

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA



FACOLTA' DI INGEGNERIA

**VALUTAZIONE DELLA  
BIOMECCANICA E DELLA  
CINEMATICA DELL'ARTICOLAZIONE  
DELLA CAVIGLIA  
CON PARTICOLARE RIGUARDO AI  
LEGAMENTI**

Relatore: Ch.mo Prof. ARTURO N. NATALI

Correlatore: Ing. ANTONELLA FORESTIERO

Laureanda: ANNA RAUMER

**Corso di laurea triennale in Ingegneria Biomedica**

Anno Accademico 2009/2010



## Indice

<b>INDICE</b> .....	<b>3</b>
<b>INTRODUZIONE</b> .....	<b>7</b>
<b>Capitolo 1: Analisi morfometrica dell'articolazione della caviglia</b> .....	<b>9</b>
1.1 Caratterizzazione anatomica del piede .....	9
1.1.1 Componenti scheletriche del piede .....	10
1.1.2 Componenti legamentose del piede .....	11
1.1.3 Componenti tendinee e muscolari del piede .....	14
1.2 Caratterizzazione anatomica e morfometrica dell'articolazione della caviglia .....	17
1.2.1 Componenti ossee .....	18
1.2.2 Componenti legamentose .....	26
1.2.2.1 Le componenti del legamento collaterale laterale.....	27
1.2.2.2 Le componenti del legamento deltoideo .....	32
1.2.2.3 Legamenti che uniscono l'epifisi distali di tibia e perone .....	35
1.2.2.4 Il legamento intraosseo talocalcaneare e il legamento cervicale .....	37
1.2.3 Componenti tendinee .....	40
1.2.3.1 Tendini (estensori) anteriori.....	41
1.2.3.2 Tendini (flessori) mediali.....	42
1.2.3.2 Tendini laterali (peroneali).....	44
1.2.3.4 Tendine posteriore.....	46
<b>Capitolo 2: Analisi cinematica dell'articolazione della caviglia</b> .....	<b>49</b>
2.1 Ruolo delle articolazioni durante il passo.....	49
2.2 Definizione degli assi di rotazione attorno ai quali avvengono i movimenti della caviglia .....	54
2.3 Valutazione della cinematica dell'articolazione della caviglia e della giunzione subtalare .....	59
2.3.1 Movimento di plantaflessione e dorsiflessione .....	62
2.3.2 Movimento di inversione ed eversione .....	66
2.3.3 Movimento di adduzione ed abduzione .....	67

**Capitolo 3: Valutazione delle forze e dei momenti trasmessi alla caviglia.....7184**

3.1	Tipologia di forze agenti a livello della caviglia .....	71
3.1.1	Forze gravitazionali .....	71
3.1.2	Forze esterne (GRF).....	71
3.1.3	Forze Interne: forze muscolari .....	75
3.2	Regione di applicazione delle forze agenti sulla caviglia.....	84
3.2.1	Capacità della fibula di trasmettere il carico .....	85
3.2	Valutazione dei momenti agenti a livello dell'articolazione della caviglia.....	86

**Capitolo 4: Valutazione dell'influenza di patologie sulla cinematica della caviglia .....91**

4.1	Introduzione.....	91
4.2	Test clinici per la diagnosi dell'instabilità dell'articolazione della caviglia .....	94
4.2.1	Test eseguiti manualmente.....	94
4.2.2	Radiografia sotto carico .....	100
4.2.3	Artrografia .....	102
4.2.4	Risonanza Magnetica.....	104
4.2.5	Tomografia Computerizzata .....	105
4.3	Prove sperimentali sull'articolazione subtalare.....	106
4.4	Prove sperimentali sull'articolazione della caviglia.....	110
4.4.1	Prove in vitro .....	111
4.4.2	Prove in vivo.....	119
4.4.3	Tecniche sperimentali adoperate sia in vitro che in vivo.....	121
4.4.3.1	Descrizione della strumentazione utilizzata.....	121
4.4.3.2	Procedura sperimentale .....	124

**Capitolo 5: Indagine da letteratura sui modelli FEM del piede e della caviglia....131**

5.1	Introduzione.....	131
5.2	Evoluzione nel tempo dei modelli FEM del piede .....	133
5.2.1	Modelli cinematici 2D .....	134
5.2.2	Modelli dinamici 3D .....	134

5.2.3	Modelli specifici per pazienti diversi.....	135
5.3	Realizzazione modelli FEM.....	139
5.4	Modelli FEM relativi alla biomeccanica della caviglia.....	140
5.4.1	Modelli FEM per la valutazione della meccanica del retropiede in seguito a lesioni ai legamenti e a variazioni della morfologia articolare .....	143
	<b>Conclusione .....</b>	<b>159</b>
	<b>Bibliografia .....</b>	<b>161</b>
	<b>Ringraziamenti .....</b>	<b>173</b>



## INTRODUZIONE

I piedi sono perfettamente strutturati per sostenere il peso del nostro corpo; sono l'unica parte a contatto con il terreno quando si sta in piedi o durante qualsiasi tipo di spostamento. Anatomicamente essi sono composti da un numero altissimo di componenti ossee, che tra loro formano articolazioni complesse e numerose quali: l'articolazione tibio-tarsica; l'articolazione astragalo-calcaneare, chiamata comunemente subtalare; l'articolazione medio-tarsica detta di Chopart; l'articolazione tarso-metatarsica detta di Lisfranc, le articolazioni scafo-cuboidea, scafo-cuneiforme e metatarso-falangee.

Le prime due giunzioni menzionate assieme all'articolazione che si forma tra la tibia e la fibula, ossa dell'arto inferiore, formano una delle giunzioni più importanti del piede, ovvero il complesso dell'articolazione della caviglia.

Tra le articolazioni del piede la caviglia svolge un ruolo fondamentale per quanto riguarda la mobilità del piede stesso. Oltre ad unirlo alla gamba, essa permette al piede di compiere movimenti come la flessione del dorso o della pianta, la sua inversione ed eversione e rotazioni verso l'esterno o verso l'interno, alcuni dei quali sono fondamentali per compiere un passo, correre o salire e scendere le scale. Oltre che a permettere questi movimenti, alla caviglia spetta il compito di limitare il loro range massimo per evitare fratture o distorsioni. Tale articolazione è inoltre fondamentale in quanto permette di scaricare a terra il peso dell'intero corpo.

Il seguente studio ha lo scopo di descrivere le caratteristiche biomeccaniche e cinematiche della caviglia, mantenendo un riguardo particolare per la morfometria dei legamenti che circondano l'articolazione e il loro ruolo durante i movimenti compiuti dal piede.

Nel primo capitolo, si andrà dapprima ad analizzare in generale le strutture anatomiche del piede, quali le sue componenti ossee, legamentose e muscolo-tendinee; successivamente invece ci si concentrerà sulla valutazione morfometrica dell'articolazione della caviglia, caratterizzando in modo particolare i quattro complessi legamentosi presenti in zona, ovvero, il *legamento collaterale laterale*, il *legamento deltoideo*, i legamenti che formano la cosiddetta *sindesmosi tibioperonale* e i legamenti *propri dell'articolazione subtalare*.

Terminata la descrizione anatomica dell'articolazione, nel secondo capitolo, si procederà ad un'analisi cinematica, dapprima del piede introducendo e spiegando il significato di ciclo del passo (ciclo di gait), ed in seguito, dopo aver determinato il sistema di coordinate attorno al quale si generano i movimenti del piede, si è svolta una valutazione cinematica dell'articolazione talocrurale e subtalare. In questo capitolo ci si soffermerà a descrivere il ruolo dei legamenti in ogni singolo movimento permesso al piede dall'articolazione della caviglia, introducendo i concetti di range di mobilità, massimo e funzionale.

Proseguendo, si affronterà uno studio dinamico dell'articolazione, caratterizzando quindi forze e momenti agenti sulla caviglia durante il passo, generati dalle componenti muscolo-tendinee principalmente sollecitate. Queste analisi, cinematiche e dinamiche, ci permetteranno di introdurre il concetto di instabilità articolare che nel quarto capitolo verrà descritto attraverso lo studio di test diagnostici o sperimentali *in vivo* ed *in vitro*, utilizzati per identificare la presenza di lesioni ai legamenti causate principalmente da distorsioni in inversione, o per determinare caratteristiche biomeccaniche e morfologiche dei legamenti per creare modelli ad elementi finiti il più possibile corrispondenti al vero.

Esempi di modelli ad elementi finiti che rappresentano l'articolazione della caviglia, trovati in letteratura, saranno introdotti nel capitolo cinque. In particolare si descriveranno modelli progettati per rappresentare la dinamica del retropiede e per valutare la meccanica del retropiede in presenza di lesioni ai legamenti o di variazioni nella morfologia articolare.

Tale lavoro pone le basi per l'ampliamento della nostra conoscenza sulla biomeccanica e cinematica dell'articolazione della caviglia, per la progettazione di modelli ad elementi finiti più specifici, e per il progredire dell'uso della tecnologia in campo medico nella costruzione di impianti protesici il più possibile funzionali e corrispondenti al vero.

## CAPITOLO 1

# ANALISI MORFOMETRICA DELL'ARTICOLAZIONE DELLA CAVIGLIA

### 1.1 Caratterizzazione anatomica del piede

I piedi sono perfettamente strutturati per sostenere il peso del nostro corpo; sono l'unica parte a contatto con il terreno quando si sta in piedi o durante qualsiasi tipo di spostamento.

Le loro funzioni sono molteplici:

- agiscono come ammortizzatori, e scaricano tutto il peso del nostro corpo a terra
- aiutano nel mantenimento della postura durante il passo
- forniscono la propulsione, lo slancio e la flessibilità per camminare, saltare e correre.

Anatomicamente, il piede è costituito da due facce: dorsale e plantare. Dorsale si riferisce alla superficie superiore del piede, mentre plantare alla superficie inferiore del piede.



Fig. 1.1- Rappresentazione della struttura ossea del piede.

### *1.1.1 Componenti scheletriche del piede*

Il piede può essere suddiviso principalmente in tre parti: il piede anteriore, mediale e posteriore.

Il piede anteriore è costituito dalle dita, o falangi, e dai metatarsi. Ogni dito è costituito da più di un osso a causa della necessità per il movimento. In realtà, le dita sono composte da 14 ossa. L'alluce ha due falangi, mentre le altre dita hanno tre ossa ciascuno. I metatarsi sono le cinque ossa lunghe del piede situate proprio dietro le dita. Il primo metatarso è il più spesso e il più breve di queste ossa, mentre il secondo è il metatarso più lungo. Il primo metatarso assume queste sue specifiche dimensioni e la sua forma in quanto ha l'importante funzione di assistenza nella propulsione e deve sopportare la maggior parte del peso. Le dita sono collegate ai metatarsi da cinque articolazioni metatarso-falangee.

La porzione mediale del piede è costituita da cinque ossa di varie forme: l'osso navicolare (o scafoide), il cuboide e le tre ossa cuneiformi.

Più vicini alle dita si trovano le tre ossa cuneiformi e mezzo osso cuboide. La fila più vicina alla caviglia, invece, è costituita dalla metà posteriore del cuboide e dall'osso navicolare. La funzione principale di questa unità è di agire come un ammortizzatore. Infine, il piede posteriore o retropiede, è formato solo da due ossa, grandi e spesse. Il primo è il calcagno, il più grande osso del piede, di forma quadrangolare che forma il tallone. Il secondo osso è l'astragalo (o talo), che si trova sopra al calcagno e forma il fondo della caviglia. L'astragalo è di forma cubica e si articola con la parte inferiore del perone e della tibia, partecipa al movimento ascendente e discendente del piede, così come al movimento da lato a lato.

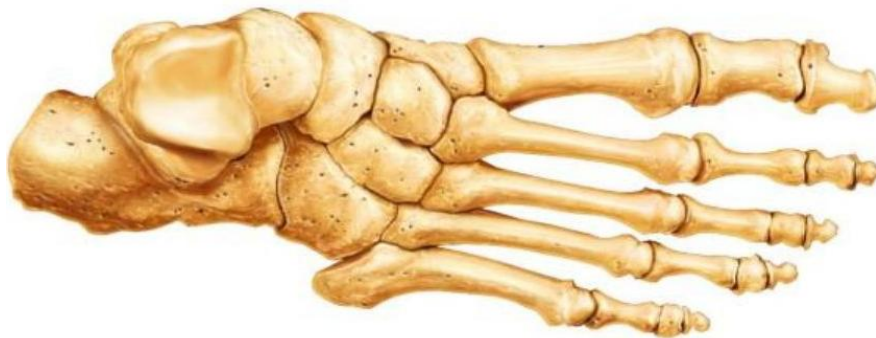


Fig. 1.2 - Componenti scheletriche del piede.

Anche se la presenza di una vasta quantità di ossa provvede alla fondazione e alla flessibilità del piede, il peso dell'intero corpo viene sostenuto, per la maggior parte, dalle arcate.

L'arcata più alta e più importante è quella mediale che si trova all'interno del piede, ed è formata da astragalo, calcagno, ossa cuneiformi e navicolari, e i primi tre metatarsi. Le caratteristiche principali di questo arco sono la sua elasticità, come risultato della sua altezza, e la sua debolezza a pressione. L'arco laterale si trova all'esterno del piede ed è costituito dal quarto e quinto metatarso, dal calcagno e dal cuboide. Questo arco ha solo una leggera elevazione ed è gestito da due legamenti forti.

L'ultimo arco è quello trasversale che coinvolge le basi delle cinque ossa metatarsali. La caratteristica distintiva dell'arco trasversale è che si estende per tutta la larghezza del piede e non per la sua lunghezza come gli altri archi (K. Moore et al, 1999).

### *1.1.2 Componenti legamentose del piede*

Il piede, oltre ad essere costituito da componenti ossee comprende anche una moltitudine di legamenti. Il loro scopo è quello di supportare le arcate e di stabilizzare le ossa.

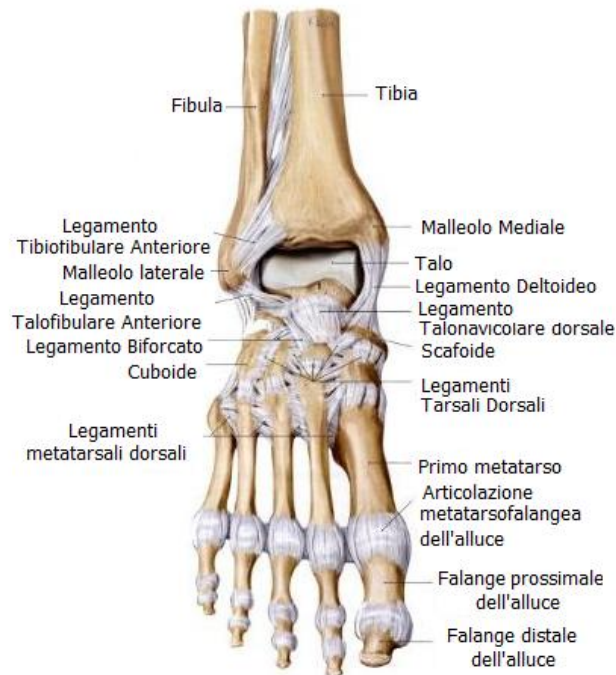


Fig. 1.3 - Componenti legamentose del piede.

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 le teste metatarsali. Questo legamento gioca un ruolo molto importante nella trasmissione del peso corporeo al piede durante la deambulazione e la corsa. In particolare quando il piede si eleva sulle punte staccando il tallone dal suolo l'*aponeurosi plantare* subisce una distensione.

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.

### 1.1.3 Componenti tendinee e muscolari del piede

I muscoli che interessano il piede si dividono in *dorsali* e *plantari*; quest'ultimi, a loro volta, occupano le regioni mediale, intermedia e laterale della pianta del piede.

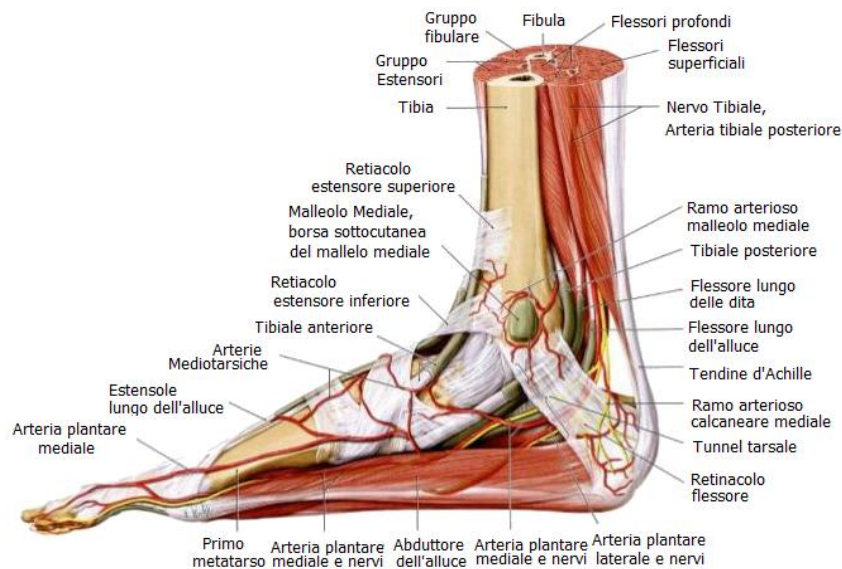


Fig. 1.4 - Componenti muscolo-tendinee del piede.

#### Muscoli dorsali del piede

La regione dorsale contiene un solo muscolo, *l'estensore breve delle dita o pedidio*; esso 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. Il tendine del 1° dito si inserisce alla base della falange prossimale del 2°, 3° e 4° dito. Il muscolo, contraendosi, permette l'estensione delle prime quattro dita.

#### Muscoli plantari mediali

La regione mediale comprende tre muscoli: *l'abduttore dell'alluce, il flessore breve dell'alluce, l'adduttore dell'alluce*.

Il *Muscolo abduttore 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 facciaprofonda 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 piú 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 3<sup>a</sup>, 4<sup>a</sup> e 5<sup>a</sup> 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 1<sup>a</sup> falange; il tendine del capo trasverso si unisce al tendine del muscolo flessore lungo dell'alluce. Contraendosi flette e adduce l'alluce.

#### Muscoli plantari laterali

I muscoli presenti nella regione laterale sono: il *muscolo abducente del 5° dito*, il *flessore breve del 5° dito* e il *muscolo opponente del 5° dito*.

Il *Muscolo abducente del 5° dito* è il piú 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. Di qui i fasci si portano in avanti, seguendo il margine laterale del piede, e vanno a terminare 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; si porta in avanti e si inserisce alla base della 1<sup>a</sup> 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.

### Muscoli plantari intermedi

La regione intermedia comprende: il *muscolo flessore breve delle dita*, il *muscolo quadrato della pianta del piede*, i quattro *muscoli lombricali* e 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 2<sup>a</sup> falange delle ultime quattro dita. Agisce flettendo la 2<sup>a</sup> 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 quattro e nascono dai tendini contigui del muscolo flessore lungo delle dita, con l'eccezione del 1<sup>o</sup>, il più mediale, che origina esclusivamente dal margine mediale del tendine destinato al 2<sup>o</sup> dito. Dall'origine, essi si portano in avanti e terminano sul lato mediale dell'estremità prossimale della 1<sup>a</sup> falange delle ultime quattro dita e sui tendini del muscolo estensore lungo delle dita. I muscoli lombricali flettono la 1<sup>a</sup> falange ed estendono la 2<sup>a</sup> e la 3<sup>a</sup> delle ultime quattro dita.

I *Muscoli interossei del piede* sono sette muscoli, di qui tre plantari e quattro dorsali, che occupano gli spazi intermetatarsali.

I tre *muscoli interossei plantari* occupano il 2<sup>o</sup>, il 3<sup>o</sup> e il 4<sup>o</sup> spazio intermetatarsale. Originano dalla faccia mediale del 3<sup>o</sup>, 4<sup>o</sup> e 5<sup>o</sup> 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 1<sup>a</sup> falange ed estendono le restanti due falangi del 3<sup>o</sup>, 4<sup>o</sup> e 5<sup>o</sup> dito.

I quattro *muscoli interossei dorsali* occupano la parte dorsale dei quattro spazi intermetatarsali. Originano dalle facce affrontate delle ossa metatarsali e si

inserirsi 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 1<sup>a</sup> falange ed estendono le altre due falangi del 2°, 3° e 4° dito; allontanano il 3° e 4° dito dal 2°.

## *1.2 Caratterizzazione anatomica e morfometrica dell'articolazione della caviglia*

Tra le articolazioni del piede la caviglia svolge un ruolo fondamentale per quanto riguarda la mobilità del piede stesso. Oltre ad unirlo alla gamba, la caviglia permette al piede movimenti come la flessione del dorso o della pianta, o la sua inversione ed eversione, fondamentali per compiere un passo, correre o salire e scendere le scale. Oltre che a permettere questi movimenti, alla caviglia spetta il compito di limitare il loro range massimo per evitare fratture o distorsioni. Tale articolazione è inoltre fondamentale in quanto permette di scaricare a terra il peso dell'intero corpo.

L'articolazione della caviglia consiste di una cupola a forma di forchetta costituita dalle porzioni distali della tibia e perone e, infilata tra loro, la troclea. La zona di congiunzione delle tre conformazioni ossee principali è formata da un fine strato di cartilagine, spesso mediamente 1.6 mm (Shepherd and Seedhom, 1999), il quale fa sì che le ossa durante un movimento "scorrano" tra loro quasi senza resistenza.

Il profilo cartilagineo nella caviglia consente, inoltre, al complesso "tibia-fibula" di adattarsi alla larghezza variabile della superficie articolare dell'astragalo attraverso, uno slittamento verso l'alto e movimenti mediali di rotazione della fibula, durante il movimento di dorsiflessione (larghezza massima) e attraverso un movimento inverso durante la flessione plantare (larghezza minima).

Oltre alla capsula articolare esistono delle robuste strutture legamentose che permettono il movimento e tengono assieme la struttura ossea. In particolare si tratta dei legamenti *Talofibulare Anteriore e Posteriore, Calcaneofibulare, Deltoideo, Tibio-Peroneale Anteriore e Posteriore, Interosseo Talocalcaneare e Cervicale*.

A queste complesse strutture si sommano muscoli, tendini e retinacoli.

I principali tendini che formano la caviglia sono: il *Tibiale Anteriore, l'Estensore lungo delle dita, l'Estensore lungo dell'alluce, il Tibiale Posteriore, il Flessore lungo*

delle dita, il *Flessore lungo dell'alluce*, il *Peroneo Breve*, il *Peroneo Lungo*, ed infine il *tendine d'Achille* (Dott. Alessandro Caprio).

### 1.2.1 Componenti ossee

La caviglia è composta a sua volta dalle articolazioni *tibio-peroneale distale*, *tibio-tarsica* e *subtalare*. Queste articolazioni sono formate dalle strutture ossee denominate: Tibia, Perone e Tarso.

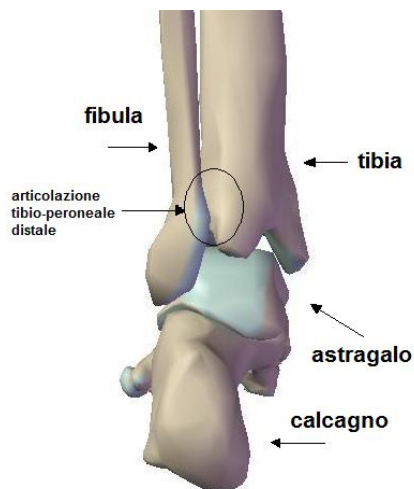


Fig.1.5 – Articolazione che compongono il complesso della caviglia; vista posteriore

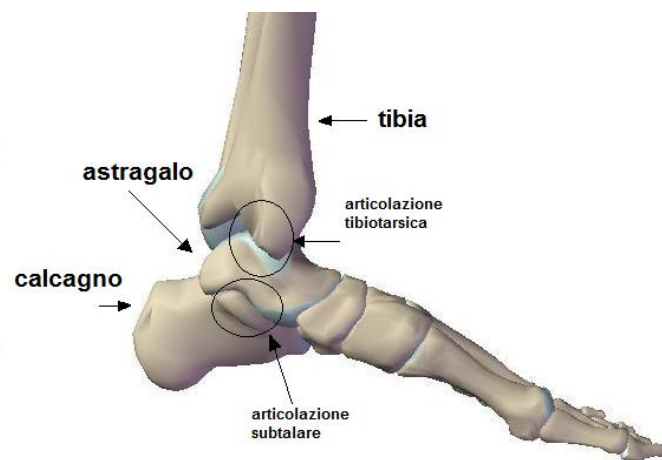


Fig.1.6 – Articolazione che compongono il complesso della caviglia; vista laterale

La **Tibia**, più interna, è un osso molto robusto, di forma triangolare nella sua estremità distale, parallelo al perone ed in linea con il femore. Durante il passo, nella fase di appoggio, le forze sostenute della caviglia sono di circa 5-7 volte il peso del corpo (BW-body weight) (Junitha et al, 2008).

La parte distale della tibia è formata da 5 superfici: inferiore, anteriore, posteriore, laterale e mediale (o malleolo mediale).

La superficie inferiore si articola con la superficie trocleare dell'astragalo, il bordo della superficie laterale risulta essere più largo rispetto a quello mediale ed infine il bordo della superficie anteriore è più lungo di quello posteriore.

Geometricamente, la superficie inferiore della tibia è una sezione di un tronco di cono caratterizzato da un angolo mediale conico generalmente di  $22^{\circ} \pm 4^{\circ}$ .

Quest'angolo è compreso in un range che va da 0°, corrispondente ad una superficie cilindrica, fino a 35° (Jason Robert Toy 2009).

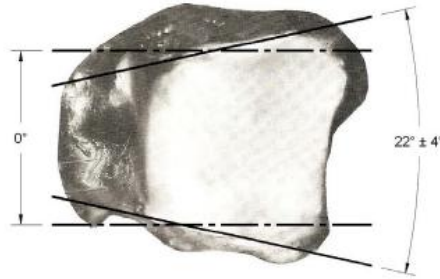


Fig.1.7- Visualizzazione dell'angolo mediale conico della superficie inferiore della Tibia. I due assi raffigurati rappresentano: direzione che avrebbe la superficie inferiore della tibia se corrispondesse ad un cilindro (asse orizzontale), e direzione della superficie reale che viene descritta come un tronco di cono.

Il **Perone** ( o Fibula) si presenta di circa 4-5 volte più sottile della tibia ed è 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 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 (Trentin S., 2009).

Anteriormente ed inferiormente, la fibula, è sede, rispettivamente, dell'inserzione del legamento Talofibulare Anteriore e del legamento Calcaneofibulare.

Posteriormente vi si trova un solco sagittale, destinato al passaggio dei tendini dei muscoli peronieri.

L'**Astragalo** è l'osso localizzato tra i due malleoli, laterale e mediale, e il tarso. Esso è ancorato attraverso legamenti forti ma non ha nessuna attaccatura tendinea. Nell'astragalo si distinguono una testa e un corpo separati dal collo. La testa presenta una faccia articolare per lo scafoide, mentre il corpo nella parte superiore è caratterizzato dalla troclea, che si articola con la tibia, e nella parte inferiore da tre facce articolari calcaneari: anteriore, media e posteriore (TSRM M. Battista).



Fig.1.8- Vista laterale dell' astragalo

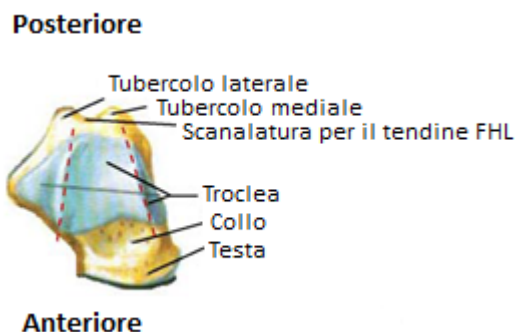


Fig.1.9- Visione superiore dell'astragalo

La lunghezza media dell'astragalo è di 48 mm e va da un minimo di 40 mm ad un massimo di 60 mm. La larghezza invece mediamente è di 37 mm, con un range di misura che va da 30 mm a 45 mm. Questi dati sono stati ricavati attraverso lo studio di 100 tali secchi (Sarrafian, 1993).

Usando un approccio analitico si ricavano misure di lunghezza e larghezza di  $53.74 \pm 3.95$  mm e  $35.86 \pm 3.3$  mm, rispettivamente (Ringleb et al, 2003). Questi studi misurano la morfologia attraverso tecniche di immagini di risonanze magnetiche attraverso le quali si ricavano dei modelli 3D (Udupa, J.K., et al., 1994).

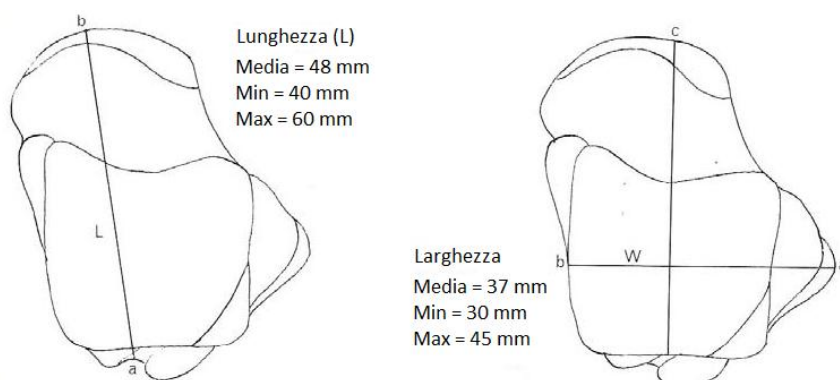


Fig. 1.10- Assi di misura della lunghezza (L) e della larghezza (W) dell'astragalo.

La troclea è stata comparata ad un tronco di cono il cui angolo alla sommità è mediamente di  $24^{\circ} \pm 11^{\circ}$ ; l'asse di rotazione si orienta secondo due angoli diversi: nel piano coronale, passa sotto e lateralmente all'apice dei due malleoli formando un angolo di  $82^{\circ} \pm 3.6^{\circ}$  con l'asse della tibia, e nel piano trasversale, dietro e lateralmente ad un angolo di  $20^{\circ}$ - $30^{\circ}$  con l'asse trasversale del ginocchio.

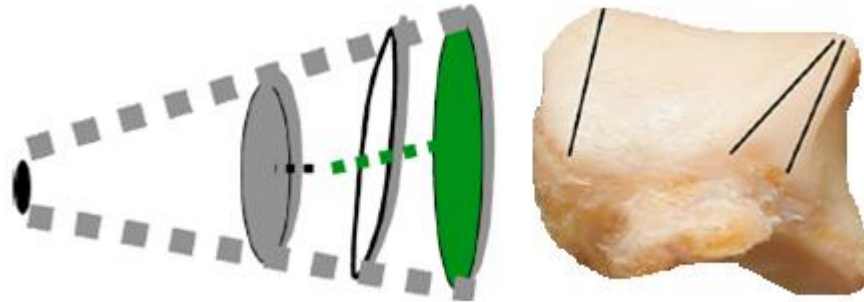


Fig.1.11- Morfologia dell'astragalo: tronco di cono asimmetrico.

Nel piano sagittale il collo dell'astragalo è deviato rispetto al corpo dell'astragalo stesso, formando un angolo di inclinazione che varia da soggetto a soggetto (Jason Robert Toy 2009). Nel profilo laterale, invece, è formato da un arco di cerchio e l'asse di rotazione passa sempre attraverso il centro di questo cerchio, in qualsiasi posizione si trovi l'osso (Barnett e Napier, 1952). Il raggio di curvatura della troclea è più piccolo sul lato mediale rispetto al laterale (Stiehl e Inman, 1991). Alcuni studi hanno determinato il raggio della cupola astragalica: attraverso l'utilizzo di radiografie di 23 caviglie normali e sei caviglie deformate si è trovato essere di  $21,79 \pm 3.22$  mm e di  $23,17 \pm 3.76$  mm rispettivamente nelle caviglie normali e deformi (Junitha et al, 2008). In uno studio simile con 21 caviglie normali, il raggio della cupola astragalica è stato di  $20,7 \pm 2,6$  mm (Hayes et al., 2006).



Fig. 1.12 – Raggio della troclea astragalica.

Infine, la parte inferiore dell'astragalo si connette con la faccia superiore del calcagno. La faccetta articolare inferiore e posteriore, speculare alla faccetta posteriore del calcagno, è di forma cilindrica e orientata verso il bordo anteriore della superficie trocleare.

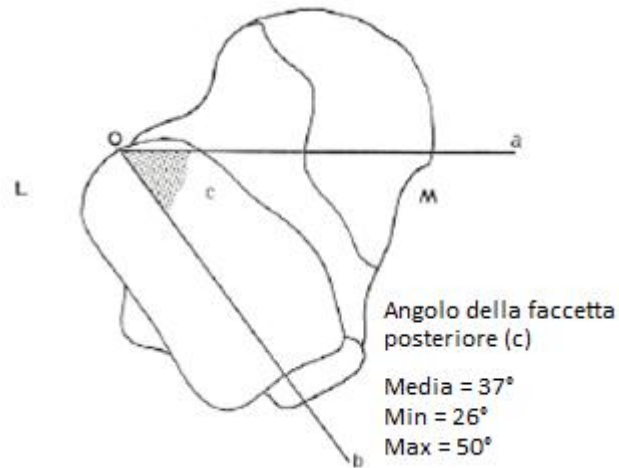


Fig.1.13- Astragalo- orientazione faccetta articolare inferiore e posteriore.

L'astragalo è un osso particolare sotto tre punti di vista. Innanzitutto, come detto in precedenza, non comporta alcuna inserzione muscolare: tutti i muscoli che vengono dalla gamba passano a ponte attorno ad esso, perciò è stato soprannominato osso “ingabbiato”, ed è ricoperto interamente da superfici articolari e da inserzioni legamentose per cui è soprannominato anche osso “rilegato”.

Infine l'astragalo, 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 bimalleolare e rinvia le compressioni in tre direzioni (Fig. 1.14, freccia 1):

- verso l'indietro, al tallone (Fig. 1.14, 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. 1.14, freccia 3), in direzione dell'arco interno della volta plantare, attraverso l'articolazione astragalo-scafoidea;
- verso l'avanti e in fuori (Fig. 1.14, freccia 4), in direzione dell'arco esterno della volta plantare, attraverso l'articolazione astragalo-calcaneale anteriore.



Fig. 1.14- Ripartizione delle sollecitazioni ricevute dall'astragalo.

Il **Calcagno** è il più grande osso del tarso. Posteriormente esso presenta una grande tuberosità, nella quale si inserisce il tendine di Achille, anteriormente, invece, presenta la faccia articolare per il cuboide e superiormente le tre faccette articolari astragaliche (anteriore, media e posteriore). Sulla superficie mediale vi è il sustentacolo dell'astragalo, che è un processo osseo che sporge medialmente, al disopra del quale si trova la faccia articolare astragalica media (TSRM M. Battista).

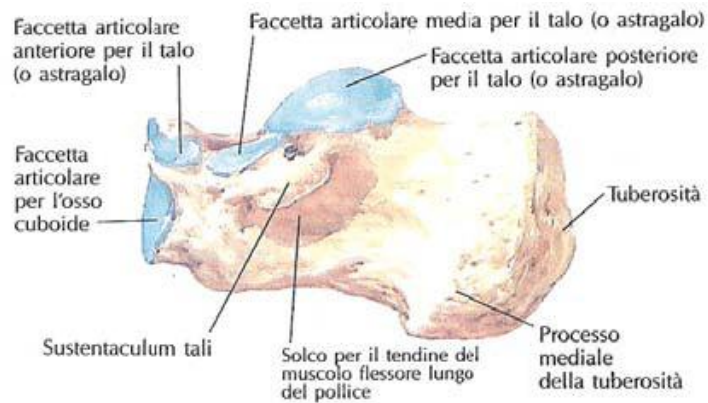


Fig. 1.15- Calcagno; vista laterale.

Le dimensioni del calcagno sono variabili; la lunghezza media è di 75 mm ed il range va da un minimo di 48 mm ad un massimo di 98 mm.

La larghezza media è di 40 mm con un minimo di 26 mm ed un massimo di 53 mm, infine, l'altezza media è approssimativamente il 50% della lunghezza, e quindi 40 mm con un range da 33 mm a 47 mm (Sarraffian, 1993).

La lunghezza del primo asse geometrico principale (L) è stata misurata anche attraverso una ricostruzione 3D di immagini ottenute attraverso la risonanza magnetica di 18 soggetti e il risultato è simile ai precedenti, ovvero  $78.48 \pm 7.14$  mm. Gli altri due assi principali, relativi alla larghezza (W) e all'altezza (H) sono risultati rispettivamente di  $39.89 \pm 4.44$  mm e  $37.54 \pm 4.74$  mm (Ringleb et al, 2003). L'asse L risulta, inoltre, essere inclinato positivamente rispetto al piano orizzontale da un minimo di  $10^\circ$  fino ad un massimo di  $30^\circ$ .

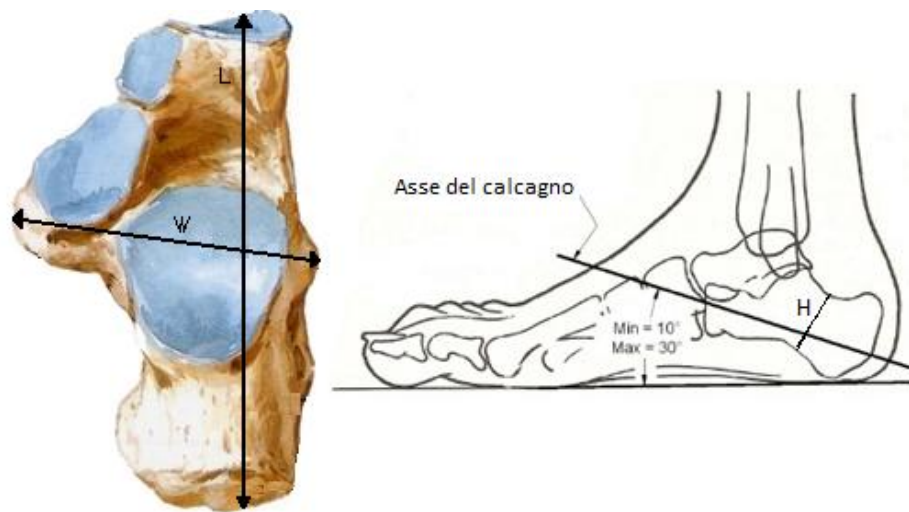


Fig.1.16- Orientazione degli assi L,W,H , e inclinazione dell'asse principale del calcagno.

Il calcagno ha molte funzioni a livello morfologico che variano da individuo a individuo come ad esempio: la configurazione delle faccette articolari anteriore, mediale e posteriore, l'inclinazione della superficie articolare posteriore e l'inclinazione e la misura del sostentacolo dell'astragalo.

Le tre faccette articolari possono presentarsi in tre modi: tutte e tre distinte e separate, l'anteriore e la mediale confluenti, o tutte e tre le faccette unite in un'unica superficie.

In aggiunta a queste tre superfici articolari principali, nel 7% dei casi, si possono trovare altre tre estensioni che corrispondono alla faccetta mediale, e che possono formare un'unione e una cancellazione del "canalis tarsi". La faccetta posteriore provoca un aspro cambiamento nell'orientazione relativa del segmento posteriore che

si abbassa anteriormente creando uno scalino con il processo anteriore (Sarraffian, 1993).

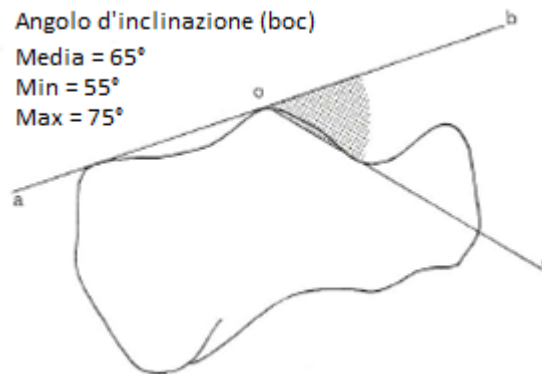


Fig. 1.17- Superficie articolare posteriore del Calcagno (angolo di inclinazione).

Altra sezione importante del calcagno è il cosiddetto sostentacolo dell'astragalo (*sostentaculum tali*), il quale è una specie di staffa triangolare da una base posteriore e un apice anteriore. Questa superficie si proietta anteromedialmente e si inclina anteriormente verso il basso di un angolo di 46° in media (min 30° e max 60°) (Sarraffian, 1993).

Le misure del sostentacolo variano; la larghezza misurata alla base è mediamente di 13 mm con un minimo di 8 mm e un massimo di 18 mm. Il rapporto tra la larghezza sostentacolare e la larghezza totale del calcagno è 0.33, con un minimo di 0.23 e un massimo di 0.47. Questi valori possono essere correlati con le funzioni sostenitive del sostentacolo relative alla testa dell'astragalo.

Il sostentacolo può anche essere classificato, in base alla sua lunghezza, come lungo o corto.

Un "*sostentaculum tali*" lungo è continuo lungo tutto il suo bordo mediale con il processo anteriore, tanto da essere associato alla fusione delle faccette articolari anteriore e mediale.

Un "*sostentaculum tali*" corto, invece, finisce improvvisamente anteriormente, tanto da essere associato all'interruzione tra le due faccette articolari (Jason Robert Toy, 2009).

### *1.2.2 Componenti legamentose*

Oltre alla capsula articolare esistono delle robuste strutture legamentose, che permettono il movimento e tengono insieme la struttura ossea. I legamenti della caviglia possono essere divisi, a seconda della loro posizione anatomica, in tre gruppi: i *legamenti laterali*, il *legamento deltoideo* sul versante mediale e i legamenti *della sindesmosi tibioperoneale* che uniscono l'epifisi distale della tibia e del perone.

Il segmento distale del perone e l'albero del malleolo laterale sono saldamente fissati alla tibia distale e formano un sistema mobile che abbraccia il corpo articolare dell'astragalo. I tre legamenti che uniscono l'albero distale del perone e del malleolo laterale alla tibia distale sono il *legamento anteriore tibioperoneale*, il *legamento posteriore tibioperoneale*, e il *legamento intraosseo*. Questo sistema di ossa e legamenti è noto come il complesso tibioperoneale.

Il malleolo laterale del perone è collegato all'astragalo dal *legamento taloperoneale anteriore e posteriore*. Il *legamento calcaneofibulare* attraversa il perone, decorre oltre l'astragalo, e si connette al calcagno. Questi tre legamenti compongono il *legamento collaterale laterale*.

Il malleolo mediale della tibia è collegato all'astragalo e al calcagno dal *legamento deltoideo*.

Il legamento deltoideo è diviso in due strati, superficiale e profondo, ciascuno dei quali è formato da fasci multipli. Il legamento deltoideo è costituito dal *legamento tibiotolare posteriore ed anteriore*, che collegano il malleolo mediale all'astragalo, e il *legamento tibionavicolare e tibiocalcaneare*, che collegano il malleolo mediale del calcagno.

L'astragalo è ben fissato al calcagno dal legamento cervicale e dal *legamento intraosseo talocalcaneare*, i quali rappresentano i principali legamenti dell'articolazione sottoastragalica.

Tutti i legamenti del complesso della caviglia variano, da soggetto a soggetto, in struttura, inserimento, orientamento e dimensione. (Jason Robert Toy 2009).

I legamenti giocano un ruolo importante nel mantenimento della stabilità passiva della caviglia; il loro ruolo è, infatti, quello di controllare e limitare il movimento tra le ossa che può comprendere una o più articolazioni.

### *1.2.2.1 Le componenti del legamento collaterale laterale*

#### Legamento Talofibulare Anteriore (ATFL)

L'ATFL decorre orizzontalmente dalla parte anteriore del Malleolo Laterale fino alla parte anteriore dell'Astragalo. Questo legamento è strettamente legato alla capsula dell'articolazione ed è solitamente composto da due fasce separate da rami vascolari dell'arteria perforante peroneale e della sua anastomosi con l'arteria del malleolo laterale. In letteratura sono state fornite numerose descrizioni dell'anatomia di questo legamento, variabili sotto l'aspetto della quantità di bande caratterizzanti l'ATFL, si parte da una singola fascia fino a tre.



Fig. 1.18- Vista frontale della caviglia. Evidenziato il legamento Talofibulare Anteriore.

Il legamento talofibulare anteriore ha il suo centro a circa 10 mm dalla punta del perone (misurato lungo l'asse del perone stesso). La sua larghezza complessiva è di 6-10 mm e non sembra variare notevolmente a prescindere dal numero di bande presenti, il che suggerisce che le variazioni osservate non modificano la funzione del legamento.

Il legamento scorre praticamente orizzontale lungo la caviglia in posizione neutra, durante la flessione dorsale ha una pendenza rivolta verso l'alto mentre in quella plantare subisce una flessione verso il basso. Durante quest'ultima flessione, la banda inferiore del legamento resta rilassata mentre la banda superiore diventa tesa. In

dorsoflessione, la fascia superiore rimane rilassata, mentre la banda inferiore diventa stretta (Golanò et al. 2010).

Il ATFL sostiene la caviglia in rotazione interna soprattutto quando il piede è in flessione plantare di 20 ° e non è caricato assialmente.

Il suo sezionamento, ovvero la recisione di alcune delle sue fibre, causa un incremento del 18% nella mobilità della caviglia sottoponendo il piede ad una coppia di 1 N/m. Il taglio netto, invece, aumenta l'inversione del piede di 5° (Rosenbaum et al. 1998) e la sua rotazione interna fino a 12,1° (Kjaersgaard-Andersen et al. 1991).

In flessione plantare, il ATFL si allunga notevolmente (58-87% della tensione) e assume un allineamento più parallelo con l'asse longitudinale del perone (Bahr, Pena, et al 1997), il che lo rende più suscettibile a lesioni in questa posizione.

Il ATFL supporta l'articolazione della caviglia anche in traslazione anteriore giocando però solo un ruolo parziale nel sostenere il retropiede in questo movimento, in quanto subisce una piccola elongazione (ceppo < 8%) quando viene caricato in questa posizione (Z-P Luo et al. 1997).

Il sezionamento di questo legamento quindi causa piccoli (< 3 mm), ma statisticamente, significativi aumenti nella mobilità della caviglia in questa direzione (Kjaersgaard-Andersen P et al. 1991).

Aumenta anche la zona di lassità (definita come la traslazione anteriore del calcagno sotto una forza di 2.5 N) di circa 2 mm.

Sezionamenti isolati dell' ATFL comportano una maggiore flessibilità del retropiede in questa direzione (Tohyama et al. 1995).

#### Legamento Calcaneofibulare (CFL)

Il CFL è il più forte dei legamenti che compongono il legamento collaterale laterale e forma la sua parte centrale. Esso è stretto tra la parte inferiore del malleolo laterale e il calcagno, decorre in direzione leggermente obliqua verso la zona posteriore del tallone. Questo legamento è attraversato in superficie dai tendini peroneali e da guaine che possono lasciare una concavità su di esso; solo 1 cm circa del legamento è lasciato scoperto. Nella sua sezione trasversale, il legamento è arrotondato e ha un diametro di circa 6-8 mm, mentre la sua lunghezza è di circa 20 mm.

