolari, non sono state considerate, inoltre forze muscolari estrinseche ed intrinseche non sono state simulate (solo la tensione sul tendine d’Achille è stata considerata).

5.3.2.2. Modello FEM per l’analisi dinamica

Ledoux et al. (2002) ha sviluppato un modello agli elementi finiti basandosi su TAC effettuate sul piede di un cadavere maschile di 67 anni acquisite a intervalli di 1 mm. Attraverso algoritmi specifici ogni osso è stato costruito con una mesh superficiale formata da quadrilateri a 4 nodi, mentre il tessuto molle plantare con una mesh di elementi esaedrici a 8 nodi.

I legamenti sono stati modellati come molle a 2 nodi stese tra due superfici ossee. L’aponeurosi plantare è stata modellata come una molla centrale con origine sul lato

plantare del tubercolo mediale del calcagno, che si scinde poi in tre parti inserendosi nei lati plantari della prima, terza e quinta testa metatarsale. Alle superfici ossee spesse 1 mm sono state assegnate le proprietà tipiche dei tessuti rigidi.

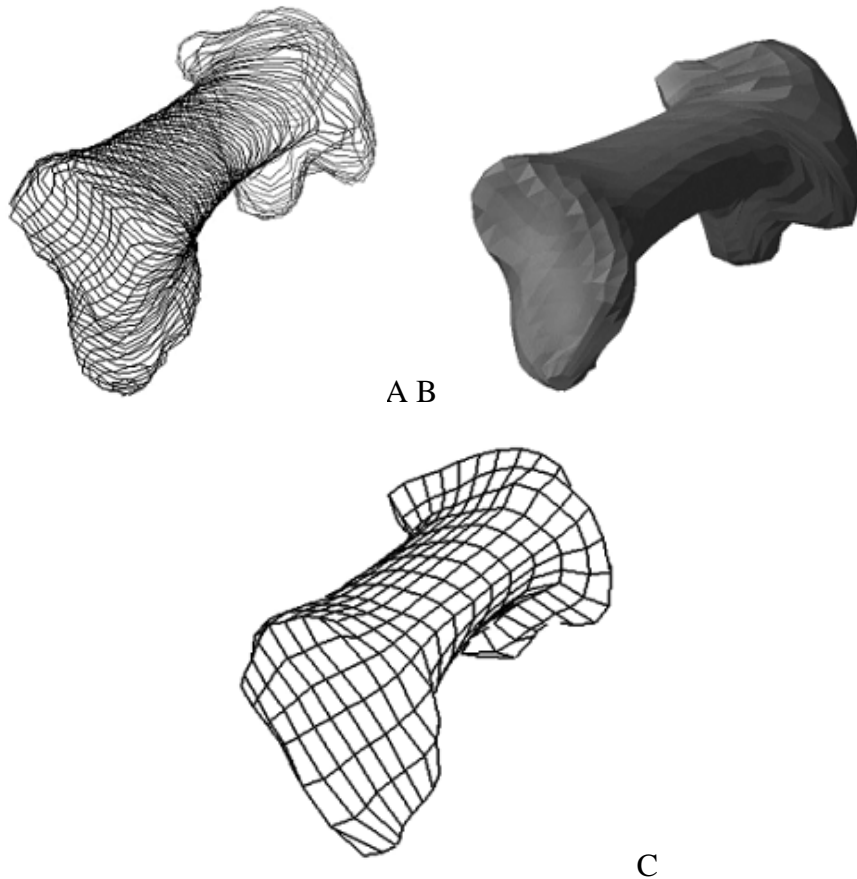


Figura 5.6: A: Immagine 3D del primo metatarso ottenuto da sovrapposizioni di fette 2D, B: Superficie 3D del primo metatarso, C: Mesh rappresentante la geometria della superficie del primo metatarso

Per conferire appropriate proprietà di massa ad ogni modello cavo di osso, sono state creati due reticoli diversificati per la parte interna trabecolare dell'osso (elementi esaedrici) e per la parte esterna corticale (elementi quadrilateri). Assegnando uno spessore di 1 mm all'osso corticale, come stimato dalla TAC, e una densità di 0.5 g/cm^3 e di 1.7 g/cm^3 , all'osso trabecolare e all'osso corticale rispettivamente, è stata calcolata la massa totale delle ossa del piede e della caviglia, 0.310 kg.

Agli elementi superficiali è stata assegnata una densità di 4.12 g/cm^3 in modo tale che la massa totale delle ossa cave del modello effettivo equivalesse alla massa totale calcolata per la mesh ossea costituita da tessuto corticale e trabecolare. Per limitare il numero delle assunzioni sulle proprietà dei materiali, il modello è stato semplificando raggruppando alcune ossa andando così a formare singoli corpi rigidi: tibia e perone, le teste metatarsali con le falangi, lo scafoide e tre cuneiformi.