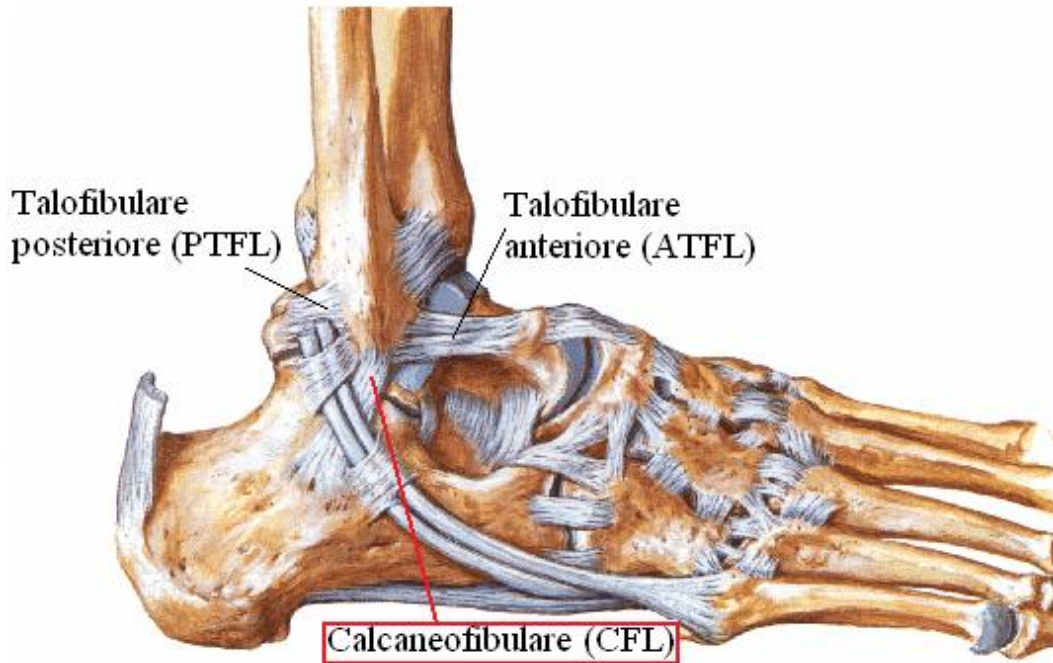


Fig. 1.19 - Vista Laterale della caviglia. Evidenziato il legamento Calcaneofibulare.

Il CFL diventa orizzontale durante l'estensione e verticale durante la flessione, rimanendo teso per tutto l'arco di tempo necessario per svolgere il movimento (Golanò et al. 2010).

Una rottura isolata del CFL determina un aumento significativo nella gamma di movimento del retropiede sia in inversione (15%), fino a 14° con una coppia di 3 N/m (Kjaersgaard-Andersen et al. 1991), che in rotazione interna (12%) (Chen J, 1989). Lo strappo di questo legamento causa invece una diminuzione significativa della coppia cinematica di inversione con rotazione interna (8%) e viceversa (9%), in flessione plantare con inversione (12%) e con rotazione interna (10%) (Chen J, 1989). Infine, sezionando il CFL si provoca un aumento della flessibilità in tutte le direzioni primarie di circa il 25%.

Il CFL resiste al 50% della resistenza della coppia di inversione (336-398 N/m) senza carico assiale.

Il suo contributo aumenta del 64% a 15° in flessione dorsale (Stormont et al. 1985). Sotto carichi di inversione il CFL si allunga notevolmente, circa il 24-49% della deformazione (Z-P Luo et al. 1997). Resiste inoltre a coppie di rotazione esterna in ogni condizione di carico assiale (Carl William Imhauser, 2004).

### Legamento Talofibulare Posteriore (PTFL)

Il PTFL nasce dalla fossa del Malleolo, che si trova sulla superficie mediale del malleolo laterale, decorre quasi orizzontalmente e si inserisce nella parte postero-laterale dell'astragalo. A causa dell'aspetto multifascicolare di questo legamento, la sua inserzione non avviene in una zona specifica. Le fibre si inseriscono nella faccia posteriore dell'astragalo, nel suo processo laterale o nel Os' Trigonum (tubercolo laterale in "pseudo-artrosi" della porzione posteriore dell'astragalo), se presente.

Alcune fibre possono contribuire a formare il tunnel per il tendine flessore dell'adduttore lungo. Inoltre, un gruppo di fibre si fondono con il legamento intermalleolare posteriore (Golanò et al. 2010).

Il PTFL limita la mobilità della caviglia e la sua flessibilità durante la rotazione esterna. Questi parametri crescono del 10% e 13% rispettivamente dopo il sezionamento del PTFL (Chen J, 1989).

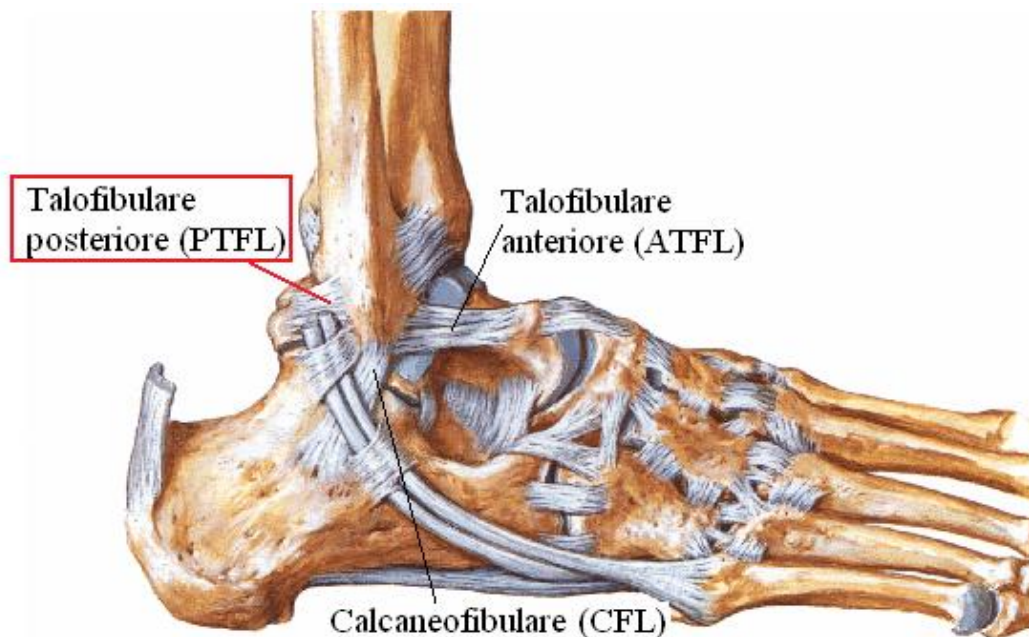


Fig.1.20-Vista Laterale della caviglia. Evidenziato il legamento Talofibulare posteriore.

Sezionandolo inoltre si riduce fino al 36% la coppia di rotazione esterna quando il retro piede è tenuto costantemente in questa posizione. Il legamento talofibulare posteriore resiste principalmente alla rotazione esterna quando il piede è in flessione plantare (Stormont et al. 1985). Esso si allunga moderatamente anche nella superficie

anteriore durante la flessione dorsale e plantare, dal 7% fino al 17% di deformazione (Z-P Luo, et al. 1997; Carl William Imhauser, 2004).

Di seguito vengono riportati alcuni valori morfometrici delle componenti del legamento collaterale laterale.

Legamenti	Taser et al.		Siegler et al.		Milner e Soames	
	Lunghezza	Larghezza	Lunghezza	Larghezza	Lunghezza	Larghezza
ATFL	22,37±2,50	10,77±1,56	17,81±3,05	-	13,0±3,9	11,0±3,3
CFL	31,94±3,68	4,68±1,34	27,69±3,30	-	19,5±3,9	5,5±1,6
PTFL	21,66±4,84	5,55±1,25	21,16±3,86	-	23,0±7,0	5,5±2,5
	Burks e Morgan		Sarrafian		Testut e Latarjet	
	Lunghezza	Larghezza	Lunghezza	Larghezza	Lunghezza	Larghezza
ATFL	24,8	7,2	12-20	5-8	-	-
CFL	35,8	5,3	20-40	4-8	30-40	4-5
PTFL	24,1	-	30	5	-	-

Tabella 1 - Morfometria del legamento collaterale laterale individuata in vari studi (Figen Taser et al. 2006).

Legamenti	Area (mm <sup>2</sup> )	Lunghezza (mm)	Area/Lunghezza (mm)
<b>ATFL</b>	62,85±21,92	18,89±2,97	3,488±1,655
<b>PTFL</b>	46,43±21,33	27,74±3,41	1,773±1,100
<b>CFL</b>	21,36±7,06	35,44±6,31	0,634±0,278

Tabella 2 - Morfometria dei legamenti della caviglia. ATFL -Legamento Talofibulare anteriore; PTFL-Legamento Talofibulare posteriore; CFL - Legamento calcaneofibulare. (Chimba et al. 2005).

### *1.2.2.2 Le componenti del Legamento Deltoideo*

Le descrizioni anatomiche del legamento deltoideo variano notevolmente in letteratura, tuttavia la maggior parte concorda sul fatto che sia composto di due strati: superficiale e profondo. Simile al PTFL, il legamento deltoideo è un legamento multifascicolare che origina nel malleolo mediale e si inserisce nell'astragalo, nel calcagno e nell'osso navicolare.

Il complesso del legamento deltoideo è composto da 4 legamenti sempre presenti (Fig. 1.22) che sono:

il *Legamento Tibio-Navicolare*, il *Legamento Tibiotalare posteriore profondo*, il *Legamento Tibiocalcaneare* e il *Legamento Tibiotalare Anteriore*; a volte il *Legamento Calcaneo-Navicolare* viene aggiunto al Deltoide.

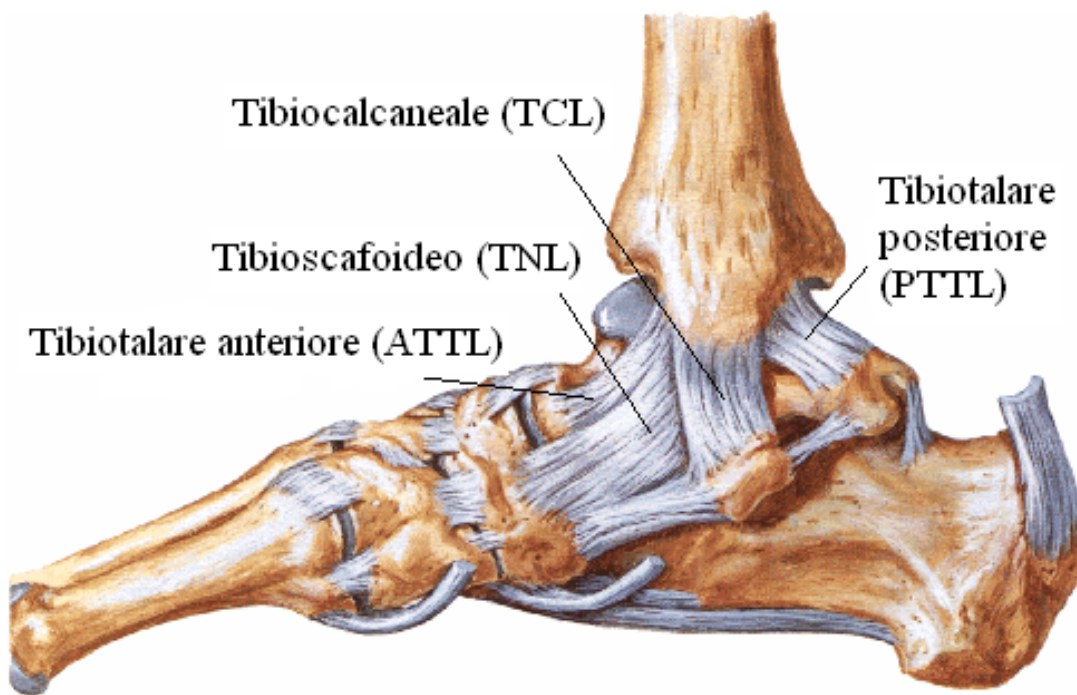


Fig.1.21-Vista Mediale della caviglia. Componenti del legamento deltoideo.

La maggior parte di questo complesso legamentoso mediale è coperto da tendini in quanto esso si estende lungo la gamba nelle inserzioni ossee del piede.

L'anatomia di questo legamento e dei suoi componenti è comunque ancora molto confusa, in quanto risulta difficile determinare ogni singola banda, poiché la maggior parte è continua l'una all'altra.

#### Legamento Tibionavicolare (TNL)

Il TNL forma la parte più anteriore del legamento deltoideo; origina dal bordo anteriore del collicolo anteriore e si inserisce nella superficie dorso-mediale dell'osso navicolare.

Sarrafian (1993) divide il TNL nel fascicolo tibionavicolare, che si inserisce nell'osso navicolare, e nel fascicolo tibiotolare anteriore superficiale (ATTTL) che si divide solamente al momento dell'inserzione nel talo; distinzione contenuta in nessun'altro articolo in quanto le fibre che si inseriscono nel talo non sono sufficientemente definite per formare un legamento separato, perché, per la maggior parte della loro lunghezza, sono indivisibili dalle bande principali. Comunque può essere un po' confusionale considerare la parte superficiale del legamento collaterale mediale come l'inizio del TNL e accettare che possa avere una zona di inserimento nel talo (Milner et al. 1998).

Il TNL sostiene il complesso della caviglia durante la flessione plantare deformandosi del 15-31%.

#### Legamento Tibiotolare posteriore profondo (PTTL)

Il PTTL passa attraverso la scanalatura intercollicolare, la superficie posteriore del collicolo anteriore ad attraverso la superficie anteriore del collicolo posteriore, per poi inserirsi nella superficie mediale del talo sotto la faccetta articolare, fino al tubercolo posteromediale dell'astragalo.

Esso è la parte più posteriore e densa del legamento deltoideo, ed è formato sempre da componenti superficiali e profonde (Milner et al. 1998). Il PTTL contribuisce alla stabilità articolare della caviglia in flessione dorsale (O. Rasmussen et al. 1983) perché subisce grandi allungamenti (24% - 46% di deformazione) in presenza di carichi rappresentativi di quelli applicati durante un esame fisico. Si allunga in misura minore (9% - 23% di deformazione) nella superficie anteriore in eversione e inversione (Z-P Luo et al. 1997).

#### Legamento Tibiocalcanareo (TCL)

Il TCL origina dalla superficie mediale del collicolo superiore e si inserisce nel bordo mediale del sustentaculum tali, con alcune fibre che occasionalmente si inseriscono al legamento Tibio-spring (TSL). Il TSL e il TCL sono spesso confusi o riuniti in una

stessa struttura (AP Boss et al. 2002). Il TCL si trova posteriormente al TSL (CD Schneck et al. 1988). Il suo sezionamento provoca un aumento dell'angolo di eversione del piede ( $3,6^\circ$ ) e un aumento molto piccolo nella rotazione in tutte le direzioni ( $<1,9^\circ$ ) (P Kjaersgaard-Andersen et al. 1989). La TSL / TCL struttura sostiene il retropiede durante la flessione dorsale deformandosi del 11-22% , del cassetto anteriore e di eversione (entrambi 4-11% di deformazione) (Z-P Luo, 1997). Il contributo del TCL alla stabilità del piede può essere minimo, perché la sua rigidità risulta molto bassa quando viene testato separatamente al TSL (S Siegler et al. 1988).

#### Legamento Tibiotalare anteriore profondo (ATTL)

L'ATTL origina nella superficie anteriore del collicolo tibiale anteriore, e nella scanalatura intercollicolare del malleolo laterale, inserendosi poi nella superficie mediale del talo, distalmente alla parte anteriore della faccetta articolare mediale. L'ATTL non sempre è formato da fibre sia superficiali che profonde, e sostiene l'articolazione della caviglia in flessione plantare allungandosi dal 26% al 51% in questa posizione. Resiste anche alla traslazione anteriore dell'astragalo allungandosi dal 5% al 12% sotto carichi tipici applicati nel corso di un esame clinico (Z-P Luo et al. 1997).

Di seguito vengono riportati dei valori morfometrici di alcune delle componenti del legamento deltoideo.

<b>Legamenti</b>	<b>Area (mm<sup>2</sup>)</b>	<b>Lunghezza (mm)</b>	<b>Area/Lunghezza (mm)</b>
<b>PTTL</b>	78,43±39,59	26,68±4,49	3,045±1,725
<b>ATTL</b>	43,49±19,92	24,09±8,03	1,912±0,775
<b>TCL</b>	43,20±28,57	37,45±2,74	1,178±0,839

Tabella 3 - Morfometria dei legamenti della caviglia. PTTL - Legamento Tibiotalare Posteriore; ATTL - Legamento Tibiotalare Anteriore; TCL - Legamento Tibiocalcanare (Chimba et al. 2005).

### 1.2.2.3 Legamenti che uniscono l'epifisi distali di tibia e fibula

Questo complesso di legamenti, detti sindesmotici, assicura la stabilità tra la porzione distale della tibia e del perone resistendo alle forze assiali di rotazione e di traslazione che tentano di separare le due ossa.

I tre legamenti responsabili sono: il Legamento Tibio-Peroneale anteriore, il Legamento Tibio-Peroneale posteriore e il Legamento Tibio-Peroneale intraosseo.

Il segmento inferiore della membrana intraossea aiuta inoltre a stabilizzare la sindesmosi tibio-peroneale. Distale al sito di inserzione del presente legamento, la rimanente superficie anteriore corrisponde al Recesso Sinoviale Tibio-Peroneale dell'articolazione della caviglia, e nella superficie posteriore c'è un piccolo fagotto di tessuto adiposo chiamato la Frangia grassa Sinoviale; esso si abbassa o aumenta durante i movimenti della caviglia. La Frangia sinoviale rientra in dorsoflessione salendo a posizionarsi tra la tibia e perone e scende verso l'articolazione della caviglia durante la flessione plantare (Golanò et al. 2010).



Fig. 1.22- Vista frontale della caviglia. Evidenziato il legamento Tibiofibulare Anteriore.

#### Legamento Tibio-Peroneale Anteriore

Questo legamento si sviluppa fra la parte anteriore della tibia (5 mm in media al di sopra della superficie articolare (van den Bekerom et al. 2007)) , e la parte anteriore della fibula distale, appena sopra al sito di inserimento dell' ATFL (Peetron et al. 2004). Il legamento tibio-peroneale anteriore risulta essere diviso in diverse fibre, le quali permettono l'inserimento dei rami vascolari dell'arteria peroneale.

Il fascicolo più distale di questo legamento sembra essere indipendente dal resto della struttura in quanto è separato da un setto di tessuto fibroadiposo ed è posto più in profondità del resto del legamento.

La larghezza media del legamento in questione è di circa 2 mm ed esso gioca un ruolo importante nel mantenimento dell' integrità tibio-fibulare.

#### Legamento Tibio-Peroneale Posteriore

Questo legamento è sostanzialmente costituito da due componenti indipendenti, la componente superficiale e profonda.

La componente superficiale origina nel bordo posteriore del malleolo laterale e decorre prossimalmente e medialmente fino ad inserirsi nel tubercolo tibiale posteriore. Questa componente sarebbe omologa al legamento tibio-peroneale anteriore. Il termine legamento tibio-peroneale posteriore è solitamente usato per riferirsi alla componente superficiale. La componente profonda è a forma di cono e origina nella zona prossimale della fossa malleolare per poi inserirsi nel margine posteriore della tibia. Il suo inserimento è immediatamente posteriore alla copertura cartilaginea della superficie articolare tibiale posteriore; le fibre possono raggiungere il malleolo mediale. Questa componente è conosciuta anche con il nome di legamento trasverso, e forma un vero "labrum" che fornisce stabilità all'articolazione tibio-tarsica e previene la traslazione posteriore dell'astragalo.

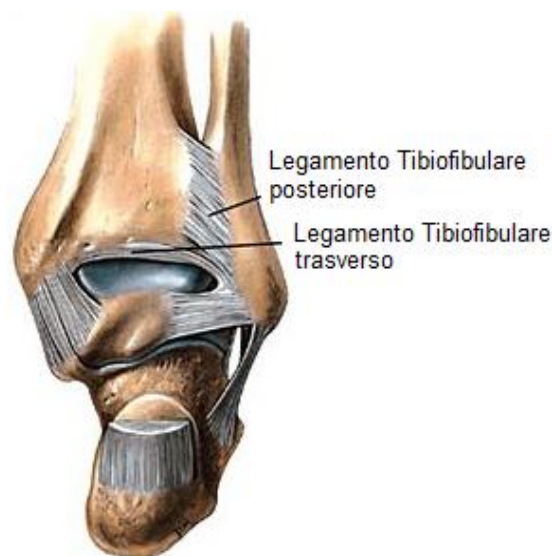


Fig. 1.23- Vista posteriore della caviglia. Evidenziato il legamento Tibiofibulare Posteriore.

#### *1.2.2.4 Il legamento interosseo talocalcanareo (ITCL) e il legamento cervicale (CL)*

Il legamento cervicale si estende dal tubercolo cervicale del calcagno anteriormente e medialmente fino al collo dell'astragalo. Esso si trova all'interno del seno del tarso e fornisce il supporto sia per la parte anteriore che per la posteriore dell'articolazione; inoltre è il più forte dei legamenti della giunzione sottoastragalica .

Il legamento interosseo decorre medialmente rispetto al legamento cervicale. Esso nasce sul calcagno, anteriormente alla capsula sottoastragalica posteriore, e corre superiormente e medialmente fino alla sua inserzione sul collo dell'astragalo. A causa del suo orientamento diagonale e della disposizione delle sue fibre oblique, il legamento interosseo risulta teso durante i movimenti di pronazione e supinazione. Questo legamento è talvolta chiamato il legamento della Canalis tarsi. Il legamento interosseo ha un ruolo fondamentale per la statica e la dinamica dell'articolazione sotto-astragalica. Occupa infatti una posizione centrale in modo tale che il peso del corpo trasmesso dallo scheletro della gamba sulla puleggia dell'astragalo, venga 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.

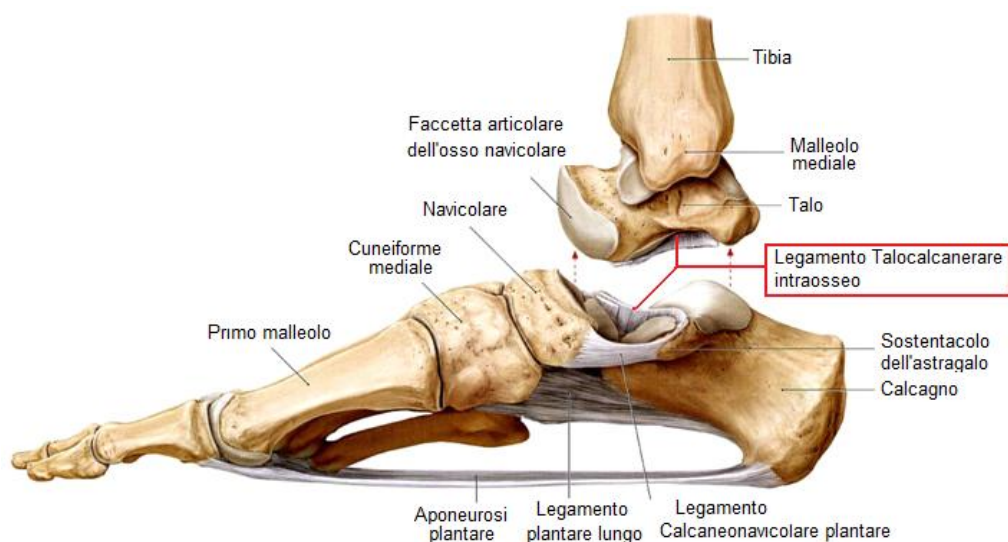


Fig. 1.24 - Vista mediale della caviglia. Evidenziato legamento Talocalcanerare intraosseo.

Il ITCL stabilizza l'articolazione sottoastragalica in supinazione, anche se in misura minore che in pronazione. Tagliando il legamento intraosseo si provocano piccoli aumenti in tutte le rotazioni cliniche (inversione / eversione ( $< 2.6^\circ$ ), rotazione interna / esterna ( $< 2.6^\circ$ ) e flessione plantare / dorsale ( $< 1.4^\circ$ )) applicando una coppia costante di 1.5 Nm all'articolazione. Gli aumenti, anche se in piccola grandezza, sono relativamente grandi rispetto alla mobilità totale dell' articolazione sottoastragalica in tutti i moti clinici ( $> 14\%$ ). Il ITCL, sostanzialmente, non si allunga durante i movimenti clinici (deformazione  $< 10\%$ ) in presenza di carichi rappresentativi di quelli applicati nel corso di un esame clinico (Z-P Luo et al. 1997). Ciò indica che esso può essere sostanzialmente il più rigido rispetto a qualsiasi altro dei legamenti collaterali (Carl William Imhauser, 2004).

Successivamente vengono riportate in una tabella le elongazioni subite da alcuni dei legamenti della caviglia descritti precedentemente, durante movimenti di dorsiflessione, plantaflessione, inversione ed eversione, così da descrivere quantitativamente il loro ruolo nella mobilità articolare.

<b><u>Movimenti</u> Legamenti</b>	<b>DF</b>	<b>PF</b>	<b>INV.</b>	<b>EV.</b>
<b>Talofibulare Anteriore</b>		Elongazione 58-87%		
<b>Talofibulare Posteriore</b>	Elongazione 7-17%	Elongazione 7-17%		
<b>Calcaneofibulare</b>			Elongazione 24-49%	
<b>Tibiotalare Anteriore</b>		Elongazione 26-51%		
<b>Tibiotalare Posteriore</b>	Elongazione 24-46%		Elongazione 9-23%	Elongazione 9-23%
<b>Tibiocalcaneare</b>	Elongazione 11-22%			

Tabella 4 – Elongazioni subite dai legamenti durante i movimenti di DF- dorsiflessione; PF- plantaflessione; INV- inversione; EV- eversione.

### 1.2.3 Componenti tendinee

I tendini che attraversano l'articolazione della caviglia sono classificati per i compartimenti in cui sono situati i loro muscoli.

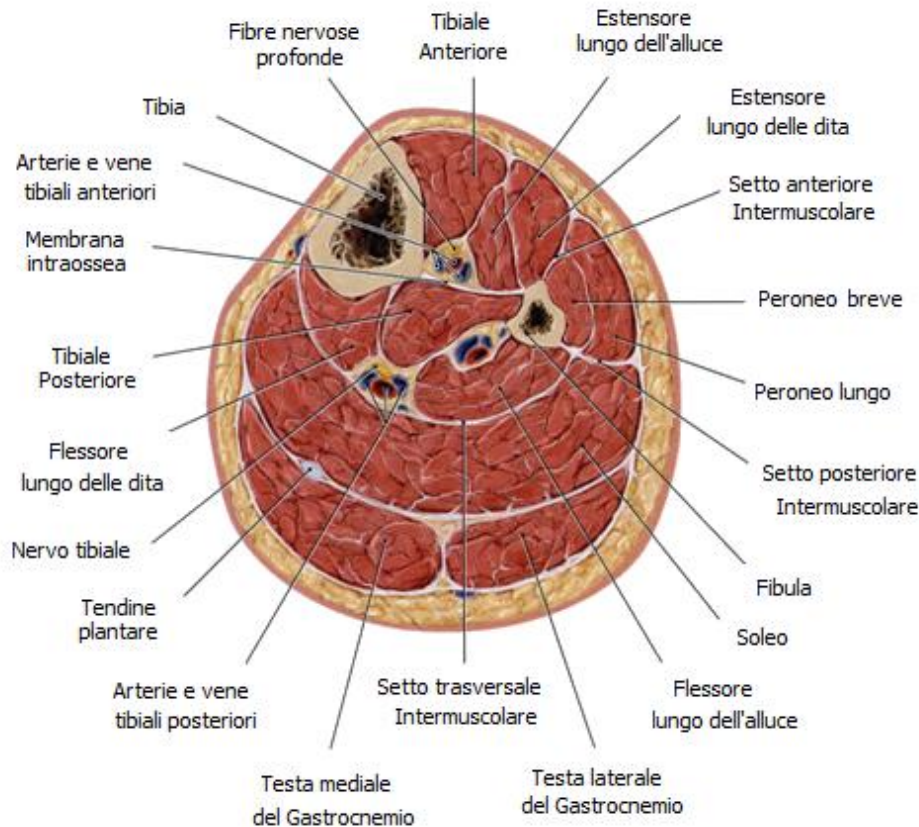


Fig. 1.25- Rappresentazione di una sezione assiale della caviglia.

Il *tibiale anteriore* (TA), l'*estensore lungo delle dita* (EDL) e l'*estensore lungo dell'alluce* (EHL) sono tendini originari del compartimento anteriore. Il *tibiale posteriore* (TP), il *flessore lungo delle dita* (FDL) e il *flessore lungo dell'alluce* (FHL) provengono dal profondo vano posteriore. I *tendini peroneo breve* (PB) e *peroneo lungo* (PL) sorgono nel compartimento laterale. Il *tendine d'Achille* è formato dai tendini detti "soleus e gastrocnemius", che derivano dal vano superficiale posteriore.

### 1.2.3.1 Tendini (estensori) anteriori

Ci sono quattro tendini che si possono trovare anteriormente alla caviglia, essi sono, da mediale a laterale, il *tibiale anteriore* (TA), l'*estensore lungo dell'alluce* (EHL), l'*estensore lungo delle dita* (EDL) e il peroneo "tertius". Questi tendini permettono la dorso flessione della caviglia e del piede. Lesioni dei tendini estensori sono molto meno comuni che lesioni dei tendini flessori.

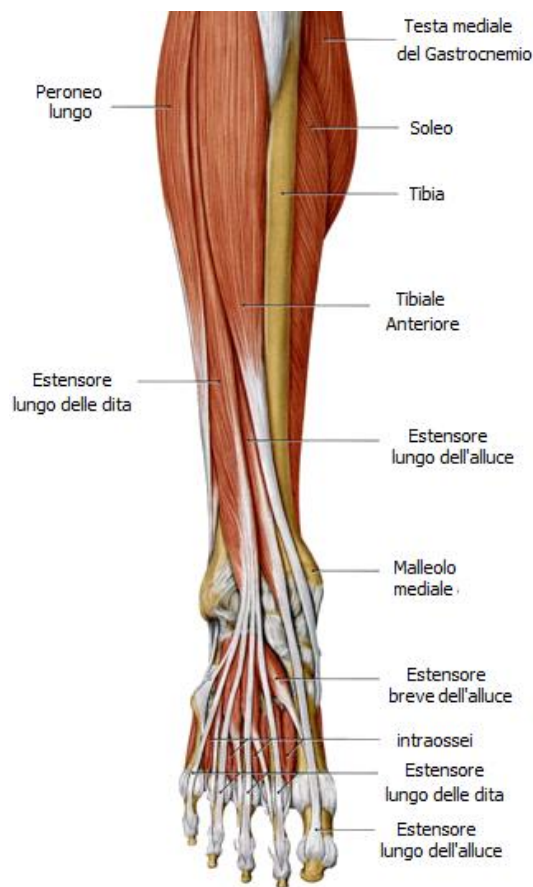


Fig. 1.26- Tendini Estensori.

#### Tibiale anteriore (TA)

Il muscolo TA nasce dai  $\frac{2}{3}$  prossimali della tibia laterofrontale e il tendine passa sotto gli estensori retinacoli, superiore e inferiore, e si inserisce nelle zone mediali e plantari del primo metatarso e delle ossa cuneiformi. La parte posteriore del tendine ha una rete vascolare completa che si estende dalla giunzione muscolo-tendinea fino all'inserzione nell'osso.

Nella metà anteriore del tendine, invece, vi è una zona non vascolarizzata. La posizione di questa zona coincide bene con il sito più frequente di rottura spontanea del tendine TA, infatti la poca vascolarizzazione deve essere considerata come un cofattore eziologico per rottura spontanea del tendine TA.

#### Estensore lungo dell'alluce (EHL)

Il muscolo EHL nasce dal terzo medio della superficie anteriore del perone e della membrana interossea. L'inserzione del tendine avviene nella parte dorsale della base della falange distale dell'alluce ed è situato lateralmente al tendine TA e medialmente al tendine EDL. L'arteria tibiale anteriore scorre tra i tendini EDL e EHL a livello della caviglia.

#### Estensore lungo delle dita (EDL)

Il muscolo EDL nella parte frontale del condilo laterale della tibia e dalla parte superiore della membrana interossea. Si inserisce nella parte dorsale delle falangi mediali e distali delle quattro dita laterali.

### *1.2.3.2 Tendini (flessori) mediali*

I tendini flessori si trovano sul lato mediale della caviglia e scorrono dietro il malleolo laterale. In ordine, dalla zona mediale alla laterale, le strutture sono: il *tibiale posteriore* (TP), il *flessore lungo delle dita* (FDL), l'arteria tibiale posteriore, vene e nervi, e il *flessore lungo dell'alluce* (FHL).

I tendini sono circondati da guaine tendinee e passano attraverso il tunnel tarsale formato sotto, dalla scanalatura retromalleolare e sopra, dal reticolo flessorio.

#### Tibiale posteriore

Il muscolo TP nasce dalla membrana interossea della zona prossimale laterale della tibia e del perone.

È il più grande dei tre tendini mediali e ha una forma ovale. Il tendine curva sotto il malleolo mediale e si inserisce nella zona mediale del navicolare, nelle tre ossa cuneiformi e alla base dei primi quattro metatarsi. L'inserimento nell'osso navicolare mediale è il più importante clinicamente e il più facile da identificare attraverso la

risonanza magnetica. Vista l'origine del muscolo TP, il tendine deve attraversare il muscolo flessore lungo delle dita per raggiungere la zona mediale del piede, e quindi passa sotto la parte più distale del muscolo nella zona più profonda del compartimento posteriore. Il tendine continua attraverso il “foramen tendinis muscoli tibialis posterioris” che è adiacente alla osso tibiale. Questo sottopassaggio prende il nome di chiasma crurale. A causa di questa traversata, il tendine TP è di fronte al tendine FDL a livello di malleolo mediale. Il tendine è spesso e eterogeneo nei 2-3 cm distali prima dell'attaccamento al navicolare mediale a causa dell'interposizione di tessuto connettivo.

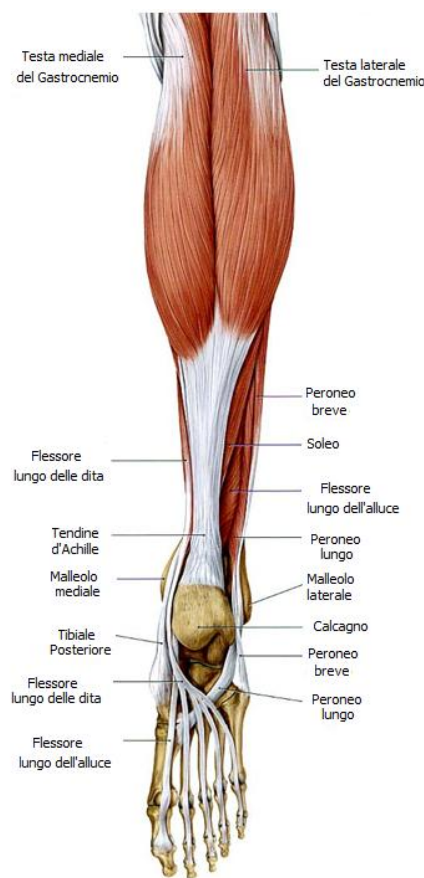


Fig. 1.27- Tendini Flessori.

La maggior parte delle rotture del tendine TP sono degenerative e si verificano a livello del malleolo mediale, piuttosto che distalmente. Il tendine distale passa adiacente al legamento calcaneo-navicolare plantare, che si estende dal “*sostentaculum tali*” nel calcagno, sotto la testa dell'astragalo, per poi inserirsi nella zona plantare dell'osso navicolare.

### Flessore lungo delle dita

Il muscolo FDL nasce dalla zona laterale e posteriore della tibia prossimale mediale, dal muscolo TP. Il tendine passa lateralmente al tendine TP sotto il malleolo mediale, ed è separato da un setto sottile. Il tendine attraversa, inoltre, il tendine FHL nel chiasma plantare (Nodo di Henry) e si inserisce nella superficie plantare delle falangi distali delle dita, dal secondo a quinto. Attraverso alcuni studi si è notata la presenza di fluido all'interno della guaina tendinea in circa il 25% degli individui normali.

### Flessore lungo dell'alluce

Il FHL è il più laterale dei tendini della caviglia mediale. Il muscolo nasce dalla fibula inferiore e dalla interossea membrana.

Il tendine passa attraverso il solco tra il tubercolo mediale e laterale del processo posteriore dell'astragalo e, successivamente, sotto la sustentaculum tali. Esso attraversa il tendine FDL nel chiasma plantare (Nodo di Henry) e passa tra l'alluce e la testa del primo metatarso, per poi inserirsi alla base della falange distale dell'alluce. La presenza di fluido attorno alla guaina tendinea è più comune nell'FHL che negli altri due tendini mediali (Schweitzer M et al. 1994).

### *1.2.3.3 Tendini laterali (peroneali)*

Ci sono due tendini laterali posteriori: il *peroneo breve* (PB) e il *peroneo lungo* (PL). Il muscolo PL è il più superficiale dei muscoli del compartimento laterale. Esso nasce dalla testa e dai  $\frac{2}{3}$  prossimali della superficie laterale del perone, faccia profonda della plancia e la parte posteriore del setto intermuscolare crurale. Il tendine PL passa dietro e sotto la fibula distale.

Il muscolo PB invece, deriva dai  $\frac{2}{3}$  distali della parte laterale della fibula, anteriore al tendine PL. Il tendine PB mantiene la sua posizione, anteriore e mediale rispetto al tendine PL, man mano che passa sotto il perone nel solco retromalleolare. Il reticolo peroneale superiore sovrasta i due tendini peroneali in questa regione. Nel 40% degli individui, i due tendini sono separati dal tubercolo peroneale lungo la superficie laterale del calcagno, in prossimità del reticolo peroneale inferiore.

Il tendine PB scorre antero-superiormente, mentre il tendine PL postero-inferiormente, al tubercolo. Distalmente, il PL tendine corre medialmente nella

scanalatura peroneale del cuboide fino ad inserirsi nel versante plantare del primo metatarso, e medialmente nelle ossa cuneiformi.

Il PB decorre lateralmente fino ad inserirsi alla base del quinto metatarso.

I tendini peroneali sono generalmente di forma ovale, ma possono essere un po' appiattiti a livello del malleolo laterale, in particolare il tendine PB. Il tendine PB potrebbe anche essere a forma di mezzaluna (pensate a 'B' di banana per il PB e 'L' di limone per PL), ma non dovrebbe essere più sottile al centro che al periferia.

I tendini PL e PB condividono una guaina tendinea comune che si estende da 4 cm sopra al malleolo laterale fino circa a livello dell' articolazione calcaneo-cudoidale.

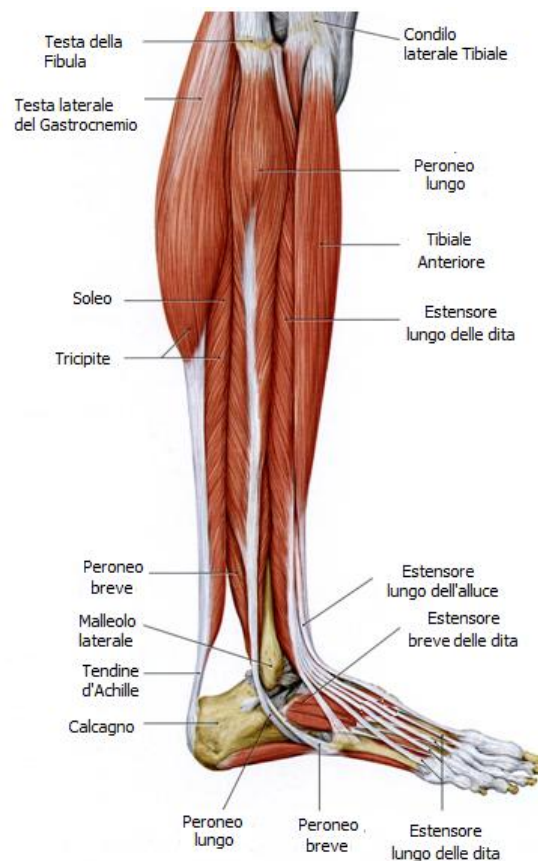


Fig. 1.28 - Tendini peroneali.

#### *1.2.3.4 Tendine posteriore*

Il tendine d'Achille è il principale flessore plantare del piede a livello dell'articolazione della caviglia. Il tendine nasce dai capi mediale e laterale del muscolo gastrocnemio e del muscolo soleo.. I capi mediale e laterale del muscolo gastrocnemio nascono nel femore posteriore appena sopra i condili femorali.

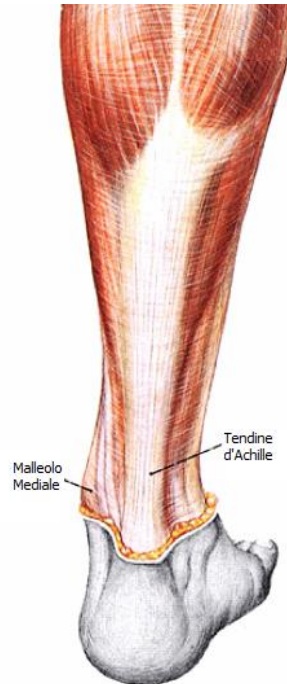


Fig. 1.29 - Tendine d'Achille.

Il muscolo soleo nasce dalla testa del perone, dal perone superiore e dalla membrana interossea. La giunzione muscolo-tendinea è variabile, e la punta inferiore del muscolo è spesso di soli 5-10 cm superiore all'inserzione calcaneare . Il tendine ha una regione relativamente ipovascolare circa 4-6 cm sopra la sua inserzione; in questa zona hanno luogo la maggior parte delle lesioni dei tendini di Achille.

Il tendine di Achille ha un margine anteriore piatto o concavo, se lo si osserva su immagini assiali. Il margine anteriore può avere una convessità focale, in corrispondenza della separazione dei tendini del gastrocnemio e del soleo, i quali successivamente si intrecciano e ruotano scendendo verso l'inserzione calcaneare.

Il margine posteriore del tendine d'Achille ha invece un profilo convesso. Il tendine d'Achille normalmente misura circa 7 mm antero-posteriormente, e i margini anteriore e posteriore sono in parallelo su immagini sagittali attraverso il tendine.

Il tendine è eterogeneo a livello del suo inserimento a causa delle membrane interfascicolare prominenti. Il tendine di Achille non ha una guaina tendinea ma è presente un “*paratenon*” sulla superficie dorsale, mediale e laterale che aiuta lo scorrimento del tendine (A Kong et al. 2007).



## CAPITOLO 2

# ANALISI CINEMATICA DELL'ARTICOLAZIONE DELLA CAVIGLIA

### 2.1 *Ruolo delle articolazioni durante il passo*

Le articolazioni del piede sono complesse e numerose:

- articolazione tibio-tarsica;
- 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 nel piano frontale e trasversale 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.

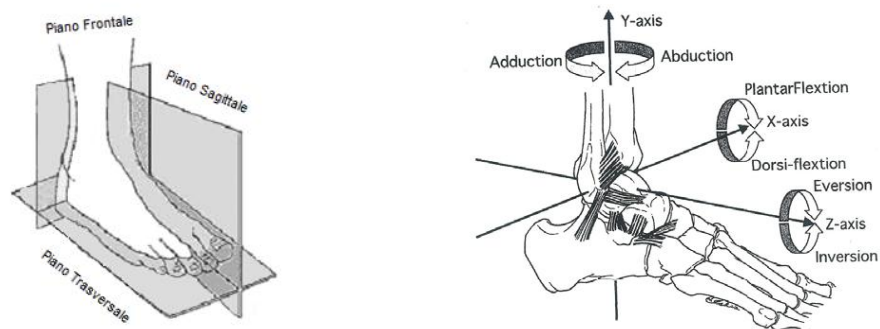


Fig. 2.1 – Sistema di piani e di assi di rotazione del piede lungo i quali avvengono i movimenti della caviglia.

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 interna-esterna 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°. 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°, 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 all'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, orientata nel piano sagittale e trasversale, inclinata rispetto all'asse orizzontale di circa 42°.

I movimenti di inversione e di eversione sono limitati da due ordini di resistenze:

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

Durante un normale passo i movimenti compiuti dal piede, non comprendono l'intero range di movimento permesso dalle articolazioni e dalle strutture legamentose; per

riuscire a determinare la quantità di range utilizzato durante la deambulazione bisogna innanzitutto studiare quali tra i movimenti permessi al piede vengono impiegati durante un passo.

La deambulazione è data da una successione ciclica di movimenti ritmici alternati che ci consente di spostare in avanti il nostro corpo.

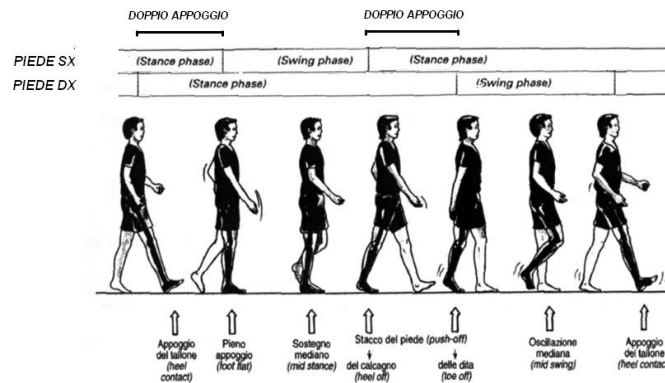


Fig. 2.2 - Fasi del ciclo del passo.

Viene definito *ciclo del passo* (*ciclo di gait*) il periodo che intercorre tra due appoggi successivi dello stesso piede al terreno. A sua volta questo ciclo è diviso in 2 fasi:

- *fase di appoggio*: durante la quale il piede rimane a contatto con il suolo. Questa fase occupa circa il 60% del ciclo del passo e diminuisce sempre più mano a mano che si aumenta la velocità di deambulazione (nella corsa si riduce fino al 37% circa)
- *fase di sospensione o oscillazione*: durante la quale l'arto viene sollevato e portato in avanti per prepararsi all'appoggio successivo. Tale fase viene anche chiamata fase di trasferimento.

La fase di appoggio si può suddividere a sua volta in quattro diverse fasi :

1. *contatto del tallone (heel strike)*: è una fase molto breve in cui il tallone del piede proiettato in avanti si trova a contatto con il suolo
2. *pieno appoggio (mid stance)*: è la fase più lunga che inizia con lo stacco del piede controlaterale e termina quando il piede è completamente appoggiato al suolo (calcagno, metatarso e dita appoggiate al terreno)
3. *distacco tallone (heel off)*: questa fase termina quando l'arto controlaterale tocca il suolo e contemporaneamente si assiste al distacco dal suolo del tallone del piede portante
4. *distacco delle dita (toe off)*: è una fase che termina con il distacco delle dita dal terreno, dopo la quale il peso del corpo viene trasferito in avanti.

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

1. *fase iniziale*: l'arto inferiore di interesse si sposta in avanti per opera dei muscoli flessori dell'anca dopo lo stacco delle dita del piede
2. *fase intermedia*: l'arto preso in esame si sposta da una posizione posteriore al corpo ad una posizione anteriore. Contemporaneamente la caviglia si flette per opera del tibiale anteriore
3. *fase finale*: in questa fase si continua e termina il movimento precedente, il ginocchio e la caviglia raggiungono la loro massima estensione preparando allo stesso tempo l'arto al contatto al suolo (appoggio del tallone e ripresa del ciclo del cammino).