Alle molle prive di massa che rappresentano i legamenti e l'aponeurosi plantare è stata assegnata rigidità lineare in tensione (valori noti in letteratura), e nessuna rigidità in compressione. Per i legamenti di cui non sono riportate la rigidità, questa è stata calcolata da ordinate relazioni basate sulla lunghezza dei legamenti e/o la sezione di area trasversale. Se era disponibile solo la lunghezza (l) del legamento, la rigidità (k) è stata calcolata come:

$$k = 2818(1/l) - 3.25$$

Se invece erano disponibile solo area (a) e lunghezza, la rigidità è stata calcolata come:

$$k = 148(a/l)^{0.37}$$

Al tessuto molle plantare è stata assegnata una densità di 1 g/cm^3 , e caratteristiche di quasi non-comprimibilità e non-linearità di stress-strain. È stato scelto un coefficiente d'attrito (COF) di 10.0 tra i tessuti molli plantari e le ossa e tra questi e il suolo, e un COF di 0.3 tra ossa adiacenti a simulare le interazione della cartilagine articolare (che per il modello è stata calcolata valutando lo spazio tra le ossa poiché non era possibile una misura diretta in vitro). Le rotazioni dell'astragalo, del calcagno, e del cuboide, misurate in esperimenti su cadaveri, sono state usate per simulare i passaggi tra i movimenti. Queste sono state ottenute da 11 campioni di piedi di cadaveri, sottoposti ad un carico verticale di 150 N, e da cui si sono ottenuti dati in inversione/eversione, dorsi/plantarflessione, rotazione interna/esterna per l'astragalo, il calcagno, lo scafoide e il cuboide. Proseguendo con la simulazione, nelle stesse condizioni di carico, si sono ottenuti risultati altamente correlati con quelli precedentemente valutati in vitro.

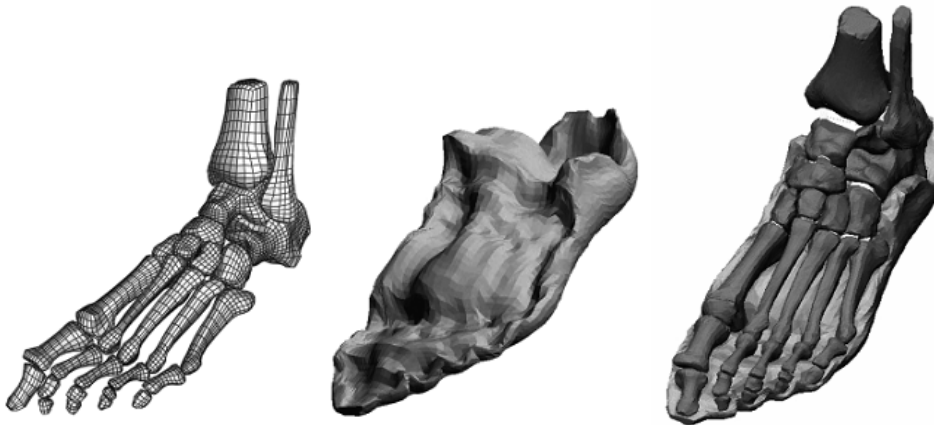


Figura 5.7: Sx: Mesh rappresentante la geometria di superficie delle ossa del piede, Centro: Rappresentazione 3D della geometria del tessuto molle plantare, Dx: Modello 3D comprensivo di ossa, tessuto molle plantare e cartilagine

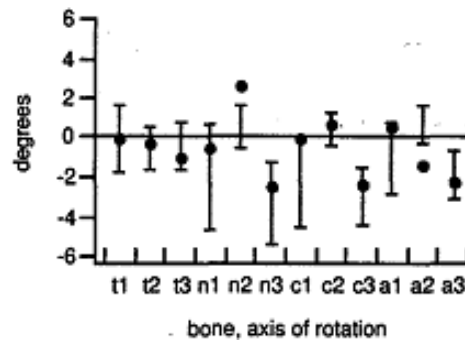


Figura 5.8: Cerchi: movimenti del retro piede valutati con il modello; Barre: movimenti medi ottenuti in vitro \pm deviazione standard.; t=talo, c=cuboide, n=scafoide, a=calcagno, 1=eversione/inversione, 2=dorsi/plantarflessione, 3=rotazione interna/esterna

Anche se capace di descrivere abbastanza fedelmente i movimenti del retro-piede, il modello proposto da Ledoux possiede diversi limiti: non sono stati considerati i muscoli, né la cartilagine, tutti i legamenti sono stati considerati lineari, con una conseguente sovrastima della rigidità, ed inoltre si è convalidato il modello solo in una precisa condizione di carico.

5.3.2.3. Modello FEM per la valutazione delle forze durante il passo

Non è possibile misurare in vivo le tensioni interne al piede, tuttavia è possibile predirle utilizzando un modello computazionale. In un modello di Jacob e Patil (1996) la geometria tridimensionale del piede è stata ottenuta da misure radiografiche medio-laterali e antero-posteriori fatte su un piede normale e da misure fatte su cadaveri. Un metodo approssimato di trattare i carichi dinamici che gravano nella normale attività è quello che si basa su analisi quasi-statiche aggiungendo poi le forze d'inerzia al peso del corpo. Huiskes e Chao (1983) hanno riportato che nel caso di caricamento quasi-statico sia l'osso corticale che il trabecolare hanno un comportamento elastico lineare per approssimazione. Sotto carico istantaneo o comunque di breve durata, si possono dedurre utili informazioni per modellare la cartilagine come un materiale elastico lineare. In questo modello, che prende in considerazione l'arco laterale e mediale del piede, si è assunto che il materiale osseo e la cartilagine siano omogenei, isotropi, e linearmente elastici.

Modulo di Young dell'osso	7300 N/mm ²
Modulo di Poisson dell'osso	0.3
Modulo di Young della cartilagine	10 N/mm ²
Modulo di Poisson della cartilagine	0.4
Rigidezza dei legamenti	1500 N/mm

Tabella 5.6: Parametri assunti per il modello FEM

Il piede è stato quindi idealizzato tramite l'assemblaggio di elementi solidi (brick) isoparametrici 8-nodi per rappresentare le ossa e le cartilagini, ed elementi a molla 2-nodi (spring) per i legamenti. Gli elementi presentano tre gradi di libertà in traslazione, la mesh usata è più fine nelle aree ad alto gradiente di stress.

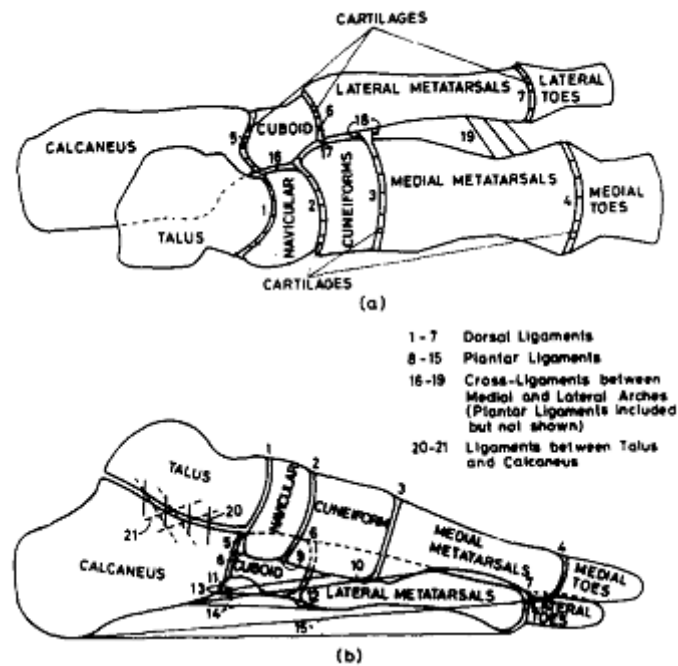


Figura 5.9: Diagramma schematico dello scheletro del piede: (a) vista dorsale, (b) vista mediale.

Durante la fase di pieno appoggio il peso del corpo è sorretto dal tallone e dall'avampiede. Si è simulato un peso 3.5 volte il normale carico gravante sull'articolazione della caviglia (350 N). Durante questa fase i principali muscoli attori sono il tricipite surale (TS), il peroniero lungo (PL), il peroniero breve (PB), il tibiale posteriore (TP), il flessore lungo dell'alluce (FHL), il flessore lungo delle dita (FDL) e l'adduttore dell'alluce. Le forze sul calcagno dovute ai muscoli FHL, FDL, e TP attorno al lato mediale della puleggia, e ai muscoli PL, e PB dal lato laterale sono state prese in considerazione nel modello, quella del muscolo TS dedotte dalla letteratura. Invece di considerare la zona d'innesto dei muscoli come puntuale essa è stata allargata ad un'area, come confermato in anatomia, per ridurre la concentrazione di stress nel punto d'innesto delle forze muscolari. Anche il carico sulla caviglia è stato distribuito lungo le direzioni longitudinali e medio-laterale.