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

Fig. 2.3 – Fasi del ciclo di Gait e conseguenti movimenti delle articolazioni dell'arto inferiore.

Durante la fase di contatto (heel strike) il movimento che il piede compie è quello di pronazione, ovvero, come spiegato in precedenza, una combinazione tra eversione, abduzione e dorsiflessione del calcagno. Questo complesso movimento

avviene tra calcagno e astragalo (articolazione subtalare), che costretto all'interno della morsa tibio-fibulare, farà ruotare internamente la gamba. Il risultato della pronazione è uno sbloccaggio dell'articolazione mediotarsica ed un piede molto mobile. Questo continua per circa il 25% del ciclo fino a quando il piede non diventa una leva rigida, da questo punto in poi il piede inizia a muoversi in direzione di supinazione (inversione, adduzione e plantaflessione).

Il piede raggiunge la sua posizione neutra al 50% del ciclo del passo (midstance). Questa posizione continua a permettere un blocco della giunzione mediotarsale con tutti i metatarsi in contatto con il terreno. Il primo movimento che verrà effettuato in seguito al raggiungimento della posizione neutra sarà la plantaflessione in modo tale da permettere all'alluce di fornire la gamma di movimenti necessari per la propulsione. La plantaflessione della arcata plantare è necessaria per permettere all'alluce di compiere una dorsiflessione; il fallimento di questo meccanismo causerà un'incidenza dell'alluce e quindi il suo scontro con la testa del primo metatarso, condizione nota come limite funzionale dell'alluce.

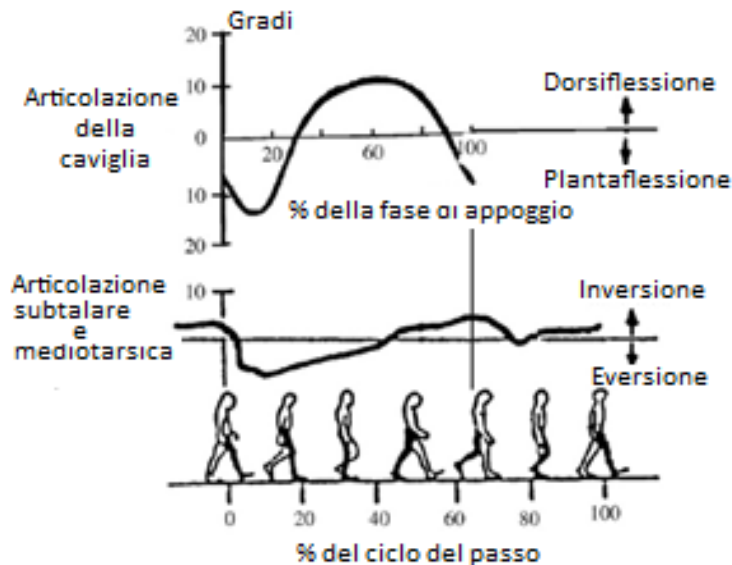


Fig. 2.4- Range di movimento delle articolazioni subtalare, mediotarsica e della caviglia durante un ciclo del cammino.

Il range di mobilità utilizzato durante il ciclo del passo è minore rispetto al range di movimento massimo; per i movimenti di plantaflessione e dorsiflessione il range massimo si aggira attorno ai 70° (50° in flessione plantare e 20° in flessione dorsale), l'intervallo di movimento durante la fase di appoggio del ciclo del passo è

di soli 30° (15° in flessione plantare e 15° in flessione dorsale). Per quanto riguarda invece i movimenti di inversione ed eversione il range massimo è mediamente di 40° e si riduce a 10° durante la fase di appoggio.

Per completezza vengono di seguito riportati gli angoli che si formano tra la tibia e l'asse che congiunge il calcagno con la prima testa metatarsale ( $\beta$ ) e l'angolo che si forma tra la pianta del piede e il suolo durante il passo.

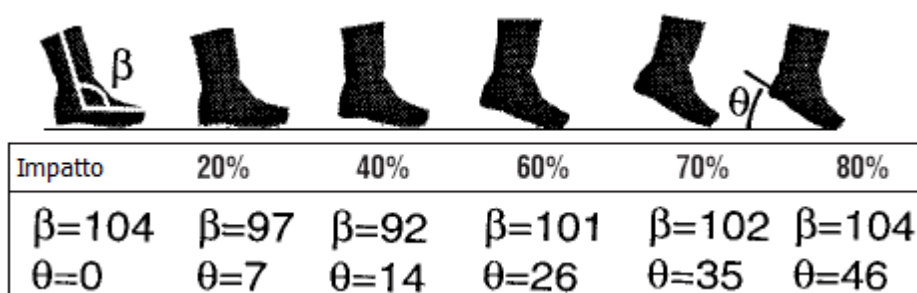


Fig. 2.5 - Angoli che il piede forma con la tibia e con il terreno durante il passo.

Come si è potuto notare fin'ora le articolazioni fondamentali per la riuscita di una corretta e fluida deambulazione sono l'articolazione subtalare, propria del piede, e l'articolazione tibio-tarsica che unisce il piede alla gamba; queste due articolazioni, che compongono il complesso della caviglia, sono state studiate approfonditamente in letteratura dal punto di vista cinematico per riuscire ad estrarre un modello utile per la costruzione di apparecchi protesici in grado di riprodurre al massimo la funzionalità della caviglia.

## 2.2 *Definizione degli assi di rotazione attorno ai quali avvengono i movimenti della caviglia*

Una discussione sulla meccanica e cinematica del complesso della caviglia richiede molta terminologia: oltre a specificare il tipo di movimenti che l'articolazione della caviglia e l'articolazione subtalare permettono, bisogna specificare attorno a quali assi questi movimenti avvengono.

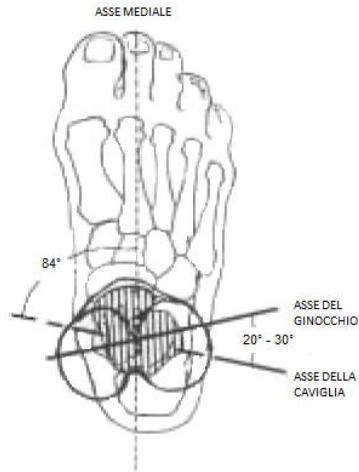


Fig. 2.6 – Asse empirico dell'articolazione della caviglia nel piano trasversale.

I primi studi effettuati sulla cinematica della caviglia consideravano la superficie articolare come l'unica costrizione al movimento, trascurando così il ruolo dei legamenti.

Inman (1976), per esempio, assunse che l'articolazione della caviglia ruotasse attorno ad un unico asse empirico localizzato nel piano trasversale e definito in 3 modi approssimativamente equivalenti:

1) inclinato di  $20^\circ - 30^\circ$  rispetto all'asse del ginocchio, 2) inclinato di  $84^\circ$  dall'asse mediale del piede oppure, 3) passante attraverso il centro dei malleoli.

Nel piano frontale, invece, l'asse è inclinato di  $80^\circ$  rispetto l'asse longitudinale della tibia e passa distalmente all'apice dei malleoli. Quest'asse può essere individuato clinicamente posizionando le dita sull'apice dei malleoli.

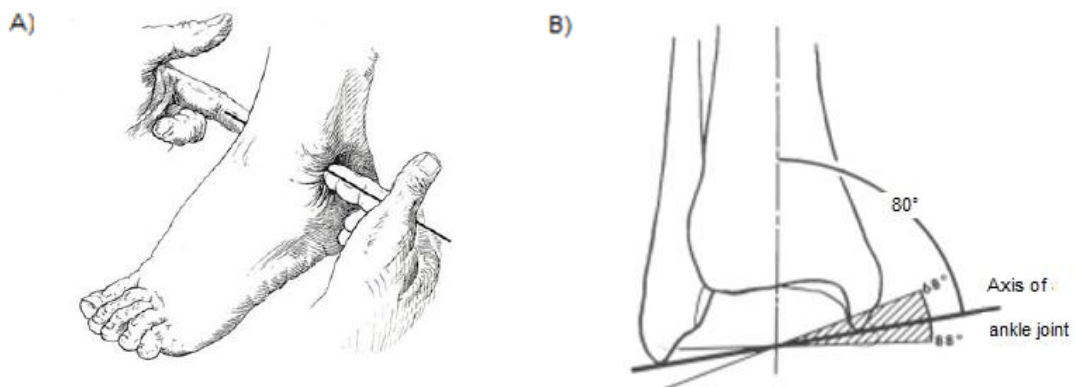


Fig. 2.7 – Articolazione della caviglia: A) individuazione clinica asse di rotazione; B) Asse empirico nel piano frontale.

Precedentemente a Inman, Barnett e Napiere (1952) e Hicks (1953) descrissero tre assi distinti nell'articolazione durante la flessione, basandosi su misure della curvatura della troclea.

In posizione neutra l'asse era quasi orizzontale, in dorsiflessione e plantaflessione era inclinato, rispettivamente, medialmente e lateralmente. Questa variazione di assi è stata introdotta per spiegare i cambiamenti bruschi di inclinazione vicino alla posizione neutra.

Studi successivi, i quali utilizzavano tecniche più avanzate per determinare i piccoli movimenti nelle tre dimensioni, dimostrarono che l'asse dell'articolazione della caviglia cambia continuamente durante il movimento. Lundberg et al (1989) analizzò quest'asse in molti soggetti con un range di movimenti che andavano da 30° in dorsiflessione a 30° in plantaflessione con un incremento di 10°. La proiezione dell'asse nel piano frontale in posizione neutra risultò essere distale all'apice dei malleoli, e nel piano trasversale passante attraverso il centro dei malleoli, proprio come descritto da Inman (1976).

In dorsiflessione e plantaflessione risultò, invece, essere inclinato, medialmente e lateralmente.

Egli notò che il cambiamento di inclinazione in alcuni soggetti era graduale, mentre in altri sembrava ci fossero due assi distinti per i due movimenti di flessione (Fig. 2.8) proprio come sostenevano Barnett e Napiere(1952) e Hicks (1953).

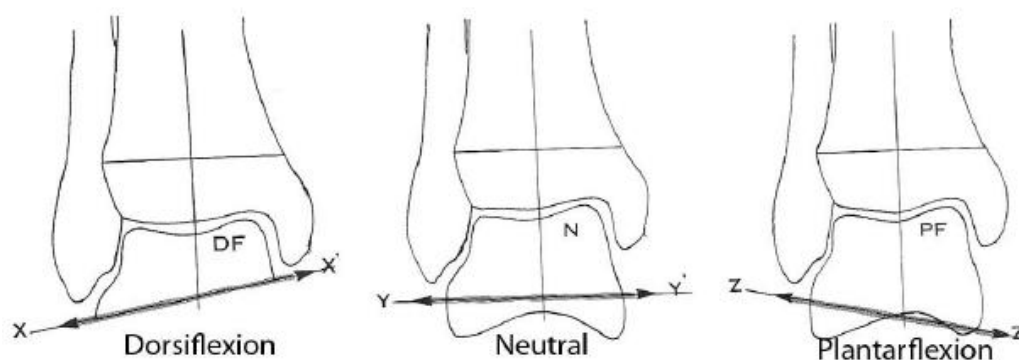


Fig. 2.8 – Articolazione della caviglia: Assi distinti per dorsiflessione, plantaflessione e posizione neutra.

Queste caratteristiche furono notate in ogni paziente e in tutti gli esperimenti di flessione dorsale/plantare, supinazione/pronazione e adduzione/abduzione (Karol Galik, 2002).

Un altro metodo di individuazione del sistema di coordinate anatomiche fu introdotto da Grood and Suntay (1983), inizialmente usato per descrivere la mobilità del ginocchio, e poi proposto come standard per la descrizione della cinematica del complesso della caviglia dalla Società Internazionale per la Biomeccanica (Wu et al. 2002). Questa tecnica descrive la rotazione e la traslazione lungo tre assi, due delle quali sono “imprigionate” nelle ossa che compongono l'articolazione, mentre la terza risulta mutuamente perpendicolare alle altre due.

Per il complesso della caviglia sono stati definiti tre sistemi di coordinate, uno per l'articolazione della caviglia, uno per l'articolazione subtalare ed infine uno totale per il complesso della caviglia.

Le assi rappresentate in figura 2.10 sono state determinate attraverso delle immagini ottenute attraverso la risonanza magnetica. Gli assi sono stati ottenuti da:

1. Tre punti corrispondenti all'apice del malleolo laterale (A1), dal malleolo mediale (A2) e dal baricentro del tronco di tibia (A3);
2. La perpendicolare alla superficie plantare del piede e la direzione del secondo raggio del piede.

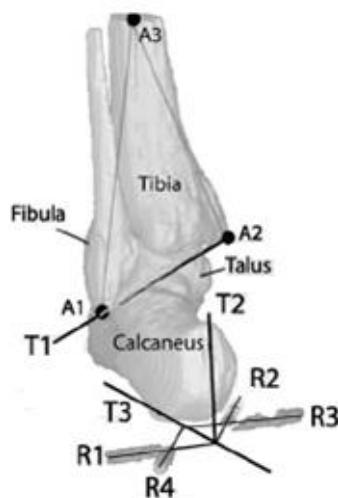


Fig. 2.9 – Rappresentazione 3D di tibia, fibula, talo e calcagno. A1, A2, A3 corrispondono al malleolo laterale, mediale e al baricentro del tronco di tibia rappresentato. La linea A1-A2 è l'asse Z della tibia; la perpendicolare al piano A1-A2-A3 è l'asse X della tibia, e la linea perpendicolare all'asse X e Z è l'asse Y. Le linee R1, R2, R3 e R4 possono essere considerate il riferimento anatomico per il calcagno e l'astragalo. Le linee T1 e T2 sono rispettivamente la perpendicolare al piano contenente le linee R1 e R4, e in direzione del secondo raggio del piede che è allineato con la linea che connette i punti di intersezione di R1 - R2 e R3 - R4.

I punti A1, A2, A3 sono descritti nella figura 2.9. Per quanto riguarda la direzione perpendicolare alla superficie plantare del piede è stata identificata come la perpendicolare al piano formato dalle quattro linee R3, R2, R1 e R4. La linea R1-R2 e la linea R3-R4 definiscono il secondo raggio del piede (S. Siegler et al. 2004).

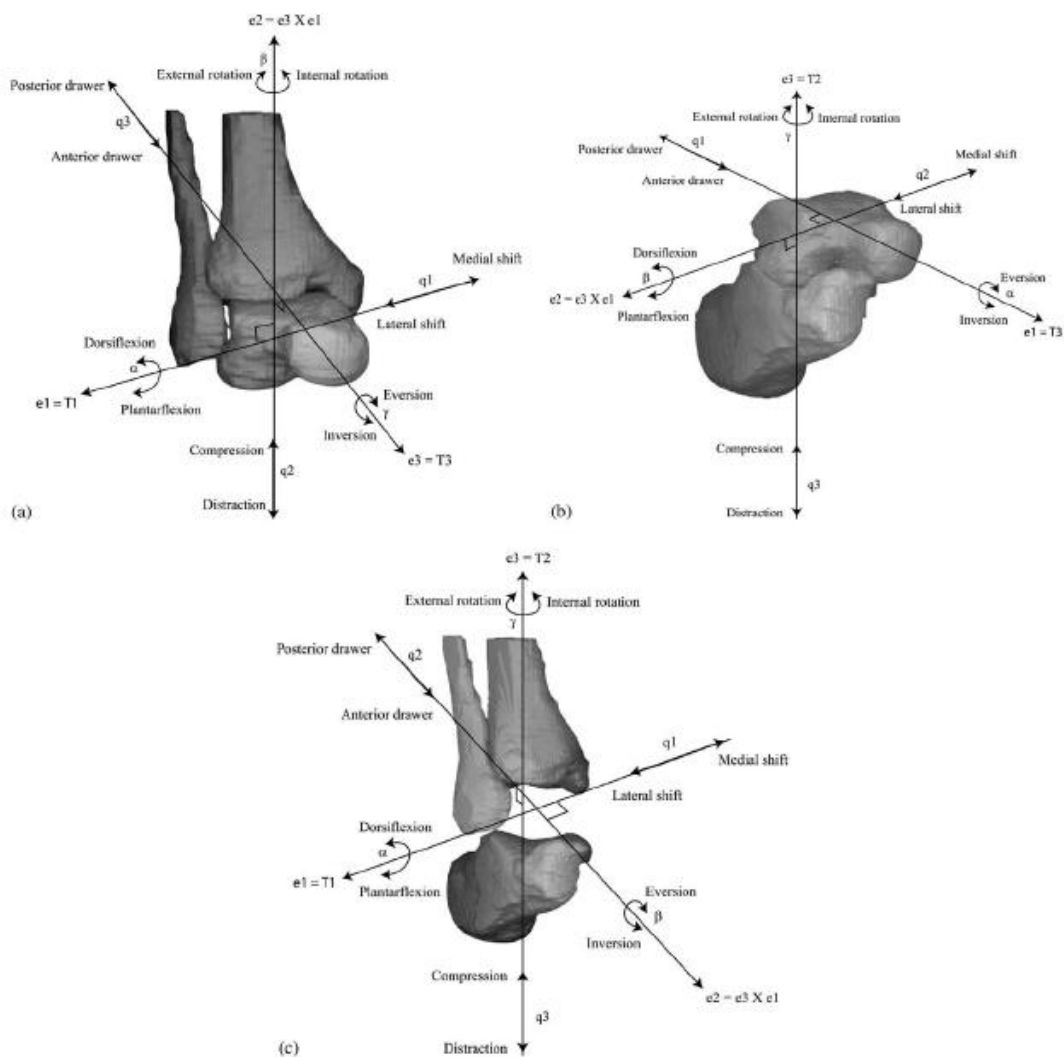


Fig. 2.10 – Sistemi di coordinate definiti da Grood and Suntay (1983) per: a) articolazione della caviglia, b) articolazione subtalare, c) complesso articolare della caviglia.

Tra tutti i sistemi di coordinate associati al complesso della caviglia, quelli citati più spesso negli studi di valutazione cinematica sono, quelli di Inman (1976), Barnett e Napiere (1952) e di Hicks (1953), che risultano essere i più semplici ma comunque efficienti per la descrizione della mobilità della caviglia.

Nelle sezioni successive verrà descritta la cinematica del complesso articolare della caviglia; il sistema di coordinate che è scelto per la descrizione dei movimenti di

flessione dorsale e plantare, inversione ed eversione, e adduzione e abduzione, è una semplificazione del sistema descritto da Grood and Suntay (1983), formato da tre assi fissi posizionati come descritto nella figura seguente.

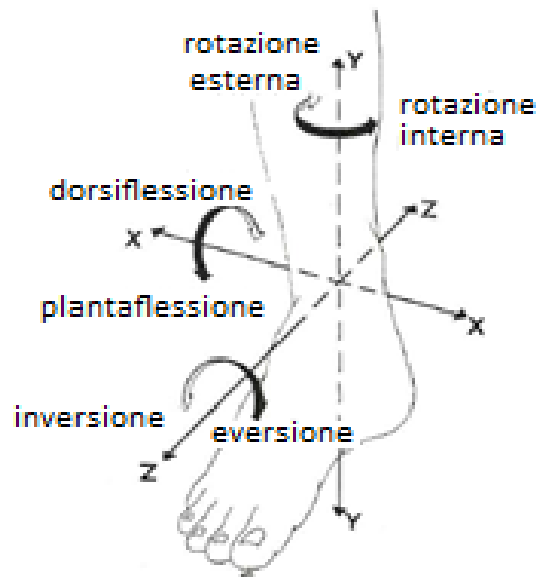


Fig. 2.11 – Sistema di coordinate utilizzato successivamente per la valutazione cinematica della caviglia.

### *2.3 Valutazione della cinematica dell'articolazione della caviglia e della giunzione subtalare*

La morfologia delle ossa, delle superfici articolari e dei legamenti della caviglia riportata in letteratura è molto variabile. Queste variazioni possono essere la causa principale delle variazioni meccaniche osservate nella giunzione. Le proprietà meccaniche passive del retropiede possono essere influenzate dal profilo delle superfici articolari, dalle proprietà del materiale cartilagineo, dalla geometria e dalle proprietà materiali dei legamenti, dal sistema “*retinacular*” attorno al retropiede e dagli incroci e inserimenti dei tendini.

Modelli analitici dell'articolazione della caviglia sono stati proposti per descrivere i meccanismi che riproducono la flessione plantare e dorsale durante attività come il passo; modelli simili sono stati proposti anche per i movimenti di inversione ed eversione dell'articolazione subtalare.

Articolazione della caviglia

Il modello analitico più semplice, per l'articolazione della caviglia, è formato da una superficie cilindrica agente su un asse fisso. Questo modello descrive morfologicamente la caviglia, con eccezione fatta per il raggio cilindrico della base della tibia, ed i suoi meccanismi, limitando il movimento alla sola flessione plantare e dorsale, senza tener conto quindi delle coppie cinematiche che sono state osservate nella caviglia.

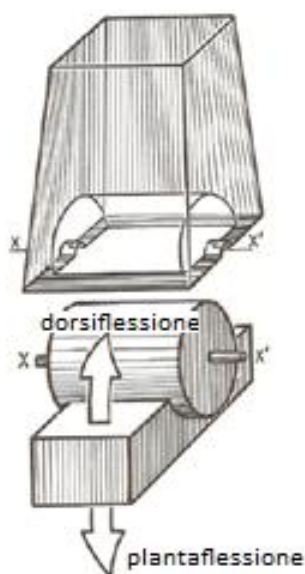


Fig. 2.12 – Modello analitico della cinematica della caviglia: Superficie cilindrica.

Un'altra visione del comportamento della caviglia, che incorpora le caratteristiche morfologiche, rappresenta la troclea talare come un tronco di cono. Questa superficie conica della troclea è congruente con la superficie inferiore della tibia, cosicché in direzione mediale-laterale il talo viene a congiungersi al malleolo laterale e mediale, quando il piede si viene a trovare in posizione neutra.

Durante la flessione plantare la parte finale posteriore della troclea entra nella morsa tibiofibulare e qui perde il suo sostegno da parte del talo perché la larghezza della parte posteriore finale della troclea corrisponde alla larghezza della morsa della caviglia. Durante questo movimento, comunque, si nota che la fibula serra la morsa della caviglia e il talo subisce un accoppiamento in rotazione interna, alzando così i suoi aspetti laterali e mediali contro i loro omologhi della tibia e del perone.

Articolazione subtalare

Modelli analitici usati per descrivere la mobilità dell'articolazione subtalare sono molti; inizialmente si descrisse un solo asse che però si notò essere altamente variabile tra i soggetti.

Quest'asse è obliqua, orientata verso l'alto anteriormente e medialmente; essa penetra l'angolo posterolaterale del calcagno, passa perpendicolarmente al *canalis tarsi* e trapassa la zona superomediale del collo dell'astargalo. L'orientazione dell'asse dell'articolazione subtalare è nel piano sagittale e trasversale.

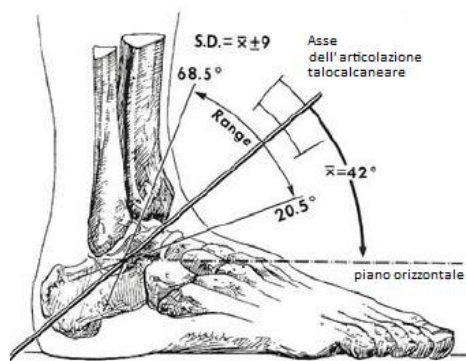


Fig. 2.13 – Articolazione Subtalare : Assi di movimento nel piano sagittale.

Altri studi sul movimento attorno all'asse subtalare hanno riscontrato e misurato uno spostamento longitudinale, lungo l'asse, del calcagno e paragonano la mobilità dell'articolazione subtalare al movimento di una vite.

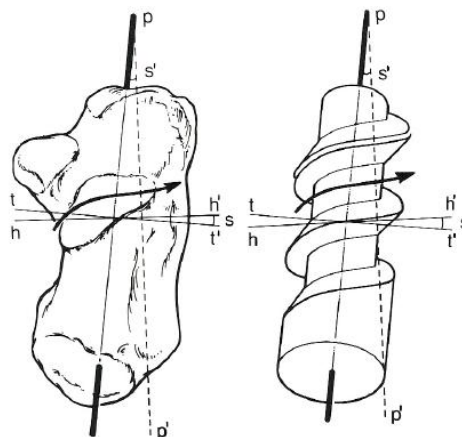


Fig. 2.14 – Modello analitico dell'articolazione subtalare: confronto tra la faccetta articolare posteriore del calcagno con una vite.  $hh'$  piano orizzontale dove avvengono i movimenti;  $tt'$  piano perpendicolare all'asse della vite;  $s$  angolo ellittico della vite, formato ai piani  $hh'$  e  $tt'$ ; esso è uguale all'angolo  $s'$  ottenuto tracciando una perpendicolare  $pp'$  dall' asse.

Durante l'inversione dell'articolazione subtalare, il talo ruota sull'asse longitudinale del calcagno e trasla anteriormente.

Studi successivi sul comportamento a vite dell'articolazione subtalare trovarono solo il 58% dei soggetti che presentavano traslazioni anteriori del talo durante l'inversione; il 20% presentava una traslazione posteriore seguita da una anteriore mentre un altro gruppo (20%) presentava movimenti casuali in avanti e indietro; infine il 3% descriveva un puro movimento di rotazione (Stiehl et al. 1991). Ognuno di questi modelli analitici conta sull'identificazione degli aspetti morfologici per descrivere il movimento dell'articolazione: la morfologia variabile potrebbe essere la causa della variabilità delle misurazioni meccaniche da soggetto a soggetto (Jason Robert Toy 2009).

### *2.3.1 Movimento di plantaflessione e dorsiflessione*

I movimenti di flessione plantare e dorsale sono delle rotazioni compiute dal complesso articolare della caviglia attorno all'asse X (Fig. 2.11); Esse sono le maggiori componenti della mobilità dell'articolazione della caviglia durante il passo.

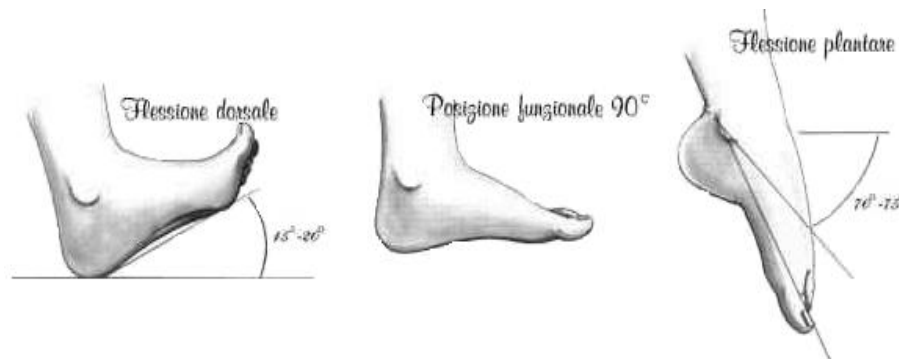


Fig. 2.15 – Movimenti di flessione Dorsale e Plantare.

Entrambe le direzioni di flessione, originariamente si pensava fossero applicate sugli stessi assi di rotazione, quelli passanti per l'apice del malleolo laterale e mediale, o sull'asse di rotazione della caviglia. Questo pensiero rimase valido fino a quando non si è dimostrato che l'asse di rotazione della caviglia non è fisso ma è variabile, e questo porta ad un cambiamento costante e completo del range di mobilità. Il calcagno si inverte durante la plantaflessione del piede, mentre, la dorsiflessione coincide con delle piccole rotazioni tibiali interne (2° di rotazione interna - 10° di

dorsiflessione). Il legamento Talofibulare Anteriore (ATFL) e il legamento Tibiotalare Anteriore subiscono significanti deformazioni (58-87% e 26-51% strain rispettivamente) durante la flessione plantare, mentre, il legamento Tibiotalare posteriore e il legamento Talocalcanearo subiscono grandi allungamenti (24-46% e 11-22% strain rispettivamente) in dorsiflessione.

Il legamento Talofibulare Posteriore (PTFL), inoltre, subisce elongazioni moderate (7-17 % strain) durante entrambe le flessioni (Carl William Imhauser, 2004).

Molti autori hanno descritto diversi range di mobilità per questi due movimenti:

Range di Mobilità (gradi °)		Riferimenti
Plantaflessione	Dorsiflessione	
30 -50	20 -30	Kapandji, I.A.,(1970)
25-35	10 - 20	Nordin, M. and V.H. Frankel,(1989)
37.6 - 45.8	20.3 – 29.8	Siegler, S., J. Chen, and C.D. Schneck,(1988)
20 - 50	13 - 33	Allinger, T.L. and J.R. Engsborg,(1993)
<b>Media</b>		
35	26.5	

Tabella 5- Range di Mobilità dei movimenti di flessione plantare e dorsale, descritti da vari autori. (Jason Robert Toy 2009).

Queste variabilità nella misura del range di mobilità dei movimenti di flessione plantare e dorsale sono spesso dovuti, come detto in precedenza, alla morfologia delle ossa che compongono l'articolazione. Alla massima dorsiflessione la parte superiore del collo dell'astragalo potrebbe spingere contro il bordo anterio-inferiore della tibia. La dorsoflessione potrebbe inoltre essere limitata dal raggio dell'arco articolare tibiotalare, e dall'inclinazione del angolo del collo dell'astragalo.

Il grado di orientazione della faccetta articolare posteriore del calcagno potrebbe avere effetti sul range di mobilità in plantaflessione, infatti se l'angolo di inclinazione della faccetta, che mediamente risulta compreso tra i 55° e i 75° dalla linea disegnata lungo la faccia superiore del calcagno, dovesse essere maggiore, creerebbe un aumento anche nel range di mobilità in plantaflessione. L'angolo della faccetta infero-posteriore dell'astragalo modifica i movimenti di flessione se non è più compreso nel range da 26° a 50°. Un angolo maggiore orienta la superficie in direzione longitudinale aumentando i movimenti di flessione plantare e dorsale.

Parlando di range di mobilità bisogna fare una distinzione tra quello massimo e quello funzionale, ovvero i gradi di movimento massimi che il complesso della caviglia può compiere, e quelli che compie normalmente durante ad esempio la camminata e la corsa.

Il MROM (*maximal range of motion*) dell'articolazione della caviglia sul piano sagittale, dalla massima dorsiflessione alla massima plantaflessione, è di  $57^\circ (\pm 10^\circ)$  mentre durante la fase di camminata il FROM (*functional range of motion*) è molto minore (Fig. 2.16 A). Relativamente alla posizione neutra, come accennato precedentemente, il MROM in plantaflessione risulta essere il doppio rispetto alla dorsiflessione ( $50^\circ$  PF e  $20^\circ$  DF); per quanto riguarda il FROM durante il passo risulta essere molto vicino al MROM in dorsiflessione, mentre in plantaflessione corrisponde ad una piccola porzione del range massimo ( Fig. 2.16 B ) (Roeland P. et al. 2010).

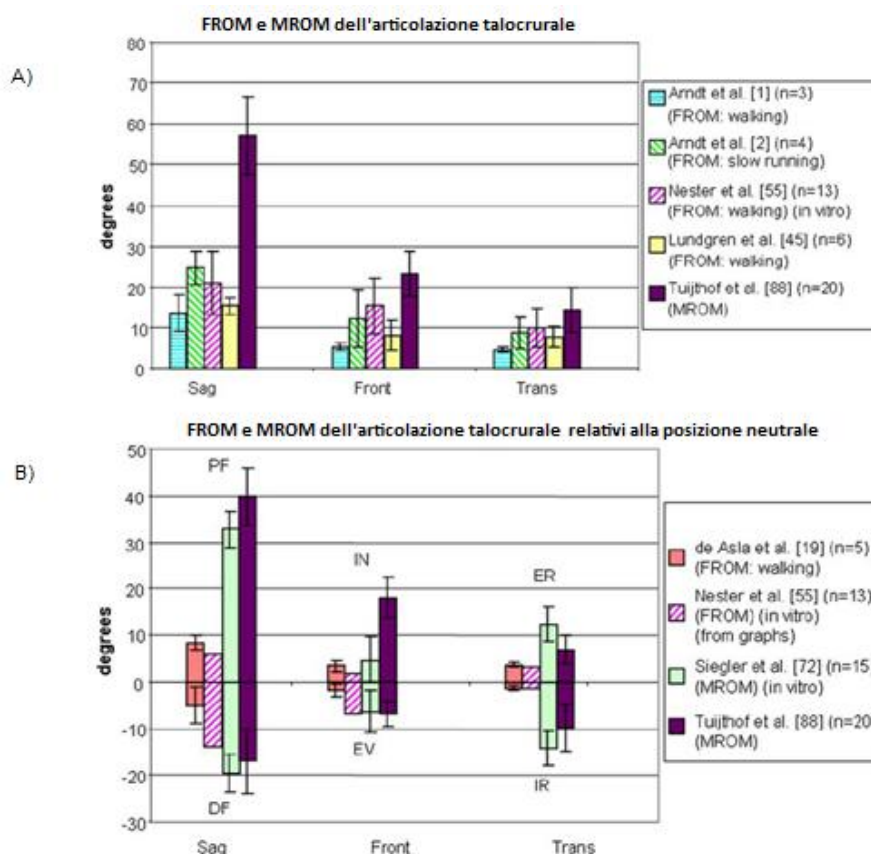


Fig. 2.16 - FROM e MROM: A) dell'articolazione della caviglia, B) rispetto alla posizione neutra dell'articolazione della caviglia. *Sag* piano sagittale (Dorsi-Plantaflessione), *Front* piano frontale (Inv-Eversione), *Trans* piano trasversale (Add-Abduzione).

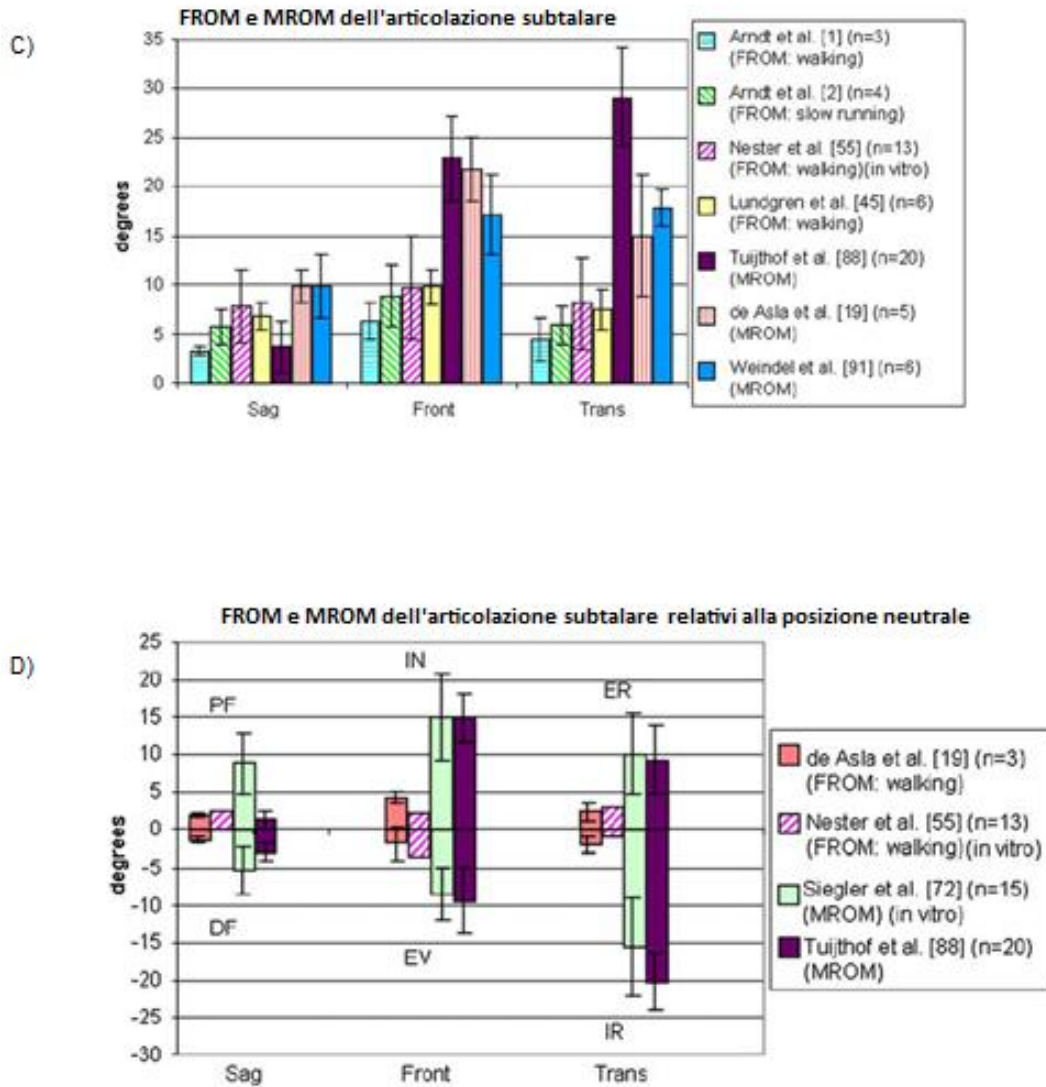


Fig. 2.16 - FROM e MROM C) dell'articolazione subtalare, D) rispetto alla posizione neutra dell'articolazione sub talare. *Sag* piano sagittale (Dorsi-Plantaflessione), *Front* piano frontale (Inv-Eversione), *Trans* piano trasversale (Add-Abduzione).

### 2.3.2 *Movimento di inversione ed eversione*

I movimenti di inversione ed eversione sono rotazioni lungo l'asse Z (Fig. 2.11).

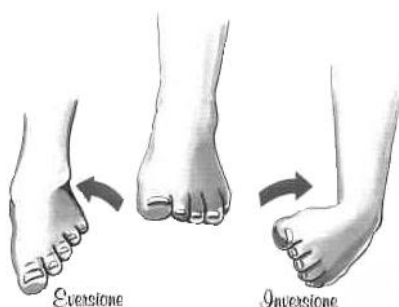


Fig. 2.17 – Movimenti di eversione ed inversione.

Il contributo della giunzione subtalare nei movimenti inversione/eversione (73.4 % della mobilità totale del complesso dell'articolazione della caviglia) è più grande di quello dell'articolazione della caviglia.

Il motivo alla base di questa affermazione è la forma cilindrica della superfici articolare posteroinferiore del talo che si accoppia perfettamente con la faccetta articolare posteriore del calcagno. L'asse maggiore del cilindro è orientata in direzione dell'asse lungo del piede. Altri contributi per questi movimenti possono arrivare dal mancato incastro della superficie trocleare del talo nella morsa tibiofibulare.

I movimenti di inversione ed eversione sono accoppiati rispettivamente con i movimenti di rotazione esterna ed interna; invertendo il piede si causa un'elongazione del legamento Calcaneofibulare (24-49% strain). Il legamento Tibiotolare posteriore profondo subisce moderate elongazioni (9-23% strain) sia in inversione che in eversione. Senza carichi assiali i legamenti laterali limitano l'87% della coppia in inversione mentre il legamento deltoideo limita l'83% della coppia in eversione (336-398 N/m per inversione e eversione). Con carichi assiali (667 N) è l'articolazione ossea che stabilizza il retropiede in inversione ed eversione. Anche in questo caso la variabilità nella misura del range di mobilità dei movimenti di inversione ed eversione sono spesso dovuti alla morfologia delle ossa che compongono l'articolazione; infatti, ad esempio, l'angolo della faccetta infero-posteriore dell'astragalo oltre a modificare i movimenti di flessione, modifica anche

quelli di inversione ed eversione. Se l'angolo è minore dell'intervallo scritto in precedenza, i range di mobilità dell'inversione e dell'eversione aumentano.

In questo tipo di movimenti il FROM dell'articolazione subtalare sul piano frontale e trasversale è variabile ma comunque minore rispetto al MROM; anche nel piano sagittale il FROM è variabile ma le differenze con l' MROM sono minori (Fig. 2.16 C). Relativamente alla posizione neutra il MROM in inversione risulta essere uguale a quello in eversione (Fig. 2.16 D). Durante la camminata il FROM è molto piccolo rispetto il range massimo perché il passo viene fatto appoggiando il piede a terra e quindi movimenti di inversione ed eversione sono quasi nulli (Roeland P. et al. 2010). Nella tabella seguente sono riportati i valori dei range di mobilità in inversione ed eversione riportati in letteratura.

<b>Range di Mobilità (gradi °)</b>		<b>Riferimenti</b>
<b>Inversione</b>	<b>Eversione</b>	
20	5	Kapandji, I.A.,(1970)
14.5 - 22	10 - 17	Siegler, S., J. Chen, and C.D. Schneck,(1988)
12.5 ± 5.8, in vivo 12.6 ± 5.8, in vitro	N/A	Siegler, S., et al.,(2005)
15 - 20	10 – 17	Cass, J.R., B.F. Morrey, and E.Y. Chao,(1984)
30	20	Sarrafian, S.K.,(1993)
<b>Range di Mobilità totale (Inversione+Eversione)</b>		
10 – 65 (media 40°±7° deviazione standard)		Stiehl, J.B. and V.T. Inman,(1991)

Tabella 6- Range di Mobilità dei movimenti inversione ed eversione, descritti da vari autori. (Jason Robert Toy 2009).

### 2.3.3 *Movimento di adduzione ed abduzione*

I movimenti di adduzione e abduzione, o rispettivamente rotazione interna ed esterna, sono rotazioni lungo l'asse Y (Fig. 2.11). Questo tipo di rotazioni di solito non avvengono da sole, ma sono accompagnate della flessione plantare e dorsale e dell'inversione ed eversione, infatti ad esempio il movimento del retropiede dalla massima adduzione alla massima abduzione è accoppiato ad una sostanziale inversione del piede.



Fig. 2.18 – Movimenti di rotazione interna ed esterna. 1 Adduzione, 2 Abduzione.

L'articolazione subtalare e l'articolazione della caviglia contribuiscono egualmente ai due movimenti di rotazione, anche se all'estremità della rotazione interna ( $>20^\circ$ ) l'articolazione subtalare incrementa la sua rotazione di due volte rispetto alla caviglia.

Il legamento Talofibulare Anteriore (ATFL) resiste al 56% della coppia generata in abduzione quando il piede è in flessione plantare a  $20^\circ$  senza carichi assiali.

Il legamento Deltoideo invece resiste principalmente ai momenti di rotazione interna in posizione neutra del piede e in dorsiflessione a  $20^\circ$ .

Il legamento Calcaneofibulare (CFL) e il legamento Talofibulare Posteriore (PTFL) sono principalmente responsabili della resistenza all' adduzione sotto tutte le condizioni di carico assiale e di angoli di flessione, mentre il legamento Deltoideo gioca un ruolo di supporto secondario.

Anche in questo caso, molti autori hanno descritto diversi range di mobilità:

<b>Range di Mobilità (gradi °)</b>		<b>Riferimenti</b>
<b>Abduzione</b>	<b>Adduzione</b>	
22-36	15.4 – 25.9	Siegler, S., J. Chen, and C.D. Schneck,(1988)
N/A	24	Kjaersgaard-Andersen, P., et al.,(1991)
<b>Range di Mobilità totale (Abduzione+Adduzione)</b>		
<b>35 - 45</b>		Kapandji, I.A.,(1970)

Tabella 7- Range di Mobilità dei movimenti di adduzione e abduzione, descritti da vari autori. (Jason Robert Toy 2009).

Il MROM e il FROM, in movimenti ad adduzione e abduzione, del complesso dell'articolazione della caviglia sono riportati nella figura 2.16 A,B,C,D.

Successivamente viene riportata una tabella in cui sono descritti i movimenti compiuti dall'articolazione subtalare e dall'articolazione della caviglia durante un ciclo di camminata, con specificati i tendini e legamenti che si attivano nelle diverse fasi del ciclo.

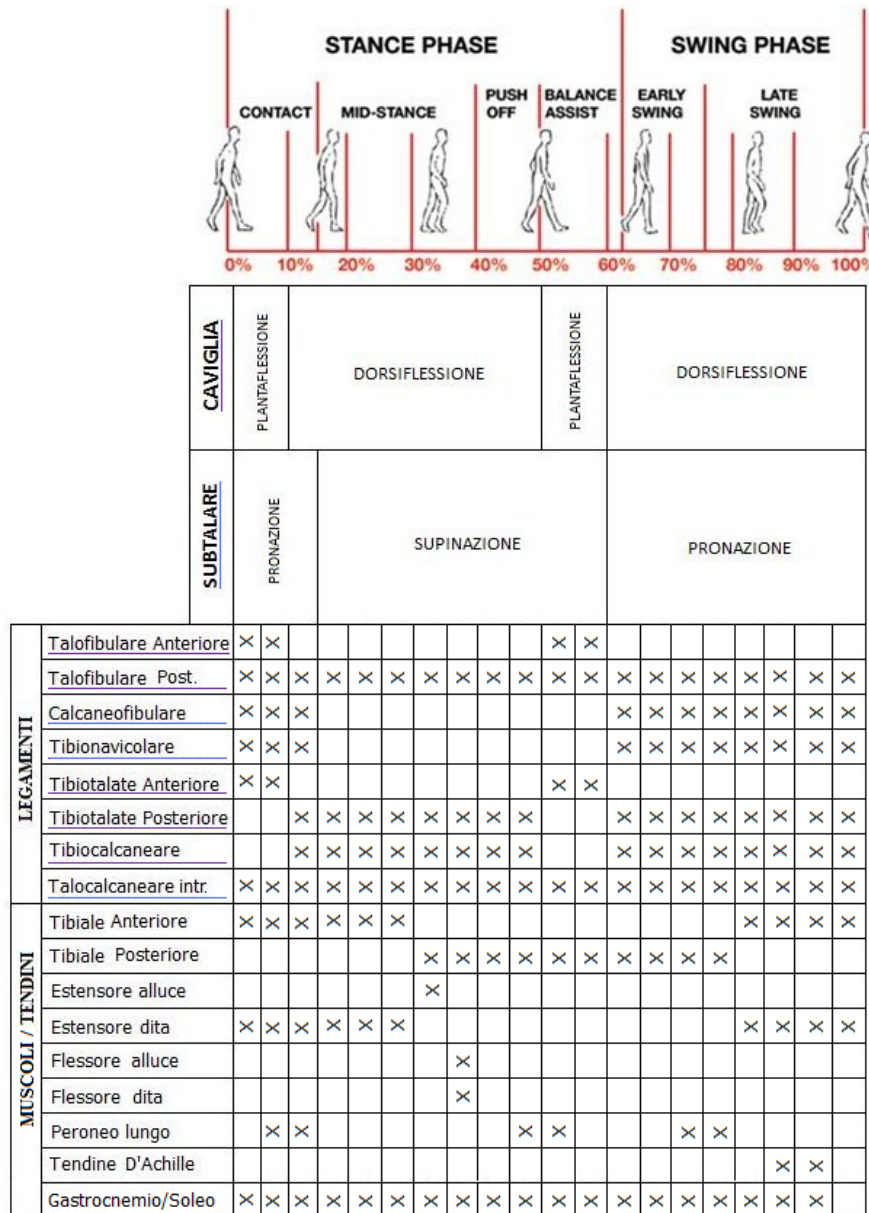


Fig. 2.19 - Fasi del ciclo di Gait. Rappresentazione dei movimenti dell'articolazione subtalare e della caviglia durante le varie fasi del passo, e legamenti, muscoli e tendini che entrano in gioco.    legamenti che si attivano nei momenti di dorsi/plantaflessione;    legamenti che si attivano nei momenti di pronazione/supinazione.