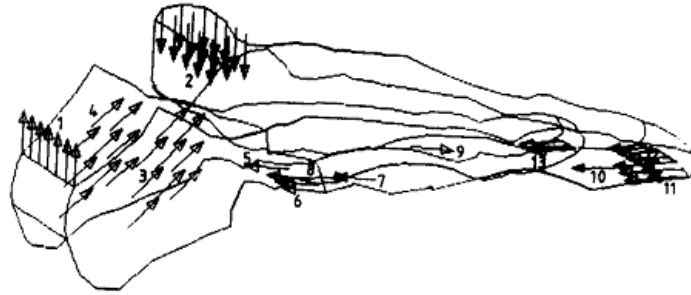


Figura 5.10: Forze agenti sul modello a due archi nella fase di pieno appoggio; 1: forze del TS; 2: forza sulla caviglia; 3: forze di reazione mediali dovute a FHL, FDL, TP; 4: forze laterali dovute a PB, PL; 5: forza muscolare PB; 6: forza muscolare TP; 7: forza muscolare PL; 8: forza muscolare adduttore alluce sull'arco mediale; 9: forza adduttore alluce sull'arco laterale; 10: forza adduttore alluce sulle dita; 11: forza muscolare dovuta FHL; 12: forza muscolare FDL sull'arco mediale e 13: sull'arco laterale.

Il modello FE contiene 1475 elementi solidi (brick) per rappresentare le ossa e la cartilagine, e 116 elementi a trave (rod) per i legamenti.

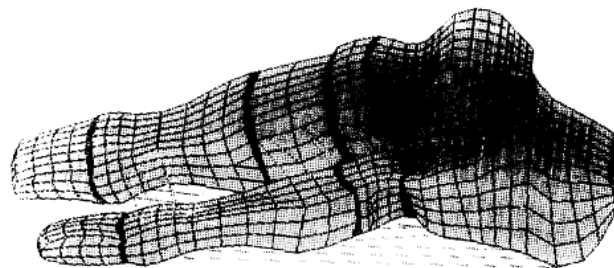


Figura 5.11: Discretizzazione agli elementi finiti del modello del piede nella fase di pieno appoggio

I risultati dell'analisi tensoriale sono riportati di sotto. Il massimo valore di stress (8.97 N/mm^2) sul lato dorsale della giunzione tra il calcagno e il cuboide. Un'altra regione ad alta tensione è il lato laterale dell'articolazione della caviglia (6.41 N/mm^2), il lato mediale dorsale della parte centrale dei metatarsi laterali (5.13 N/mm^2) e il collo dell'astragalo (4.49 N/mm^2).

Forces	Magnitude in Newton
Ankle joint force (FAN)	2100
Triceps Surae (TS)	550
Peroneus Longus (PL)	132
Peroneus Brevis (PB)	64
Tibialis Posterior (TP)	290
Flexor Hallucis Longus (FHL)	143
Flexor Digitorum Longus (FDL)	68
Reaction at medial pulley due to muscle forces FHL, FDL & TP	645
Reaction at lateral pulley due to muscle forces PL & PB	256

Tabella 5.7: Forze muscolari e forze dell'articolazione della caviglia agenti sul piede durante la fase di appoggio

Le tensioni principali sono di natura compressiva sulle regioni dorsali, sulle teste dei metatarsi e sulla regione delle dita, mentre è di tensione sul lato plantare dello scafoide. Questo si poteva prevedere poiché il lato dorsale del piede e i punti di contatto col suolo subiscono compressione; il lato plantare dove si trova il legamento 'spring' è sottoposto a tensione, poiché il legamento si tende a punti di alta tensione.

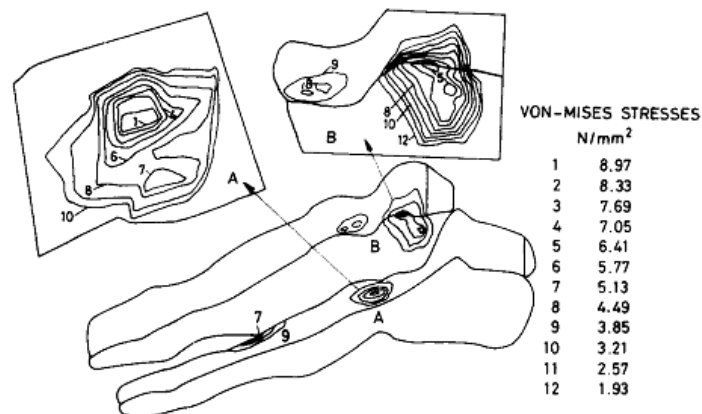


Figura 5.12: Vista laterale della distribuzione di stress secondo von Mises sul modello FE

CONCLUSIONE

La prospettiva di creare un “umano virtuale” basandosi su modelli che descrivono le relazioni esistenti tra struttura e funzionalità attraverso svariate scale dimensionali è sempre più vicina. Tutto questo però è una conseguenza di grandi passi avanti nella ricerca in molti campi quali la biologia, la chimica, l'ingegneria, la medicina, la tecnologia. Grazie a tutti questi fattori nel presente lavoro è stato possibile mettere in luce le proprietà morfologiche, biomeccaniche e funzionali di alcune strutture legamentose e tendinee del piede. Da una sommaria descrizione anatomica del piede e delle sue componenti si è potuto comprendere come questo distretto anatomico sia caratterizzato da un altissima complessità strutturale degna delle azioni fondamentali che il piede svolge per l'organismo e che permettono a quest'ultimo di distinguersi da tutti gli altri esseri viventi.

Si è passato quindi ad analizzare, dal punto di vista strutturale e biomeccanico, i tessuti connettivi molli, ossia quei tessuti biologici caratterizzati da un'abbondante matrice extracellulare (ECM) che attraverso le sue componenti, sostanza amorfa e strutture fibrose, determina le proprietà meccaniche di questi. Le proprietà del tessuto infatti dipendono dalle caratteristiche delle singole fasi costituenti e dalle interazioni biologiche e meccaniche che si manifestano tra le medesime in conseguenza all'applicazione di uno stimolo esterno.

Nell'ambito dell'analisi istologica della ECM ci si è soffermati in particolare sulla caratterizzazione biomeccanica delle sue componenti fibrose, collagene ed elastina. Questi due tipi di fibre pur distinguendosi per la composizione e conformazione microscopica delle componenti, sono caratterizzate da una risposta a trazione molto simile: una prima fase a bassa rigidità in cui le catene macromolecolari cominciano ad allinearsi lungo la direzione di applicazione del carico, seguita da una fase ad alta rigidità in cui i legami inter- e intrafibrillari passano in trazione. La sostanza amorfa è invece responsabile del caratteristico comportamento a compressione di questi tessuti, i quali mostrano una dipendenza dal tempo (viscoelasticità).

Si è visto inoltre come le proprietà stesse dei tessuti permettano di comprendere il ruolo funzionale di tendini e dei legamenti. In confronto ai tendini, i legamenti spesso contengono una maggiore proporzione di fibre elastiche che giustifica la loro più elevata estensibilità ma più bassa rigidità e resistenza. Attraverso prove sperimentali si è dimostrato come tendini e legamenti mostrino una risposta a sollecitazione non-lineare e viscoelastica, e come inoltre le loro peculiari caratteristiche dipendano da vari fattori quali l'età, il sesso, l'allenamento, e la composizione microstrutturale.

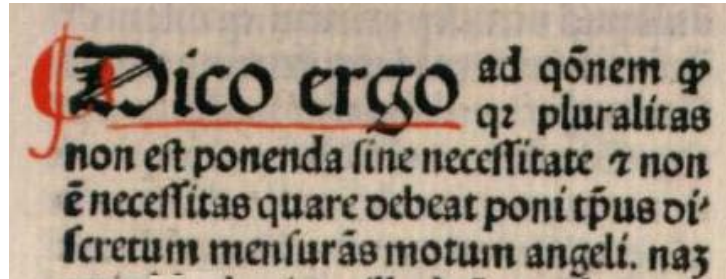
Tra i tendini, si sono considerati in particolare il flessore lungo dell'alluce e l'estensore comune delle dita, responsabili del movimento di flessione, il primo, ed estensione delle dita del piede, il secondo, ed in particolare ci si è soffermati sul comportamento a fatica di quest'ultimo servendosi di un particolare indice rappresentativo del danno che insorge all'interno della struttura tendinea col progredire del carico, il DR.

Rispetto a questi tendini, i peronieri permettono al piede movimenti multiplanari, anche se si è evinto che il ruolo primario sia quello di eversori-inversori del piede, agendo in particolare sulle articolazioni sottoastragalica e mediotarsica.

Per quanto riguarda i legamenti, si sono presi in considerazione i legamenti della giunzione sottoastragalica (legamento interosseo astragalo-calcaneare, ITCL), e dell'articolazione mediotarsica (in particolare il complesso del legamento a molla calcaneo-navicolare). Il legamento ITCL è importante per mantenere la stabilità della sottoastragalica: stabilizza in supinazione, e in parte anche in pronazione. Al di là delle sue precise conformazioni anatomiche (particolarmente confuse), il legamento a molla svolge due importanti funzioni: sostiene la testa dell'astragalo, provvedendo così alla stabilità dell'articolazione talocalcaneonavicolare, e agisce da supporto statico dell'arco mediale longitudinale.