## CAPITOLO 3

### VALUTAZIONE DELLE FORZE E DEI MOMENTI TRASMESSI ALLA CAVIGLIA.

#### 3.1 *Tipologia di forze agenti a livello della caviglia*

La cinetica è lo studio delle forze che causano il movimento, sia medialmente (attività muscolare, legamenti, attrito nei muscoli e nelle articolazioni) che lateralmente (dalla terra, corpi attivi, corpi passivi).

Le forze trasmesse attraverso l'articolazione della caviglia sono una combinazione di forze esterne e forze interne.

Le forze esterne sono prodotte dal contatto del piede con il terreno e dalla forza di gravità, mentre quelle interne sono dovute ai tessuti molli che attraversano l'articolazione della caviglia.

##### 3.1.1 *Forze gravitazionali*

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

##### 3.1.2 *Forze esterne (GRF)*

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

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

Le GRF possono essere considerate come un unico vettore o possono essere scomposte nelle componenti verticali e tangenziali; quest'ultime chiamate anche forze di taglio orizzontale che si dividono a loro volta in forze anteroposteriori e mediolaterali rispettivamente se agiscono lungo il piano sagittale o frontale. L'ampiezza delle componenti tangenziali, in confronto al carico verticale, risultano di lieve entità.

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

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

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

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

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

Dal punto di vista matematico quindi si può scrivere:

$$F - w = Ma$$

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

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

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

Bisogna inoltre notare che l'ampiezza della componente verticale si modifica al variare della velocità del cammino: a bassa velocità si riduce l'accelerazione verticale

con conseguente decremento dei picchi e degli avvallamenti portando ad un appiattimento della curva, a velocità più elevate invece, si ha un incremento dei picchi ed una diminuzione degli avvallamenti.

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

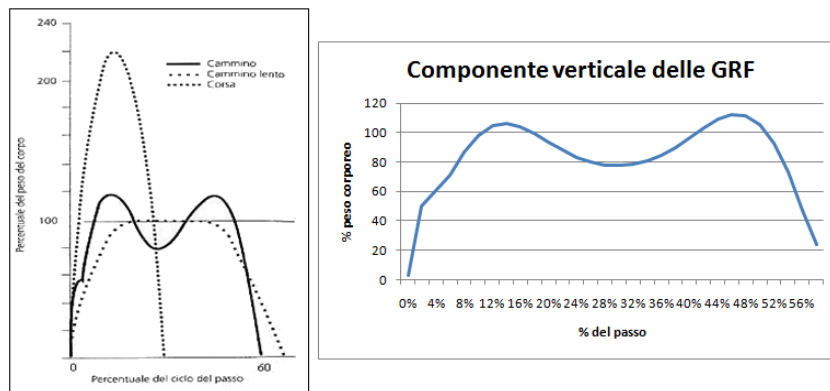


Fig. 3.1 - Grafico relativi all'andamento delle forze verticali delle GRF in varie velocità di camminata (sx) e grafico sperimentale ottenuto da Tonello (2009) presso l'ospedale di Bassano (dx).

Come si può notare dalle immagini precedenti l'andamento teorico delle componenti verticali delle GRF coincide con l'andamento sperimentale.

Per quanto riguarda le componenti tangenziali alla superficie di appoggio, come specificato precedentemente, vengono anche dette forze di taglio orizzontale, la loro ampiezza, in confronto al carico verticale, risulta di lieve entità e vengono suddivise in forze anteroposteriori e mediolaterali rispettivamente se agiscono lungo il piano sagittale o frontale.

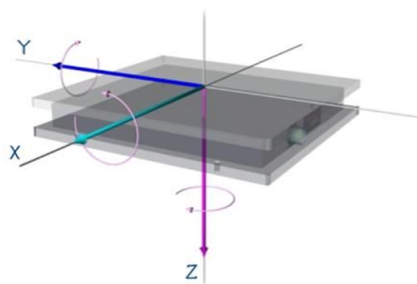


Fig. 3.2 - Sistema di coordinate degli assi.

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

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

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

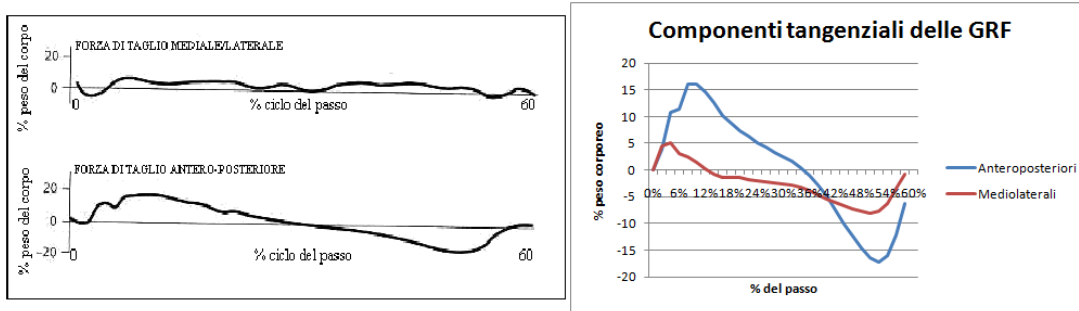


Fig. 3.3 - Grafico relativi all'andamento delle forze tangenziali delle GRF in (sx) e grafico sperimentale ottenuto da Tonello (2009) presso l'ospedale di Bassano (dx).

Le forze di reazione del terreno possono essere rappresentate anche come un singolo vettore (GRF) che unisce nello stesso tempo le forze verticali e le forze di taglio orizzontale in una singola linea di forza tridimensionale. La forza di taglio anteroposteriore è impiegata per identificare i vettori nel piano sagittale mentre i vettori nel piano frontale sono correlati con la forza di taglio mediolaterale.

Piano Sagittale

Nel piano sagittale il contatto iniziale del tallone al suolo genera una momentanea forza verticale dovuta all'alta velocità di impatto nell'istante in cui il peso del corpo appoggia al terreno che crea un momento senza forze di taglio. Durante la risposta al carico lo schema di impatto iniziale viene immediatamente modificato dalla comparsa di una forza di taglio anteriore. L'effetto è costituito da un'inclinazione

all'indietro del vettore GRF durante la risposta al carico che appare simile all'iniziale apertura di un ventaglio che ha come base di supporto il tallone.

L'appoggio intermedio presenta una serie di vettori quasi verticali e successivamente durante la flessione dorsale della tibiotarsica scompare la piccola forza di taglio in avanti e aumenta la quantità del peso corporeo che viene trasferita sull'avampiede. Quando l'avampiede diventa l'area principale di appoggio, la forza di taglio è diretta indietro. Durante l'appoggio terminale, la crescente forza di taglio indietro determina l'inclinazione in avanti dei vettori.



Fig. 3.4 - Pattern normale della GRF durante un passo.

### Piano frontale

Nel piano frontale, poiché l'ampiezza della forza di taglio orizzontale mediolaterale è molto ridotta, i vettori sono dominati dalla forza verticale.

Lo schema del vettore sul piano frontale risulta comunque essere analogo a quello sul piano sagittale.

### 3.1.3 *Forze interne: forze muscolari*

Molti ricercatori hanno studiato l'attività elettrica dei muscoli durante la deambulazione.

In generale, alcuni studi hanno dimostrato che molti cambiamenti dei livelli di attività muscolare si verificano attorno al 15% al 20% del ciclo del passo quando il piede si adatta alla superficie d'appoggio. Molti complessi muscolari si attivano

durante la camminata e le forze che generano all'interno delle articolazioni hanno valori di picco compresi tra 3 - 4 volte il BW.

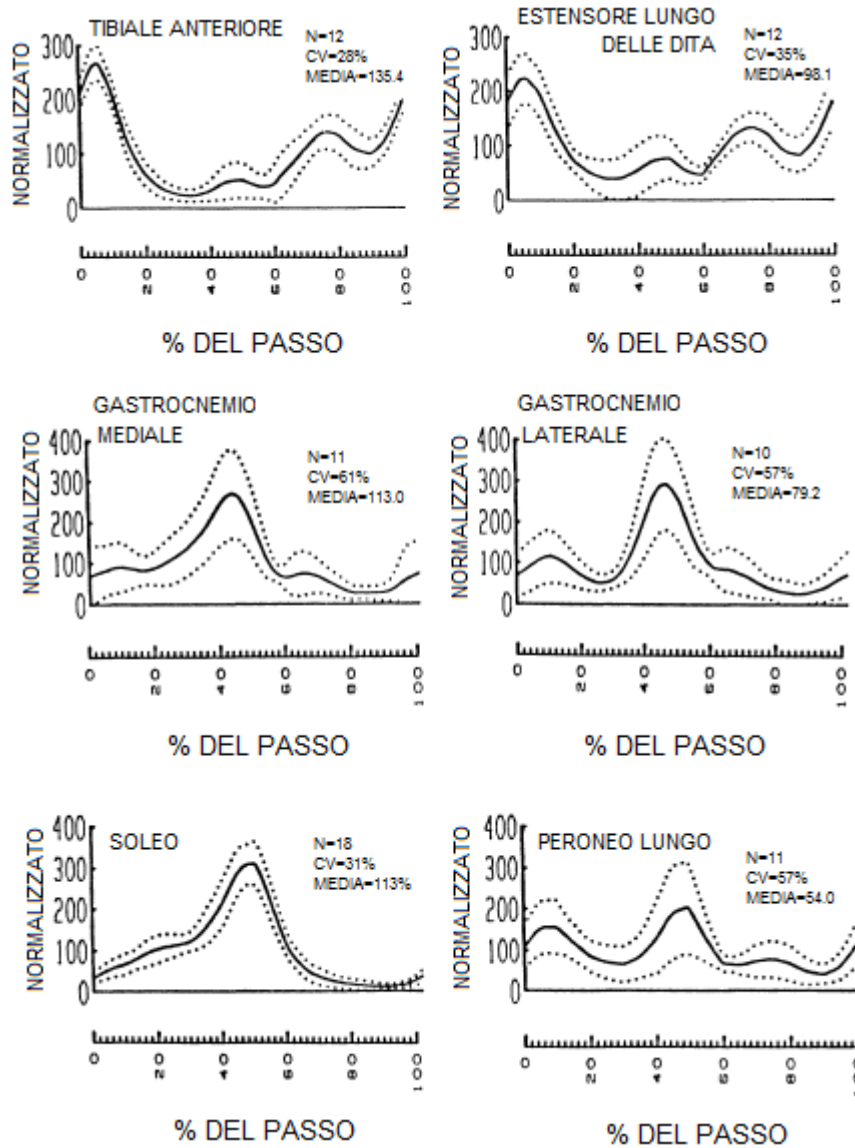


Fig. 3.5 - Attività elettromiografia di sei muscoli (normalizzata alla media EMG di vari pazienti) durante la camminata. Le tre linee presenti nei grafici simboleggiano la media EMG  $\pm$  una deviazione standard (linea continua  $\pm$  linee tratteggiate).

Il muscolo tibiale anteriore (TA) svolge la sua attività principalmente alla fine della fase di oscillazione per mantenere il piede in una posizione di dorsiflessione.

Immediatamente dopo la fase di contatto del tallone, il TA genera delle forze che provocano l'abbassamento del piede verso il terreno, in opposizione alle forze di reazione del terreno. Il Tibiale anteriore è l'unico muscolo di inversione, attivo durante il periodo di massima eversione, ovvero quanto l'intero peso corporeo è

caricato sul tallone. In alcuni individui, il TA ha, inoltre, un ruolo secondario nell'avanzamento della gamba rispetto al piede prima che avvenga la fase di pieno appoggio. L'attività del muscolo tibiale anteriore ricomincia in un secondo momento, durante la fase del distacco delle dita e provoca la dorsiflessione del piede durante la fase intermedia dell'oscillazione.

L'estensore lungo delle dita (EDL) ha un'attività quasi identica a quella del TA. Esso ha il compito di abbassare il piede dopo la fase di contatto del tallone e di dorsiflettere il piede e le dita nel corso dell'oscillazione. Una terza fase dell'attività del EDL si verifica durante la spinta esterna e sembra essere una contrazione per stabilizzare la caviglia.

Il muscolo gastrocnemio (GA) e il muscolo soleo (SO) mostrano una delle attività di maggior durata lungo tutta la fase di supporto del singolo arto. Essa inizia poco prima della fase di contatto del tallone e aumenta durante tutta la fase di appoggio, raggiungendo il picco poco prima del distacco del tallone, attorno al 50% del ciclo del passo. Durante il *push-off* i muscoli del polpaccio si accorciano per attivare la flessione plantare del piede e per generare una spinta verso l'esterno (stimata al 250% del BW in tensione). L'attività dei due muscoli scende rapidamente fino alla fase di distacco delle dita dopo la quale, una bassa attività del GA continua durante la fase di oscillazione. Probabilmente, il GA agisce come flessore del ginocchio prima della fase intermedia dell'oscillazione.

Il muscolo peroneo lungo (PL) si attiva in diverse piccole occasioni durante il carico del peso corporeo (10% del passo), come stabilizzatore della caviglia (eventualmente come una co-contrazione del TA). Un grande apporto lo fornisce durante il *push-off* (50% del passo) agendo come flessore plantare. Agisce secondariamente anche durante la fase iniziale dello *swing* generando una co-contrazione al TA per controllare la quantità di flessione dorsale e supinazione del piede.

Il tendine d'Achille agisce ad alti livelli in corrispondenza del 90% della fase di appoggio del ciclo di gait ed è una delle forze che determinano quasi il totale della forza di compressione che attraversa la caviglia.

Il gruppo di muscoli intrinseci coperti dalla fascia plantare (flessore breve delle dita, abducente dell'alluce e gli abducenti minimi delle dita) si attivano al 35% del ciclo del passo. Questa parte del ciclo del passo include la fase di distacco del tallone, la concentrazione del BW sul piede anteriore e l'inizio della supinazione del piede.

Per ottenere una maggiore comprensione sul perché i muscoli si attivano nel corso del ciclo del passo, sono necessarie tecniche matematiche.

La realizzazione di un modello muscolo-scheletrico (*link segment modeling*) può contribuire ad ottenere la distribuzione ottimale delle forze durante il passo. Questo modello matematico deve essere costruito seguendo alcune regole:

- Ogni segmento del modello ha una massa fissa concentrata in un punto e localizzata nel suo centro di massa (che sarebbe il centro di gravità sulla verticale);
- La localizzazione di ogni centro di massa rimane fissa durante il movimento;
- Le articolazioni vengono considerate come cardini o giunzioni del tipo “palla e cavità”;
- Il momento di inerzia della massa di ogni segmento rispetto il suo centro di massa (o rispetto alle articolazione distale o prossimale) è costante durante il movimento;
- La lunghezza di ogni segmento rimane uguale durante il movimento.

La figura sottostante dimostra l’equivalenza tra, un modello anatomico dell’arto inferiore e uno a “*link-segment*”. Le masse  $m_1$ ,  $m_2$ ,  $m_3$  sono considerate concentrate in un punto, la distanza tra la giunzione prossimale e il centro di massa rimane costante, come la lunghezza dei segmenti e i loro momenti di inerzia  $i_1$ ,  $i_2$ ,  $i_3$  rispetto al centro di massa.

Su modelli come questo si inseriscono tutte le informazioni relative alle forze e i momenti agenti sulle articolazione di nostro interesse.

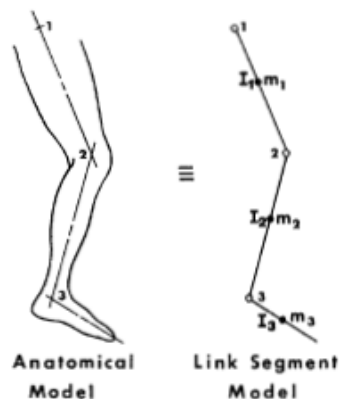


Fig. 3.6- Corrispondenza tra modello anatomico e “link-segement”.

Uno studio di Seireg e Arvikar (1975) utilizza il diagramma rappresentato in figura 3,7 per calcolare le forze espresse dai muscoli degli arti inferiori durante il passo. In quest'analisi matematica sono state rappresentate e calcolate anche le forze dei principali muscoli che agiscono sulla caviglia, quali il gastrocnemio, il soleo, il tibiale anteriore e posteriore, gli estensori e flessori lunghi dell'alluce e delle dita ed il peroneo lungo e breve in figura 3,6 indicati con i numeri dal 20 al 30.

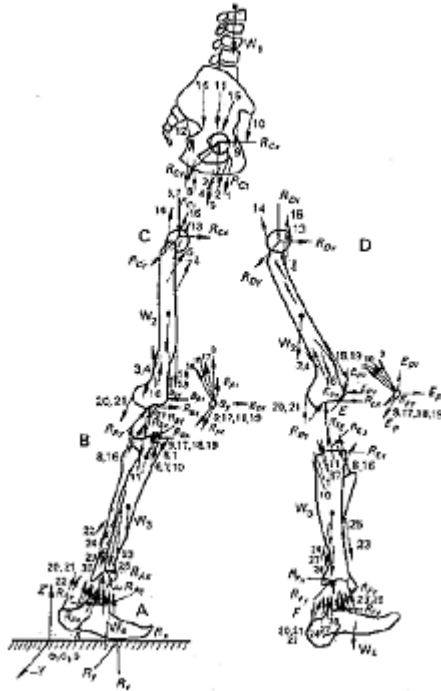


Fig. 3.7- Diagramma a *link-segment* degli arti inferiori durante un tipico movimento compiuto durante il passo. 20-21 gastrocnemio (testa laterale e mediale); 22 soleo; 23-24 tibiale anteriore e posteriore; 25-26-27-28 estensori e flessori lunghi dell'alluce e delle dita; 29-30 peroneo lungo e breve.

Attraverso la risoluzione di equazioni fisiche dell'equilibrio, si è stimata la forza di alcune di queste componenti muscolo-tendinee a livello della caviglia in varie fasi del passo. I risultati ottenuti sono riportati nella tabella seguente.

<b>Muscoli</b>	<b>Forze muscolari (Kg)</b>			
	<b>15% del passo</b>	<b>39% del passo</b>	<b>48% del passo</b>	<b>53% del passo</b>
<b>Tibiale anteriore</b>	49,3	0	0	0
<b>Tibiale posteriore</b>	0	0	0	0
<b>Estensore lungo dita</b>	40,8	0	0	2,7
<b>Estensore lungo alluce</b>	0	90,5	86,5	12,0
<b>Flessore lungo dita</b>	0	35,4	68,3	0
<b>Flessore lungo alluce</b>	0	0	0	0
<b>Peroneo lungo</b>	0	0	0	0
<b>Peroneo breve</b>	0	0	0	0

Tabella 8 - Forze muscolari a livello della caviglia, determinate attraverso il modello a link-segment di Seireg e Arvikar a diverse fasi del passo.

Altri metodi matematici, come l'ottimizzazione statica e dinamica, sono stati utilizzati con buoni risultati per questo scopo.

Una debolezza nei sistemi di analisi del cammino è che non esiste un modo diretto per misurare le forze muscolari individuali durante la deambulazione.

L'elettromiografia (EMG) è spesso utilizzata come uno strumento per determinare l'attivazione muscolare in studi sperimentali sul movimento umano, ma non esiste una correlazione diretta tra EMG e la forza muscolare. Dati elettromiografici sono stati frequentemente utilizzati anche per convalidare i modelli di forze muscolari di ottimizzazione matematica.

Una relazione lineare tra l'intensità EMG e le forze generate è stata dimostrata in contrazioni isometriche.

L'approccio di trasformazione dei dati EMG a forza muscolare descritto da Bogey et al. (2005) dimostra come le registrazioni EMG possono essere utilizzate per valutare momenti e forze muscolari durante il passo, e i loro risultati mostrano un ragionevole

grado di precisione, indicando che questo metodo può essere uno strumento pratico per determinare forze muscolari durante la valutazione clinica dell'andatura.

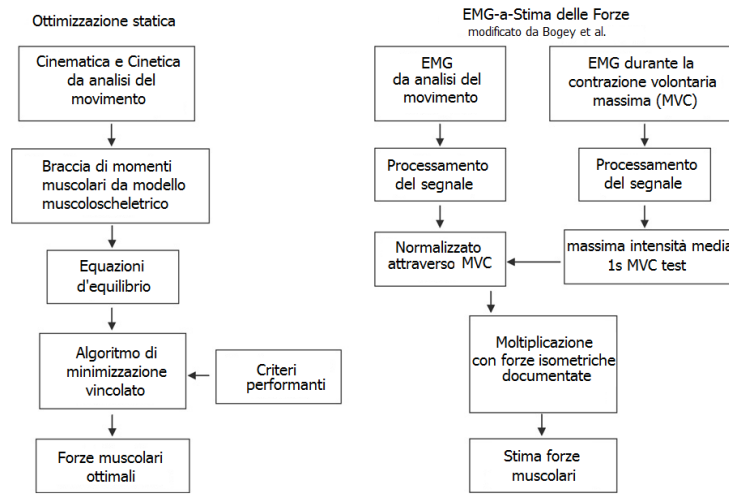


Fig. 3.8 - Descrizione dell'algoritmo di Static Optimization e del metodo di EMG-a-Stima delle Forze.

In uno studio svolto da Hentz et al. (2006), questi due metodi sono stati messi a confronto determinando le forze del muscolo tibiale anteriore, del muscolo soleo e del gastrocnemio laterale e mediale, generate durante il passo.

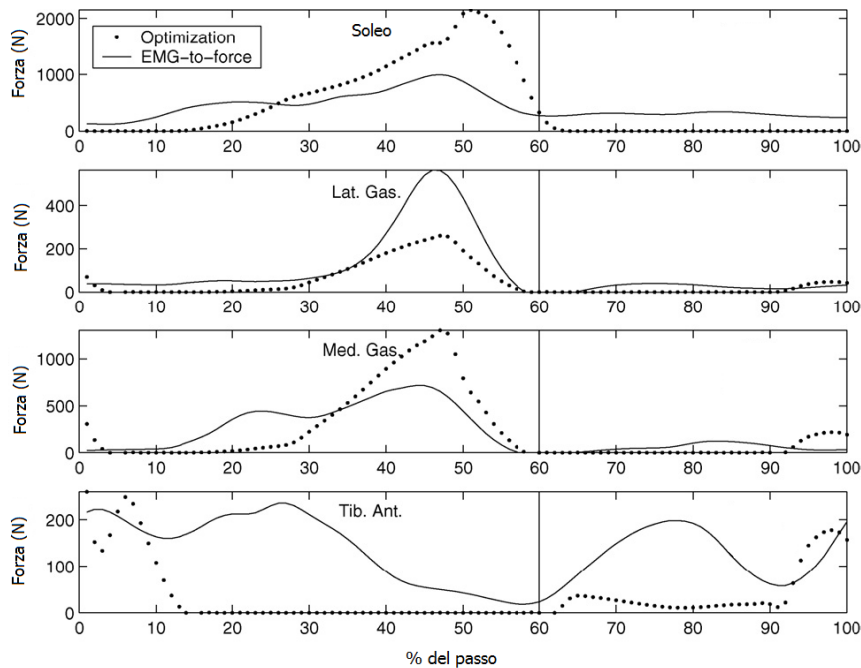


Fig. 3.9 - Forze muscolari di dorsiplantaflessione calcolate tramite l'ottimizzazione statica in confronto quelle valutate attraverso il metodo EMG-a-Stima delle forze durante un ciclo del passo. Linea verticale - fase di distacco del piede.

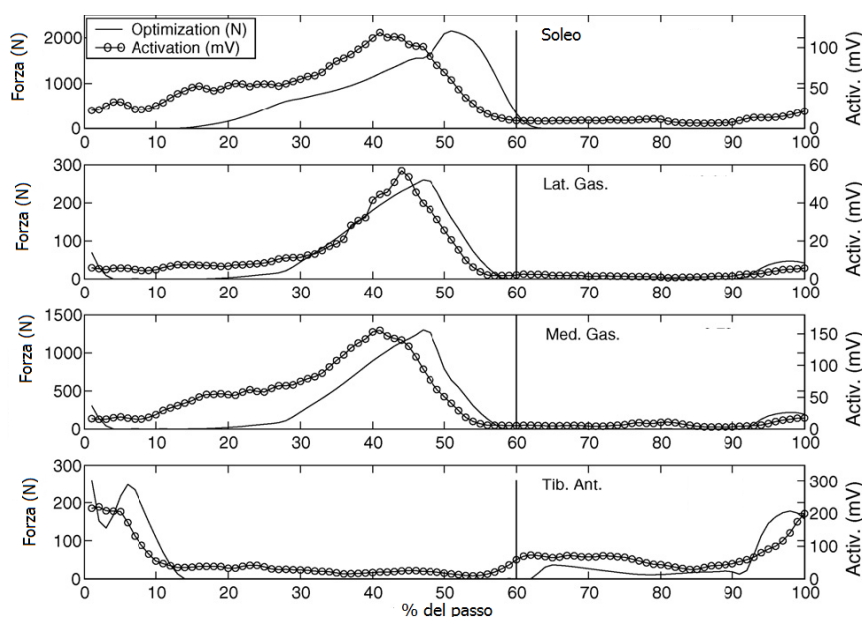


Fig. 3.10 - Forze muscolari di dors/plantaflessione calcolate tramite l'ottimizzazione statica in confronto con i dati EMG medi registrati durante un ciclo del passo da Hof et al. (2002,2005). Linea verticale - fase di distacco del piede.

Al momento della contrazione muscolare, le analisi dinamiche considerano solo l'effetto dei muscoli agonisti e antagonisti, anche se vi sono effetti di frizione sull'articolazione o sui muscoli non possono essere separati da questa valutazione. L'aumento di frizioni riduce il momento muscolare effettivo; gli elementi contrattili dei muscoli creano dei momenti più alti di quelli analizzati nei tendini. Inoltre, l'errore che si compie misurando queste forze a basse o moderate velocità di movimento, generalmente, è in bassa percentuale. All'estremità range di movimento di qualsiasi articolazione, inoltre, strutture passive, come i legamenti, entrano in gioco per contenere la mobilità articolare. I movimenti generati da questi tessuti vengono sommati o sottratti a quelli generati dai muscoli. Quando il muscolo è silente, è impossibile calcolare il contributo di queste strutture passive.

Le forze di reazione delle giunzioni vengono spesso confuse con le forze di giunzione "bone-on-bone"; quest'ultime sono le vere forze che si formano tra superfici articolari e includono anche l'effetto dell'attività muscolare.

Muscoli di contrazione attivi, spingono le superfici articolari una contro l'altra, creando forze di compressione e, qualche volta, tangenziali. Nella situazione più semplice, le forze "bone-on-bone" eguagliano le forze di compressione dovute ai muscoli e alle forze di reazione articolari.

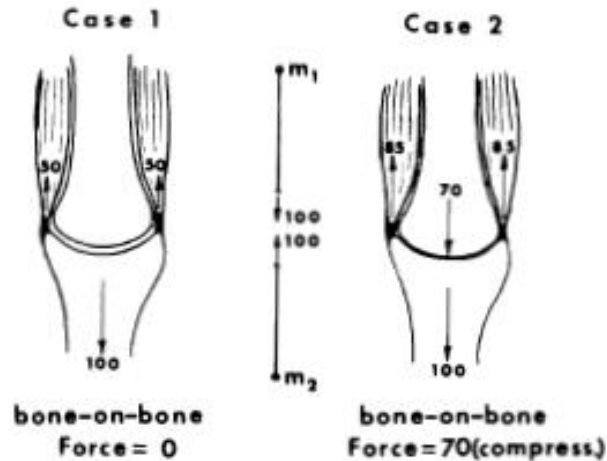


Fig. 3.11 - Differenze tra forze di reazione articolare e forze “bone-on-bone”.

La figura 3.11 illustra le differenze tra le forze “bone-on-bone” e le reazioni vincolari; nel *Caso 1* il segmento in basso sopporta un peso di 100 N sostenuto passivamente dai muscoli originari nel segmento superiore. I due muscoli non sono contratti, ma aiutati dai legamenti, spingono verso l’alto con una forza uguale e contraria ai 100 N applicati al segmento sottostante. Al centro della figura è riportato l’effetto delle forze di reazione uguali e contrarie applicate a masse che rappresentano i due giunti articolari. In questo caso le forze “bone-on-bone” sono nulle e questo indica che le superfici articolari non sono sottoposte ne a tensione ne a compressione. Nel *Caso 2*, invece, c’è una contrazione dei muscoli aumentando così la forza rivolta verso l’alto a 170 N. La forza “bone-on-bone” è di 70 N in compressione, e questo sta a significare che ora esiste una forza di tale valore tra le superfici articolari. Per quanto riguarda il segmento in basso sono ancora presenti, la forza di reazione netta di 100 N rivolta verso l’alto (170 N verso l’alto da parte dei muscoli e 70 N in basso attraverso le superfici articolari) e la forza di 100 N rivolta verso il basso che lascia quindi invariato il diagramma a corpo libero.

L’anatomia delle giunzioni articolari, generalmente, non è così semplice come è stata raffigurata; su ogni lato della giunzione, solitamente, sono attivi più di un muscolo e quindi risulta difficile determinare e suddividere le forze tra i vari tessuti muscolari, ed inoltre gli angoli esatti di tensione dei tendini e la geometria della superficie articolare non sono sempre disponibili e conosciute nel dettaglio.

La misura di queste forze è fatta attraverso degli strumenti di misura chiamati *trasduttori di forza*; questi dispositivi generano un impulso elettrico proporzionale alla forza applicata su di essi. Esistono vari tipi di trasduttori : “*strain gauge*”, *piezoelettrici*, *piezoresistivi*, *capacitivi* e molti altri; tutti si basano sul principio secondo il quale l’applicazione di una forza, genera all’interno del trasduttore una certa quantità di tensione che viene poi trasformata, in diversi modi a seconda del tipo di trasduttore, in un impulso elettrico: gli “*strain gauge*”, come i trasduttori *piezoresistivi*, cambiano la resistenza del loro materiale in proporzione alla forza applicata e quindi all’allungamento o accorciamento subito; i trasduttori *piezoelettrici*, inizialmente neutri, invece subiscono uno slittamento, lungo il reticolo cristallino che compone la loro struttura, delle cariche presenti al loro interno che si ridistribuiscono, le cariche positive tutte su una delle due facce del trasduttore e le negative sull’altra, formando una differenza di potenziale proporzionale alla forza applicata.

### 3.2 *Regione di applicazione delle forze agenti sulla caviglia*

L’articolazione della caviglia, come descritto nei capitoli precedenti, oltre a determinare il movimento del piede, ha il ruolo fondamentale di scaricare a terra il peso dell’intero corpo.

Questo carico, che durante la deambulazione genera le forze di reazione del terreno, è concentrato e scaricato al piede attraverso le componenti ossee dell’articolazione della caviglia.

La tibia e la fibula hanno il compito di dirigere questo carico all’astragalo il quale, come descritto nel primo capitolo, svolge il ruolo di ripartire queste sollecitazioni lungo tutta la superficie plantare del piede. Attraverso la sua superficie articolare superiore, la puleggia astragolica, riceve il peso del corpo e gli sforzi trasmessi attraverso la pinza bimalleolare e rinvia le compressioni all’indietro verso il tallone, in direzione dell’arco interno della volta plantare e in direzione dell’arco esterno della volta plantare.

### 3.2.1 Capacità della Fibula di trasferire il carico al piede

Fino agli inizi del 1970 si pensava che tutto il carico relativo al peso corporeo venisse trasferito al piede solo attraverso l'articolazione tibiotalare; la fibula si credeva avesse il solo compito di stabilizzare la caviglia.

Nel 1971 Lambert misurò la capacità di carico del perone con l'utilizzo di estensimetri di tipo "strain gauge" (SG), stabilendo che la fibula trasporta un sesto (17%) del carico totale applicato, che in questo caso era di 68 kg (Tabella 4). Takebe più tardi, nel 1984, sostenne, invece, che il 17 % del carico fosse una sovrastima.

Egli misurò il "weight-bearing" del perone con un metodo diretto inserendo dei trasduttori di forza (FT) all'interno di porzioni recise di due ossa. I suoi risultati mostrarono che la fibula porta solo il 6,4% del carico totale (60 kg).

Altre due relazioni di questo sono state trovate in letteratura (Goh et al. 1992; Wang, Q. et al.1996), e sono disposte nella Tabella 4 insieme con gli esperimenti di Lambert e Takebe.

Proprietà	Lambert	Wang	Takebe	Goh
<b>Carico applicato (kg)</b>	68	60	60	235
<b>Metodo</b>	SG	SG	FT	FT
<b>Posizione neutra</b>	17%	11%	6,4%	7,12%
<b>Plantaflessione</b>	N.A.	N.A.	2,3% (15°)*	4% (40°)*
<b>Dorsiflessione</b>	N.A.	23% (15°)*	10,4% (15°)*	11% (25°)*
<b>Inversione</b>	N.A.	5% (10°)*	2,4% (N.A.)*	3,7% ("full")*
<b>Eversione</b>	N.A.	17% (10°)*	10,4% (N.A.)*	13% ("full")*

Tabella 9 – Capacità di "weight-bearing" della fibula in percentuale al carico totale. SG - strain gage; FT - trasduttori di forza; \* angoli a cui i valori sono stati ottenuti.

Il metodo che utilizza gli "strain gauge" misura risultati costantemente più elevati rispetto al metodo FT. Dalla Tabella 8 può essere visto anche che la fibula trasporta più carico in flessione dorsale e in eversione e meno carico in flessione plantare e inversione rispetto alla posizione neutra.

I risultati di Wang e colleghi (1996) hanno dimostrato che il carico trasferito dal perone al piede è tanto maggiore, in percentuale, quanto maggiore è il carico applicato alla gamba (Figura 4.4).

Inoltre, se si collegano, prossimalmente e distalmente, tibia e perone attraverso delle viti, la percentuale del carico trasportato dalla fibula in posizione neutra passa dal 17% al 25% (a carico di 1500 N, figura 3.12). Questo potrebbe avere implicazioni per le condizioni di caricamento nel nostro modello a causa della fusione della sindesmosi tibio-peroneale (Karol Galik, 2002).

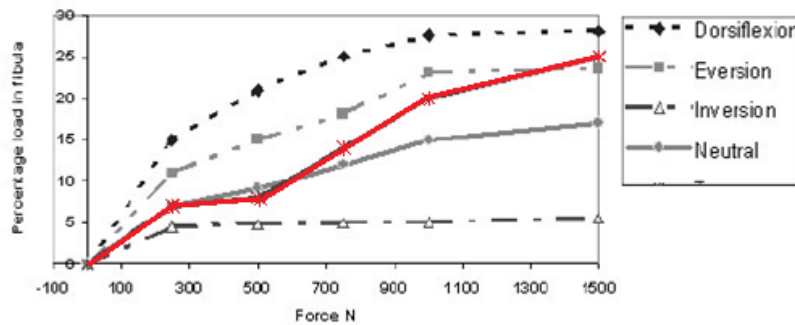


Fig. 3.12 – Percentuale di carico trasportato dalla fibula.

### 3.3 Valutazione dei momenti a livello dell'articolazione della caviglia

Lo studio dei momenti articolari, può essere affrontato tramite due modelli di approccio tradizionali: dinamica diretta e la dinamica inversa. Entrambe le soluzioni possono essere utilizzate per determinare la cinetica delle articolazioni (ad esempio, stima dei momenti articolari, durante i movimenti).

Nella dinamica diretta, si comincia con una misura o una stima del comando neurale che viene inviato ai muscoli. Questo è poi trasformato attraverso un processo in tre fasi per ottenere i momenti articolari.

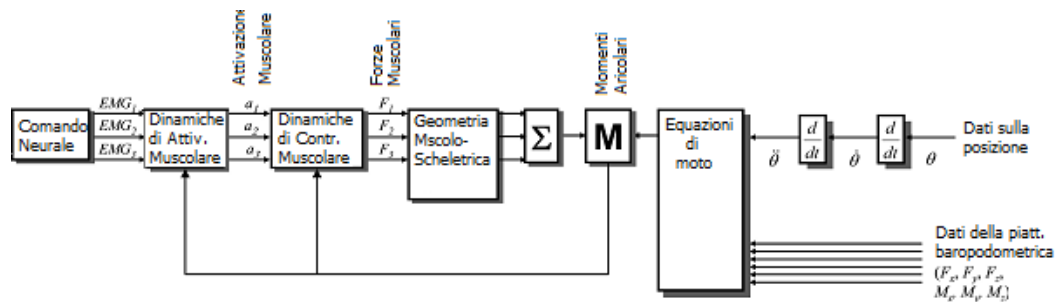


Fig. 3.13 - Catene di dinamica diretta (da SX a DX) e inversa (da DX a SX) per la stima dei momenti articolari.

Dalla figura 3.13 si nota che il blocco di attivazione delle dinamiche muscolari trasforma il segnale neurale in una misura di attivazione muscolare, che è un parametro variabile nel tempo tra zero e uno. Le dinamiche di contrazione muscolare invece trasformano le attivazioni muscolari in forze muscolari. Infine, l'inserimento di dati sulla geometria muscolo scheletrica dell'articolazione d'interesse permette la trasformazione dei dati relativi alle forze in momenti articolari. Una volta che i momenti sono determinati, le equazioni di movimento permettono la loro trasformazione in movimenti articolari. Ognuno di questi passaggi comporta complesse relazioni non lineari.

Nella dinamica inversa, il problema è affrontato in modo opposto. Questo metodo inizia misurando la posizione, attraverso dei sensori applicati sulla pelle del soggetto, e le forze esterne che agiscono sul corpo tramite una piattaforma baropodometrica. I sensori applicati sulla pelle del soggetto sono utilizzati per calcolare la posizione relativa e l'orientamento dei segmenti articolari, dai quali poi si calcolano gli angoli tra le varie ossa che compongono l'articolazione. Questi dati sono differenziati per ottenere velocità e accelerazioni usate poi come input per le equazioni del moto per calcolare le corrispondenti forze di reazione e i momenti articolari. Se si include la geometria muscoloscheletrica, dalle forze muscolari possono essere stimati i momenti. Tuttavia, i problemi di ridondanza e co-contrazione che si presentano, rendono questo passaggio difficile. Infine, la conoscenza delle forze muscolari e loro linee di azione, permettono la stima delle forze di compressione (cioè, nella cartilagine) e delle forze di trazione nei tessuti molli (vale a dire, legamenti).

Il metodo più utilizzato per lo studio della cinematica articolare è la dinamica inversa, visto che la soluzione diretta comporta una stima del comando neurale difficile da determinare (Buchanan et al. 2004). Dai vari studi, trovati in letteratura, che trattano la cinetica del complesso articolare della caviglia si è ricavato che i momenti più significativi sono quelli che avvengono nel piano sagittale. Questi momenti sono dovuti ai movimenti di dorsiflessione e plantaflessione che avvengono durante le fasi di gait. Durante il passo, oltre che a movimenti flessori si compiono anche movimenti di eversione/inversione che creano momenti nel piano trasversale e di adduzione/abduzione che creano momenti nel piano frontale.

Mentre i momenti nel piano sagittale si presentano costantemente in tutti i soggetti, i momenti nei piani restanti variano da persona a persona.

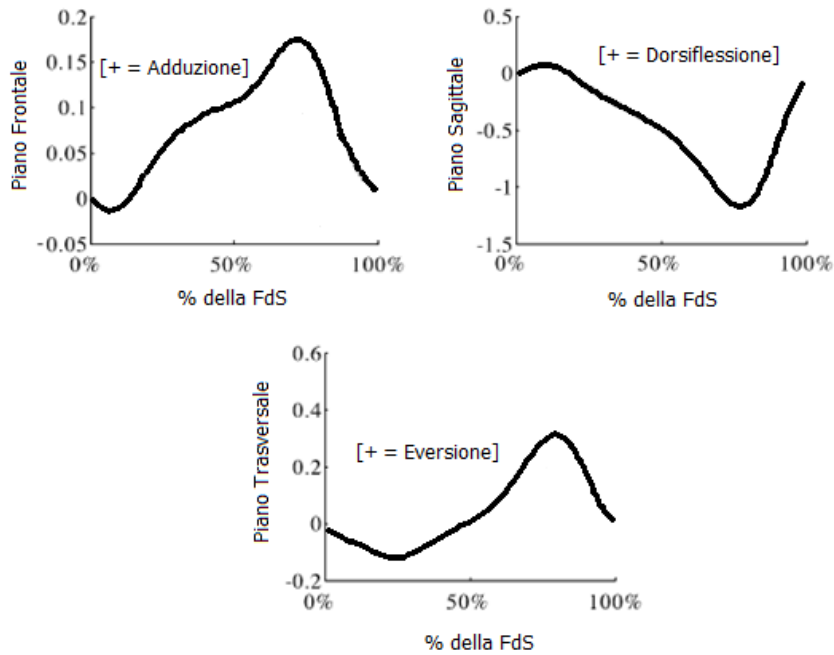


Fig. 3.14 - Momenti articolari della caviglia durante la fase di *stance*, calcolati nei diversi piani anatomici attraverso uno studio di dinamica inversa. I momenti sono espressi in Nm/kg, ovvero sono stati normalizzati rispetto al peso corporeo dei soggetti sottoposti allo studio, per standardizzare i risultati. L'asse x rappresenta la % della fase di *stance* (0% fase di contatto del tallone; 100% distacco delle dita).

Nel piano sagittale, durante l'inizio della fase di appoggio (FdS "*fase di stance*") si nota un momento in dorsiflessione raggiungere il picco di circa 0.1 Nm/kg a circa il 10% della FdS, ovvero subito dopo la fase di contatto del tallone. Successivamente il momento cala fino a raggiungere lo zero nella fase di appoggio della pianta del piede (25% circa del ciclo). Una volta passato lo zero, il momento diventa di plantaflessione e comincia ad aumentare di intensità. Dal 25% al 45% della FdS l'andamento del momento di plantaflessione è quasi rettilineo e scende fino ad un valore di 0.4 Nm/kg, al 50%, ovvero alla fase di pieno appoggio del peso corporeo sull'intero piede, il momento misura 0.5 Nm/kg. Quando si giunge al distacco completo del tallone (60% del passo) il momento di plantaflessione raggiunge i 0.75 Nm/kg. Nel periodo che va dal distacco del tallone al distacco delle dita il momento totale subisce un repentino calo che lo porta a raggiungere un valore di -1,2 Nm/kg, questo accade perché in questa fase l'articolazione della caviglia deve essere mantenuta stabile, soprattutto la rotazione anteriore della tibia durante la fase di atterraggio. Infine il momento sale fino a tornare ad un valore nullo all'inizio della fase di oscillazione.

Negli altri due piani anatomici, il frontale e il trasversale, i valori dei momenti, rispettivamente di adduzione/abduzione e eversione/inversione, sono molto meno significativi dei momenti dovuti ai movimenti di flessione. Nel piano frontale si nota un piccolo momento di abduzione all'inizio della FdS (10-12%) che si trasforma subito in un momento di adduzione che raggiunge un picco di 0.175 Nm/kg attorno al 70 %, in avvicinamento all'effettivo e completo distacco del tallone. Per quanto riguarda il piano trasversale si inizia con un momento in inversione (picco di 0.1 Nm/kg raggiunto attorno al 25 % della FdS) che si trasforma in un momento in eversione durante il pieno appoggio (50% dell'FdS) che raggiunge il valore massimo di 0.35 Nm/kg attorno all'80% .

Come si è potuto notare tutti i momenti sono stati normalizzati in base al peso in kg del soggetto su cui si è svolto l'esperimento di dinamica inversa, per standardizzazione i risultati ottenuti.

I momenti agenti sulla caviglia provocano quindi i movimenti che determinano il passo.

Uno studio condotto da Hansen et al. nel 2004 per determinare le caratteristiche dell'articolazione della caviglia allo scopo di progettare protesi articolari efficaci, riporta alcuni risultati riguardanti il rapporto tra momenti generati sul piano sagittale e i conseguenti angoli di dorsiflessione e plantaflessione creati.

Lo studio è stato condotto a tre velocità di camminata, 1.2 m/s (andatura lenta), 1.5 m/s (andatura normale) e 1.9 m/s (andatura veloce).

Come mostra la fig. 3.9 gli andamenti dei "momenti vs angoli" corrispondono a dei cicli con isteresi che vengono compiuti in senso orario durante una camminata ad andatura lenta, e in senso antiorario se la camminata è sostenuta con un'andatura normale o veloce; questa variazione di senso e il fatto che l'area all'interno della curva di isteresi sia maggiore nel caso di camminata lenta o veloce e quasi zero nel caso di camminata ad andatura normale stà ad indicare che, nel caso di andatura lenta l'energia viene dissipata mentre nel caso della deambulazione ad andatura veloce l'energia viene create. Il caso di andatura normale si avvicina alla condizione di equilibrio di energia dissipata e generata, che secondo lo studio è stata individuata nel caso di una camminata eseguita a 1.3 m/s.

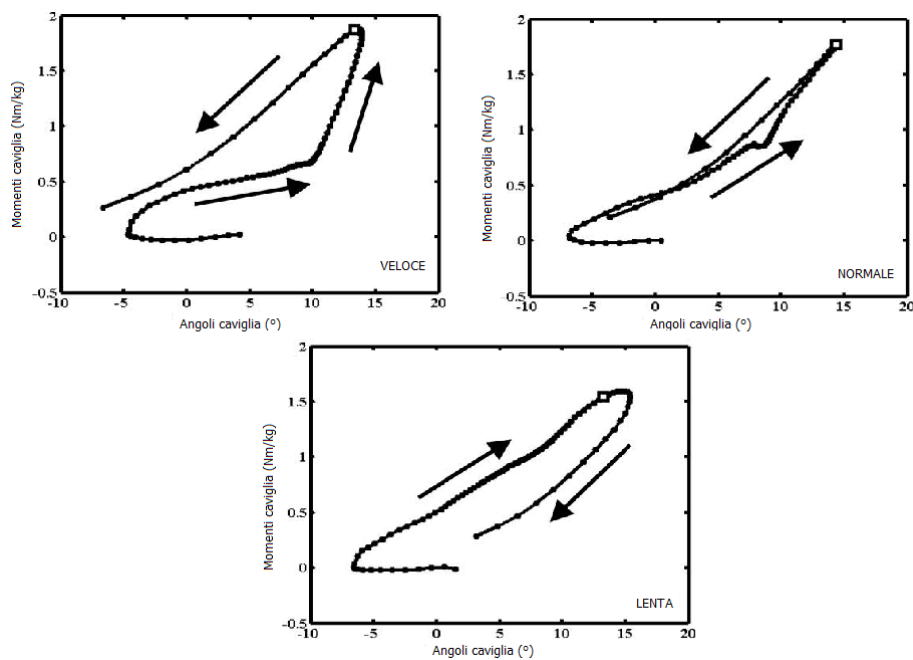


Fig. 3.15 - Grafici dell'andamento momenti vs angoli generati nell'articolazione della caviglia. La distanza fra i punti nei grafici corrisponde ad un 1% della fase di stance del ciclo del passo. Il quadrato bianco rappresenta la fase di contatto del tallone opposta.