Tutte queste nozioni hanno posto le fondamenta lo sviluppo di modelli numerici del piede, quale quelli agli elementi finiti. Si è visto comunque come questi modelli siano ancora limitati in quanto ammettono delle approssimazioni: non tutte le strutture legamentose e tendinee, infatti, vengono considerate e questo rappresenta un limite poiché, come si è evinto dal presente lavoro, queste strutture svolgono un ruolo complesso quanto fondamentale per la funzionalità del piede. È per questo motivo che questi modelli devono essere sempre convalidati e ne deve essere approvata l'effettiva utilità attraverso il

confronto continuo con dati sperimentali e dovrebbe essere applicato il principio del rasoio di Occam: i modelli devono essere il più semplici possibili in linea con il livello di dati sperimentali disponibili...



« *Entia non sunt multiplicanda praeter necessitatem [...] Pluralitas non est ponenda sine necessitate [...] Frustra fit per plura quod fieri potest per pauciora.* »

« *Non moltiplicare gli elementi più del necessario [...] Non considerare la pluralità se non è necessario [...] È inutile fare con più ciò che si può fare con meno.* »

...ma, come Einstein notò, non troppo semplici.

Bibliografia

Articoli

Magnusson S. Peter, Narici Marco V., Maganaris Constantinos N., Kjaer Michael, “Human tendon behaviour and adaptation, in vivo”, *The Journal of physiology*, 586 (1), p.71-81, Jan 2008

A.N.Natali, P.G. Pavana, E.L.Carniel, M.E.Lucisano, G.Tagliavero, “An isotropic elasto-damage constitutive model for the biomechanical analysis of tendons”, *MedicalEngineering&Physics*27(2005)209–214

Actis Ricardo L., Ventura Liliana B., Smith Kirk E., Commean Paul K., Lott Donovan J., Pilgram Thomas K., Mueller Michael J., “Numerical simulation of the plantar pressure distribution in the diabetic foot during the push-off stance”, *Medical & biological engineering & computing*, 44 (8), p.653-663, Aug 2006

Benedict J.V., Walker L.B., Harris E.H. , “Stress-strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendon”, *Journal of Biomechanics*, 1 (1), p.53-63, Jan 1968

Bolton Nicole R Mercer, Smith Kirk E., Pilgram Thomas K., Mueller Michael J., Bae Kyongtae T., “Computed tomography to visualize and quantify the plantar aponeurosis and flexor hallucis longus tendon in the diabetic foot” , *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 20 (5), p.540-546, Jun 2005

Carl William Imhauser, “The Development and Evaluation of a 3-Dimensional, Image-Based, Patient-Specific, Dynamic Model of the Hindfoot”-Tesi, Aug. 2004

Cheung Jason Tak-Man, Zhang Ming, Leung Aaron Kam-Lun, Fan Yu-Bo , “Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing--a material sensitivity study”, *Journal of biomechanics*, 38 (5), p.1045-1054, May 2005

Chimba Mkandawire, William R. Ledoux, Bruce J. Sangeorzan, Randal P. Ching, “Foot and ankle ligament morphometry”, *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Volume 42 Number 6, November/December 2005 Pages 809 — 820

Davis W. H., Sobel M., DiCarlo E. F., Torzilli P. A., Deng X., Geppert M. J., Patel M. B., Deland J., “Gross, histological, and microvascular anatomy and biomechanical testing of the spring ligament complex”, *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 17 (2), p.95-102, Feb 1996

de Palma L., Santucci A., Ventura A., Marinelli M., “Anatomy and embryology of the talocalcaneal joint”, *Foot and Ankle Surgery*, 9 (1), p.7-18, Jan 2003

George A. Arangio, Eric P. Salathe, “A biomechanical analysis of posterior tibial tendon dysfunction, medial displacement calcaneal osteotomy and flexor digitorum longus transfer in adult acquired flat foot”, *Clinical Biomechanics*, Volume 24, Issue 4, May 2009, Pages 385-390

Harish Srinivasan, Jan Edgar, Finlay Karen, Petrisor Brad, Popowich Terry, Friedman Lawrence, Wainman Bruce, Jurriaans Erik, “Sonography of the superomedial part of the spring ligament complex of the foot: a study of cadavers and asymptomatic volunteers”, *Skeletal radiology*, 36 (3), p.221-228, Mar 2007

Hintermann B., Nigg B. M., Sommer C., “Foot movement and tendon excursion: an in vitro study”, *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 15 (7), p.386-395, Jul 1994

J Rule, L Yao and LL Seeger, “Spring ligament of the ankle: normal MR anatomy”, *American Journal of Roentgenology*, Vol 161, 1241-1244,

Jung Ho-Joong, Fisher Matthew B., Woo Savio L-Y , “Role of biomechanics in the understanding of normal, injured, and healing ligaments and tendons”, *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 1 (1), p.9, May 2009

Jung Ho-Joong, Fisher Matthew B., Woo Savio L-Y, "Role of biomechanics in the understanding of normal, injured, and healing ligaments and tendons", *Sports medicine, arthroscopy, rehabilitation, therapy & technology : SMARTT*, 1 (1), p.9, Jan 2009

Ker R.F., "Mechanics of tendon, from an engineering perspective", *International Journal of Fatigue*, 29 (6), p.1001-1009, Jun 2007

Kirane Y.M., Michelson J.D., Sharkey N.A., "Evidence of isometric function of the flexor hallucis longus muscle in normal gait", *Journal of Biomechanics* Volume 41, Issue 9, 2008, Pages 1919-1928

Klein P., Mattys S., Rooze M., "Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: an in vitro study", *Journal of Biomechanics*, 29 (1), p.21-30, Jan 1996

Koji Hattoria, Shuji Hiraokab, Yukako Ishidab, Kazuya Sugimotoa, Yasuhito Tanakaa, Yusuke Moritac and Yoshinori Takakuraa, "Closed rupture of the extensor digitorum longus tendon: A case report and biomechanical analysis of rupture mechanism", *The Foot*, Volume 17, Issue 4, December 2007, Pages 220-223

Kubo K., Kanehisa H., Miyatani M., Tachi M., Fukunaga T., "Effect of low-load resistance training on the tendon properties in middle-aged and elderly women", *Acta physiologica Scandinavica*, 178 (1), p.25-32, May 2003

Kubo Keitaro, Kanehisa Hiroaki, Fukunaga Tetsuo, "Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures", *European journal of applied physiology*, 88 (6), p.520-526, Feb 2003

Leardini A., Stagni R., O'Connor J.J. , "Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex", *Journal of Biomechanics*, 34 (6), p.805-809, Jun 2001

Lina Melão, Clarissa Canella, Marcio Weber, Pedro Negrão, Debra Trudell, Donald Resnick, “Ligaments of the Transverse Tarsal Joint Complex: MRI–Anatomic Correlation in Cadavers”, *AJR*:193, September 2009

M. L. Hansen, J. C. Otis, S. M. Kenneally, J. T. Deland, “A closed-loop cadaveric foot and ankle loading model”, *Journal of Biomechanics*, Volume 34, Issue 4, April 2001, Pages 551-555

Maganaris CN, Paul JP., “Hysteresis measurements in intact human tendon”, *J Biomech.* 2000 Dec; 33(12):1723-7

Maganaris CN., “Tensile properties of in vivo human tendinous tissue”, *J Biomech.* 2002 Aug;35(8):1019-27.

Mansour Ramy, Teh James, Sharp Robert J., Ostlere Simon, “Ultrasound assessment of the spring ligament complex”, *European radiology*, 18 (11), p.2670-2675, Nov 2008

Mard Thomas Petre, “Investigating the internal stress/strain state of the foot using magnetic resonance imaging and finite element analysis”-Tesi, Agosto 2007

Otis James C., Deland Jonathan T., Lee Samuel, Gordon Jonathan, “Peroneus brevis is a more effective evertor than peroneus longus”, *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 25 (4), p.242-246, Apr 2004

P. P.Provenzano, D. Heisey, K. Hayashi, R. Lekes, R. Vanderby Jr., “Subfailure damage in ligament: a structural and cellular evaluation”, *Journal of Applied Physiology*, 92; 362-371, 2002

Patil Vishwas, Ebraheim Nabil, Wagner Ryan, Owens Christopher, "Morphometric dimensions of the dorsal calcaneocuboid ligament", *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 29 (5), p.508-512, May 2008

Pearsall Albert W., Hollis J. Marcus, Russel George V., Scheer Zachary, "A biomechanical comparison of three lower extremity tendons for ligamentous reconstruction about the knee", *Arthroscopy* 2003, vol. 19, no10, pp. 1091-1096

Peter J.Hunter, "Modeling Human Physiology: the IUPS/EMBS Physiome Project", *Proceedings of the IEEE*, Vol. 94, No.4, April 2006

Petre Marc Thomas, "Investigating the internal stress/strain state of the foot using magnetic resonance imaging and finite element analysis"-Tesi, Jan 2007