Se questi momenti dovessero eccedere si potrebbe giungere a lesioni gravi della caviglia, sia riguardanti i tendini, sia i legamenti che se costretti a movimenti troppo accentuati rischiano la rottura.

## **CAPITOLO 4**

# **VALUTAZIONE DELL'INFLUENZA DI PATOLOGIE AI LEGAMENTI SULLA CINEMATICA DELLA CAVIGLIA**

### *4.1 Introduzione*

La caviglia è un giunto stabile in quanto in essa sono presenti vincoli ai movimenti significativi antero-posteriori, mediali-laterali e di eversione-inversione.

Ci sono vari tipi di stabilità, la passiva e l'attiva, l'intrinseca e l'estrinseca.

La stabilità passiva è responsabilità dei legamenti e della forma delle superfici ossee articolari (quest'ultime responsabili anche della stabilità intrinseca), mentre la stabilità attiva dipende dal supporto muscolare (responsabile assieme ai legamenti della stabilità estrinseca).

Le cause più comuni di instabilità articolare a livello del complesso piede-caviglia sono dovute a danni arrecati ai legamenti, chiamate “distorsioni basse della caviglia” se i legamenti danneggiati sono quelli che circondano l'articolazione subtalare o “distorsioni alte della caviglia” se i legamenti interessati da danni sono quelli della sindesmosi tibio-peroneale.

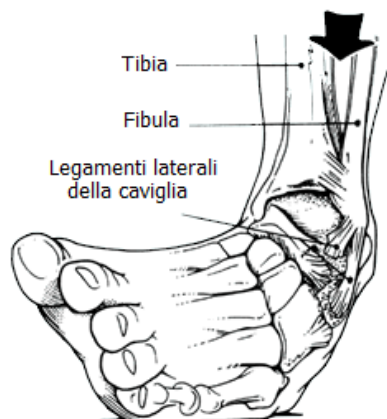


Fig. 4.1 - Distorsione in inversione della caviglia.

La distorsione più comune è quella dovuta ad un eccessivo movimento d'inversione; questo accade essenzialmente per due motivi, uno di natura strutturale ossea, ovvero il malleolo tibiale è più corto del malleolo peroneale e questo permette all'astragalo di essere spinto più facilmente verso l'inversione, mentre il secondo motivo riguarda le componenti legamentose del complesso collaterale laterale, separate tra loro e meno robuste di quelle che compongono il legamento deltoideo interno.

I legamenti coinvolti in questo tipo di distorsione sono quindi il Talofibulare Anteriore (il meno robusto), il Calcaneofibulare e il legamento Talofibulare Posteriore (il più robusto); essi vengono generalmente coinvolti nel trauma in ordine antero-posteriore, anche se, la posizione di flessione dorsale o plantare dell'articolazione al momento del trauma può comportare un coinvolgimento legamentoso differente.

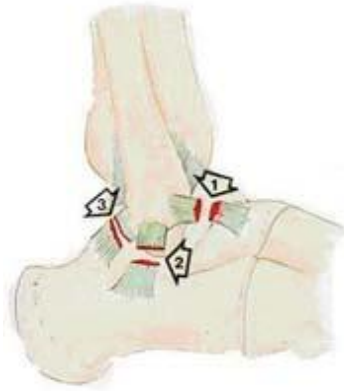


Fig. 4.2 - Legamenti lesionati conseguentemente ad una distorsione in inversione. 1) legamento Talofibulare Anteriore; 2) legamento Calcaneofibulare; 3) legamenti Talofibulare Posteriore.

Dal punto di vista ortopedico vengono classificati quattro gradi di questa lesione:

*Grado 0:* stiramento temporaneo dell'apparato capsulo-legamentoso, con piccolo ematoma laterale e dolenzia locale;

*Grado 1:* rottura isolata del peroneo-astagalico anteriore, con tumefazione laterale importante e parziale impotenza funzionale;

*Grado 2:* rottura del talofibulare anteriore e del calcaneofibularee, con ematoma, sia laterale che mediale e impotenza funzionale con zoppia;

*Grado 3:* rottura del talofibulare anteriore, del calcaneofibulare e del talofibulare posteriore, con importante ematoma perimalleolare posteriore e impossibilità di deambulazione.

In una distorsione in inversione e tendenza alla flessione plantare, ovvero la meccanica che si riscontra maggiormente, si evidenziano movimenti articolari diversi rispetto alla normale fisiologia articolare.

L'articolazione tibiotalare, che fisiologicamente esegue uno scivolamento antero-posteriore, si fissa in una posizione di anteriorità dell'astragalo; l'articolazione sottoastragalica, dove usualmente viene eseguito un piccolo scivolamento tra astragalo e calcagno, si fissa con astragalo postero-interno e calcagno antero-esterno; il perone scende globalmente verso il basso e l'articolazione peroneo-tibiale inferiore si fissa in anteriorità mentre quella superiore in posteriorità costringendo la membrana interossea, che collega la tibia al perone, a creare uno spasmo delle sue fibre.

A livello delle ossa del piede accade che l'osso scafoide, mosso dal tendine tibiale posteriore, si porta in rotazione interna, cioè la sua faccia inferiore guarda all'interno; lo stesso fa l'osso cuboide, attratto dalle inserzioni legamentose che lo collegano allo scafoide.

Le distorsioni con eccessivo movimento di inversione se si presentano in forma lieve, una volta guarite, non hanno effetti sulla stabilità della caviglia, mentre in casi gravi possono condurre ad una instabilità dell'articolazione della caviglia e in alcuni casi anche dell'articolazione subtalare.

Uno studio condotto da Hintermann nel 2002 ha riscontrato che su 148 pazienti con instabilità cronica della caviglia, l'86% aveva riportato un allungamento o addirittura la rottura del legamento ATFL e il 64% aveva riportato una lesione del CFL. Lo studio ha anche rivelato che il 40% dei pazienti aveva riportato una lesione al legamento Deltoideo. La distorsione ad inversione cronica può portare anche al danneggiamento della cartilagine articolare della caviglia. Questo si è verificato nel 66% dei pazienti con lesioni del legamento laterale e il 98% dei pazienti con lesione del legamento deltoideo. Ciò può portare alla progressione di osteoartrosi o lo sviluppo di osteofiti.

Una distorsione della caviglia può anche danneggiare le strutture a sostegno dell'articolazione subtalare, come il legamento interosseo Talocalcaneare (ITCL) e il legamento Cervicale (CL). I disturbi all'articolazione subtalare sono le principali cause di dolore cronico alla caviglia dopo una distorsione ad inversione. Tra il 10% e 20% di tutti i pazienti che hanno instabilità funzionale della caviglia hanno anche

l'instabilità subtalare. In uno studio svolto da Meyer et al. (1988), 32 dei 40 (80%) pazienti hanno riportato una rottura delle strutture capsulolegamentose dell'articolazione subtalare e della caviglia ; 4 dei precedenti 32 (13%) pazienti hanno avuto una rottura, confermata chirurgicamente, dell' ITCL, mentre 9 (28%) hanno riportato una lacerazione (lacrima), chirurgicamente confermata, del CL.

Il dolore a lungo termine e l'instabilità della caviglia si possono verificare se una distorsione ad inversione non viene trattata adeguatamente dopo la lesione iniziale. Pertanto, è importante individuare l'ubicazione e l'estensione della lesione del legamento poco dopo l'incidente così da poter indicare un protocollo di trattamento adeguato e ridurre al minimo la possibilità di avere dolore a lungo termine e altre complicanze (Imhauser, 2004).

Per riuscire nella diagnosi tempestiva di queste distorsioni e per discriminare sia il grado di gravità delle lesioni, sia quale legamento hanno colpito, negli anni si sono sviluppati alcuni test fisici e meccanici. Alcuni di questi test sono spiegati nel dettaglio nelle sezioni successive.

#### *4.2 Test clinici per la diagnosi dell'instabilità dell'articolazione della caviglia*

I test clinici che vengono utilizzati per identificare le possibili lesioni ai legamenti della caviglia, in particolare per diagnosticare l'instabilità dell'articolazione soggetta a lesione, sono esami manuali, radiografici, artrografici, attraverso risonanza magnetica e tomografia computerizzata. Queste tecniche risultano avere diversi gradi di affidabilità e per questo in alcuni casi, per definire una diagnosi specifica, ne vengono eseguite diverse in successione.

##### *4.2.1 Test eseguiti manualmente*

L'esame fisico consiste di alcune o tutte le seguenti componenti, a seconda della quantità di informazioni necessarie al medico. Egli osserva la quantità di gonfiore, palpa la caviglia per valutarne la tenerezza e la manipola attraverso i test del cassetto anteriore e dell'inclinazione dell'astragalo per stabilire se esiste l'instabilità.

Il *talar tilt test* permette di valutare le dimensioni dell'angolo che si forma tra la superficie prossimale della tibia e la cupola dell'astragalo in risposta ad una forte inversione del retro piede. Nel caso del test del cassetto anteriore (*anterior drawer test*) il paziente viene fatto sedere sul bordo del lettino con il piede pendente. Con la mano destra posta sulla faccia anteriore dell'estremità inferiore della tibia e con la sinistra che afferra il tallone posteriormente, si tira in avanti il calcagno ed il talo, mentre si spinge indietro la tibia. Così facendo si va a valutare se lo spostamento in avanti del talo rientra nei range fisiologici e quindi se il legamento ATFL risulta danneggiato.

c

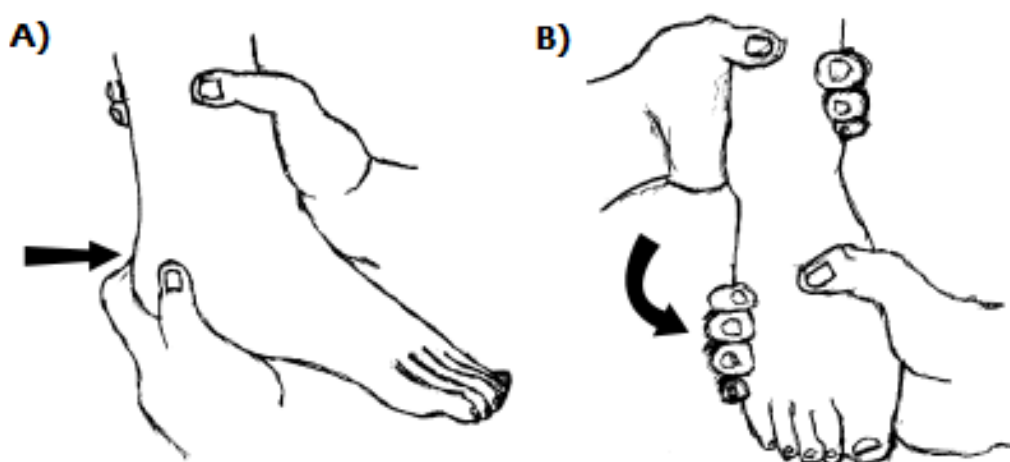


Fig. 4.3 - Esame fisico. A) Anterior drawing test; B) Talar tilt test.

Negli studi di ricerca l'efficacia di questi test, per l'individuazione dell'instabilità articolare, è messa in discussione, mentre in altri studi si lavora per migliorare la loro capacità di individuare i danni ai legamenti.

Il più semplice test, effettuato durante un esame fisico di una ferita acuta, si è verificato essere l'osservazione, la palpazione o la misurazione del gonfiore sul malleolo laterale.

Uno studio condotto da Funder et al. (1982) ha segnalato che il gonfiore sopra il malleolo laterale è un prezioso segno diagnostico quando la circonferenza della caviglia ferita è superiore di quattro centimetri rispetto a quella della caviglia illesa.

Questa quantità di rigonfiamento indica una probabilità del 70% di rottura del legamento, rispetto ai risultati ottenuti con l'artrografia. Quando la quantità di gonfiore è combinata con tenerezza durante la palpazione, la possibilità di danni ai

legamenti aumentata al 91%. Questo studio ha anche rilevato che l'*anterior drawer test* e il *talar tilt test* hanno un limitato valore diagnostico.

Un altro studio (Freeman, 1965) suggerisce invece che la quantità di gonfiore non è correlata con il grado di lesione e che il dolore in risposta alla palpazione è troppo soggettivo. Questi risultati contrastanti e il tasso di rottura del 70%, se si considera solo gonfiore, e del 91% quando vengono considerati sia il gonfiore che la palpazione, indicano che questi aspetti dell'esame fisico non dovrebbero essere considerati una tecnica diagnostica definitiva.

Vi è una vasta scelta nella definizione della mobilità sana valutata in entrambi i test.

Nel *talar tilt test*, la definizione di inclinazione normale dell'astragalo è compresa tra i 5° e 23°. Allo stesso modo si riscontrano differenze nei valori di sublussazione normale accettati, che variano da 2 a 9 mm, nel test del cassetto anteriore. In questi studi si sono rilevate variazioni nel metodo di applicazione del carico e di posizionamento dell'arto inferiore.

Le variazioni di posizionamento dell'arto inferiore includono vari gradi di flessione plantare e di flessione del ginocchio, il paziente è stato posizionato seduto o sdraiato supino, mentre per quanto riguarda l'applicazione del carico è stata fatta manualmente o attraverso dei macchinari, senza anestesia locale o anestetizzando i blocchi dei nervi peronei.

Le variazioni nel posizionamento in combinazione con le diverse tecniche di carico possono essere una causa della vasta gamma nella definizione di inclinazione e sublussazione normale sia per il *talar tilt test* che per l'*anterior drawer test*.

Allo stesso tempo, queste variazioni sono la prova che un test ottimale per rilevamento della rottura dei legamenti in sede di esame fisico non è ancora stato sviluppato.

Un *anterior drawer test* modificato è in grado di discriminare se il trauma discorsivo ha causato la lesione del solo legamento ATFL o anche la rottura del CFL. Questa modifica del test viene fatta posizionando il paziente sulla schiena e facendoli compiere una quasi completa flessione del ginocchio con il piede posto a 15° in plantaflessione. Il piede viene stabilizzato con una mano e la forza è applicata premendo posteriormente sulla tibia distale. Se la tibia si sposta posteriormente e prossimalmente rispetto al piede, il test è positivo.

Uno studio in conflitto con il test precedente afferma che è difficile standardizzare test che individuino con precisione il coinvolgimento specifico dei vari legamenti (Fujii et al. 2000). Questo studio *in vitro* quantificò l'instabilità del complesso del retropiede durante una prova di sforzo manuale con i legamenti collaterali laterali intatti, con l'ATFL sezionato e successivamente con i legamenti ATFL e CFL sezionati. Attraverso un dispositivo magnetico, sono stati monitorati i movimenti del calcagno e della tibia, durante l'*anterior drawer test* e il *talar tilt test* eseguiti da cinque medici diversi, in posizione neutra e a 20° di flessione plantare.

I risultati di questo studio hanno riscontrato una notevole differenza tra il caso con il solo sezionamento dell'ATFL e il caso del sezionamento combinato dell' ATFL e del CFL in inversione e una differenza significativa durante il test del cassetto anteriore nel caso di ATFL intatto e sezionato. Queste variazioni si sono notate anche tra i diversi cadaveri sottoposti ai test, e tra i diversi metodi usati dai cinque medici. Questo portò gli autori dello studio a concludere che “ è difficile standardizzare test per la diagnosi precisa del coinvolgimento dei singoli legamenti nella distorsione”.

Stiell et al. nel 1992 eseguirono uno studio definito “accordo inter-osservatore” che identificò la necessità di un test affidabile per valutare i danni ai legamenti.

Questo test descrisse i valori che hanno portato coppie di membri di uno staff di un pronto soccorso a definire una specifica diagnosi su 100 pazienti. Il valore *kappa* determina il livello di accordo, dove 1 è l'accordo perfetto mentre qualsiasi valore inferiore a 0 indica che l'accordo delle diagnosi si verifica per caso.

I valori con il massimo accordo sono la capacità di sopportare il peso (0.83), la tenerezza dell'osso alla base del quinto metatarso (0.78), del margine posteriore del malleolo laterale (0,75) e della punta del malleolo mediale (0,66). Il test del cassetto anteriore ha ottenuto un valore di -0,03 *kappa*.

I parametri dei test più affidabili in questo studio possono essere valutati solo quando l'infortunio è acuto ed essi possono anche non indicare l'instabilità, mentre il meno affidabile è la misura della sublussazione durante il test del cassetto anteriore, che è un metodo comunemente utilizzato per rilevare l'instabilità dell'articolazione durante l'esame fisico di lesioni croniche e acute.

D'altra parte, un altro ampio studio ha concluso che l'esame fisico è sufficiente (van Dijk, C.N. et al. 1996). La lesione acuta è valutata misurando l'entità del gonfiore,

prendendo atto del luogo in cui il paziente sente dolore alla palpazione e dei risultati del test del cassetto anteriore. L'esame fisico viene eseguito da un chirurgo ortopedico dai 4 ai 7 giorni dopo la diagnosi iniziale, uno dei quattro medici che non erano specialisti in ortopedia ha effettuato anche un'artrografia. L'esame fisico crea un danno ai legamenti in 135 di 160 pazienti. La rottura completa di almeno un legamento è identificata durante l'intervento chirurgico. Quarantasei pazienti sono stati esaminati entro 48 ore dalla lesione, al 71% è stata fatta una corretta diagnosi e la specificità era del 33%. Se l'esame è condotto da un chirurgo ortopedico la diagnosi è stata accurata al 96% e la specificità è stata dell'84%.

Dei sei pazienti a cui era stata falsamente diagnosticata l'instabilità, uno aveva una lesione alla sindesmosi tibioperoneale, un altro aveva subito in passato la rottura del legamento ATFL che dopo la guarigione aveva riportato un allungamento dello stesso legamento, e due pazienti avevano una lesione capsulare.

Dei quattro medici non specialisti, il valore *kappa* di accordo è stato di 0,5 o 0,6 confrontando i risultati del loro esame fisico con quelli successivamente osservati durante l'intervento.

Questo studio ha concluso che l'esito dell'esame fisico svolto dopo alcuni giorni dalla lesione corrisponde con i risultati ottenuti tramite artrografia e tramite osservazione chirurgica; questo sta ad indicare che l'esame fisico svolto dal un chirurgo ortopedico è sufficiente per una buona diagnosi specifica, mentre la serie iniziale di dati e gli esami eseguiti da medici non specialisti hanno ottenuto bassi valori di accordo con i risultati chirurgici, questo a causa della differenza di esperienza dei diversi medici.

Danni al solo legamento CFL o in combinazione con danni al legamento Talocalcanare Intraosseo possono portare ad un'instabilità dell'articolazione subtalare che non è di solito rilevata in sede di esame fisico. L'instabilità sottoastraglica non è affrontata negli articoli che in letteratura descrivono l'esame fisico, il che suggerisce che esso non è una tecnica sufficiente a rilevare gli effetti dei danni a legamenti sulla stabilità del retro piede.

I risultati dell'esame fisico quindi non possono essere confrontati con i risultati ottenuti attraverso radiografia sotto stress, ritenuta una delle tecniche più affidabili per rilevare l'instabilità articolare.

Il confronto tra questi due metodi è stato fatto su un campione di dodici pazienti con una storia di distorsione laterale unilaterale e otto perfettamente sani. Un medico, ignaro della condizione dei pazienti eseguì l'esame fisico includendo l'*anterior drawer test*, il *talar tilt test* e il *medial subtalar glide test* (prova dello scivolamento mediale subtalare).

Le caviglie sono state classificate in una scale di lassità divisa in quattro punti; i soggetti sono stati valutati attraverso la tecnica radiografica in posizione neutra dell'articolazione subtalare (come determinato dall'esaminatore) e sotto un carico di supinazione applicato manualmente in diverse viste raccolte con un fluoroscopio. Le caviglie che avevano una passata lesione risultano avere un maggior grado di supinazione durante il *talar tilt test*. Nove delle dodici caviglie ferite e due delle otto sane hanno riportato angoli di inclinazione dell'astragalo superiori ai 10°; cinque pazienti con lesione hanno riportato un'eccessiva lassità unilaterale dell'articolazione subtalare posteriore mentre due dei pazienti con lesione hanno riportato una lassità bilaterale; infine in due degli otto pazienti sani sono stati riscontrati diversi valori di lassità nell'articolazione subtalare posteriore sotto carico di supinazione.

Il test del cassetto anteriore è stata l'unica prova in sede di esame fisico che ha prodotto significative differenze tra le caviglie ferite e illese; due delle otto caviglie sane hanno riportato diversi risultati nei tre esami fisici effettuati mentre lassità eccessive nell'*anterior drawer test* e nel *medial subtalar glide test* sono state evidenziate in sette delle nove caviglie lesionate che riportarono anche eccessive inclinazioni dell'astragalo durante l'esame radiografico.

Anche se questo studio ha concluso che i due tipi di test, l'esame fisico e radiografico, sono in accordo, i risultati statistici non confermano questo risultato.

Anche se i numeri sono bassi, questo studio dimostra incoerenze in entrambi gli esami; e tutti gli studi sopramenzionati dimostrano la scarsa affidabilità dell'esame fisico, le incoerenze nella definizione di instabilità e lo sviluppo di una modifica per l'*anterior drawer test*. Questi risultati suggeriscono quindi che è assolutamente necessario utilizzare un diverso metodo per determinare i legamenti lesionati in una distorsione.

#### 4.2.2 Radiografia sotto carico

Lo studio radiografico della caviglia è frequente, soprattutto in traumatologia, ed è agevole; può dimostrare oltre agli aspetti morfologici e statici, anche quelli funzionali durante una specifica condizione di carico.

I risultati di vari test che utilizzano questo metodo suggeriscono che la soglia utilizzata per identificare l'instabilità dell'articolazione sottoastragalica e della caviglia può fornire falsi positivi o falsi negativi.

I valori della soglia di rilevamento dell'instabilità della caviglia sono utilizzati in questa tecnica sono da i 4 mm ai 10 mm in *anterior drawer test* e dai 5° ai 10° o maggiore nel *talar tilt test*. Un altro metodo usato per rilevare l'instabilità è quello di confrontare le radiografie di una caviglia instabile con quelle di una caviglia sana. Questa tecnica ha comunque percentuali variabili di successo; questi risultati contrastanti possono essere causati dalla variazione nel posizionamento della caviglia e del metodo di carico.

I risultati di vari test che utilizzano questo metodo radiografico suggeriscono che la soglia utilizzata per identificare l'instabilità dell'articolazione sottoastragalica e della caviglia può fornire falsi positivi o falsi negativi.

I valori della soglia di rilevamento dell'instabilità della caviglia sono utilizzati in questa tecnica sono da i 4 mm ai 10 mm in *anterior drawer test* e dai 5° ai 10° o maggiore nel *talar tilt test*. Un altro metodo usato per rilevare l'instabilità è quello di confrontare le radiografie di una caviglia instabile con quelle di una caviglia sana. Questo metodo percentuali variabili di successo; questi risultati contrastanti possono essere causati dalla variazione nel posizionamento della caviglia e del metodo di carico.

I due modi di utilizzare la tecnica radiografica in stress, ovvero il metodo di diagnosi tramite soglia e tramite confronto con un arto sano, sono stati confrontati e ne è risultato che nessuno di essi riesce con efficacia a individuare l'instabilità articolare.

Lo studio condotto da Martin et al. nel 1996 utilizzò radiografie in stress bilaterali di 101 pazienti che soffrivano di distorsione unilaterale della caviglia; il dispositivo utilizzato in questo studio per ottenere le radiografie fu il *Telos* (Austin & Associates, Inc., Fallston, MD).

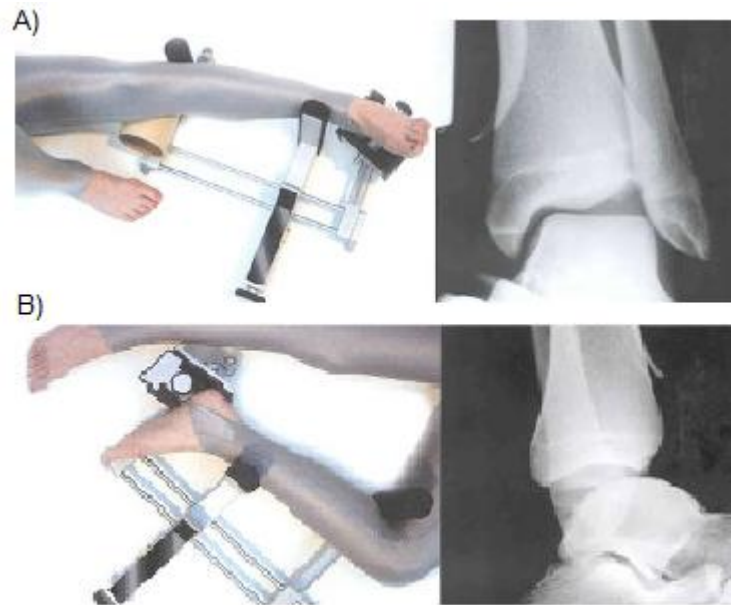


Fig. 4.4 - Radiografie *in stress* attraverso il dispositivo *Telos*. A) talar tilt test; B) anterior drawer test.

L'immagine radiografica in posizione antero-posteriore (AP) della caviglia è stata ottenuta applicando carichi dell'ordine di 5-15 kPa e il talar tilt test, così effettuato, ha portato all'identificazione di poche o nessuna inclinazione dell'astragalo in 133 delle 202 caviglie testate.

Inoltre tra i pazienti è stata rilevata una grande variabilità di inclinazione se si considera la regione mediale e laterale ( $3,5^\circ \pm 5,8^\circ$ ), il che ha portato gli autori a suggerire che il confronto *side-to-side* non dovrebbe essere utilizzato per diagnosticare la gravità della lesione.

Per quanto riguarda il metodo a soglia la mobilità scelta per identificare l'instabilità fu dai  $5^\circ$  ai  $7^\circ$  (Brand et al. 1981 e Savastrano e Lowe 1980). Tuttavia, 13 di 41 pazienti avevano un *talar tilt* superiore ai  $7^\circ$  nella caviglia controlaterale sana. Questo studio non è stato quindi in grado di correlare inclinazione dell'astragalo con instabilità funzionale dalla caviglia, quindi gli autori hanno concluso che questo metodo non dovrebbe essere usato per prendere decisioni chirurgiche.

Uno studio più promettente è riuscito a rilevare con successo lesioni isolate al legamento ATFL o in combinazione con danni al CFL esaminando le proprietà funzionali dei due legamenti in 25 pazienti con trauma alla caviglia (Rijke, A.M. e Vierhout, P.A., 1986).

La pressione applicata in inversione e durante il test del cassetto anteriore sulla parte distale della tibia, attraverso il dispositivo menzionato precedentemente, il *Telos* è stata variabile.

La pressione è definita come  $P = G (\lambda - l / \lambda^2)$ , dove  $P$  è la pressione esercitata sulla tibia distale (6, 9, 12 e 15 kPa),  $G$  è un modulo elastico e  $\lambda$  è il rapporto  $l / l_0$ , dove  $l$  è la lunghezza del legamento teso e  $l_0$  è la lunghezza iniziale del legamento (supposta di 20 mm). La pressione è stata tracciata in un grafico rispetto  $\lambda$  per determinare  $G$ .

Questa tecnica ha rilevato la rottura dell'ATFL e del CFL in diciotto pazienti confrontandoli con la loro caviglia controlaterale sana (per escludere l'effetto della normale variazione anatomica), confermata anche chirurgicamente.

Questi risultati suggeriscono che questa è una tecnica efficace per la valutazione dei danni ai legamenti collaterale laterali.

Gli stessi autori dello studio precedente hanno effettuato la rilevazione dei danni ai legamenti tramite radiografia in stress con lo stesso metodo su altri 26 pazienti, a 19 dei quali è stata correttamente diagnosticata la rottura isolata dell'ATFL o combinata con la rottura del CFL; risultati confermati sia chirurgicamente che attraverso l'artroscopia (Rijke, A.M. e Vierhout, P.A., 1990).

Concludendo si può affermare che la radiografia *in stress* porta a risultati contrastanti.

La maggior parte dei metodi non sono in grado di rilevare con precisione i danni dei legamenti, mentre altri studi, variando la posizione del retropiede nei dispositivi di carico e carichi applicati durante le prove mostrano risultati promettenti. A causa delle varie procedure eseguite con la radiografia in stress, alcuni chirurghi credono che sia uno strumento necessario per individuare l'instabilità della caviglia, mentre altri si affidano solamente all'esame fisico.

#### 4.2.3 Artrografia

La tecnica definita artrografia utilizza un mezzo di contrasto che viene iniettato nell'articolazione della caviglia e successivamente ne viene fatta una radiografia. Se non c'è alcuna lesione, il mezzo di contrasto rimarrà all'interno della capsula articolare, mentre se i legamenti sono danneggiati, il mezzo di contrasto si espanderà. Danni all' ATFL sono indicati dalla fuoriuscita del materiale di contrasto nel

malleolo laterale, mentre se ne viene trovato all'interno della guaina del tendine peroneo è sospettata la rottura del CFL con la laterale malleolo e se il materiale di contrasto aggiuntivi si trova nella guaina dei tendini peroneo.

Questa procedura deve essere eseguita entro 24 ore dall'infortunio, ma comunque può dare risultati attendibili anche se viene eseguita entro i primi cinque giorni. Se questo lasso di tempo viene superato, la frattura nella capsula articolare può chiudersi a causa di coaguli di sangue o di tessuto fibrinogeno, che impedirà la fuoriuscita del colorante di contrasto.

Da studi riportati in letteratura, l'artrografia risulta essere il metodo più accurato per individuare la rottura dei legamenti laterali dalla caviglia; quando viene combinata con la radiografia *in stress*, la sua capacità di individuare l'instabilità della caviglia può solo che migliorare. Uno studio condotto da Meyer et al. nel 1988 ha usato i risultati combinati di queste due tecniche. Trentadue dei quaranta pazienti sotto esame avevano riportato anomalie nell'artrogramma dell'articolazione subtalare. Questi pazienti sono stati divisi in quattro gruppi: (1) positivi al test del cassetto anteriore (slittamento dell'astragalo superiore a 8 mm), all'inversione (inclinazione dell'astragalo superiore a 15 °) e alla espansione del mezzo di contrasto nella capsula articolare laterale ma non nella cavità tarsale; (2) positivi al test del cassetto anteriore, negativi al *talar tilt test* ed espansione del mezzo di contrasto nella cavità tarsale; (3) negativi al test del cassetto anteriore, positivi al *talar tilt test* ed espansione del mezzo di contrasto nella capsula articolare laterale e nella cavità tarsale; e (4) positivi al test del cassetto anteriore, positivi al *talar tilt test* ed espansione del mezzo di contrasto nella capsula articolare laterale e nella cavità tarsale. Questi risultati sono stati confermati chirurgicamente e i pazienti del gruppo 1 hanno riportato la rottura sia del legamento ATFL sia del CFL, nel gruppo 3 si è riscontrata la rottura del legamento CFL, nel quarto gruppo una rottura completa del tarso posteriore ed infine il gruppo 2 ha riportato il danneggiamento del legamento ATFL, dell'intraosseo talocalcaneare e del legamento cervicale.

Gli autori quindi hanno concluso che la distorsione sottoastragalica non può essere rilevata attraverso la radiografia *in stress* e inoltre dovrebbe essere utilizzata solamente quando sono presentati gravi distorsioni della caviglia. Tuttavia, non esistono dati statistici a sostegno di questa conclusione.

#### 4.2.4 Risonanza Magnetica

Per quanto riguarda la risonanza magnetica, essa è efficace nell'identificazione di danni in tessuti molli circostanti l' articolazione subtalare e della caviglia. La risonanza magnetica è un esame diagnostico che permette di visualizzare l'interno del nostro corpo senza effettuare operazioni chirurgiche o somministrare pericolose radiazioni ionizzanti.

Semplificando al massimo il concetto su cui si basa la risonanza magnetica, possiamo paragonare i nuclei atomici a tanti piccoli magneti. Un po' come succede per l'ago di una bussola, in presenza di un campo magnetico esterno queste minuscole particelle tendono a disporsi lungo una direzione preferenziale. Se a questo punto vengono emesse delle onde radio i nuclei subiscono delle temporanee variazioni di posizione. Durante questa fase transitoria gli atomi emettono dei segnali captabili da un rilevatore elettronico, che li trasmette ad un potente computer dove verranno "trasformati" in immagini.

La RM da sola non può comunque correlare il danno dei tessuti molli ad una instabilità cronica di queste articolazioni.

Le immagini RM sono di solito richieste in seguito all'esame fisico o all'effettuazione di una radiografia *in stress* che hanno rilevato un instabilità o un dolore cronico; questo può portare alla conclusione che la RM è meglio utilizzarla come strumento per la pianificazione chirurgica, e non per la diagnosi di instabilità; inoltre la RM può essere uno strumento utile per l'individuazione della sindrome del "sinus tarsi", che è descritta come una cavità anormale nel tarso e nel canale tarsale. I sintomi sono, dolore laterale al piede e percezione di instabilità posteriore del piede (in genere causata da trauma inversione). Non esiste uno standard diagnostico di riferimento per questo infortunio e se non è adeguatamente diagnosticato l'instabilità sottoastragalica potrebbe persistere anche dopo l'intervento chirurgico. La RM è stata utilizzata anche per studiare l'anatomia delle strutture legamentose di sostegno dell'articolazione sottoastragalica correlandola con sezioni anatomiche ottenute da MRI *in vitro* (Mabit et al. 1997).

Tutti i legamenti della cavità tarsale identificati *in vitro* sono stati segnalati anche dalle immagini RM. Una prova di inversione forzata è stata applicata ad un paziente infortunato, applicando un bendaggio alla caviglia per tenerla in posizione.

L'MRI ha identificato un allentamento del legamento cervicale, i risultati chirurgici hanno mostrato rottura di questo legamento e una lesione del fascicolo anteriore dell'ATFL.

Questo studio è il primo studio conosciuto che ha utilizzato la RM per diagnosticare un danno ai legamenti sotto stress.

#### *4.2.5 Tomografia Computerizzata*

Infine la Tomografia Computerizzata (CT) è una metodica diagnostica per immagini, che sfrutta radiazioni ionizzanti (raggi X) e consente di riprodurre sezioni (tomografia) corporee del paziente ed elaborazioni tridimensionali. Per la produzione delle immagini è necessario l'intervento di un elaboratore di dati (computerizzata). L'immagine del corpo da studiare viene creata misurando l'attenuazione del fascio di raggi X che attraversa tale corpo. Questa varia in modo proporzionale alla densità elettronica dei tessuti attraversati, cioè alla distribuzione spaziale degli elettroni nello strato corporeo in esame. Poiché le immagini prodotte sono di tipo digitale, il corpo studiato viene suddiviso in una serie discreta di elementi di volume (voxel), ai quali corrisponde un elemento unico d'immagine (pixel), seguente la scala dei grigi. Questa tecnica è raramente utilizzata come tecnica diagnostica a causa della esposizione alle radiazioni che essa comporta, tuttavia, uno studio con TC per rilevare instabilità meccanica è stato trovato in letteratura.

Questa tecnica è stata utilizzata per la scansione di 12 pazienti per valutare l'instabilità della caviglia. Lo studio svolto da Van Bergeyk e colleghi, nel 2002, ha concluso che l'instabilità può essere causata dall'anatomia del retropiede, tuttavia è possibile che l'instabilità della caviglia provochi essa stessa il cambiamento di allineamento del retropiede (Stacie Irene Ringleb, 2003).

### 4.3 Prove sperimentali sull'articolazione subtalare

Gravi distorsioni laterali della caviglia possono creare instabilità subtalare; nel complesso il 10-25% dei pazienti che presentano distorsione laterale hanno anche instabilità sottotragalica.

Per quanto riguarda il meccanismo di lesione, Taillard et al. (1981) hanno riferito che, quando uno stress d'inversione continuo viene applicato al piede, avvengono le rotture dei legamenti calcaneofibulare, cervicale e intraosseo talocalcaneari in successione. Lo scopo dello studio di Kamiya et al. (2009), presentato in seguito, è di chiarire i ruoli funzionali di questi tre legamenti rispetto al movimento dell'articolazione subtalare.

Essi ipotizzarono che il sezionamento sequenziale del legamento calcaneofibulare, del legamento cervicale, e del legamento interosseo talocalcaneari aumentasse multidirezionalmente l'instabilità dell'articolazione sottoastragolica per gradi.

Dieci cadaveri (5 maschi, 5 femmine) sono stati utilizzati, per questo esperimento. Ogni gamba è stata tagliata, mantenendo  $\frac{1}{3}$  del femore distale. I campioni sono stati montati su un dispositivo appositamente creato per lo studio (Fig. 4.5), i piedi sono stati fissati con perni da 3,0 mm di diametro al calcagno e ai metatarsi e il ginocchio è stato immobilizzato in estensione con una vite di 3,0 mm di diametro.

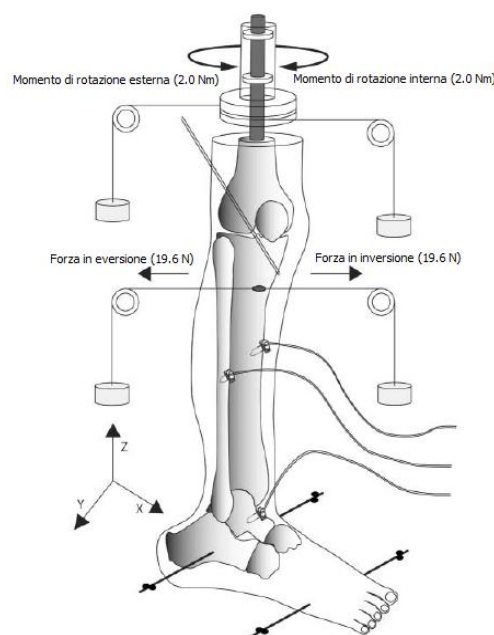


Fig. 4.5- Diagramma del sistema di misura.

L'origine del sistema di coordinate è stata fissata al centro della caviglia in posizione neutra, e l'asse z era situata lungo l'asta tibiale attraverso il centro della caviglia. L'asse x si trova parallela alla linea di collegamento del centro del tallone con il secondo dito e perpendicolare all'asse z; infine l'asse Y è perpendicolare agli altri due assi in seguito alla regola della mano destra.

I 3 assi (x, y, z) sono stati utilizzati anche per la costruzione di tre piani mutuamente perpendicolari: il piano frontale (YZ), il piano sagittale (XZ) e il piano trasversale (XY).

I dati 3-dimensionali sono stati raccolti da sensori posti sulle varie componenti ossee (astragalo, tibia e perone), attraverso delle piccole incisioni cutanee tali da non perturbare la funzionalità dei tessuti molli; dati analizzati attraverso un software speciale, Medis-3D (Medisens Inc, Saitama, Giappone).

In primo luogo, i campioni sono stati testati intatti, applicando forze di inversione ed eversione di 19,6 N a livello della tibia distale, a 30 cm dall'articolazione della caviglia. Queste forze di trazione, applicate orizzontalmente con un sistema formato da una carrucola e un peso, sono state ritenute idonee per condurre test biomeccanici in uno studio preliminare (Uchiyama E, et al. 2006).

Successivamente, coppie di rotazioni interne ed esterne di 2.0 Nm sono state applicate lungo l'asse longitudinale del femore.

L'applicazione di queste rotazioni è stata fatta attraverso un sistema di pesi, costituito da un tubo acrilico di 10 cm di diametro posto sulla diafisi del femore attraverso una vite di 3 mm di diametro e da due sacche di acqua con un peso calibrato per fornire il momento di rotazione di 2 Nm desiderato. Tutto questo è avvenuto mantenendo il retropiede fisso, attraverso un sistema magnetico.

Gli angoli e le traslazioni causate sono state calcolate attraverso il sistema di coordinate specificato precedentemente e osservando la variazione degli angoli anatomici tra le varie componenti ossee determinati dai sensori.

Sono stati effettuati tre studi per ogni condizione di carico utilizzando la media degli ultimi due valori. Ogni processo è durato 10 sec, intervallato da 5 sec di recupero.

Il legamento calcaneaofibulare, il cervicale e il legamento interosseo talocalcaneare sono stati esposti a prove di approccio laterale, mantenendo intatto il retinacolo estensore. Successivamente alle prove effettuate con legamenti intatti, sono state condotte prove in seguito al sezionamento dei tre legamenti in successione. Ogni

legamento è stato sezionato con cura in modo da minimizzare l'interruzione dei tessuti molli circostanti.

	Articolazione talocrurale				Articolazione subtalare					
	Forze d'inversione (19.6 N)	Forze di eversione (19.6 N)	Rotazione interna (2.0 N)	Rotazione esterna (2.0 N)	Forze d'inversione (19.6 N)		Forze di eversione (19.6 N)		Rot. interna (2.0 N)	Rot. esterna (2.0 N)
	Angoli (°)	Angoli (°)	Angoli (°)	Angoli (°)	(°)	(mm)	(°)	(mm)	Angoli (°)	Angoli (°)
Intatto	2,9 ± 1,5	1.5 ± 0.9	3.6 ± 1.4	7.3 ± 1.9	35.7 ± 6.0	5.7 ± 3.7	15.9 ± 7.0	0.9 ± 0.9	1.8 ± 1.0	0.4 ± 0.5
CFL sezionato	11.1 ± 5.6	1.3 ± 0.5	4.3 ± 1.7	8.7 ± 3.2	-	-	16.0 ± 7.0	0.9 ± 0.8	2.2 ± 1.0	1.8 ± 0.6
CFL e CL sezionati	13.2 ± 6.4	1.5 ± 0.8	4.5 ± 1.5	9.0 ± 3.3	-	-	17.0 ± 6.4	0.9 ± 0.6	2.8 ± 1.3	2.9 ± 0.9
CFL, CL e ITCL sezionati	13.7 ± 9.1	1.2 ± 0.6	4.7 ± 1.7	8.8 ± 2.4	51.7 ± 11.8	7.1 ± 3.5	16.5 ± 5.3	1.0 ± 0.8	2.9 ± 1.5	2.9 ± 1.0

Tabella 10 - Traslazione nel piano frontale (mm) e angoli dell'articolazione sub talare e dalla caviglia in seguito all'applicazione di forza in inversione/eversione e momento di rotazione interna/esterna. CFL legamento calcaneofibulare, CF legamento cervicale, ITCL legamento intraosseo talocalcaneare.

I risultati ottenuti da questo studio hanno portato alla conclusione che, per quanto riguarda l'articolazione talocrurale, gli incrementi più significativi negli angoli anatomici avvengono in seguito all'applicazione di carichi in inversione. La rottura del legamento calcaneofibulare aumentata l'angolo di mobilità dell'articolazione a  $11,1^\circ \pm 5,6^\circ$  rispetto ai  $2,9^\circ \pm 1,5^\circ$  nella caviglia intatta, effetto che non si verifica ulteriormente in seguito al sezionamento degli altri due legamenti.

L'articolazione subtalare invece ha diversi comportamenti in base al tipo di forza o momento che viene applicato; in seguito all'applicazione di una forza in inversione, il sezionamento sequenziale dei legamenti aumenta l'angolo fra l'astragalo e il calcagno sul piano frontale a  $51,7^\circ \pm 11,8^\circ$  rispetto ai  $35,7^\circ \pm 6,0^\circ$  nel caso di legamenti intatti. Anche nel piano trasversale l'incremento è stato notevole.

La traslazione anteriore dell'astragalo invece non ha subito forti cambiamenti successivamente al sezionamento dei legamenti ( $7,1 \pm 3,5$  mm) e nel caso intatto ( $5,7 \pm 3,7$  mm). L'applicazione di una forza in eversione provoca invece piccoli cambiamenti angolari del astragalo nel caso di sezionamento sequenziale dei legamenti, rispetto al caso di una caviglia intatta. Gli angoli di rotazione e le traslazioni anteriori sono rimaste quasi costanti, durante il sezionamento sequenziale dei legamenti. Per quanto riguarda l'applicazione di rotazioni, la rotazione interna,

provoca cambiamenti poco significativi degli angoli di rotazione delle componenti ossee dell'articolazione sottoastragalica nel piano trasversale (si passa da  $1,8^\circ \pm 1,0^\circ$  in una caviglia intatta a  $2,9^\circ \pm 1,5^\circ$  dopo il sezionamento completo dei legamenti), mentre la rotazione esterna provoca un aumento angolare significativo in seguito ad ognuno dei sezionamenti dei diversi legamenti.

La rottura del legamento calcaneaofibulare provoca il passaggio da un angolo di  $0,4^\circ \pm 0,5^\circ$  ad un angolo di  $1,8^\circ \pm 0,6^\circ$ , mentre il sezionamento del legamento calcaneaofibulare e del legamento cervicale aumentano l'angolo tra calcagno e astragalo nel piano trasversale a  $2,9^\circ \pm 0,9^\circ$ .

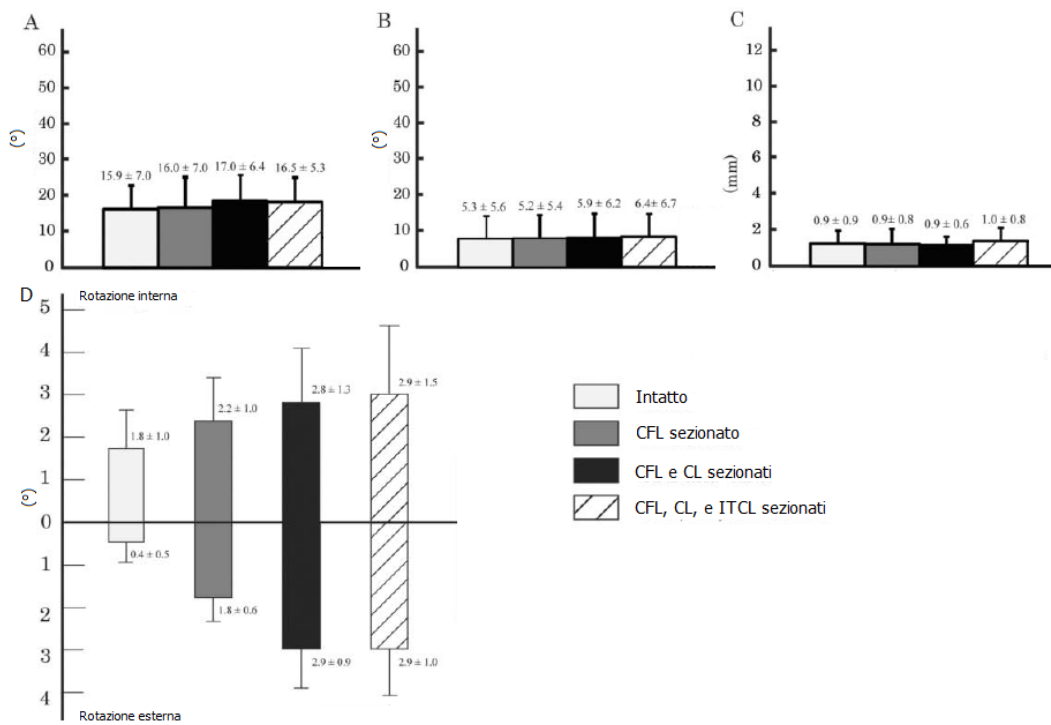


Fig. 4.6 - Angoli tra il calcagno e il talo in seguito all'applicazione di forze in eversione nel piano frontale (A) e nel piano trasversale (B), e in seguito all'applicazione di momenti di rotazione interna ed esterna (D). Traslazione anteriore del calcagno in seguito all'applicazione di una forza in eversione (C). CFL legamento calcaneaofibulare, CF legamento cervicale, ITCL legamento intraosseo talocalcanareo.