Rigozzi S., Muller R., Snedeker J.G., "Local strain measurement reveals a varied regional dependence of tensile tendon mechanics on glycosaminoglycan content", *Journal of Biomechanics*, 42 (10), p.1547-1552, Jul 2009

Rosenbaum D., Bertsch C., Claes L.E., "NOVEL Award 1996: 2nd prize - Tenodeses do not fully restore ankle joint loading characteristics: a biomechanical in vitro investigation in the hind foot", *Clinical Biomechanics*, 12 (3), p.202-209, Apr 1997

Schechtman H., Bader D.L., "Fatigue damage of human tendons", *Journal of Biomechanics*, 35 (3), p.347-353, Mar 2002

Schechtman H., Bader D.L., "In vitro fatigue of human tendons", *Journal of Biomechanics*, 30 (8), p.829-835, Aug 1997

Shanti Jacob, K.M.Patil, L.H.Braak, A.Hudson, "Stresses in a 3D two arch model of a normal human foot", *Mechanics Research Communications*, 23 (4), p.387-393, Jul 1996

T. -M. Chu, N. P. Reddy, J. Padovan, "Three-dimensional finite element stress analysis of the polypropylene, ankle-foot orthosis: static analysis", *Medical Engineering & Physics*, Volume 17, Issue 5, July 1995, Pages 372-379

T.Asai, H.Murakami, "Development and evaluation of a finite element foot model", *Proceedings of the 5th Symp. Of Footwear Biomechanics*, 2001, Zuerich (Switzerland)

Tochigi Y., Takahashi K., Yamagata M., Tamaki T., "Influence of the interosseous talocalcaneal ligament injury on stability of the ankle-subtalar joint complex--a cadaveric experimental study", *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 21 (6), p.486-491, Jun 2000

Tochigi Yuki, Amendola Annunziato, Rudert M. James, Baer Thomas E., Brown Thomas D., Hillis Stephen L., Saltzman Charles L., "The role of the interosseous talocalcaneal ligament in subtalar joint stability", *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 25 (8), p.588-596, Aug 2004

W.Ledoux, D.Comacho, R.Ching, B.Sangeorzan, "The development and validation of computational foot and ankle model", *Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference*, July 23-28, 2000, Chicago IL.

Testi

Alberghina L., Tonini F., "Biologia. Volume b: Dall'evoluzione biologica all'evoluzione culturale dell'uomo (2002)", Arnoldo Mondadori Scuola, Milano. pp. 622 - 628.

Crevaschi D., "Fisiologia generale, principi" (1991), Edi - Ermes, Milano. pp.621 - 642.

B. Young, J.W. Heath, "Atlante di istologia e anatomia microscopica del Wheater", Casa Editrice Ambrosiana, 3° edizione

Curtis H., N. S. Barnes (2003), "Invito alla biologia", Zanichelli, Bologna. pp.337 - 346 e pp. 477 - 481.

Di Bello C., "Biomateriali-introduzione allo studio dei materiali per uso biomedico", Patron Editore, Bologna 2004

Don W. Fawcett, "Bloom & Fawcett Trattato di Istologia", McGraw-Hill, 12° edizione

F.Pipino, L.Quagliarella, "Biomeccanica ortopedica e traumatologica", UTET

G.C.Balboni, A. Bastianini, E.Brizzi, "Anatomia Umana", edi-ermes

I.A.Kapandji, Vigot, "Fisiologia articolare-5^a edizione", Monduzzi Editore

Ingegneria clinica e biomedica, dispense del Prof. U.Andreaus

M.L.Root, W.P.Orien, J.H.Weed, "La funzionalità del piede normale e patologico-Volume II", Piccin

Morlacchi A., Belotti G., Gambino F., "L'impresa calzaturiera: progettazione, tecnica e organizzazione.", Tre Score B. Editrice San Marco, 1998.

Netter, "Atlante anatomico"

O.Casonato, A.Poser, "Riabilitazione integrata delle patologie della caviglia e del piede", Masson

S. Adamo, P. Carinci, M. Molinaro, G. Siracusa, M. Stefanini, E. Ziparo (a cura di), "Istologia di V. Monesi", Piccin Editore, 5° edizione.

S.A.Berger, W.Goldsmith, E.R.Lewis, "Introduction to bioengineering", Oxford University Press

Stella S., "I Quaderni Innovazione Per l'Industria Calzaturiera",Vigevano, Edizione Assomac, 2002.

Viladot A., "Patologia e clinica del piede", Verducci Editore, 1991.

Voet D. Voet J.G. (1993),"Biochimica", Zanichelli, Bologna. pp. 1290 - 1302.