Si è determinato quindi che il legamenti calcaneaofibulare limitata l'eccessivo movimento dell'astragalo, soprattutto durante l'applicazione di un momento di rotazione esterna; il legamento cervicale, non solo limitata l'eccessivo movimento di

inversione del talo, ma limitata anche la rotazione dell'astragalo durante la rotazione esterna; infine il legamento interosseo talocalcaneare apporta un contributo sostanzialmente nella stabilità articolare subtalare in particolare in supinazione.

#### *4.4 Prove sperimentali sull'articolazione della caviglia*

Visto i risultati inconsistenti delle tecniche cliniche di diagnosi, diverse tecniche sperimentali sono state sviluppate per esaminare la risposta meccanica della caviglia ad un carico, sia *in vivo* che *in vitro*.

Ci sono stati diversi progetti di dispositivi strumentali di misura della lassità della caviglia che imitano le tecniche dei test del cassetto anteriore e dell'inclinazione dell'astragalo.

Uno dei dispositivi più utilizzati è il Tester per la misura della flessibilità della caviglia (AFT); esso è composto da una struttura di sostegno a sei gradi di libertà. Questo dispositivo è stato impiegato *in vitro* e *in vivo* per determinare la variazione delle caratteristiche di flessibilità del complesso della caviglia a causa di danni ai legamenti collaterali laterali.

Altri macchinari sono stati sviluppati in vari studi, sia di stabilità della caviglia in seguito a danni ai legamenti sia per realizzare modelli finiti del complesso piede-caviglia. Strumenti usati per replicare il test fisici del cassetto anteriore e/o il tilt dell'astragalo sono il dispositivo sviluppato da Tohyama et al. nel 1995, il MST (Model 858 Bionix Test System, MTS Corporation, Minneapolis, MN, USA) usato nello studio di Bhar et al. del 1997 e il DADT (*Dinamic anterior drawer test*) sviluppato da Kerkhoff et al. nel 2002.

Inoltre nel 2004 Imhauser sviluppò un modello agli elementi finiti della caviglia capace di simulare dei test meccanici eseguiti sull'articolazione attraverso una strumenazione costruita da Stacie Irene Ringleb nel 2003 durante uno studio per lo sviluppo di una tecnica 3D MRI per quantificare le proprietà meccaniche della caviglia.

#### 4.4.1 Prove in vitro

A causa dell'inaffidabilità dei risultati dei test fisici nella determinazione dell'instabilità della caviglia e nella descrizione dell'influenza di patologie sulla cinematica e sulla dinamica della caviglia si sono sviluppati test *in vitro*. Questi test usano strumenti progettati per imitare la metodologia dei test clinici e rendere fisse le posizioni in cui viene esaminato l'arto e i metodi di carico, motivo per il quale si ottengono risultati inefficaci dai test fisici.

Uno studio *in vitro* redatto da Tohyama nel 1995 aveva lo scopo di valutare gli effetti del sezionamento del legamento talofibulare anteriore e della variazione dell'angolo di flessione della caviglia sulla risposta carico-spostamento del giunto durante una simulazione dell'esame del cassetto anteriore.

Il dispositivo utilizzato viene rappresentato nella figura seguente.

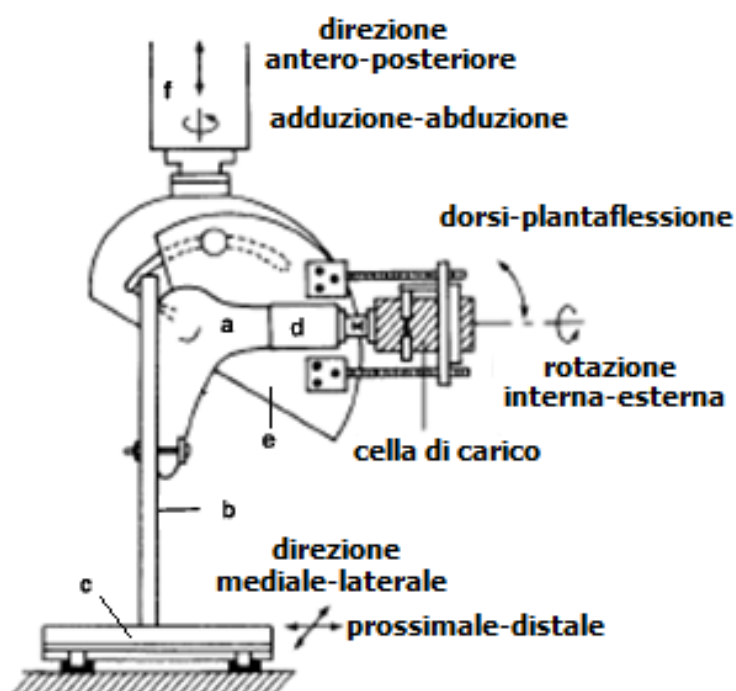


Fig. 4.7 - Dispositivo per l'applicazione del carico sulla caviglia. Il piede (a) viene posato su una base di alluminio (b) e fissato attraverso delle viti inserite nel calcagno e nei metatarsi. La base di alluminio è connessa ad una tavoletta (c) che permette traslazioni del piede in direzione prossimale-distale e mediale- laterale. Un cilindro (d) contenente polimetilmetacrilato, ospita la tibia e il perone, ed è fissato ad una struttura (e) a sua volta inserita sulla testa a croce (f) dell'intero sistema di test. Questa struttura permette al piede di compiere tutte le rotazioni possibili, ma durante il test viene tenuto fisso per imitare al meglio il test clinico.

I campioni da testare sono stati preparati rimuovendo da ciascun piede cadaverico i tessuti cutanei, tendinei e muscolari e lasciando intatti i tessuti legamentosi e capsulari. La posizione anatomica della fibula rispetto alla tibia è stata conservata con una vite ossea infilata attraverso il perone e ancorata nella tibia. Ciascun campione è stato posto in una posizione neutrale ovvero con l'asse lungo del piede a formare un angolo di 90° rispetto all'asse longitudinale della tibia in entrambi i piani, sagittale e frontale, misurato da un goniometro palmare.

L'asse di flessione dorsale-plantare della caviglia, definita dalla linea di demarcazione tra le punte dei malleoli mediale e laterale, è stata allineata con l'asse del dispositivo di carico. È da precisare che l'apparecchio sviluppato per questo studio consente anche tutte le rotazioni che il piede compie rispetto alla tibia: abduzione-adduzione, flessione dorsale-plantare, e inversione-eversione, anche se durante il test sono mantenute fisse.

Ogni prova consisteva in sette cicli di carico con valori di forza applicata compresi tra  $\pm 60$  N mediante una funzione a rampa con una frequenza di carico di 0.1 Hz. La forza è stata applicata lungo la direzione parallela alla pianta del piede e in linea con l'asse del secondo metatarso sul piano sagittale.

In seguito all'applicazione del carico è stato valutato lo spostamento risultante del talo in 5 posizioni differenti testate nel seguente ordine: 0°, 10° e 20° di flessione plantare, e poi 10° di dorsiflessione e infine ancora a 0°.

Successivamente si è sezionato completando il legamento ATFL e i campioni sono stati testati con le stesse condizioni di carico descritte in precedenza per la caviglia intatta.

Sia nel caso di legamento intatto che di legamento sezionato la risposta carico-spostamento è caratterizzata da una curva sigmoide. La regione di tale curva dove si hanno grandi spostamenti per piccoli carichi applicati viene detta zona neutra di lassità. Nel caso della caviglia con il legamento ATFL sano tale zona si ha con un carico compreso tra  $\pm 2,5$  N.

Mediamente si è trovato che la zona neutra di lassità dopo il sezionamento del legamento ATFL è aumentata di  $1.0 \pm 1.6$  mm (-10° in flessione plantare), di  $1,5 \pm 1,1$  mm (a 0°),  $2.3 \pm 2,1$  mm (+ 10°), e  $2.5 \pm 1,8$  mm (+ 20°) risultati in accordo con quelli trovati tramite altri studi *in vitro*.

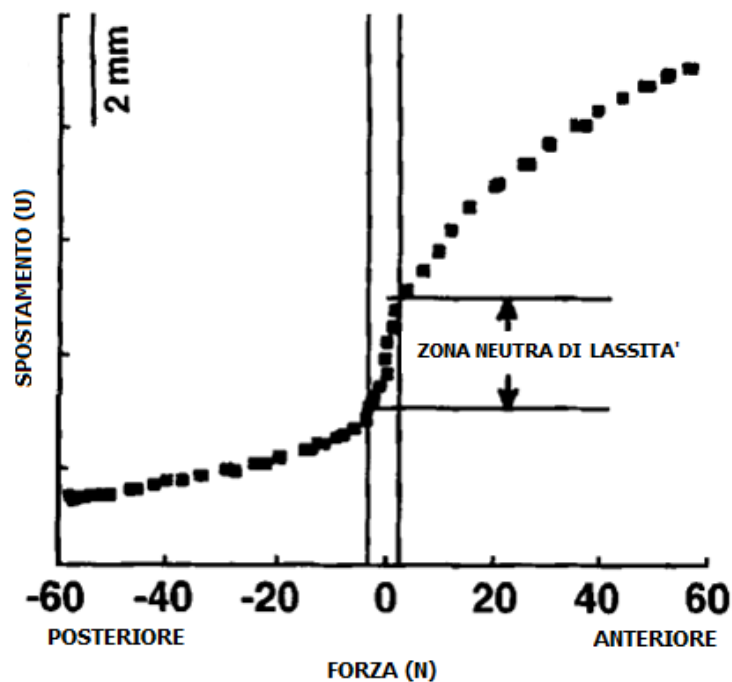


Fig. 4.8 - Risposta forza-spostamento della caviglia. Un valore negativo di forza rappresenta un carico in direzione posteriore, mentre un valore positivo indica un carico anteriore. Lo spostamento compreso tra  $\pm 2,5$  N è definito zona neutra di lassità (neutral zone laxity).

Cercando di rendere questa tecnica meccanica più simile a quella clinica si sono aggiunte delle limitazioni allo studio. Ad esempio l'impossibilità di far compiere alla caviglia una libera rotazione durante il test è stata una scelta obbligata visto che durante l'esame clinico le rotazioni vengono evitate per poter avere delle radiografie laterali precise, anche se, come Siegler et al.(1988) ha dimostrato, la caviglia possiede caratteristiche di flessibilità tridimensionali, pertanto, piccoli momenti possono generarsi all'interno dell'articolazione durante la fase di carico. Infine un'altra limitazione di questo studio riguarda i carichi applicati, essi risultano essere leggermente inferiori a quelli usati comunemente negli studi clinici; questa scelta è stata fatta per prevenire deformazioni permanenti ai tessuti molli conseguentemente ai carichi ciclici ripetuti. Questa limitazione ha però permesso di constatare che le variazioni maggiori nella zona neutra di rilassamento in seguito a sezionamento del legamento ATFL avvengono a carichi bassi, suggerendo che l'eccessiva forza applicata durante l'applicazione clinica del test del cassetto anteriore può non essere necessaria per diagnosticare perturbazioni del legamento ATFL.

INPUT	OUTPUT	RISULTATI
Sette cicli di carico del cassetto anteriore con forze comprese tra $\pm 60\text{N}$ . Forze applicate tramite una funzione a rampa con freq. di carico 0.1 HZ	Spostamento del talo in 5 posizioni : $0^\circ$ , $10^\circ$ e $20^\circ$ PF, $10^\circ$ DF e $0^\circ$ , nel caso intatto e con legamento ATFL sez.	Zona di lassità: caso sano - attorno ai $\pm 2,5\text{N}$ , 2mm di lunghezza. Caso ATFL sez. - aumento di $1.0 \pm 1.6$ mm ( $-10^\circ$ in flessione plantare), di $1,5 \pm 1,1$ mm (a $0^\circ$ ), $2.3 \pm 2,1$ mm ( $+ 10^\circ$ ), e $2.5 \pm 1,8$ mm ( $+ 20^\circ$ ).

Tabella 11 - Descrizione schematica input,output e risultati della prova *in vitro* di Tohyama (1995).

Successivamente nel 1997 (Bahr et al.) vennero studiati i cambiamenti delle forze nel legamento collaterale laterale durante il test del cassetto anteriore e dell'inclinazione dell'astragalo, e venne valutata la mobilità della caviglia in seguito ad una lesione isolata del legamento ATFL o in combinazione con la lesione del CFL. A tal proposito otto piedi cadaverici sono stati inseriti in un apparato MST (Modello 858 Bionix Test di sistema, MTS Corporation, Minneapolis, MN, USA) appositamente progettato per poter riprodurre in maniera controllata posizioni tipiche dell'articolazione della caviglia (dorsi-plantaflessione e supinazione-pronazione). Le forze dei legamenti sono state misurate attraverso trasduttori a fibbia mentre la mobilità è stata misurata attraverso un apparato collegato con il macchinario che induce la rotazione, un dispositivo IST. Sui soggetti sono stati svolti un'*anterior drawer test* usando una forza di traslazione anteriore di 80N, e un *talar tilt test* usando una coppia di forze in supinazione di 5.7 Nm con il legamento ATFL intatto, dopo averlo sezionato e dopo aver sezionato anche il CFL.

Nello strumento denominato MST la tibia e il perone sono stati sezionati a  $\frac{2}{3}$  della loro lunghezza.

La porzione distale della tibia è stata posta in un cilindro di cemento e metilmetacrilato montato in un morsetto cilindrico collegato all'attuatore e alla cella di carico del dispositivo. Questa pinza consente, senza vincoli, ogni tipo di rotazione attorno all'asse della tibia. Il piede venne saldamente fissato su una piastra attraverso due viti di legno di 4 mm di diametro nel calcagno, e un cavo che collega distalmente le teste metatarsi.

Questo ha permesso un rigido fissaggio del piede alla piastra, ma al tempo stesso ha consentito un normale adeguamento della pianta del piede a compressione.

La piastra su cui posa il piede è collegata ad un telaio che si può adattare o bloccare in qualsiasi grado di flessione dorsale-plantare o di pronazione-supinazione che si desidera.

Il telaio è appoggiato su una base che permette movimenti in traslazione antero-posteriore e laterale-mediale.

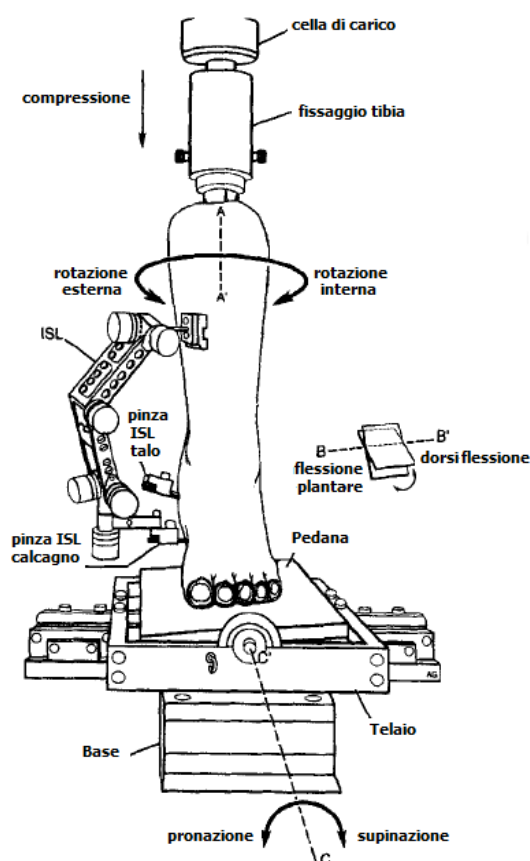


Fig. 4.9 - Posizionamento del soggetto nel dispositivo di test (MTS). Il meccanismo di misurazione della mobilità articolare (ISL) è posto sulla tibia prossimale e può essere attaccato all'astragalo o al calcagno. Nel disegno la parte distale dell'ISL è collegata al calcagno.

Nel descrivere il moto del piede e della caviglia, la posizione neutrale è stata definita come la posizione dove la tibia è posta in posizione verticale all'interno del MTS, e la piastra del piede è in un piano orizzontale.

La rotazione interna ed esterna si verificano su un asse verticale (A-A' nella Fig. 4.9) posto sull'albero della tibia; la flessione dorsale e plantare si verificano su un asse (B-B' nella Fig. 4.9) passante attraverso i malleoli laterale e mediale della caviglia (perpendicolare all'asse di rotazione verticale); mentre supinazione e pronazione si verificano su un asse (C-C' nella Fig. 4.9) che è descritta da una linea centrata

sull'asse longitudinale del piede e perpendicolare ai due assi precedenti.

Le forze all'interno dei legamenti ATFL e CFL sono state misurate con trasduttori a fibbia (Lewis et al. 1982). Il cuscinetto di grasso sotto la fibula è stato rimosso per mettere in vista il ATFL; il retinacolo peroneale superiore è stato asportato e i tendini peronei sono stati sezionati per guadagnare l'accesso al CFL.

I trasduttori sono stati installati sull'ATFL e sul CFL e i loro output sono stati registrati attraverso un sistema di acquisizione dati. In uno studio pilota eseguito per sviluppare la tecnica di misurazione della forza nei legamenti, non si è riusciti a installare trasduttori di forza anche sul legamento PTFL a causa dei limiti di spazio (Cawley e Francie 1991); quindi in questo studio, dato che i trasduttori posti sul legamento posteriore e sul legamento calcaneofibulare avrebbero probabilmente interferito l'uno con l'altro, il PTFL è stato mantenuto intatto, ma è stato eliminato da ulteriori indagini.

La mobilità delle articolazioni che compongono la caviglia sono state misurate attraverso un meccanismo (ISL) (Kirstukas et al.1992a e 1992b) collegato al dispositivo di rotazione. L' ISL è un elettrogoniometro con sei gradi di libertà che misura la mobilità tridimensionale della caviglia. Questo dispositivo si compone di sette componenti metallici collegati da sei giunti contenenti potenziometri elettrici. L'ISL è stato fissato al lato mediale della tibia per mezzo di un blocco di fissaggio e due viti di 4 mm di diametro. L'estremità distale del ISL, invece, è stata fissata attraverso quattro perni (Steinmann) filettati di 2.5 mm di diametro, all'interno del calcagno e dell'astragalo.

I componenti e i potenziometri dell' ISL sono liberi di cambiare posizione, seguendo i movimenti della caviglia. I segnali elettrici prodotti dai potenziometri sono stati registrati dal sistema di acquisizione dati, e trasformati nella mobilità tridimensionale della caviglia in base al sistema di riferimento introdotto da Grood e Suntay nel 1983. In questo studio il movimento articolare è stato descritto in termini di tre rotazioni (dorsi-plantaflessione, supinazione-pronazione e rotazione interna-esterna) e tre traslazioni (antero-posteriore, mediale-laterale e di compressione-trazione).

Le traslazioni sono state definite rispetto ad un punto nella cupola astragalica che durante le rotazioni resta fisso.

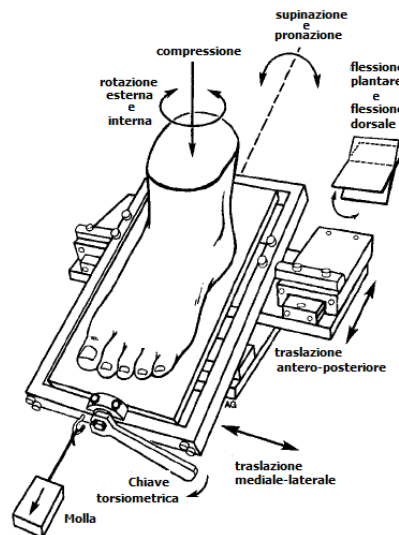


fig. 4.10 - Preparazione per l'effettuazione dell'*anterior drawer test* e del *talar tilt test*.

Le misure della mobilità e della forze sono state registrate in seguito all'applicazione di una forza anteriore compresa tra 0 N e 80 N, mentre il test di inclinazione dell'astragalo è stato effettuato applicando una coppia di supinazione da 0 a 5,7 Nm attraverso una chiave torsionometrica. Gli angoli a cui i test sono stati ripetuti sono 10° in dorsiflessione, 0°, 10° e 20° in plantaflessione.

L'estremità distale del ISL è stata montata sul calcagno e poi su l'astragalo così da consentire la misura del movimento tra la tibia e calcagno (mobilità del complesso della caviglia) e tra la tibia e astragalo (mobilità dell'articolazione talocrurale). Il moto dell'articolazione subtalare è stato calcolato come differenza tra le due mobilità misurate. Dopo aver eseguito la sequenza di test con i legamenti intatti, prima è stato sezionato il legamento ATFL e successivamente anche il CFL e l'intera sequenza di test è stata ripetuta nei due casi.

Per quanto riguarda la traslazione anteriore e i gradi di rotazione interna ed esterna misurati dall'*anterior drawer test* nei quattro angoli di flessione nel caso di legamenti intatti, non si sono notate particolari differenze. Le forze dei legamenti ATFL e CFL, invece, aumentano all'aumentare della traslazione anteriore; l'aumento maggiore nel ATFL è avvenuto nel caso in cui la caviglia era posizionata a 20° in plantaflessione, mentre per il CFL l'aumento più significativo delle forze si è visto essere nel caso di 10° in dorsiflessione.

Lo stesso accade anche durante il *talar tilt test*, dove non si sono rilevate significanti differenze tra i valori di mobilità in supinazione, rotazione interna e plantaflessione nelle prove a 10° in dorsiflessione, a 0° e a 10° e 20° in plantaflessione.

INPUT	OUTPUT
Sui soggetti sono stati svolti un'anterior drawer test usando una forza di traslazione anteriore di 80N, e un talar tilt test usando una coppia di forze in supinazione di 5.7 Nm con il legamento ATFL intatto, dopo averlo sezionato e dopo aver sezionato anche il CFL.	Misure della mobilità e forze all'interno dei legamenti: posizioni usate - 10° in dorsiflessione, 0°, 10° e 20° in plantaflessione.

Tabella 12 - Descrizione schematica input e output della prova *in vitro* di Bahr (1997).

Nel caso in cui il legamento anteriore viene sezionato le forze all'interno del CFL non si modificano in modo significativo rispetto alla situazione di legamenti intatti durante il test del cassetto anteriore e durante il *talar tilt test*.

Per quanto riguarda la mobilità si avverte un incremento in traslazione anteriore e in rotazione interna in tutti gli angoli di flessione durante il test del cassetto anteriore ed un incremento significativo in supinazione durante il *talar tilt test* in soggetti con entrambi i legamenti sezionati.

Posizione di test	Forza ATFL (N)	Forza CFL (N)
10° Dorsiflessione	33 (6)	40 (6)
0° (posiz. neutra)	23 (5)	15 (5)
10° Plantaflessione	34 (6)	6 (3)
20° Plantaflessione	53 (24)	-3 (2)

Tabella 13 - Forze dei legamenti ATFL e CFL con applicati 80 N durante l'*anterior drawer test*. I risultati sono la media di due misure registrate dell'ISL collegato al talo e al calcagno. Forze espressa in N, media (SE).

Posizione di test	Forza ATFL (N)	Forza CFL (N)
10° Dorsiflessione	26 (4)	123 (19)
0° (posiz. neutra)	36 (6)	81 (16)
10° Plantaflessione	64 (18)	60 (11)
20° Plantaflessione	123 (38)	32 (12)

Tabella 14 - Forze dei legamenti ATFL e CFL con applicato un momento di supinazione di 5.7 Nm durante il *talar tilt test*. I risultati sono la media di due misure registrate dell'ISL collegato al talo e al calcagno. Forze espressa in N, media (SE).

#### 4.4.2 Prove in vivo

Dispositivi che imitano le tecniche dei test fisici vengono costruiti anche per test *in vivo*; un esempio è il dispositivo DADT (*Dinamic anterior drawer test*) sviluppato da Kerkhoff et al. nel 2002 per la misurazione oggettiva della lassità anteriore del complesso della caviglia.

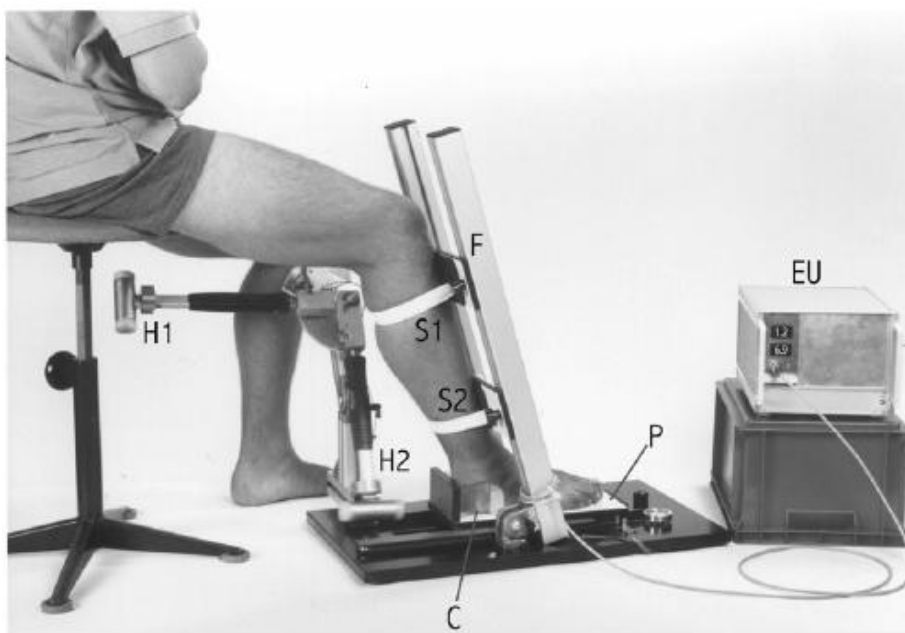


Fig. 4.11 - Tester dinamico per la caviglia anteriore. La tibia è saldamente attaccata alla struttura verticale (F) attraverso straps (S1 & S2). Il piede è poggiato sulla piattaforma (P) formata da una struttura di cuscinetti che ne permette la traslazione e la rotazione, mentre il calcagno è fissato all'interno di una morsa (C). Il martello (H1) è in posizione orizzontale e viene rilasciato così da poter colpire la piattaforma plantare. (H2 seconda visione del martello H1 un momento prima dell'impatto). Due potenziometri vengono collegati tra la piattaforma e la base del dispositivo per misurare la traslazione e la rotazione mediale-laterale della piattaforma. EU è l'unità elettronica che misura il movimento massimo della piattaforma.

Il dispositivo di prova è costituito da una piattaforma orizzontale su cui appoggiare il piede con una morsa per fissare il retro piede, una costruzione verticale che fissa attraverso degli straps la gamba e che permette di variare il grado di flessione plantare del piede.

Un martello di 1 kg viene utilizzato per indurre il carico del cassetto anteriore, esso è posto in posizione orizzontale e poi rilasciato tramite l'utilizzo di una connessione a strappo. Tenendo conto dell'oscillazione e della massa del martello, la sua velocità al momento dell'impatto con la piattaforma plantare è di 1,7 m/s (6,0 km/h). Come risultato della forza impulsiva di 100 N applicata sul calcagno in seguito all'impatto

del martello con la piattaforma, il piede compierà lo stesso movimento causato nell'articolazione talocrurale dall'*anterior drawer test* fisico.

La piattaforma plantare può traslare in direzione antero-posteriore e ruotare nel piano orizzontale. La traslazione anteriore e la rotazione mediale-laterale causata dall'impatto nella articolazione della caviglia, vengono misurate con due potenziometri. La durata del test è inferiore a 35 ms, in modo tale che l'applicazione del carico e le conseguenti variazioni nel cassetto anteriore avvengano entro il tempo di riflesso muscolare.

In questo studio sono stati testati quindici volontari, dieci dei quali non aveva subito alcun danno precedente alla caviglia mentre cinque presentavano una lassità cronica unilaterale dei legamenti laterali della caviglia. I volontari sono stati analizzati con l'apparecchiatura di prova, in quattro sedute consecutive di 1 h. Ogni sessione consisteva in cinque misurazioni. Il valore più alto e quello più basso di lassità anteriore sono stati scartati, lasciando tre misurazioni per analisi. Durante ogni sessione la gamba è rimasta fissa e le caviglie sinistra e destra sono state testate consecutivamente.

Tutti i 15 pazienti lamentavano un dolore al retro piede dopo 2-3 sessioni di prova, ma che scompariva in poco tempo. I risultati ottenuti sono riassunti nel diagramma seguente.

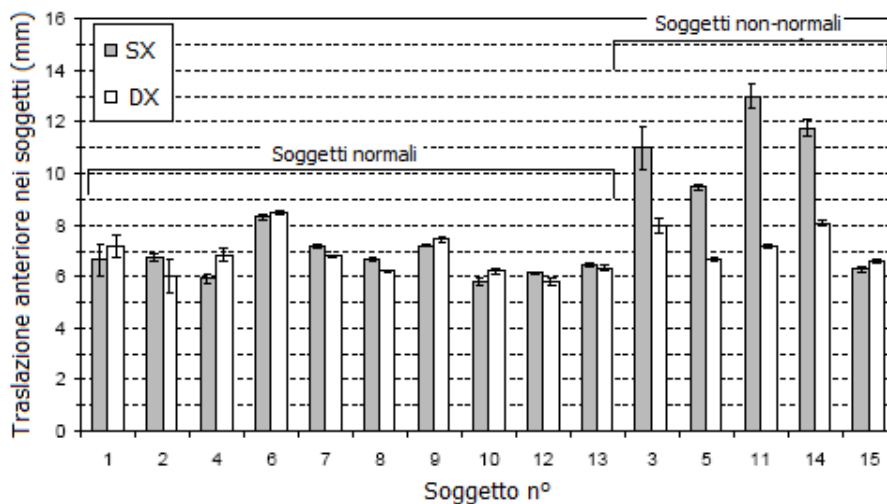


Fig. 4.12 - Valori di traslazione anteriore della caviglia destra (DX) e sinistra (SX) dei soggetti normali e dei soggetti con lassità unilaterale cronica dei legamenti collaterali della caviglia, misurati attraverso il DADT.

#### 4.4.3 Tecniche sperimentali adoperate sia in vitro che in vivo

Una diagnosi affidabile di lesioni legamentose del complesso della caviglia è fondamentale per selezionare il trattamento e per prevenire complicanze a lungo termine come l'instabilità cronica o l'artrite.

##### 4.4.3.1 Descrizione della strumentazione utilizzata

A tal proposito in letteratura si trovano diversi lavori (Siegler et al. nel 1996, Stacie Irene Ringleb nel 2003, Imhauser et al, 2004) in cui viene valutata la flessibilità della caviglia attraverso uno specifico strumento (AFT: *ankle flexibility tester*) a sei gradi di libertà, che grazie alla sua struttura unica non-seriale è in grado di misurare le caratteristiche di flessibilità del complesso della caviglia direttamente nelle coordinate anatomiche articolari.

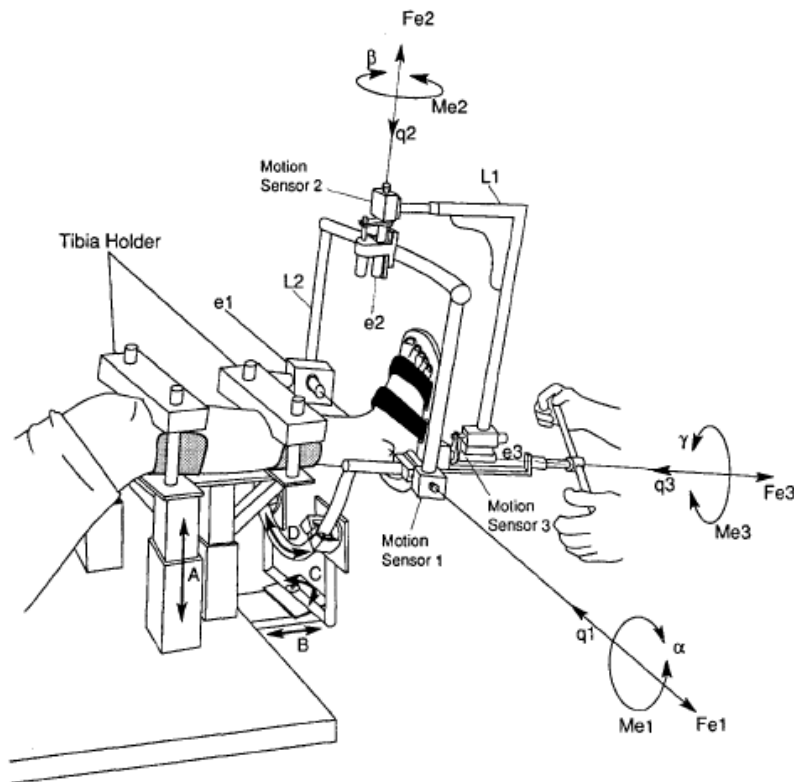


Fig. 4.13 - Vista schematica del dispositivo AFT. A, B, C, D sono i movimenti necessari per allineare l'asse e1 del dispositivo con quella anatomica.

Per rendere questo strumento adatto sia per l'ambiente clinico che per il laboratorio di ricerca, il dispositivo doveva essere preciso, affidabile, completo nella sua descrizione di flessibilità e tuttavia semplice sia nell'utilizzo, sia per l'interpretazione dei risultati. Ciò è stato ottenuto attraverso un dispositivo a sei gradi di libertà che permette ad un operatore di applicare forze e/o momenti in tutta l'articolazione della caviglia e di misurare gli spostamenti risultanti direttamente in uno telaio con coordinate anatomiche (Grood e Suntay, 1983).

Il sistema di coordinate su cui si basa lo strumento è quello introdotto da Grood e Suntay nel 1983 ed adattato alla caviglia da Siegler et al. (1988) spiegato in precedenza nel capitolo 2.

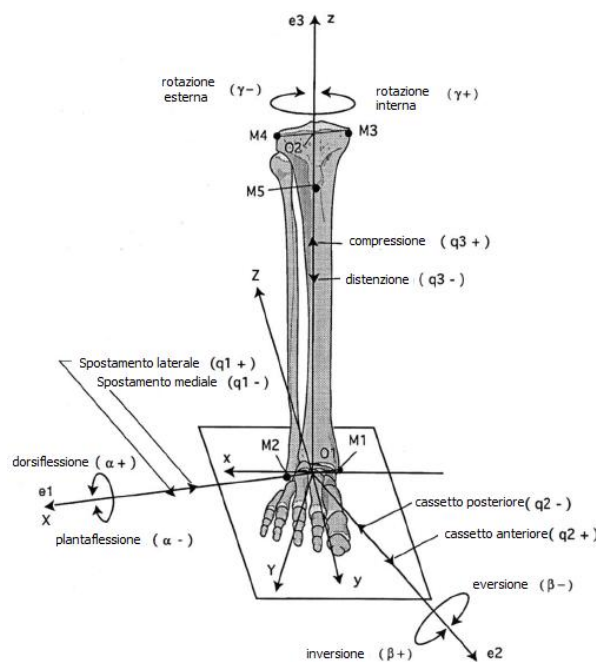


Fig. 4.14 - Definizione degli assi anatomici per il complesso della caviglia. La definizione è basata su de marcatori posti sull'apice del malleolo mediale (M1) e laterale (M2), nel punto più mediale del bordo del condilo mediale della tibia (M3), nel punto più laterale del bordo del condilo laterale della tibia, sopra la testa della fibula (M4) e infine nella tuberosità della tibia.

L'AFT include tre assi ( $e1$ ,  $e2$ ,  $e3$  nella fig. 4.13) interconnessi attraverso due braccia rigide ( $L1$  e  $L2$  nella fig. 4.13). L'asse  $e2$  rimane perpendicolare ad  $e1$  ed  $e3$ .

I carichi sono stati applicati manualmente lungo queste assi e sono stati misurati attraverso trasduttori *strain-gage*. La mobilità della caviglia è stata misurata tramite sensori di movimento posti su ciascuno dei tre assi. Ogni sensore di movimento misura lo spostamento lineare e angolare tramite potenziometri.

Tale dispositivo venne modificato da Stacie Irene Ringleb nel 2003, la quale, basandosi sul principio utilizzato dal dispositivo AFT, ne costruì un altro (Fig. 4.15), non metallico, compatibile con la scansione MR e adattabile ad una macchina 1,5 MR Tesla commerciale.

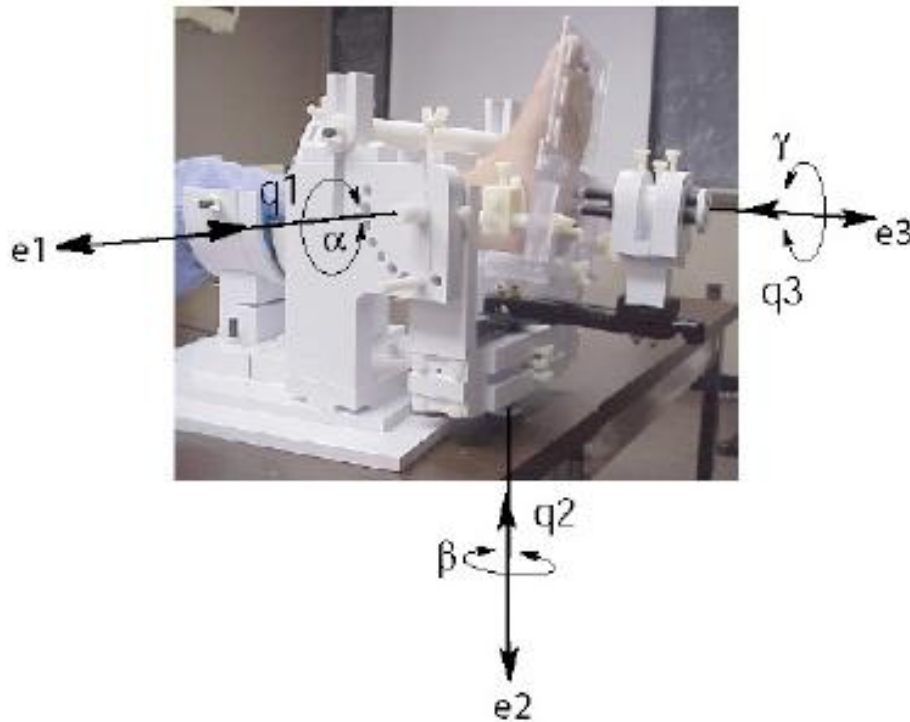


Fig. 4.15 - Dispositivo di carico a sei gradi di libertà usato per caricare il retro piede e ricavarne immagini di RM. L'asse  $e_1$  è fissata alla tibia e allineato all'asse intermalleolare. Rotazione attorno a quest'asse -  $\alpha$  dorsi/plantaflessione; Traslazione attorno a quest'asse -  $q_1$  spostamento laterale-mediale. L'asse  $e_2$  è un'asse flottante che rimane perpendicolare agli altri due assi  $e_1$  e  $e_3$ . Rotazione attorno a quest'asse -  $\beta$  inversione/eversione; Traslazione attorno a quest'asse -  $q_2$  spostamento antero-posteriore. Infine, l'asse  $e_3$  è fissato sul calcagno ed è perpendicolare alla pianta del piede. Rotazione attorno a quest'asse -  $\gamma$  rotazione interna/esterna; Traslazione attorno a quest'asse -  $q_3$  spostamento in compressione/distensione.

Questo dispositivo (ALD: Ankle Loading Device) ha sei gradi di libertà, e consente movimenti di pianta/dorsiflessione, inversione/eversione, rotazione interna/esterna, spostamento mediale/laterale, del cassetto anteriore/posteriore e in compressione/distensione.

La struttura di collegamento segue il sistema di coordinate sviluppato da Grood e Suntay adottato per il complesso della caviglia, lo stesso su cui si basa il dispositivo AFT.

#### 4.4.3.2 Procedure sperimentali

Le prove sperimentali descritte da Imhauser (2004) si distinguono in prove *in vivo* e prove *in vitro*: nel primo caso si è preso in considerazione un soggetto sano di 48 anni nel secondo caso una gamba cadaverica.

Nei test *in vivo* la gamba è stata posizionata nell'ALD e allineata in una posizione neutrale, come definito dalla Società Internazionale di Biomeccanica. La base del dispositivo è stata ruotata in modo da allineare l'asse di dorsiflessione/plantaflessione con l'asse intermalleolare. La barra relativa all'*anterior drawer test* è stata fissata sulla tibia come mostrato in figura 4.16.



Fig. 4.16 - Barra del cassetto anteriore posta sulla caviglie subito sopra la morsa della caviglia.

*In vivo* l'artio inferiore è stato disarticolato a livello del ginocchio. La tibia e il perone sono stati fissati nella zona distale superiore all'interno di cilindro di PVC, mentre il calcagno è stato fissato al macchinario attraverso una vite filettata inserita al suo interno.

La prova sperimentale *in vitro* può suddividere in due fasi: carico statico e carico ciclico. Nel primo caso il piede è stato posizionato sulla pedana del dispositivo in modo che quest'ultima fosse parallela con il secondo raggio del piede. È stata eseguita una scansione MR della struttura così bloccata nella posizione neutrale.

Fatto questo il dispositivo è stato portato fuori dallo scanner e si è proceduto con la simulazione del *talar tilt test*: l'operatore ha applicato manualmente un momento di inversione da 0 a 2.26 Nm. Il dispositivo è stato nuovamente bloccato nella configurazione di carico ed è stata eseguita una seconda scansione.

Una volta fuori dallo scanner si è continuato con l'*anterior drawer test* mediante l'applicazione di un carico da 0 a 150 N lungo l'asse longitudinale. Anche in quest'ultima condizione di carico è stata fatta una scansione MR.

Per quanto riguarda il carico ciclico il soggetto è stato posto in posizione neutra come descritto in precedenza. Successivamente sono stati applicati al paziente ciclicamente momenti di inversione/eversione (sull'asse e2) seguiti da rotazioni interne/esterne (sull'asse e3).

È stata poi applicata la forza per simulare l'*anterior drawer test*.

Viene riportata di seguito una tabella riassuntiva delle costrizioni imposte al campione prima di ciascuna prova.

Modello	Metodo di carico	Movimenti		
		Inversione	Anterior drawer	Rotazione
<i>In vivo</i>	Statico	$\alpha, \gamma, q_2$	$\alpha, \beta, \gamma$	-
	Ciclico	$\alpha, \gamma, q_2$	$\alpha, \beta, \gamma$	$\alpha, \beta, q_3$
	Ciclico	$\alpha$	$\alpha, \beta$	$\alpha$
<i>In vitro</i>	Statico	$\alpha, \gamma, q_2$	$\alpha, \beta, \gamma$	-
	Ciclico	$\alpha, \gamma, q_2$	$\alpha, \beta, \gamma$	$\alpha, \beta, q_3$

Tabella 15 - Costrizioni di movimento imposte al complesso della caviglia in *in vivo* ed *in vitro*, per ogni movimento.  $\alpha$ -dorsi/plantaflessione;  $\beta$  - inversione/eversione;  $\lambda$  - rotazione interna/esterna;  $q_2$  - cassetto anteriore/posteriore;  $q_3$  - compressione/trazione.

Per quanto riguarda le prove *in vitro* è stata eseguita la stessa procedura delle prove *in vivo* con l'unica eccezione che è stata testata anche la caviglia con il legamento ATFL sezionato e ATFL e CFL sezionati in contemporanea.

Nella tabella in seguito vengono riportati in dettaglio i carichi applicati in termini di direzione e di quantità e il tempo di applicazione del carico stesso.

Modello	Metodo di carico (dispositivo di carico)	Movimenti			
		Inv (+) / Ev(-) (Nm) [t di carico o Periodo (s)]	Int Rot (+) / Ext Rot (-) (Nm) [Periodo (s)]	Anterior drawer (+) (N) [t di carico o Periodo (s)]	Pflex (+) / Dflex (-) (Nm) [t di carico o Periodo (s)]
<i>In vivo</i>	Statico (ALD)	+ 2,26 [3]	-	+150 [3]	+7,5 / -7,5 [3]
	Ciclico (ALD)	+ 3,4 / - 3,4 [6]	+ 3,4 / - 3,4 [6]	+150 [6]	+7,5 / -7,5 [12]
	Ciclico (AFT)	+ 2,6 / - 2,6 [6]	+ 2,9 / - 2,9 [6]	+150 [6]	-
<i>In vitro</i>	Statico (ALD)	+ 3,4 [3]	-	+150 [3]	+7,5 / -7,5 [3]
	Ciclico (ALD)	+ 3,4 / - 3,4 [6]	+ 3,4 / - 3,4 [6]	+150 [6]	+7,5 / -7,5 [12]

Tabella 16 - Carichi applicati su ogni modello *in vivo* ed *in vitro* e corrispondente tempo di carico (carichi statici) o periodo (carichi ciclici) per ogni movimento.

La medesima tipologia di prove è stata poi utilizzata dallo stesso Imhauser nel 2008 per valutare l'influenza della morfologia delle ossa, dei legamenti e delle cartilagini sul comportamento meccanico dell'articolazione.

In seguito vengono riportati i valori ottenuti dalle prove di talar tilt test e *anterior drawer test*, eseguiti su sei soggetti *in vitro* applicando rispettivamente, un momento di inversione di 3.4 Nm e una forza crescente da 0 a 150 N.

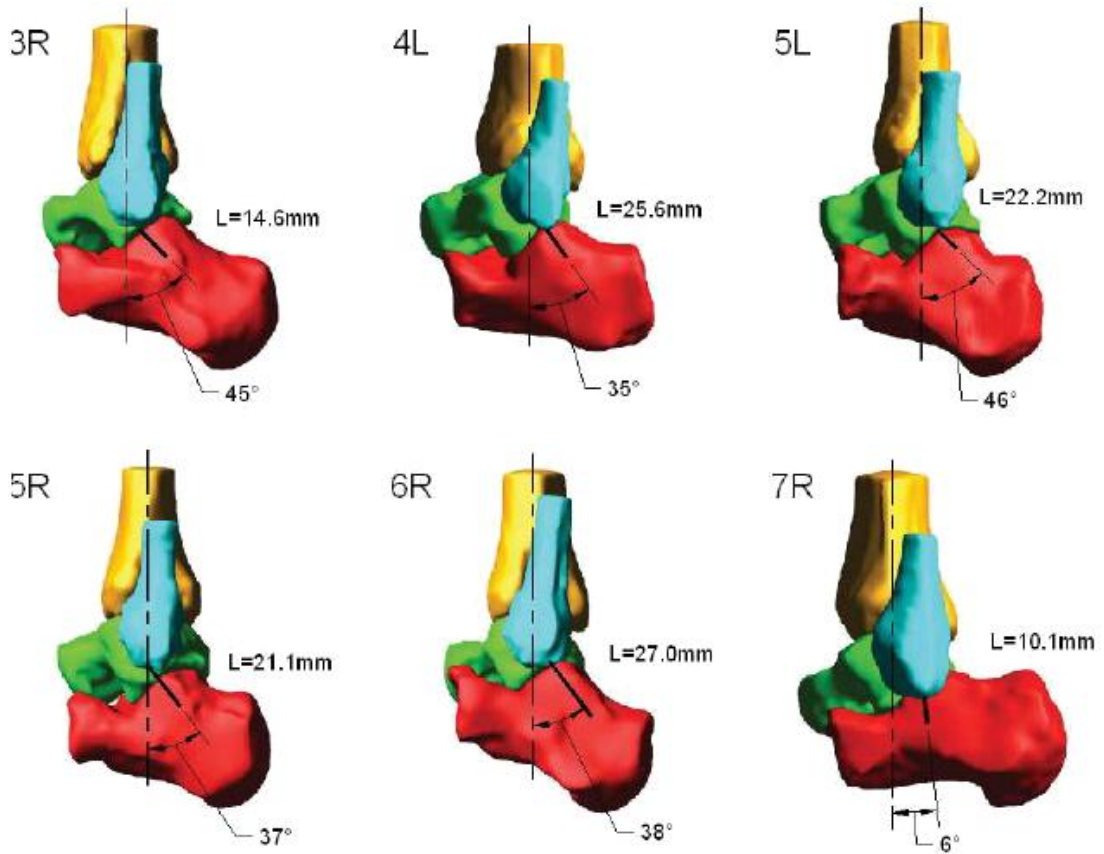


Fig. 4.17 - Rappresentazione delle articolazioni delle sei caviglie cadaveriche soggetti dello studio di Imhauser (2008). In figura viene anche rappresentata l'orientazione e la lunghezza del legamento calcaneofibulare.

Soggetti	Inversione (°)	Anterior drawer (mm)
1	11,8	6,6
2	13,9	5,7
3	11,3	4,8
4	23,9	6,5
5	21,8	10,1
6	6,4	3,3
<b>Media</b>	14,9	6,2
<b>Dev. std</b>	6,7	2,3

Tabella 17 - Range di mobilità in inversione e in cassetto anteriore dell'articolazione della caviglia dei sei soggetti sottoposti a sperimentazione *in vitro*. AJC - complesso articolare della caviglia.

Lo stesso valore di momento d'inversione, ovvero 3,4 Nm, e una forza del cassetto anteriore pari a 135N sono state utilizzate da Stacie Irene Ringleb nel 2003 durante uno studio *in vitro* e *in vivo* sviluppato per determinare le proprietà meccaniche del complesso della caviglia, e utilizzato come tecnica diagnostica di lesioni legamentose.

Le prove *in vivo* sono state effettuate su sette soggetti (5 maschi e 2 femmine) con un'età compresa tra i 26 e i 55, e una media di 41.14 anni. Nessuno di questi soggetti ha una storia di patologie dalla caviglia o del piede.

*In vitro* invece si sono utilizzati 8 arti inferiori disarticolati a livello del ginocchio, controllati in precedenza per rilevare l'esistenza di possibili patologie articolari.

La tecnica di sperimentazione è la stessa utilizzata da Imhauser; l'unica differenza è riscontrata nel metodo di carico, il quale viene imposto solamente in maniera statica.

Successivamente vengono riportate le condizioni di carico e una media dei risultati ottenuti *in vitro* dai test del cassetto anteriore e del *talar tilt test* nelle tre diverse condizioni in cui i campioni cadaverici sono stati esaminati, ovvero, caviglia intatta, con il legamento ATFL sezionato e ATFL e CFL sezionati in contemporanea.

	Metodo di carico	Movimenti	
		Talar tilt test (Nm)	Anterior drawer test (N)
<i>In vivo</i>	Statico	+ 3,4	+ 135
<i>In vitro</i>	Statico	+ 3,4	+ 135

Tabella 18 - Carichi applicati su ogni modello *in vivo* ed *in vitro*.

I risultati ottenuti dalle prove precedentemente descritte sono riportate in seguito. Come si può notare dalla tabella 19 i risultati ottenuti dimostrano quanto sia fondamentale il ruolo dei legamenti ATFL e CFL nel mantenimento dell'astragalo in sede durante l'*anterior drawer test* e il ruolo principalmente svolto dal CFL durante il *talar tilt test*. Il sezionamento del legamento calcaneofibulare provoca un aumento

considerevole nell'angolo di inversione rispetto al caso di legamenti intatti e sezionamento del legamento talofibulare anteriore.

Questo risultato dimostra come il legamento calcaneofibulare sia fondamentale durante i movimenti di supinazione dell'articolazione subtalare durante il passo come descritto precedentemente da questo studio in figura 2.19.

	<b>Legamenti intatti</b>	<b>Sezionamento ATFL</b>	<b>Sezionamento ATFL e CFL</b>
<i>Angolo di inversione (°)</i>	17.95 ± 6.63	20.0 ± 7.07	28.60 ± 11.26
<i>Spostamento (mm)</i>	11.22 ± 3.12	12.80 ± 4.14	14.14 ± 4.08

Tabella 19 - Risultati ottenuti dalle due prove *in vitro* svolte in caso di legamenti intatti, sezionamento del legamento ATFL e sezionamento contemporaneo dei legamenti ATFL e CFL.



## **CAPITOLO 5**

### **INDAGINE DA LETTERATURA SUI MODELLI FEM DEL PIEDE E DELLA CAVIGLIA**

#### *5.1 Introduzione*

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.

Nell'ambito della biomeccanica i modelli FEM vengono utilizzati in maniera molto ampia e per descrivere molte articolazioni, ossa e tessuti molli presenti nel corpo umano, compresi il piede e il complesso della caviglia (Trentin S. 2009).

Gli studi condotti su cadaveri, i quali forniscono indicazioni utili sulla biomeccanica del piede, sono protocolli spesso tecnicamente complicati, costosi, e che 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, inoltre, 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 e della caviglia 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.

Per quanto riguarda il complesso piede-caviglia sono stati creati modelli geometrici che 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 (Ledoux et al. 2000).

## *5.2 Evoluzione nel tempo dei modelli FEM del piede*

I modelli numerici sviluppati per lo studio della struttura del piede e del complesso della caviglia si suddividono 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 forniscono poche valutazioni sperimentali per sostenere la validità dei risultati del modello stesso. I ricercatori parlano spesso delle potenziali applicazioni del modello come l'analisi dell'artroplastica articolare o dei danni ai legamenti, ma pubblicano 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. 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.

Ultimamente si sono utilizzate le tecniche di *imaging*, come ad esempio la risonanza magnetica, per aumentare la veridicità dei risultati ottenuti dai modelli FEM, introducendo le caratteristiche anatomiche dei vari pazienti.

### *5.2.1 Modelli cinematici 2D*

I vincoli geometrici (come le superfici articolari e i 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 di rotazione mobile 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 subtalare.

### *5.2.2 Modelli dinamici 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.

Gli attuali modelli 3D ad equilibrio statico non contemplano il movimento degli assi dell'articolazione subtalare e delle caviglia o le descrizioni 3D della geometria delle superfici articolari.

Le modifiche di orientamento dell'articolazione subtalare sono basate sull'orientamento del piede, quindi, questo potrebbe alterare i valori dei momenti, che compongono le equazioni di equilibrio. Senza valutazione sperimentale, tale ipotesi può limitare l'utilità di questi modelli.

I modelli di contatto e forze a superfici articolari possono fornire informazioni importanti per capire il loro rapporto con la progressione della degenerazione

articolare, come nel osteoartrite. I modelli 3D ad equilibrio statico basati su assi di rotazione fisse non considerano le caratteristiche geometriche delle articolazioni e non possono indagare su questo aspetto della meccanica articolare. Essi possono essere utilizzati per determinare il contributo all'equilibrio delle articolazione delle strutture di sostegno ( legamenti e tendini).

### *5.2.3 Modelli specifici per diversi pazienti*

Le tecniche di *imaging*, come la MR, esistenti permettono lo sviluppo di modelli basati sull'anatomia specifica di un singolo paziente. Essendo tecniche non invasive le immagini possono aiutare l'identificazione delle caratteristiche funzionali del piede o della caviglia senza 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 basandosi 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 subtalare, 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 (Carl William Imhauser, 2004).

Successivamente viene riportata una tabella riassuntiva dei modelli FEM della caviglia e del piede trovati in letteratura con descritte schematicamente le loro caratteristiche e limitazioni.

AUTORE	TIPO DI MODELLO	TESUUTI MODELLATI	SEMPLIFICAZIONI	VALUTAZIONI SPERIMENTALI
Asai et al.	Elementi Finiti 3D	Ossa, tessuti molli plantari.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sistema di coordinante fissato.</li> <li>- Nessuna modellizzazione di legamenti e retinacoli (presenza considerata nel calcolo della rigidità dei tessuti molli).</li> </ul>	- Confronto con esperimenti su cadaveri.
Bandak et al.	Elementi Finiti (codice FE dinamica non-lineare non specificato) LS-DYNA 3D <sup>TM</sup>	Ossa, cartilagine, legamenti, retina coli, tendine d'Achille, tessuti molli plantari.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Proprietà meccaniche dei tessuti legamentosi, lineari;</li> <li>- Cinematica articolare non misurata;</li> <li>- Nessuna valutazione specifica per paziente;</li> <li>- Ossa metatarsali vincolate rigidamente;</li> <li>- Correzioni sulla geometria ossea a causa di incongruenze</li> </ul>	- Carichi assiali impulsivi.
Beaugonin et al.	Elementi Finiti (codice FE dinamica non-lineare non specificato) PAM-SAFE <sup>TM</sup>	Ossa, cartilagine, legamenti, retina coli, tendine d'Achille, tessuti molli plantari.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Proprietà meccaniche dei legamenti concentrate;</li> <li>- Stima della geometria dei legamenti e della loro inserzione;</li> <li>- Nessuna valutazione specifica per paziente;</li> <li>- Attenuazione delle proprietà dei tessuti perché i risultati della simulazione fossero simili a quelli ottenuti dagli esperimenti</li> </ul>	- Carichi assiali impulsivi.
Bedewi e Digges	Modello dinamico 3D a corpi rigidi	Ossa.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Proprietà fissate dei momenti angolari delle articolazioni;</li> <li>- Assi dell'articolazione sub talare e della caviglia, fissate;</li> <li>- Geometria delle ossa, 50° percentile.</li> </ul>	- Carichi assiali impulsivi.
Beillas e Lavaste et al.	Elementi Finiti (codice FE non-lineare non specificato) RADIOSS <sup>TM</sup>	Ossa, cartilagine, legamenti, tendine d'Achille, tessuti molli plantari.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Rigidità lineare dei legamenti del retro piede concentrate;</li> <li>- Stima delle inserzioni dei legamenti.</li> </ul>	<p>Confronto con letteratura:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Carichi assiali statici e dinamici, dorsiflessione;</li> <li>- Inversione ed eversione statica.</li> </ul>

Camacho, Ledoux et al.	Elementi Finiti	Ossa, cartilagine, legamenti, tessuti molli plantari.	- Proprietà meccaniche dei tessuti legamentosi, lineari; - Nessuna valutazione specifica per paziente; - Stima dell'inserzione dei legamenti; - Ossa metatarsali vincolate rigidamente.	- Cinematica del tarso sotto carichi assiali.
Chen et al.	Elementi Finiti MARC K. 7.2	Ossa, cartilagine, legamenti, tessuti molli plantari.	- Fusione delle ossa mediali; - Fusione delle ossa laterali; Proprietà meccaniche dei tessuti legamentosi, concentrate; - Stima delle inserzioni dei legamenti.	- Sequenze di pressione plantare specifiche per pazienti.
Chu et al.	Elementi Finiti Asimmetrico 3D PATRAN	Ossa, legamenti, tessuti molli.	- Modello dei legamenti, fascio unidimensionale; - Proprietà meccaniche e materiali lineari perfettamente elastiche e isotropiche per tutti i tessuti.	- Confronto con letteratura.
Crowell	Elementi Finiti 2D	Osso Tibiale.	- Modulo di Young della tibia scelto uguale a quello del femore.	- Nessuna.
Dubbeldam et al.	Modello dinamico 3D a corpi rigidi	Ossa, legamenti.	-Semplificazione della geometria delle ossa; - Stima delle inserzioni dei legamenti.	- Carichi assiali impulsivi.
Gefen	Elementi Finiti	Ossa, legamenti, cartilagine, tessuti molli.	- Proprietà di ossa e cartilagine, lineari perfettamente elastiche e isotropiche.	- Confronto con esperimenti in vitro su pazienti diabetici.
Jacob et al.	Elementi Finiti	Ossa, legamenti, tendine d'Achille.	- Geometria ossa semplificata; - Fusione ossa mediali - Stima delle inserzioni dei legamenti.	- Nessuna.
Kameyama et al.	Modellazione dei corpi rigidi come molle	Legamenti, cartilagine.	- Proprietà lineari dei legamenti; - Stima delle inserzioni dei legamenti.	- Nessuna.
Ledoux	Elementi Finiti	Ossa e legamenti.	- Proprietà meccaniche dei tessuti legamentosi lineari; - Non rappresentati muscoli e cartilagini; - Valutazione in una sola condizione di carico.	- Cinematica del piede.

Leardini et al.	2D cinematico	Articolazione della caviglia.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mobilità limitata alla flessione passiva;</li> <li>- mobilità passiva guidata da legamenti isometrici;</li> <li>- Esclusa mobilità subtalare.</li> </ul>	- Dorsiflessione del retro piede.
Leardini et al.	Modello meccanico 2D	Articolazione della caviglia, legamenti del retro piede.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Proprietà di spostamento del carico dell'articolazione e dei legamenti sul piano sagittale;</li> <li>- Esclusa mobilità subtalare.</li> </ul>	- Confronto con letteratura.
Neale et al.	Modello ad elementi finiti LS-DYNA FE	Tibia, perone, ossa del piede, legamenti e tessuti molli.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Inserimento di legamenti ipotetico per sostituire muscoli non modellati;</li> <li>- Modellazione del piede come un unico corpo rigido;</li> <li>- Tessuti molli non inseriti nel piede;</li> <li>- Mancata descrizione della proprietà di rottura di ossa e legamenti.</li> </ul>	- Simulazioni carichi di impatto durante incidente d'auto.
Salathe Jr., Arangio e Salathe	Modello dinamico 3D ad equilibrio statico (modello strutturale indeterminato staticamente)	Ossa, tendini, legamenti, aponeurosi plantare.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Articolazione subtalare rigida;</li> <li>- Proprietà lineari dei tessuti molli;</li> <li>- Proprietà d'inerzia delle ossa, generiche.</li> </ul>	- Nessuna.
Scott e Winter	Modello dinamico 3D a corpi rigidi	Ossa, cartilagine, legamenti, tessuti molli plantari.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Articolazioni della caviglia, subtalare e metatarsale fissate ad un grado di libertà;</li> <li>- Tarso trasversale e articolazione del 2° metatarso rigidi.</li> </ul>	- Dati del ciclo del passo.

Tabella 20 - Sommario dei modelli FEM di piede e caviglia.

### 5.3 Realizzazione dei modelli FEM

Il Metodo F.E.M. si applica a corpi fisici che consentono la loro suddivisione in un certo numero, anche molto grande, di elementi di forma definita e dimensioni contenute. Nel continuum, ogni singolo elemento finito viene considerato un campo di integrazione numerica di caratteristiche omogenee. La caratteristica principale del metodo degli elementi finiti è la discretizzazione attraverso la creazione di una griglia (mesh) composta da primitive (elementi finiti) di forma codificata (triangoli e quadrilateri per domini 2D, esaedri e tetraedri per domini 3D). Su ciascun elemento caratterizzato da questa forma elementare, la soluzione del problema è assunta essere espressa dalla combinazione lineare di funzioni dette funzioni di base o funzioni di forma (shape functions). Da notare che talora la funzione viene approssimata, e non necessariamente saranno i valori esatti della funzione quelli calcolati nei punti, ma i valori che forniranno il minor errore su tutta la soluzione.

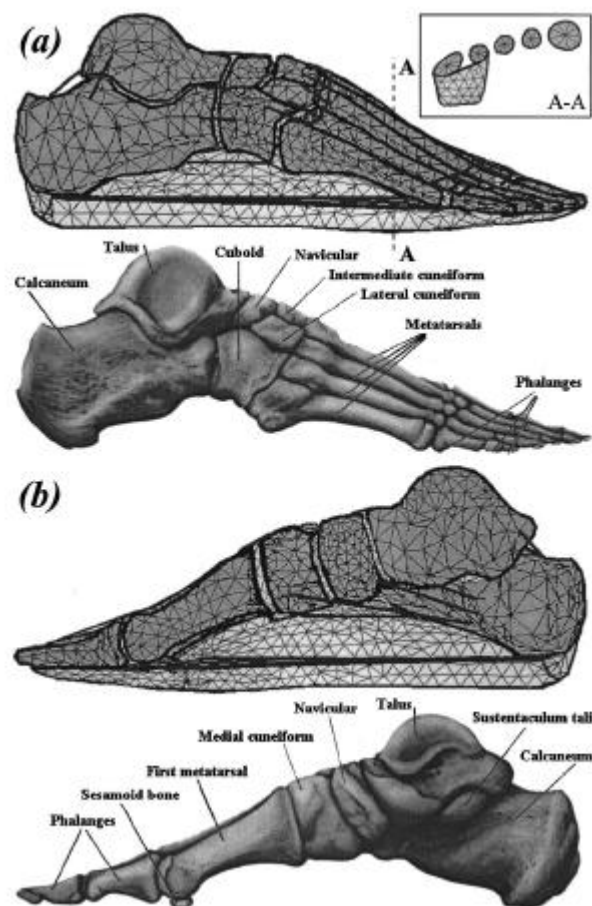


Fig. 5.1 - Discretizzazione del modello anatomico del piede. (a) vista laterale, (b) vista mediale.

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

1. *Modellazione*: si passa dal sistema fisico ad un modello matematico, che astrae alcuni aspetti di interesse del sistema fisico, focalizzando l'attenzione su poche variabili aggregate di interesse e "filtrando" le rimanenti. Il sottosistema verrà poi suddiviso in elementi finiti ai quali verrà applicato un modello matematico. A differenza delle trattazioni analitiche è sufficiente che il modello matematico scelto sia adeguato alle geometrie semplici degli elementi finiti. La scelta di un tipo di elemento in un programma software equivale ad una scelta implicita del modello matematico che vi è alla base. L'errore che può portare l'utilizzo di un modello deve essere valutato con prove sperimentali, operazione in genere dispendiosa per tempo e risorse.
2. *Discretizzazione*: in una simulazione per via numerica è necessario passare da un numero infinito di gradi di libertà (condizione propria del "continuum") ad un numero finito (situazione propria della mesh). La discretizzazione, nello spazio o nel tempo, ha lo scopo di ottenere un modello discreto caratterizzato da un numero finito di gradi di libertà. Viene inserito un errore dato dalla discordanza con la soluzione esatta del modello matematico. Questo errore può essere valutato opportunamente se esiste un modello matematico adeguato all'intera struttura (quindi preferibile da utilizzare rispetto all'analisi FEM) ed in assenza di errori numerici di calcolo, ciò può essere considerato vero utilizzando calcolatori elettronici.

#### *5.4 Modelli FEM sulla biomeccanica della caviglia*

I modelli ad elementi finiti che descrivono il comportamento biomeccanico della caviglia sono stati sviluppati per determinare degli aspetti di questa articolazione difficili da comprendere *in vivo* e *in vitro*, come la dinamica delle varie componenti, sia ossee che legamentose, le forze che vengono esercitate sul piede, dalla caviglia, e

le caratteristiche che una protesi della caviglia deve avere per essere veramente funzionale.

Il primo FEM delle ossa che compongono la caviglia, trovato in letteratura, risale al 1983, è tridimensionale e fu sviluppato proprio per determinare quale fosse il progetto migliore per una protesi alla caviglia.

Calderale et al. (1983) crearono due modelli, uno per l'astragalo e uno per la tibia, analizzati separatamente in condizioni diverse di carico. L'osso corticale dell'astragalo fu modellato con elementi a conchiglia, e il risultato di questo modello determinò che il carico applicato sulla parte superiore della troclea dell'astragalo causava una concentrazione di carichi superiore solamente del 20% rispetto alle sollecitazioni medie. Ciò confermò le loro ipotesi che l'osso intatto distribuisce le sollecitazioni in modo uniforme in tutto l'osso. Essi notarono inoltre che in seguito alla resezione della parte superiore dell'astragalo, il carico si concentrava vicino alla zona asportata. Il modello tibiale invece venne caricato in direzione mediale-laterale, piuttosto che lungo l'asse longitudinale; gli autori non fecero alcun commento su questa scelta di carico e non discussero i risultati. Questo modello, costruito per determinare quale fosse il progetto più efficace per una protesi dell'articolazione della caviglia, fece arrivare alla conclusione che una protesi ideale non deve perturbare la distribuzione naturale degli sforzi e che il miglior progetto dovrebbe includere un gambo lungo per il trasferimento dei carichi alla diafisi mediale della tibia. Tale conclusione derivava dal fatto che l'osso spugnoso nella porzione distale della tibia è debole e l'osso corticale, una volta spogliato dalla cartilagine, si indebolisce e tende a dividersi.

Successivamente ci furono altri studi che portarono allo sviluppo di un modello FEM per la caviglia.

Nel 1984 Oonishi et al. hanno effettuato una analisi delle sollecitazioni per una caviglia intatta e per vari tipi di protesi sotto vari tipi di carichi. Hanno trovato distribuzioni simili delle principali sollecitazioni nelle ossa sotto un carico verticale in entrambi i casi.

Crowell nel 1991 calcolò le sollecitazioni nella tibia distale e nella componente tibiale di un impianto. Un carico in compressione di 3.430 N, ovvero la forza sulla caviglia che una persona di 70 kg esercita nel corso di un ciclo normale deambulazione, è stato applicato alla piastra piana della componente tibiale della

protesi con una pressione uniformemente distribuita di 4,1 MPa. Risultò lo stress di von Mises nella componente ossea è rimasta al di sotto della resistenza a compressione delle ossa e la sollecitazione del impianto è rimasta al di sotto della resistenza a fatica della lega che lo compone. L'interfaccia osso corticale-impianto è stata modellata con elementi solidi e trasferendo solo carichi di compressione, mentre l'interfaccia osso trabecolare-impianto è stata modellata con elementi a molla. Dopo diverse iterazioni, tutti gli elementi a molla sottoposti a tensioni di trazione sono stati sostituiti da elementi solidi, in quanto ricrescita ossea non si verifica durante sollecitazioni di trazione. Dal momento che, al tempo dell'analisi, i valori del modulo di Young della porzione distale della tibia non erano disponibili, scelsero i valori determinati per la testa del femore. “ *Poiché l'area di contatto a livello della caviglia è maggiore il contatto area a livello dell'anca e minore rispetto all'area di contatto del ginocchio, è ragionevole supporre che i valori di modulo elastico sarebbe tra i valori riportati per la testa del femore*” fu la per giustificazione data per la scelta.

Nel 1992 DiGioia ha utilizzato due modelli, uno del piano sagittale e uno del piano frontale, per calcolare le forze di contatto nell'articolazione della caviglia. Lo stress più alto è stato trova nella porzione mediale e anteriore della superficie articolare tibiotalare; inoltre è stato trovato che il perone trasporta il 6-16% del carico esercitato durante la deambulazione.

Lewis e Austin (1994) hanno effettuato un'analisi comparativa dello stress della caviglia in posizione neutra con e senza un impianto e hanno riscontrato un affaticamento dell'osso trabecolare. Il carico utilizzato nello studio era di 2.590 N che è stato considerato il carico che una persona di 80 kg eserciterebbe durante un normale ciclo di deambulazione (3,3 volte il peso corporeo e la forza del impianto è stata ritenuta adeguata a questi carichi. La resistenza a fatica dell'osso trabecolare, riportato dall' esperimento è risultata superiore alla sua resistenza finale a compressione, che è fisicamente impossibile.

Ledoux creò un modello da 286 immagini TC, composto da 26 ossa compresa la porzione distale della tibia e del perone, 51 legamenti e tessuti molli plantari. Le superfici cartilaginee 3-D superfici sono state create separatamente e incluse al volume delle ossa. Autovettori di momenti principali d'inerzia sono stati utilizzati per descrivere la posizione e gli angoli delle ossa del piede. Tuttavia, non è stata

completata l'analisi delle sollecitazioni.

Infine nel 2000 Giddings et al. hanno sviluppato un modello FEM del piede che includeva alcuni legamenti e la fascia plantare. Lo studio mirava a creare un modello del calcagno senza la conoscenza dei carichi applicati e le pressioni articolari. Il carico è stato applicato alla base del calcagno e ai capi delle teste metatarsali sulla base di esperimenti sulle forze di reazione del terreno e l'analisi è stata effettuata utilizzando incrementi del 20% della fase di appoggio del ciclo del passo e della corsa. Nel calcagno, hanno verificato visivamente le traiettorie delle tensioni principali e l'orientamento delle trabecole, trovando buona corrispondenza. Anche se ci sono state variazioni nelle tensioni durante la corsa e il passo, le direzioni delle tensioni principali sono rimaste invariate. Le forze di contatto predette dal modello nell'articolazione talocalcaneare sono state 5,4 volte BW per il passo e 7,9 volte BW per la corsa (Karol Galik, 2001).

#### *5.4.1 Modelli FEM per la valutazione della meccanica del retropiede in seguito a lesioni ai legamenti, e a variazioni della morfologia articolare*

Carl William Imhauser nel 2004 sviluppò un modello tridimensionale “paziente-specifico” (1 in vivo, 1 in vitro) per valutare la dinamica del retropiede utilizzando dati 3D MRI e ne valutò la capacità di catturare una vasta gamma di fenomeni meccanici, compresi la meccanica del retropiede non-patologico e la meccanica del retropiede con lesione dei legamenti.

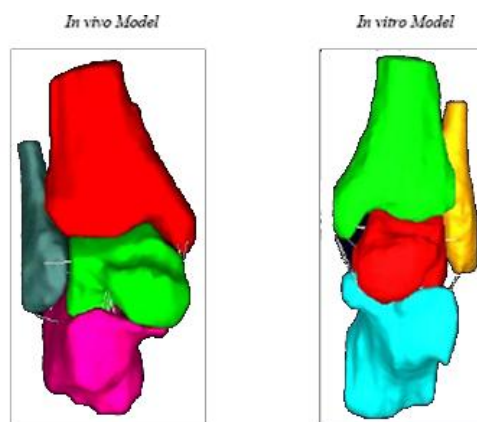


Fig. 5.10 -Vista anteriore dei due modelli, in vivo e in vitro, in posizione neutra.

Per ottenere i dati relativi alla geometria delle componenti ossee di specifici soggetti, Imhauser integrò un software già esistente, il 3DVIEWNIX™, con un software sviluppato da lui definito “marching cubes program”, utilizzato anche per identificare i punti di inserzione dei legamenti modellati.

I legamenti ATFL, CFL, ATTL e TCL sono stati rappresentati con un elemento lineare mentre i legamenti PTFL, PTTL, TSL, ITCL e CL sono stati rappresentati con più elementi a causa delle loro aree di inserzione più ampie. L'identificazione dei suddetti legamenti è stata fatta attraverso dei metodi specifici e considerando che usualmente in immagini di MRI i legamenti vengono rappresentati come zone più scure rispetto agli altri tessuti presenti.

Per quanto riguarda i legamenti collaterali laterali, il legamento Talofibulare anteriore (ATFL), come mostrato in figura 5.11 è stato identificato attraverso un piano trasversale che taglia l'articolazione della caviglia all'altezza della testa dell'astragalo. Il piano è stato successivamente spostato verso l'alto o verso il basso lungo l'asse della tibia fino ad individuare una struttura più scura che va dalla porzione distale anteriore del perone al capo mediale dell'astragalo.

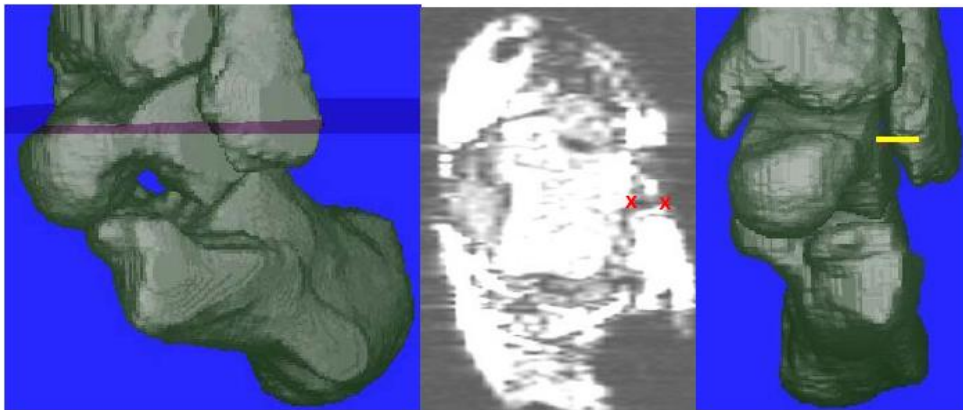


Fig. 5.11 - Identificazione della zona di inserzione dell' ATFL.

Il legamento Calcaneofibulare (CFL) invece è identificato dal piano sagittale del perone ruotato poi fino a che non si ottiene l'intersezione con il calcagno. Successivamente si è compiuta una traslazione fino ad ottenere l'allineamento simile a quello visualizzato nell'immagine radiografica. Il CFL è situato direttamente sotto i tendini peronei, che vengono usati come riferimento.

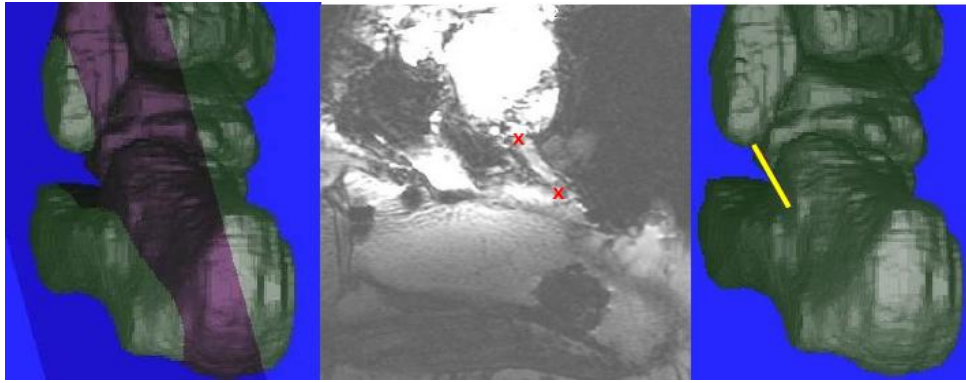


Fig. 5.12 - Identificazione della zona di inserzione dell' CFL.

L'ultimo dei legamenti collaterali laterali è il Talofibulare posteriore (PTFL) il quale è identificato da un piano allineato al piano coronale e traslato posteriormente all'astragalo. Questo legamento ha una struttura a rete che si estende fuori dal perone ed è stato quindi rappresentato da 2 elementi, come illustrato in figura 5.13.

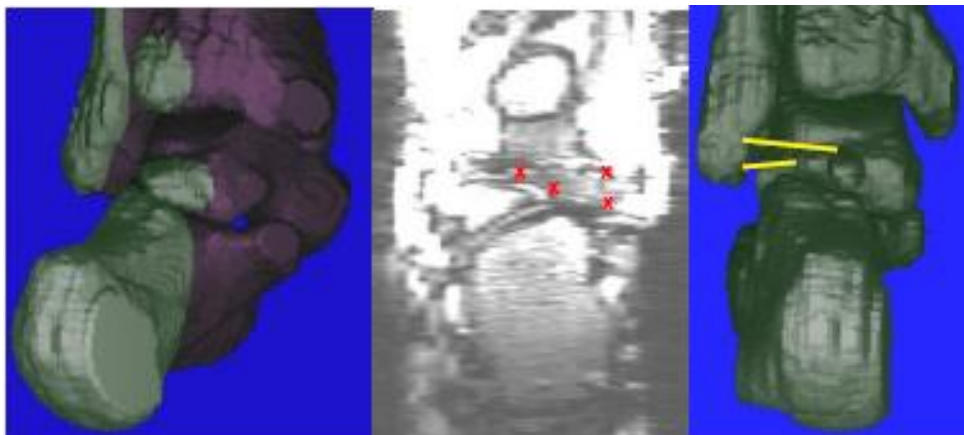


Fig. 5.13 - Identificazione della zona di inserzione dell' PTFL.

In questo modello sono state rappresentate anche le componenti del legamento Deltoideo. Il legamento Tibiotolare Posteriore (PTTL) ha una struttura spessa ed è formato da fibre profonde orientate lateralmente e da fibre superficiali orientate verticalmente. Per modellare questo legamento, Imhauser ha dovuto compiere un studio parametrico sul numero di strutture necessarie per rappresentarlo; a causa dello spessore del legamento Tibiotolare posteriore, ha scelto di rappresentarlo utilizzando due elementi profondi e due superficiali individuati anteriormente e posteriormente, come mostra la figura 5.14, e il piano che identifica li PTTL è allineamento al piano coronale e si interseca con la porzione posteriore dell'astragalo.

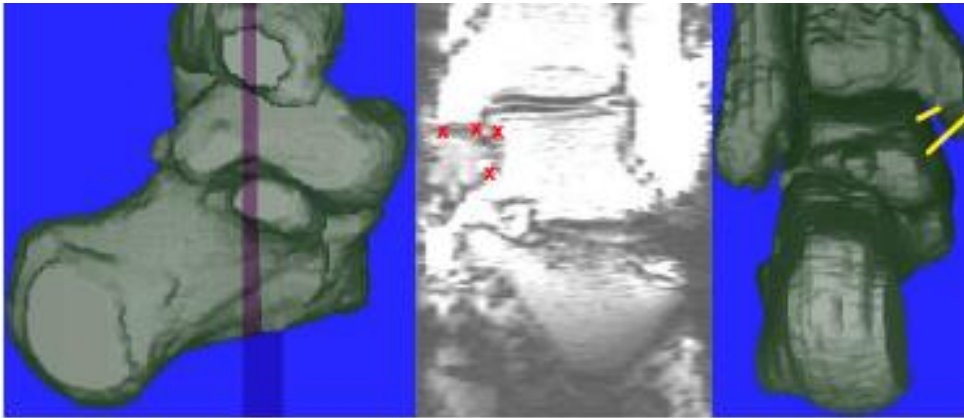


Fig. 5.14 - Identificazione della zona di inserzione dell' PTTL.

Il legamento Tibiocalcanareo (TCL) è stato identificato da un piano allineato al piano coronale e che interseca il sustentacolo dell'astragalo. Questa struttura è difficile da distinguere dal legamento denominato "Tibio - spring" (TSL) che gli si trova davanti; pertanto, il TCL è modellato attraverso un elemento che si estende dalla porzione mediale del malleolo mediale alla punta del sustentacolo, mentre il TSL è identificato da un piano allineato al piano coronale posto anteriormente al sustentacolo dell'astragalo.

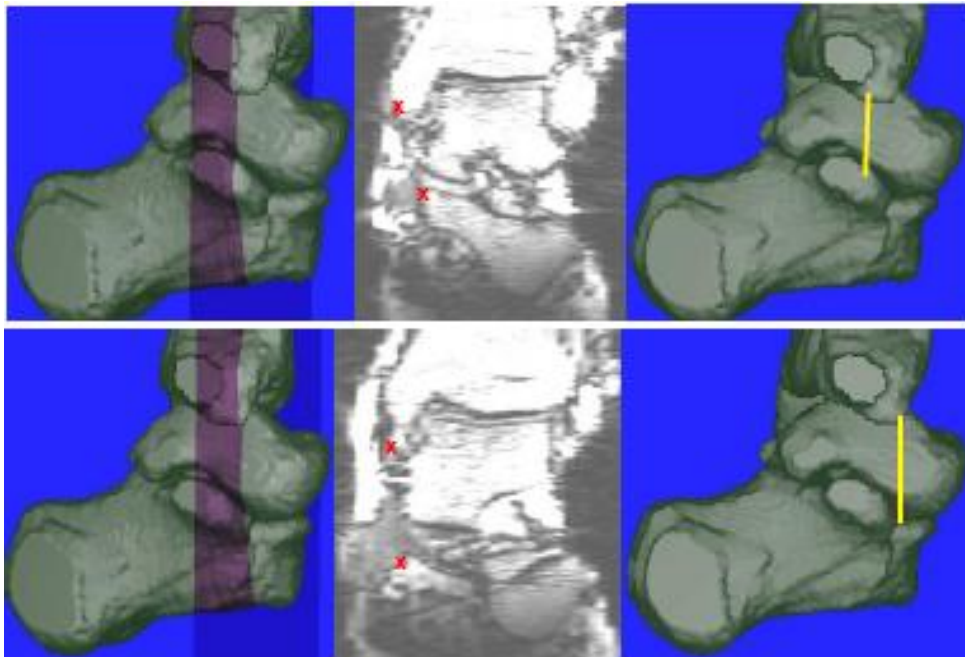


Fig. 5.15 - Identificazione della zona di inserzione dell' TCL (sopra) e del TSL (sotto).

Il legamento Tibiotalare Anteriore (ATTL) è stato identificato mediante la traslazione di un piano sagittale mediano-laterale lungo l'aspetto mediale della tibia, o attraverso la traslazione di un piano coronale antero-posteriormente. Questo legamento non esiste in tutti i pazienti. Nei soggetti è stata identificata come la struttura più profonda che si estende lungo l'articolazione della caviglia sul lato antero-mediale.

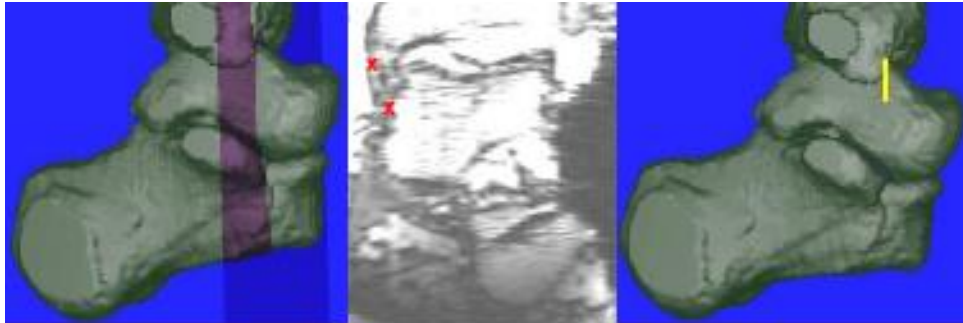


Fig. 5.16 - Identificazione della zona di inserzione dell' ATTL.

Infine i legamenti che attraversano l'articolazione subtalare, ovvero l'intraosseo Talocalcaneare e il Cervicale, sono stati modellati utilizzando sempre la stessa tecnica.

Il legamento Talocalcaneare intraosseo (ITCL) è identificato da un piano inclinato, perpendicolare al canale tarsale. Il piano è stato successivamente spostato da una posizione postero-mediale ad una antero-laterale e 2 o più inserzioni sono state identificate circa ogni 3 mm.

A causa della sua struttura lunga e densa, del legamento intraosseo sono state individuate un totale di 12 e 11 inserzioni lungo il suo corso, rispettivamente, per il modello *in vivo* e *in vitro*.

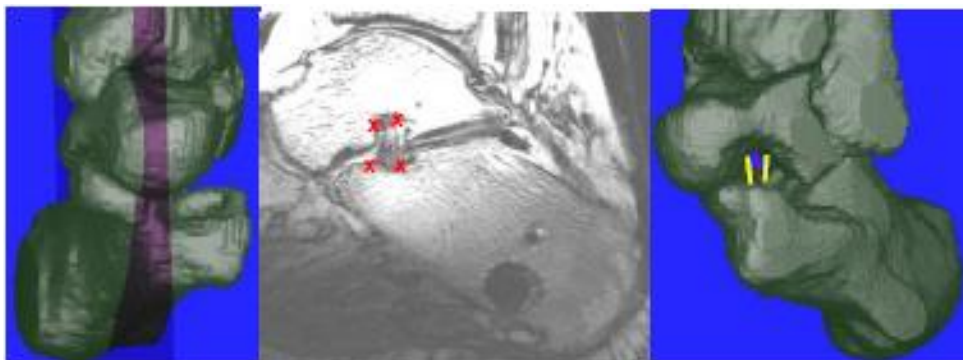


Fig. 5.17- Identificazione della zona di inserzione dell' ITCL.

Il legamento Cervicale (CL) viene identificato da un piano obliquo che attraversa il “*sinus tarsi*”. Successivamente il piano è stato traslato fino ad identificare i confini di questa struttura. Otto punti di inserimento lungo il perimetro del legamento sono stati identificati e utilizzati per rappresentare la sua geometria. Quattro di questi punti sono riportati di seguito (Figura 5.18).

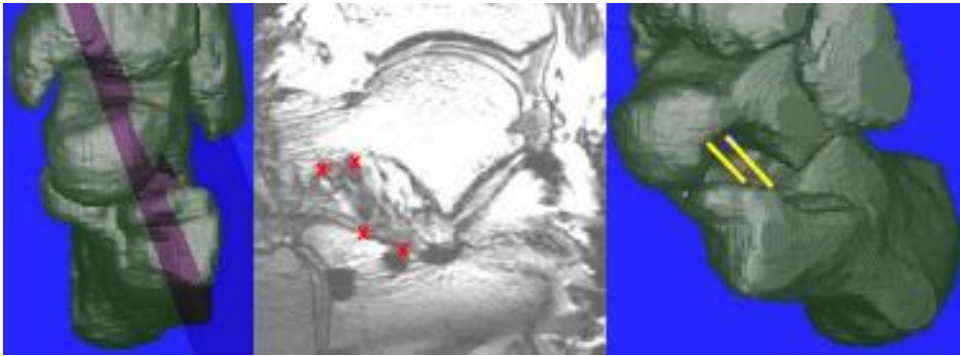


Fig. 5.18- Identificazione della zona di inserzione dell' CL.

Le proprietà non lineari di queste strutture legamentose sono state ricavate da esperimenti di letteratura o sono state stimate.

La relazione *stress-strain* utilizzata per descrivere le proprietà meccaniche del tessuto legamentoso è stata determinata utilizzando la teoria viscoelastica quasi-lineare di Fung (1993):

$$T(\epsilon) = (A (e^{B\epsilon} - 1) + 0.1 * VR(M1, M2)) * STEP (DM(M1, M2), L_0, 0, L_0 + 1, 1).$$

Le costanti A e B sono i dati descritti in letteratura, VR monitora l'ampiezza della derivata di primo grado del vettore che indica lo spostamento tra i punti di inserzione del legamento, M1 e M2. L'espressione contiene anche la funzione STEP (A, x<sub>0</sub>, h<sub>0</sub>, x<sub>1</sub>, h<sub>1</sub>) che monitora la variabile indipendente A, ed è inizializzata con il valore h<sub>0</sub> quando A è uguale a x<sub>0</sub>, incrementa il suo valore in modo cubico fino a che non raggiunge il suo valore finale h<sub>1</sub>, quando A è uguale a x<sub>1</sub>. Nell'equazione precedente la funzione STEP controlla la distanza tra i punti di inserzione dei legamenti, M1 e M2. Quando il legamento in oggetto eccede rispetto alla sua lunghezza neutra, L<sub>0</sub>, si sviluppa una forza tra i due punti di inserzione; altrimenti il valore di questa forza rimane a zero.

Per i legamenti che compongono il complesso collaterale laterale le costanti A e B presenti nell'equazione *stress-strain* sono riportati nella tabella sottostante.

<b>Legamenti</b>	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>R<sup>2</sup></b>
<b>ATFL</b>	7,18	12,5	0,965
<b>CFL</b>	0,20	49,63	0,828
<b>PTFL</b>	0,14	44,35	0,983
<b>PTTT</b>	1,34	28,65	0,999
<b>TCL</b>	0,51	4599	0,543
<b>ATTL</b>	2,06	20,11	0,989

Tabella 21 - Costanti dell'equazione stress-strain non lineare.

Per quanto riguarda i legamenti dell'articolazione subtalare non sono state definite le loro proprietà strutturali, mentre le loro caratteristiche sotto carico sono state rappresentate in funzione delle loro aree di inserzione calcaneare calcolate attraverso misure ottenute con il software 3DVIEWNIX<sup>TM</sup>. Visto che i legamenti ITCL e CL hanno caratteristiche fisiche simili a quelle dell' ATFL, sono stati scalati di un fattore pari al rapporto tra le loro aree di inserzione e quella dell'ATFL ottenuta in letteratura.

<b>Legamenti</b>	<b><i>In vivo</i> (mm<sup>2</sup>)</b>	<b><i>In vitro</i> (mm<sup>2</sup>)</b>
<b>ITCL</b>	54,92	90,69
<b>CL</b>	20,7	8,06

Tabella 22 - Aree di inserzione dei legamenti subtalari.

Le forze di contatto tra le ossa sono state inserite attraverso l'utilizzo del modulo elastico cartilagineo con l'aggiunta di un valore esponenziale per imitare la non linearità della risposta a compressione. Ognuno dei due modelli è stato simulato in presenza di carichi ciclici e statici di pianta/dorsiflessione, inversione/eversione, rotazione interna/esterna. Ogni modello del retropiede è stato caricato in modo tale da poter abbinare i risultati ottenuti con quelli dalla sperimentazione *in vivo* ed *in vitro*. Nel modello, la tibia e il perone sono stati completamente vincolati, e la simulazione non comprendeva le forze gravitazionali. Durante la simulazione sono stati quindi applicati carichi statici e ciclici (momenti e forze) al calcagno seguendo il sistema di coordinate sviluppato da Grood e Suntay (1983) per descrivere il movimento nel complesso della caviglia.

Per la simulazione in ogni modello, il complesso articolare della caviglia è stato posizionato in modo tale da corrispondere ai blocchi esterni imposti dal meccanismo di carico usato durante la sperimentazione.

Le forze applicate durante la sperimentazione e i corrispondenti tempi di applicazione sono riportati nella tabella sottostante.

Modello	Metodo di carico (dispositivo di carico)	Movimenti			
		Inv (+) / Ev(-) (Nm) [t di carico o Periodo (s)]	Int Rot (+) / Ext Rot (-) (Nm) [Periodo (s)]	Anterior drawer (+) (N) [t di carico o Periodo (s)]	Pflex (+) / Dflex (-) (Nm) [t di carico o Periodo (s)]
<i>In vivo</i>	Statico (ALD)	+ 2,26 [3]	-	+150 [3]	+7,5 / -7,5 [3]
	Ciclico (ALD)	+ 3,4 / - 3,4 [6]	+ 3,4 / - 3,4 [6]	+150 [6]	+7,5 / -7,5 [12]
	Ciclico (AFT)	+ 2,6 / - 2,6 [6]	+ 2,9 / - 2,9 [6]	+150 [6]	-
<i>In vitro</i>	Statico (ALD)	+ 3,4 [3]	-	+150 [3]	+7,5 / -7,5 [3]
	Ciclico (ALD)	+ 3,4 / - 3,4 [6]	+ 3,4 / - 3,4 [6]	+150 [6]	+7,5 / -7,5 [12]

Tabella 23 - Carichi applicati su ogni modello *in vivo* ed *in vitro* e corrispondente tempo di carico (carichi statici) o periodo (carichi ciclici) per ogni movimento.

Seguendo lo sviluppo del modello e la simulazione, gli output del modello sono stati confrontati con tre tipi di dati sperimentali: 1) la flessibilità articolare della caviglia sperimentale e una vasta gamma di dati di movimento di un soggetto normale, ottenuti usando il dispositivo di collegamento meccanico a sei gradi di libertà presentato nel capitolo 4; 2) i dati cinematici delle articolazioni del retro piede ottenuti dallo studio dello stesso soggetto; e 3) i dati sperimentali cinematici del retro piede integro di un cadavere con due ferite simulate (ATFL sezionato e ATFL + CFL sezionato). Questi dati sono stati ottenuti da test eseguiti sui soggetti su cui il modello era basato. Ogni dato sulla flessibilità, sulla cinematica e sul carico dei legamenti, ottenuti dal modello sono stati confrontati anche con dati presenti in letteratura.

Parametri	Caviglia			Talocrurale			Subtalare		
	intatti	cATFL	cATFL + cCFL	intatti	cATFL	cATFL + cCFL	intatti	cATFL	cATFL + cCFL
$\alpha^\circ$	0,00	0,00	0,00	-2,33	-2,34	-9,15	-8,40	-8,40	-17,79
$\beta^\circ$	8,29	8,30	47,92	5,54	5,54	0,68	-1,68	-1,67	-8,47
$\gamma^\circ$	0,00	0,00	0,00	0,40	-1,67	30,52	-6,20	-6,20	-3,92
$q_1$ mm	3,12	3,13	-5,15	0,55	0,55	-5,33	-0,94	-0,94	0,27
$q_2$ mm	0,70	0,70	-0,64	-1,50	-1,50	5,71	-2,34	-2,34	1,36
$q_3$ mm	0,70	0,70	6,64	1,59	1,59	0,04	2,61	2,61	5,42

Tabella 24 - Effetti della rottura isolata del ATFL (cATFL) e combinata tra ATFL e CFL (cATFL + cCFL) sulla cinematica del retro piede in inversione predetti dal modello *in vivo*.

Parametri	Caviglia			Talocrurale			Subtalare		
	intatti	cATFL	cATFL + cCFL	intatti	cATFL	cATFL + cCFL	intatti	cATFL	cATFL + cCFL
$\alpha^\circ$	0,00	0,00	0,00	-7,73	-1,49	-1,49	3,81	-1,99	-1,99
$\beta^\circ$	0,00	0,00	0,00	-1,19	11,53	11,53	6,33	4,69	4,69
$\gamma^\circ$	0,00	0,00	0,00	1,7	-2,28	-2,28	3,03	-10,63	-10,63
$q_1$ mm	0,42	3,07	3,07	-0,01	0,29	0,29	-4,61	-0,37	-0,37
$q_2$ mm	-6,58	-7,82	-7,75	-0,12	2,08	2,08	2,2	0,02	0,02
$q_3$ mm	6,47	8,28	8,28	-1,53	-7,02	-7,02	-1,18	-2,08	-2,08

Tabella 25 - Effetti della rottura isolata del ATFL (cATFL) e combinata tra ATFL e CFL (cATFL + cCFL) sulla cinematica del retro piede in *anterior drawer* predetti dal modello *in vivo*.

I risultati sperimentali sulla cinematica *in vivo* sono stati inferiori a quelli previsti dal modello. Ciò indica che i tessuti molli circostanti, escludendo i legamenti, possono diminuire della mobilità articolare. I risultati del modello *in vitro* invece comprendono quelli determinati con gli esperimenti cinematici, ma sottostimano la mobilità della caviglia e sovrastimano quella dell'articolazione subtalare.

Parametri	Caviglia			Talocrurale			Subtalare		
	intatti	cATFL	cATFL + cCFL	intatti	cATFL	cATFL + cCFL	intatti	cATFL	cATFL + cCFL
$\alpha^\circ$	0,00	0,00	0,00	-2,12	-2,44	-4,32	13,66	11,8	21,57
$\beta^\circ$	-12,47	-12,2	-41,41	-0,51	0,33	4,25	-1,87	-1,6	-10,64
$\gamma^\circ$	0,00	0,00	0,00	1,3	-0,53	-18,67	0,99	0,19	-0,92
$q_1$ mm	-3,55	-3,95	-0,06	-0,15	0,01	1,72	1,52	2,2	2,07
$q_2$ mm	-0,17	-0,18	0,58	-2,18	-1,74	4,64	4,2	4,77	-0,27
$q_3$ mm	-0,47	-0,51	-2,85	-0,35	-0,83	-0,95	0,63	0,17	1,48

Tabella 26 - Effetti della rottura isolata del ATFL (cATFL) e combinata tra ATFL e CFL (cATFL + cCFL) sulla cinematica del retro piede in inversione predetti dal modello *in vitro*.

Parametri	Caviglia			Talocrurale			Subtalare		
	intatti	cATFL	cATFL + cCFL	intatti	cATFL	cATFL + cCFL	intatti	cATFL	cATFL + cCFL
$\alpha^\circ$	0,00	0,00	0,00	-6,62	-1,23	-1,20	-2,24	0,39	0,98
$\beta^\circ$	0,00	0,00	0,00	-1,02	-4,09	-5,14	3,33	2,24	2,51
$\gamma^\circ$	0,00	0,00	0,00	-0,99	0,86	1,45	0,10	3,60	4,62
$q_1$ mm	2,51	2,36	1,73	1,18	0,73	0,77	-3,72	-2,56	-2,23
$q_2$ mm	-7,77	-7,66	-7,97	-0,14	1,46	1,78	-1,47	1,79	-0,96
$q_3$ mm	-0,28	0,35	0,07	-4,09	-4,92	-5,52	0,72	0,01	0,16

Tabella 27 - Effetti della rottura isolata del ATFL (cATFL) e combinata tra ATFL e CFL (cATFL + cCFL) sulla cinematica del retro piede in *anterior drawer* predetti dal modello *in vitro*.

Simile ai dati sperimentali, i modelli *in vivo* e *in vitro* hanno le proprietà carico-spostamento uguali in tutte le direzioni. Queste proprietà dipendono dal contatto della superficie articolare e dei vincoli dei legamenti. Le analisi di sensibilità fatte sui modelli indicano che i cambiamenti cinematici causati dall'alterazione della geometria dei legamenti erano minori rispetto ai cambiamenti causati dalla rimozione

del legamento laterale, quindi il modello risultava essere sensibile a prevedere i cambiamenti che si verificano durante la rottura del legamento.

Le limitazioni introdotte durante lo sviluppo del modello includono le condizioni al contorno diverse tra il modello e gli esperimenti, l'esclusione della geometria dello strato cartilagineo, la stima del coefficiente di attrito nei contatti articolari, la stima delle proprietà strutturali dei legamenti dell'articolazione subtalare, le proprietà lineari per il legamento collaterale laterale e la generalizzazione della mobilità dei tessuti molli durante gli esperimenti. Nonostante queste limitazioni, la sensibilità dimostrata dal modello nella valutazione cinematica in condizioni di rottura simulata di alcuni legamenti, fanno diventare il modello stesso un possibile strumento diagnostico futuro.

Nel 2008 Imhauser, assieme ad altri colleghi, sviluppò un altro modello ad elementi finiti dell'articolazione della caviglia con l'obiettivo di sviluppare un modello 3D basato su immagini ed utilizzarlo per esplorare l'esistenza di una relazione tra la morfologia e le variazioni meccaniche dell'articolazione della caviglia; e in seguito di utilizzarlo anche per sviluppare trattamenti personalizzati per l'articolazione della caviglia sulla base della morfologia soggetto-specifica.

La morfologia delle ossa, delle superfici articolari e dei legamenti del complesso articolare della caviglia è stata segnalata altamente variabile. Ad esempio, le faccette articolari, anteriore e mediale, dell'articolazione sottoastragalica possono essere distinte o unite in un'unica superficie (Barbaix et al., 2000; Bunning e Barnett, 1965; Gupta et al., 1977); l'inclinazione e le dimensioni del sostentacolo dell'astragalo variano da soggetto a soggetto (Sarrafian, 1983); i legamenti, come il legamento calcaneare (CFL), hanno aree di inserimento variabili e il loro orientamento può variare da verticale a posteriore (Sarrafian, 1983). Queste variazioni morfologiche potrebbero essere una delle cause principali delle grandi variazioni osservate nella meccanica articolare e potrebbero influenzare le meccaniche di lesione legamentosa potendo in parte spiegare perché alcuni individui sono più predisposti all'instabilità cronica della caviglia o dell'articolazione subtalare.

Modelli numerici che incorporano dati morfologici soggetto-specifici forniscono un quadro conveniente per esplorare il rapporto morfologia-meccanica passiva dato che le proprietà materiali e le condizioni di carico e di confine possono essere mantenute

costanti tra i modelli così da isolare e identificare l'apporto della morfologia.

Durante questo studio sono stati sviluppati sei modelli dell'articolazione talocrurale e subtalare sulla base di dati ottenuti attraverso immagini di risonanze magnetiche di sei caviglie sane di cadaveri. La metodologia di rappresentazione delle componenti ossee e legamentose è la stessa utilizzata nello studio precedente.

I legamenti inseriti nei sei modelli sono quelli che compongono il legamento laterale collaterale, ovvero il legamento Talofibulare Anteriore (ATFL) e il legamento Calcaneofibulare (CFL), rappresentati con un singolo elemento, e il legamento Talofibulare Posteriore (PTFL) rappresentato da due elementi; il gruppo dei legamenti mediali, ovvero il legamento Tibiotolare Anteriore (ATTL) raffigurato con un solo elemento, il legamento Tibiocalcaneare (TCL) descritto attraverso due elementi e il legamento Tibiotolare Posteriore profondo (PTTL) raffigurato da quattro elementi; infine i legamenti dell'articolazione subtalare inseriti nel modello sono l'intraosseo (ITCL) rappresentato da dieci elementi e il cervicale (CL) costituito da quattro elementi.

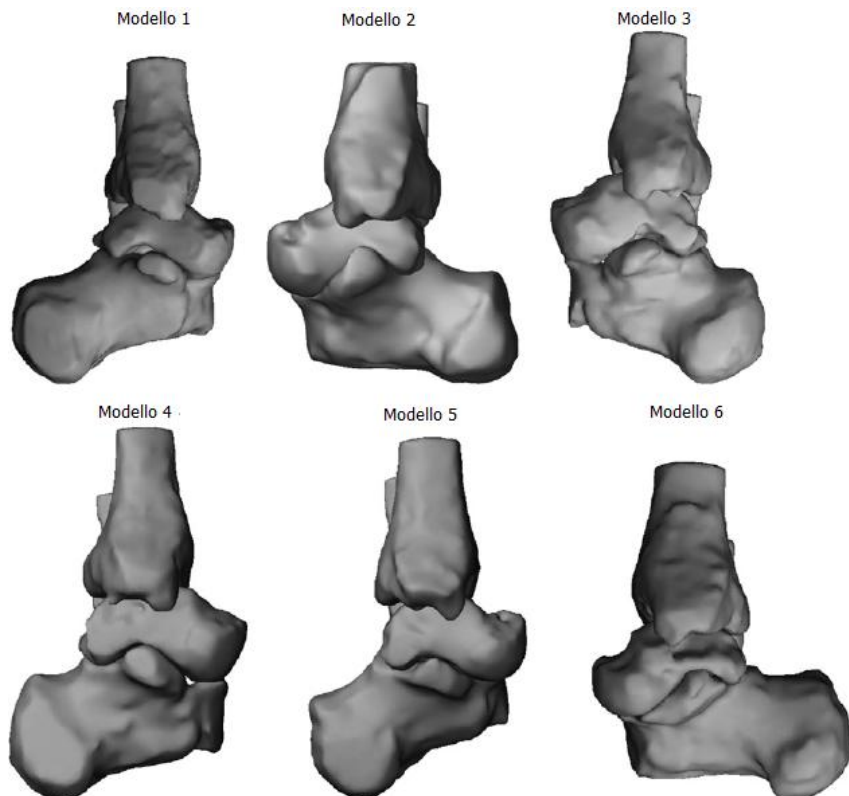


Fig. 5.19 - Vista mediale dei sei modelli in posizione neutrale.

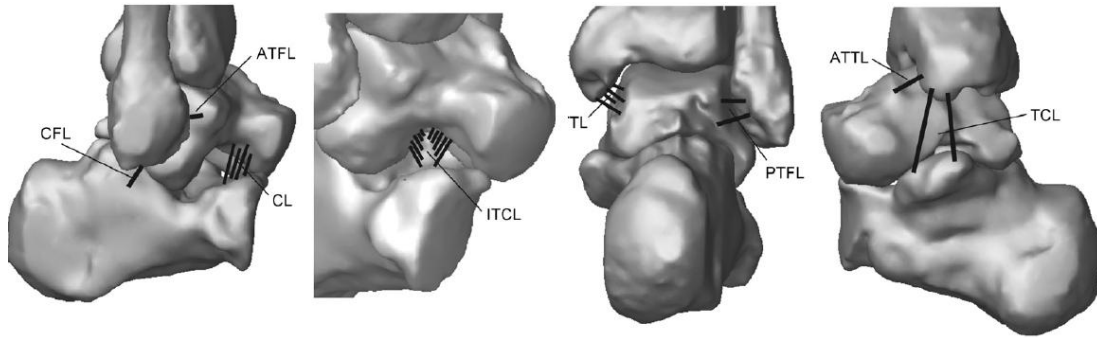


Fig. 5.20 - Rappresentazione dei legamenti inclusi nel modello. Il legamento laterale collaterale è formato dal legamento Talofibulare Anteriore (ATFL), dal legamento Calcaneofibulare (CFL) e dal legamento Talofibulare Posteriore (PTFL). Il gruppo dei legamenti mediali consiste nel legamento Tibiotalare Anteriore (ATTL), il legamento Tibiocalcaneare (TCL) e il legamento Tibiotalare Posteriore profondo (PTTL). I legamenti dell'articolazione subtalare inseriti nel modello sono l'intraosseo (ITCL) e il cervicale (CL).

Tutti i sei modelli sono stati valutati attraverso i dati ottenuti dai test del cassetto anteriore, effettuati applicando una forza crescente da 0 a 150 N, e dell' tilt dell'astragalo con un momento di 3.4 Nm, effettuati *in vitro* sui soggetti ai quali riferiscono i modelli, ed inoltre sono state calcolate le forze e i momenti generati da varie condizioni di carico quali: cassetto anteriore, dorsi/plantaflessione, inversione/eversione e rotazione interna ed esterna. I risultati ottenuti dagli esperimenti *in vitro* e dalla simulazione sono riportati in seguito.

Soggetti	Inversione (°)		Anterior drawer (mm)	
	Modelli	Esperimenti	Modelli	Esperimenti
1	13,4	11,8	6,2	6,6
2	12,8	13,9	4,5	5,7
3	15,0	11,3	8,4	4,8
4	23,2	23,9	10,3	6,5
5	22,0	21,8	8,7	10,1
6	7,7	6,4	7,1	3,3
Media	15,7	14,9	7,5	6,2
Dev. std	5,9	6,7	2,0	2,3

Tabella 28 – Confronto tra i range di mobilità in inversione e in cassetto anteriore dell'articolazione della caviglia simulato dai modelli o ottenuto degli arti sottoposti a sperimentazione *in vitro*. AJC-complesso articolare della caviglia.

Rotazioni dell'articolazione della caviglia (°)								
Plantaflessione	Dorsiflessione		Inversione		Eversione		Rotazione interna	Rotazione esterna
Modello	Esperimento	Modello	Esperimento	Modello	Esperimento	Modello	Esperimento	Modello
<i>Direzione dei momenti applicati</i>								
Plantaflessione								
MEDIA	<b>39.6</b>	<b>40.9</b>		9.0		0.4	0.4	2.4
DEV. STD	11.7	4.3		9.5		4.7	7.6	3.5
Dorsiflessione								
MEDIA		<b>35.3</b>	<b>24.7</b>		0.4		0.5	0.4
DEV. STD		7.0	3.2		4.6		5.0	5.8
Inversione								
MEDIA	26.0	22.4		<b>16.1</b>	<b>16.3</b>			11.0
DEV. STD	6.3	9.1		8.5	3.9			12.5
Eversione								
MEDIA		11.8	17.1			<b>13.2</b>	<b>15.9</b>	
DEV. STD		10.3	13.1			5.8	4.4	
Rotazione interna								
MEDIA	8.1	14.4		5.6	5.9			<b>26.6</b>
DEV. STD	9.7	6.9		5.1	2.8			11.7
Rotazione esterna								
MEDIA	9.8	17.3				8.4	6.3	
DEV. STD	9.4	8.0				6.6	2.7	
								<b>15.0</b>
								<b>22.0</b>
								5.6
								6.0

Tabella 29 – Risultati (media e deviazione standard) dei modelli e delle sperimentazioni *in vitro* dei range di mobilità primari (in grassetto, ovvero l'angolo generato dall'applicazione di un carico lungo la direzione del carico stesso) e accoppiati (ovvero l'angolo generato dall'applicazione di un carico lungo direzioni diverse da quella di applicazione del carico).

	AJC		AJ		STJ	
	Modello	Esperimento	Modello	Esperimento	Modello	Esperimento
Plantaflessione (°)						
MEDIA	39.6	40.9	26.9	32.7	10.6	9.0
DEV. STD	11.7	4.3	7.9	3.8	7.1	4.1
Dorsiflessione(°)						
MEDIA	35.3	24.7	27.4	19.7	6.5	5.4
DEV. STD	7.0	3.2	4.2	4.0	4.9	3.2
Inversione (°)						
MEDIA	16.1	16.3	4.8	4.6	12.8	15.0
DEV. STD	8.5	3.9	5.9	4.9	7.9	5.7
Eversione (°)						
MEDIA	13.2	15.9	4.7	6.3	9.8	8.5
DEV. STD	5.8	4.4	1.8	4.4	5.1	3.4
Rotazione interna (°)						
MEDIA	26.6	29.8	7.0	14.3	20.7	15.6
DEV. STD	11.7	7.6	4.7	3.7	12.4	6.6
Rotazione esterna						
MEDIA	15.0	22.0	5.1	12.2	10.5	10.2
DEV. STD	5.6	6.0	4.6	3.7	7.1	5.4

Tabella 30 – Risultati (media e deviazione standard) dei modelli e delle sperimentazioni *in vitro* dei range di mobilità delle articolazioni talocrurale (AJ) e subtalare (STJ) in corrispondenza del range del complesso articolare della caviglia (AJC).

I valori del range di mobilità trovati attraverso i modelli sono risultati molto simili a quelli *in vitro* (Tabella 29), ed essendo tutti i sei modelli caratterizzati dalle stesse proprietà materiali, sottoposti agli stessi carichi nelle medesime posizioni, questo stà

ad indicare che le variazioni della risposta meccanica dei sei soggetti, notate *in vitro*, sono dovute alle grandi differenze morfologiche delle sei caviglie.

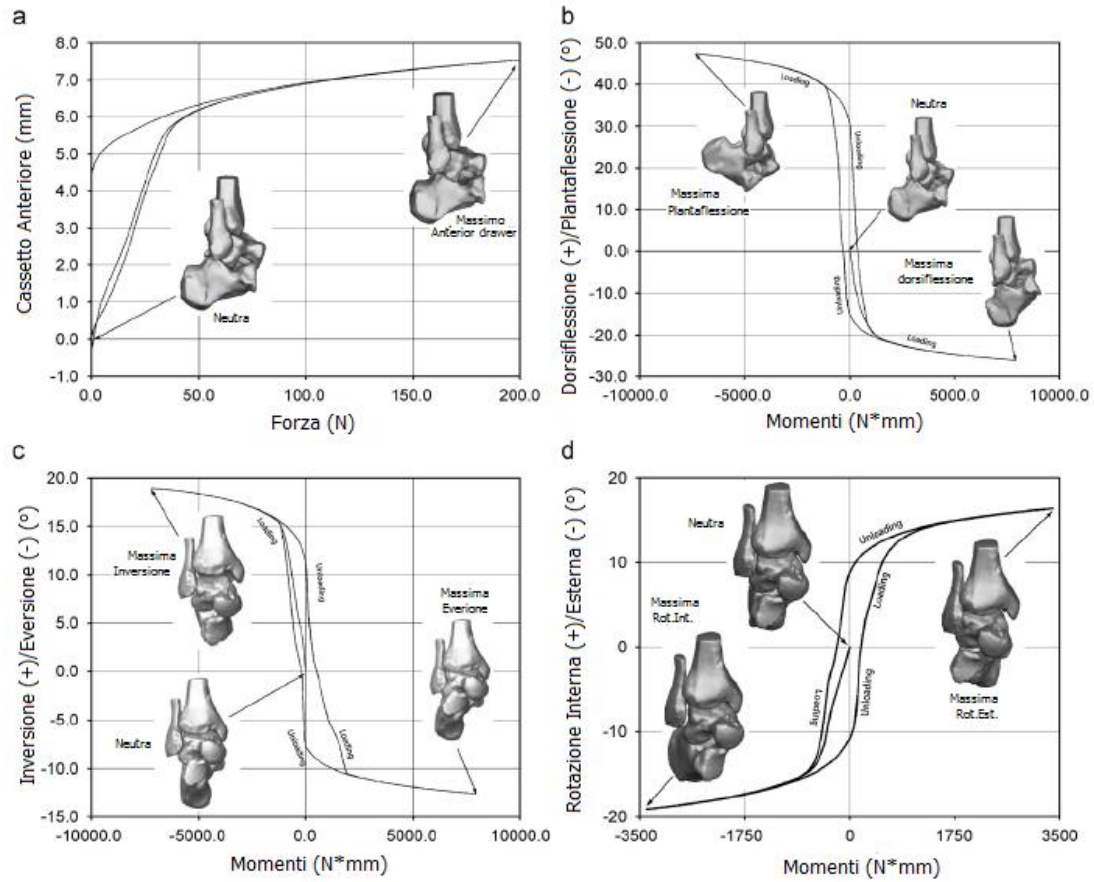


Fig. 5.21 - Caratteristiche di Carico - Spostamento del complesso della caviglia in diverse condizioni di carico: (a) Cassetto Anteriore; (b) Dorsi/Plantaflessione; (c) Inversione/Eversione; (d) Rotazione Interna/Esterna.



## CONCLUSIONE

Lo scopo di questo studio era quello di valutare la biomeccanica e la cinematica dell'articolazione della caviglia; inizialmente, dopo aver brevemente introdotto l'anatomia del piede, descrivendo le componenti ossee, legamentose e muscolo-tendinee che lo compongono, ci si è concentrati sulla zona del retro piede e sulle articolazioni talocrurale e subtlare che formano il complesso articolare della caviglia. La descrizione della morfometria ossea, legamentosa e muscolo-tendinea di queste due giunzioni, ha determinato quanto variabile essa possa essere da soggetto a soggetto.

Dopo aver studiato la cinematica dell'articolazione, dapprima introducendo il concetto di *ciclo di gait*, poi descrivendo i movimenti che il piede può compiere durante un passo o liberamente e il ruolo dei legamenti in queste situazioni, si è descritta la dinamica della caviglia determinando quali momenti vengano applicati alla caviglia da parte delle componenti muscolo-tendinee e quali forze vengano scaricate sul piede attraverso le componenti ossee dell'articolazione; da queste descrizioni cinematiche e dinamiche si è riscontrato quanto questa la variabilità anatomica influisca sul ruolo dell'articolazione, ovvero sul controllo e limitazione della mobilità del piede stesso e la stabilità dell'intera giunzione; anche il sopraggiungere di lesioni ai legamenti può compromettere la stabilità articolare e possono avvenire anche per motivi strutturali della caviglia.

Queste lesioni sono state specificate nel capitolo quattro, in cui si sono introdotti alcuni metodi diagnostici e test meccanici per la valutazione della stabilità articolare. Questi test oltre che per determinare il grado di instabilità della caviglia vengono usati anche per la progettazione di modelli numerici ad elementi finiti utilizzati sia per scopi puramente teorici, ovvero determinare alcune delle proprietà dell'articolazione impossibili da determinare *in vivo* o *in vitro*, sia nella progettazione di apparecchi protesici sempre più simili al vero.

Il quinto capitolo tratta la progettazione di modelli matematici ad elementi finiti dell'articolazione della caviglia in particolare i metodi utilizzati in vari studi per determinare la zona di inserimento dei legamenti coinvolti nel funzionamento articolare e la loro struttura. Questi studi hanno dimostrato che non si è ancora giunti

ad una rappresentazione perfetta delle componenti legamentose della caviglia, ma che comunque le tecniche realizzate hanno portato a risultati riguardanti la cinematica e la dinamica dell'articolazione molto simili alla realtà.

## Bibliografia

### Articoli

Anderson, F.C., Pandy, M.G. A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Computer Methods in Biomechanical and Biomedical Engineering*, vol. 2, pp. 201-231, 1999.

AP Boss B Hintermann, "Anatomical Study of the Medial Ankle Ligament Complex," *Foot Ankle Int*, vol. 23, pp. 547-553, 2002.

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

Bahr F Pena, J Shine, WD Lew, C Lindquist, S Tyrdal, L Engebretsen, "Mechanics of the anterior drawer and talar tilt tests: A cadaveric study of lateral ligament injuries of the ankle", 1997, *Acta Orthop Scand*, vol. 68, pp. 435-441.

Bandak, F.A., Tannous, R.E., Toridis T., "On the development of an osseoligamentous finite element model of the human ankle joint", 2001, *International Journal of Solids and Structures* 38 1681±1697.

Barbaix, E., Van Roy, P., Clarys, J.P., "Variations of anatomical elements contributing to subtalar joint stability: intrinsic risk factors for post-traumatic lateral instability of the ankle?", 2000, *Ergonomics* 43,1718–1725.

Barnett, C. and J. Napier, "The Axis of Rotation at the Ankle Joint in Man, its influence Upon the Form of the Talus and Mobility of the Fibula". *Journal of Anatomy*, 1952(86): p. 1-9.

Beillas P, Begeman PC, Yang KH, King AI, Arnoux P, Kang H, Kayvantash K, Brunet C, Cavallero C, and Prasad P, "Lower Limb: Advanced FE model and new experimental data" (2001). *STAPP Car Crash Journal*, Vol. 45, November 2001. Paper no. 2001-22-0022, pp. 469-494.

Brand, R.L., Collins, M.D. and Templeton, T., “Surgical repair of ruptured lateral ankle ligaments”, 1981, *Am J Sports Med*, 9(1): p. 40-4.

Buchanan, T. S., D. G. Lloyd, K. Manal, and T. F. Besier, “Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command”, *J. Appl. Biomech.* 20:367–395, 2004.

Bunning, P.S., Barnett, C.H., “A Comparison of adult and fetal talocalcaneal articulations”, 1965, *Journal of Anatomy* 99, 71–76.

Calderale, P.M., et al.,” Biomechanical Design of the Total Ankle Prosthesis”, 1983, *Engineering in Medicine*, 12(2): p. 69-80.

Cawley P W, France E P., “Biomechanics of the lateral ligaments of the ankle: An evaluation of the effects of axial load and single plane motions on ligament strain patterns”. 1991, *Foot Ankle* ; 12: 92-9.

Chen J, “An Investigation on the Three Dimensional Mechanical Characteristics of the Ankle and Subtalar Joints”, 1989, in *Mechanical Engineering and Mechanics*. Philadelphia: Drexel University, pp. 131.

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

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

Crowell, H.P., “III: Three Dimensional Finite Element Analysis of an Ankle Prosthesis”, 1991, *Innovative Technological Biological Medicine*, 12: p. 2-12.

Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, pp. 1940-1950, 2007.

DiGioia, A.M. "A Structural Model of the Ankle: an Examination of Normal Joint Mechanics", 1992, in 38th Annual Meeting, Orthopedic Research Society. February 17-20, Washington, D.C. p. 263.

Figen Taser, Qaiser Shafiq, Nabil A. Ebraheim, "Anatomy of lateral ankle ligaments and their relationship to bony landmarks", *Surg Radiol Anat* (2006) 28: 391–397.

Freeman, M.A., "Treatment of ruptures of the lateral ligament of the ankle", 1965, *Bone Joint Surg Br.*, 47(4): p. 661-8.

Fung Y.C., *Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues*. New York: Springer-Verlag, 1993.

Fujii, T., Luo, Z.-P., Kitaoka, H.B., et al., "The manual stress test may not be sufficient to differentiate ankle ligament injuries", 2000, *Clinical Biomechanics*, 15(8): p. 619-623.

Funder, V., Jorgensen, J.P., Andersen, A., et al., Ruptures of the lateral ligaments of the ankle. Clinical diagnosis. *Acta Orthop Scand*, 1982. 53(6): p. 997-1000.

Gefen A., "Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release", 2002, *J Biomech*; 35(5): 629-37.

Giddings, V.L., et al., "Calcaneal Loading During Walking and Running", 2000, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(2): p. 627-634.

Goh, J.C.H., et al., "Biomechanical Study on the Load-Bearing Characteristics of the Fibula and the Effects of Fibular Resection", 1992, *Clinical Orthopedics and Related Research*, p. 223-228.

Golano', Jordi Vega, Peter A. J. de Leeuw, Francesc Malagelada, M. Cristina Manzanares, Victor Götzens, C. Niek van Dijk, "Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay", Accepted: 16 February 2010, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*

Grood, E.S., Suntay, W.J., "A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee", 1983, *Journal of Biomechanical Engineering* 105, 136–144.

Gupta, S.C., Gupta, C.D., Arora, A.K., “Pattern of talar articular facets in Indian calcanei”, 1977, *Journal of Anatomy* 124, 651–655.

Hansen A. H., Dudley S. Childress, Steve C. Miff, Steven A. Gard, Kent P. Mesplay, “The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses”, 2004, *Journal of Biomechanics* 37 (2004) 1467–1474.

Hayes A., Tochigi Y., Saltzman C.L., “Ankle morphometry on 3DCT images”, 2006, *Iowa Orthopaedic Journal* 26, 1-4.

Heintz Sofia, Gutierrez-Farewik Elena M., “Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach”, 2006, *Gait & Posture* 26 (2007) 279–288.

Hicks, J.H., “The Mechanics of Foot.”, 1953, *The Joints. Journal of Anatomy*.

Hintermann, A Boss, D Schafer, “Arthroscopic Findings in Patients with Chronic Ankle Instability”, 2002, *Am J Sports Med*, vol. 30, pp. 402-409.

Hof A, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma J. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait Posture* 2002;16:78–86.

Hof A, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma J. Detection of nonstandard EMG profiles in walking. *Gait Posture* 2005;21:171–7.

Imhauser Carl W., Siegler Sorin, Udupab Jayaram K., Toya Jason R., “Subject-specific models of the hindfoot reveal a relationship between morphology and passive mechanical properties”, 2008, *Journal of Biomechanics*.

Inman, V.T., “The Joints of the Ankle”, 1976, Baltimore: Williams & Wilkins.

Junitha M. Michaela, Ashkahn Golshania, Shawn Gargaca, Tarun Goswamia,” Biomechanics of the ankle joint and clinical outcomes of total ankle replacement”, Accepted 22 January 2008, journal of the mechanical behavior of biomedical materials.

Kamiya Tomoaki, MD, Hideji Kura, MD, PhD, Daisuke Suzuki, PhD, Eiichi Uchiyama, MD, PhD, Mineko Fujimiya, MD, PhD, and Toshihiko

Yamashita,MD, PhD, “Mechanical Stability of the Subtalar Joint After Lateral Ligament Sectioning and Ankle Brace Application. A Biomechanical Experimental Study”, 2009, The American Journal of Sports Medicine.

Keith Moore and Arthur Dalley, *Clinically Oriented Anatomy*, 4th Edition, Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia, 1999, p. 640.

Kerkhoffs, G.M.M.J., Blankevoort, L., Schreurs, A.W., et al., “An instrumented, dynamic test for anterior laxity of the ankle joint complex”, 2002, Journal of Biomechanics,. 35(12): p. 1665-1670.

Kirstukas S J, Lewis J L, Erdman A G. , “Instrumented spatial linkages for anatomical joint motion measurement -Part1 Design”, 1992, J Biomech Eng 1992a; 114: 92-100.

Kirstukas S J, Lewis J L, Erdman A G. , “Instrumented spatial linkages for anatomical joint motion measurement -Part2 Calibration”, 1992, J Biomech Eng 1992b; 114 101-10.

Kjaersgaard-Andersen P Frich LH, Madsen F, Helmig P, Sogard P, Sojbjerg JO, “Instability of the Hindfoot After Lesion of the Lateral Ankle Ligaments: Investigations of the Anterior Drawer and Adduction Maneuvers in Autopsy Specimens”, 1991, Clinical Orthop Rel Res, vol. 266, pp. 170-179.

Kong, R Cassumbhoy and RM Subramaniam, “Magnetic resonance imaging of ankle tendons and ligaments: Part I – Anatomy”, 2007, Australasian Radiology.

Jacob, Shanti Patil, K.M. Brank, L.H. and Huson, A., Department of Applied Mechanics, Indian Institute of Technology, Madras, India and Department of Fundamentals of Mechanical Engineering, Eindhoven University of Technology, Eindhoven, The Netherland, “stresses in a 3d two arch model of a normal human foot”, 1996, Mechanics Research Communications, vol. 23, No. 4, pp. 387-393.

Lambert, Kenneth L. “The Weight-Bearing Function of the Fibula: a strain gauge study”, 1971, The journal of bone & joint surgery.

Leardini, F Catani, S Giannini, "A geometric model of the human ankle joint," *J Biomech*, vol. 32, pp. 585-591, 1999.

Ledoux, William; Camacho, Daniel; Ching, Randal and Sangeorzan, Bruce; "The Development and Validation of a Computational Foot and Ankle Model" , 2000, Proceedings of the 22"d Annual EMBS International Conference, July 23-28, 2000, Chicago IL.

Lewis J L, Lew W D, Schmidt J. "A note on the application and evaluation of the buckle transducer for knee ligament force measurement", 1982, *J Biomech Eng* ; 104: 125-8.

Lewis, G. and G.E. Austin, "A Finite Element Analysis Study of Static Stresses in a Biomaterial Implant", 1994, *Innovations and Technology in Biology and Medicine*, 15(5): p. 634-644.

Lowne R W, Owen C, Wallace W A, Ellis J, Taylor A, Manning P and McMaster J , "Research Project on Lower Limb Injury – Final Report", 2001, TRL Project Report.

Lundberg, A., et al., "Kinematics of the Ankle/Foot Complex-Part1: Plantarflexion and Dorsiflexion", 1989, *Foot & Ankle*, . 9(4): p. 194-200.

Mabit, C., Boncoeur-Martel, M.P., Chaudruc, J.M., et al., "Anatomic and MRI Study of the Subtalar Ligamentous Support", 1997, *Surgical Radiologic Anatomy*, p. 111-117.

Martin, D.E., Kaplan, P.A., Kahler, D.M., et al., "Retrospective evaluation of graded stress examination of the ankle", 1996, *Clin Orthop*: p. 165-70.

Mary M. Rodgers, "Dynamic Biomechanics of the Normal Foot and Ankle During Walking and Running", 1988, *Physical Therapy* volume 68 numero 12 dicembre 1988.

McMaster J, Parry M, Wallace, A, Wheeler L, Owen C, Lowne R, Oakley C, Roberts A, "Biomechanics of ankle and hindfoot injuries in dynamic axial loading", 2000, *44th STAPP Car Crash Journal*, pp357-377.

Meyer, J.M., Garcia, J., Hoffmeyer, P., et al., "The subtalar sprain. A roentgenographic study", 1988, Clin Orthop, (226): p. 169-73.

Milner, C.E., and Soames, R.W., "The Medial collateral Ligaments of Human Ankle Joint: Anaomical Variation", 1988, Foot and Ankle Int.

Neale, Thomas, Bateman, Hynd, "A Finite Element Modelling Investigation of Lower Leg Injuries", 2007, TRL Limited United Kingdom Paper Number 07-0077.

Oonishi, H., "Cementless Alumina Ceramic Artificial Ankle Joint", 1984, Biomaterials and Biomechanics, P. Ducheyne, Editor., Elsevier Science Publishers B. V.: Amsterdam. p. 85-90.

Owen C, Lowne R and McMaster J., "Requirements for the evaluation of the risk of injury to the ankle in car impact tests", 2001, 17<sup>th</sup> International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, June 4-7, Amsterdam, Netherlands.

Peetrons, MD, Viviane Creteur, MD, Christian Bacq, MD, "Sonography of Ankle Ligaments", accepted 29 July 2004, Journal of Clinical Ultrasound.

Rasmussen, O., Kromann - Andersen, C., and Boe, S., "Deltoid Ligament", 1983, Acta Orthop Scand, 54:36-44.

Rijke, A.M., Jones, B. and Vierhout, P.A., "Stress examination of traumatized lateral ligaments of the ankle", 1986, Clin Orthop, (210): p. 143-51.

Rijke, A.M. and Vierhout, P.A., Graded stress radiography in acute injury to the lateral ligaments of the ankle. Acta Radiol, 1990. 31(2): p. 151-5.

Ringleb, S.I., S. Siegler, and Drexel University, "A three dimensional stress MRI technique to quantify the mechanical properties of the ankle and subtalar joint: application to the diagnosis of ligament injuries", 2003, College of Engineering., Drexel University.

Roeland P. Kleipool, Leendert Blankevoort, "The relation between geometry and function of the ankle joint complex: a biomechanical review", Accepted: 10 February 2010, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.

Rosenbaum HP, Becher, HJ, Wilke, LE, Claes, “Tenodeses destroy the kinematic coupling of the ankle joint complex: A Three-Dimensional In Vitro Analysis of Joint Movement”, January 1998. J Bone Joint Surg, vol. 80-B, pp. 162-168.

Sarrafian, S.K., “Anatomy of the foot and ankle : Descriptive, Topographic, Functional”, 1983, 1<sup>st</sup> ed; 1993, 2<sup>nd</sup> ed. , Philadelphia: Lippincott. xvii, p. 616.

Savastano, A.A. and Lowe, E.B., Jr., “Ankle sprains: surgical treatment for recurrent sprains. Report of 10 patients treated with the Chrisman-Snook modification of the Elmslie procedure”, 1980, Am J Sports Med, . 8(3): p. 208.

Schweitzer M, van Leersum M, Ehrlich S, Wapner K., “Fluid in normal and abnormal ankle joints: amount and distribution as seen on MR images”, 1994, AJR ; 162: 111–14.

Shepherd, D.E., Seedhom, B.B., “Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb”, 1999. Annals of the Rheumatic Diseases 58 (1), 27–34.

Seireg A. and Arvikar R.J., “The prediction of muscular load and joint forces in the lower extremities during walking”1975, J. Biomech. 8, 89.

Siegler S, Block J, Schneck CD, “The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint”, 1988. Foot Ankle 8:234-242.

Siegler, S., Lapointe, S., Nobilini, R., et al., “A six-degrees-of-freedom instrumented linkage for measuring the flexibility characteristics of the ankle joint complex”, 1996. J Biomech, . 29(7): p. 943-7.

Siegler, J.K. Udupab, S.I. Ringleba, C.W. Imhausera, B.B.E. Hirsche, D. Odhner, P.K. Saha, E. Okereke, N. Roach, “Mechanics of the ankle and subtalar joints revealed through a 3D quasi-static stress MRI technique”, Accepted 31 March 2004. Journal of Biomechanics.

States, J.D., “Adult occupant injuries of the lower limb”, 1986, Biomechanics and Medical Aspects of Lower Limb Injuries.pp. 97±107.

Stauffer N. R., et al. “Force and Motion Analysis of the Normal, Diseased, and Prosthetic Ankle Joint”, 1977, Clinical Orthopedics and Related Research.

Stiehl, J.B. and V.T. Inman, "Inman's joints of the ankle", 1991, 2nd ed. , Baltimore: Williams & Wilkins. xvi, 155 p.1-84.

Stiell, I.G., McKnight, R.D., Greenberg, G.H., et al.," Interobserver agreement in the examination of acute ankle injury patients", 1992, Am J Emerg Med, 10(1): p. 14-7.

Stormont BF Morrey, K-N An, JR Cass,"Stability of the loaded ankle. Relation between articular restraint and primary and secondary restraint",1985, Am J Sports Med, vol. 13, pp. 295-300.

Taillard W, Meyer JM, Garcia J, Blanc Y., "The sinus tarsi syndrome", 1981, Int. Orthop.;5:117-130.

Takahashi Y, Kikuchi Y, Mori F and Konosu A. "Advanced FE lower limb model for pedestrians", 2003, 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Nagoya, Japan, May 2003. Paper no. 218.

Takahashi Y, Kikuchi, Y, Konosu A, Ishikawa, "Development and Validation of the Finite Element Model for the Human Lower Limb of Pedestrians", 2000, STAPP Car Crash Journal, Vol. 44.

Takebe, K., "Role of the Fibula in Weight-Bearing",1984, Clinical Orthopedics and Related Research, 1984. 189: p. 289-292.

Thomas S. Buchanan, David G. Lloyd, Kurt Manal, And Thor F. Besier, "Estimation of Muscle Forces and Joint Moments Using a Forward-Inverse Dynamics Model", 2005, Medicine & Science in Sports & Exercise.

Thomas, P.T., Bradford, M., Charles, J., Fay, P.," Lower extremity injuries and their causation in car crashes: real-world accident data collection", 1995, Proceeding of the Pelvic and Lower Extremity Injury conference. pp. 15±24.

Tohyama BD Beynnon, PA Renstrom, MJ Theis, BC Fleming, MH Pope, "Biomechanical Analysis of the Ankle Anterior Drawer Test for Anterior Talofibular Ligament Injuries," 1995, J Orthop Res, vol. 13, pp. 69-614.

Uchiyama E, Suzuki D, Kura H, Yamashita T, Murakami G., "Distal fibular length needed for ankle stability", 2006, Foot Ankle Int;27:185-189.

Udupa, J.K., et al. “3DVIEWNIX: An Open Transportable, Multidimensional, Multiparametric Imaging Software System”, 1994, in Proceedings of SPIE.

Under, V., Jorgensen, J.P., Andersen, A., et al., “Ruptures of the lateral ligaments of the ankle”, 1982, Clinical diagnosis. Acta Orthop Scand, . 53(6): p.997-1000.

Untaroiu C, Darvish K, Crandall J, Deng B, and Wang J.T , “Characterisation of the Lower Limb Soft Tissues in Pedestrians Finite Element Models”, 2005, 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Nagoya, Japan, May 2003, paper number 05-0250.

Van Bergeyk, A.B., Younger, A. and Carson, B.,” CT analysis of hindfoot alignment in chronic lateral ankle instability”, Foot Ankle Int, 2002. 23(1): p.37-42.

Van den Bekerom MPJ, Raven EEJ, “The distal fascicle of the anterior inferior tibiofibular ligament as a cause of tibiotalar impingement syndrome: a current concepts review”, 2007, Knee Surg Sports Traumatol Arthosc 15:465–471.

Van Dijk, C.N., Lim, L.S.L., Bossuyt, P.M.M., et al.,” Physical Examination is Sufficient for the Diagnosis of Sprained Ankles”, 1996, The Journal of Bone and Joint Surgery (UK), 78-B(6): p. 958-962.

Wang, Q., et al., “Fibula and Its Ligaments in Load Transmission and Ankle Joint Stability”, 1996, Clinical Orthopedics and Related Research, p. 223-228.

Wen-Ming Chen, Taeyong Lee, Peter Vee-Sin Lee, Jin Woo Lee, Sung-Jae Lee, “Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue—A preliminary three-dimensional finite element analysis”, 2010, Medical Engineering & Physics 32 324–331.

Wheeler L, Manning P, Owen C et al, “Biofidelity of dummy legs for use in legislative crash testing”, 2000, IMechE Safety 2000 Conference Transactions 2000, pp 183-198.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D’Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., “ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the

reporting of human joint motion—Part I: ankle, hip, and spine international society of biomechanics”, 2002, Journal of Biomech 35.

Yamada H, “Strength of Biological Materials. T ”, 1970, he Williams & Wilkins Company Baltimore, edited by Evans G.

Z-P Luo HB Kitaoka, H-C Hsu, H Kura,-N An, “Physiological Elongation of Ligamentous Complex Surrounding the Hindfoot Joints: In Vitro Biomechanical Study”, 1997, Foot and Ankle Int, vol. 18, pp. 277-283.

## **Tesi**

Imhauser, C.W., “The Development and Evaluation of a 3-Dimensional, Image-Based, Patient-Specific, Dynamic Model of the Hindfoot”, 2004, PubMed.

Jason Robert Toy, “Subject Specific Models of the Hindfoot Reveal a Relationship between Morphology and Passive Mechanical Properties”, 2009, Science Direct.

Karol Galik, “The effect of design variations on stresses in total ankle arthroplasty”, 2002, [http://challenger.library.pitt.edu/EDT/available/etd-04192002\\_020009/unrestricted/PhDThesis\\_Black\\_White.pdf](http://challenger.library.pitt.edu/EDT/available/etd-04192002_020009/unrestricted/PhDThesis_Black_White.pdf).

Stacie Irene Ringleb, “A Three-Dimensional Stress MRI Technique to Quantify the Mechanical Properties of the Ankle and Subtalar Joint – Application to the Diagnosis of Ligament Injuries”, July 2003, [http://dspace.library.drexel.edu/retrieve/811/ringleb\\_thesis.pdf](http://dspace.library.drexel.edu/retrieve/811/ringleb_thesis.pdf).

Trentin Sara, “Caratterizzazione biomeccanica dei tendini e dei legamenti del piede”, Anno Accademico 2009/2010, [http://tesi.cab.unipd.it/22574/1/TESI\\_STAMPA.pdf](http://tesi.cab.unipd.it/22574/1/TESI_STAMPA.pdf).

### **Siti Internet**

Caviglia e Trauma, <http://www.chinesiologiaglobale.it/Articoli/Caviglia-e-trauma.pdf>.

Dottor Alessandro di Caprio, “Caviglia”, [http://www.piedeginocchio.com/patologie/piede-caviglia-ginocchio/ Caviglia/119](http://www.piedeginocchio.com/patologie/piede-caviglia-ginocchio/Caviglia/119).

Kinetics: force and moment of force, <http://www3.uta.edu/faculty/ricard/Grad%20Biomech/Link%20Segment/Winter%20Ch4%20Joint%20Reaction%20Forces.pdf>.

Muscoli del piede, [http://www.ilguerriero.it/codinopreatle/anatomia/muscoliarto\\_inferiore.htm.10](http://www.ilguerriero.it/codinopreatle/anatomia/muscoliarto_inferiore.htm.10)

Ledoux, W.R., et al., “Finite Element Foot Modeling”, [www.truegrid.com/gallery/show\\_foot.html](http://www.truegrid.com/gallery/show_foot.html).

Tsrm M. Battista, “rx caviglia”, [www.tsrmfoggia.org/%20CAVIGLIA.pdf](http://www.tsrmfoggia.org/%20CAVIGLIA.pdf).

## **Ringraziamenti**

Desidero innanzitutto ringraziare il Ch.mo Professor Arturo Natali, del Dipartimento di Costruzioni e Trasporti presso l'Università degli Studi di Padova, per la fiducia dimostratami nell'avermi assegnato un lavoro di tesi così importante e interessante.

Ringrazio sentitamente il mio correlatore, Ing. Antonella Forestiero, per avermi seguito durante questi tre mesi di lavoro con consigli e confronti che mi hanno aiutato ad intraprendere, ogni volta, le scelte più appropriate.

Colgo anche l'occasione per ringraziare la mia famiglia per avermi permesso di compiere in piena tranquillità questi tre anni di studio, per non avermi mai fatto mancare niente e per il loro continuo supporto.

Infine ringrazio tutti i miei amici, quelli che ormai mi sopportano da una vita senza mai lamentarsi, e quelli incontrati all'università che hanno reso questi tre anni indimenticabili.