

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA



FACOLTA' DI INGEGNERIA

**ANALISI MORFOMETRICA E  
BIOMECCANICA DELLE  
COMPONENTI TENDINEE E  
MUSCOLARI DEL PIEDE**

Relatore: Ch.mo Prof. ARTURO N. NATALI

Correlatore: Ing. ANTONELLA FORESTIERO

Laureando: FEDERICO VICENZI

**Corso di laurea triennale in Ingegneria Biomedica**

Anno Accademico 2010/2011



# Indice

<b>INDICE.....</b>	<b>3</b>
<b>INTRODUZIONE.....</b>	<b>5</b>
<b>CAPITOLO 1: ANALISI MORFOMETRICA DEL PIEDE.....</b>	<b>7</b>
1.1 La componente ossea.....	7
1.1.1 Tibia e perone (o fibula).....	7
1.1.2 Le ossa del piede.....	9
1.1.2.1 Il tarso.....	10
1.1.2.2 Il metatarso.....	12
1.1.2.3 Le falangi.....	13
1.2 La componente legamentosa e le articolazioni.....	13
1.2.1 Articolazione tra tibia e perone.....	14
1.2.2 Articolazione tibio-tarsica.....	15
1.2.3 Articolazione tra astragalo, calcagno e scafoide.....	16
1.2.4 Articolazioni tra il tarso e i metatarsi.....	17
1.2.5 Anticolazioni metatarso-falangee ed interfalangee.....	18
1.3 La componente tendinea e muscolare.....	19
1.3.1 Fascia profonda della gamba e del piede.....	21
1.3.2 Muscoli anteriori della gamba.....	22
1.3.3 Muscoli laterali della gamba.....	25
1.3.4 Muscoli posteriori.....	26
1.3.4.1 Muscoli dello strato superficiale.....	27
1.3.4.2 Muscoli dello strato profondo.....	31
1.3.5 Muscoli plantari.....	34
1.3.5.1 Muscoli dorsali.....	35
1.3.5.2 Muscoli plantari del primo strato.....	36
1.3.5.3 Muscoli dorsali del secondo strato.....	37
1.3.5.4 Muscoli plantari del terzo strato.....	39
1.3.5.5 Muscoli plantari del quarto strato.....	40
 <b>CAPITOLO 2: ANALISI ISTOLOGICA E BIOMECCANICA DEL TESSUTO MUSCOLARE E TENDINEO.....</b>	 <b>43</b>
2.1 Analisi istologica del tessuto muscolare.....	43
2.1.1 Tessuto muscolare striato scheletrico.....	43
2.1.2 La contrazione muscolare.....	46
2.1.3 Meccanica della contrazione muscolare.....	48

2.2 Analisi istologica del tessuto tendineo.....	52
2.2.1 La matrice extracellulare.....	55
2.2.1.1 Gli eteropolisaccaridi.....	55
2.2.1.2 Le proteine fibrose.....	56
2.2.2 Giunzione miotendinea ed osteotendinea.....	57
2.2.3 Proprietà meccaniche del tessuto tendineo.....	60
2.2.4 Prove sperimentali sui tendini del piede.....	62
2.2.5 Prove sul tendine del muscolo tibiale anteriore.....	66
2.2.5.1 Confronto e analisi dei dati.....	74
2.2.6 Prove sul tendine d’Achille.....	76
2.2.7.1 Confronto e analisi dei dati.....	79
2.2.7 Confronto delle caratteristiche dei tendini del piede.....	81
<b>CAPITOLO 3: ANALISI BIOMECCANICA DEI TENDINI E DEI MUSCOLI DELLA GAMBA.....</b>	<b>85</b>
3.1 Analisi biomeccanica in condizioni statiche.....	85
3.1.1 Valutazione dell’attività muscolare nel mantenimento della..... posizione eretta.....	94
3.2 Analisi biomeccanica in condizioni dinamiche.....	101
3.2.1 Valutazione dell’attività muscolare in condizioni dinamiche.....	109
3.3 Valutazione delle forze muscolari.....	123
<b>CAPITOLO 4: MODELLI NUMERICI PER LE COMPONENTI TENDINEE E MUSCOLARI DEL PIEDE.....</b>	<b>135</b>
4.1 Modelli numerici rappresentativi di condizioni statiche.....	136
4.2 Modelli numerici rappresentativi di condizioni dinamiche.....	143
<b>CONCLUSIONE.....</b>	<b>157</b>
<b>BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>159</b>

## Introduzione

Il piede è una struttura molto complessa ed il suo ruolo risulta fondamentale nel permettere il mantenimento della posizione eretta, il sostegno del peso corporeo e il movimento. La sua notevole complessità deriva dal fatto che presenta numerose strutture, ossee, tendinee, muscolari, legamentose, che interagendo permettono, nel complesso, l'adempimento ottimale di svariate funzioni. Basti pensare che il piede sopporta la totalità del peso corporeo adattandosi, inoltre, a tutte le superfici di appoggio, permettendo la deambulazione, la corsa, etc. E' quindi necessaria una panoramica dal punto di vista anatomico per venire a conoscenza di tutte le strutture presenti all'interno del piede concentrando l'attenzione sulle componenti muscolari e tendinee della gamba dal momento che, anche i muscoli non propriamente del piede come i muscoli pretibiali e perimalleolari presentano uno o più agganci in esso e svolgono un'attività notevole sia durante la camminata sia durante la stasi eretta. Successivamente, si è approfondita la struttura istologica sia del tessuto muscolare che del tessuto tendineo in modo da venire a conoscenza della loro particolare composizione. Il comportamento meccanico, per quanto riguarda i tendini, è stato analizzato confrontando alcune prove sperimentali effettuate sulle strutture stesse in modo da evidenziarne le differenze, la dipendenza da alcuni parametri e stabilirne le principali proprietà. Si sono analizzati, in seguito, gli schemi di attivazione muscolare durante la posizione eretta e durante la camminata per stabilire quali strutture giocassero un ruolo prevalente nello svolgere le due attività confrontando una serie di rilevazioni elettromiografiche. Per determinare quantitativamente l'attività muscolare si sono presentati diversi algoritmi di calcolo della forza sviluppata da ciascun muscolo, basati su algoritmi di ottimizzazione o su tracciati EMG, dal momento che la forza stessa è un parametro non misurabile direttamente. Infine, si sono presentati alcuni modelli numerici del piede per quanto riguarda sia la posizione eretta sia il ciclo del passo di cui si sono evidenziate le differenze fondamentali di formulazione e si sono analizzate le regioni plantari soggette a maggiori sollecitazioni.

Lo scopo fondamentale di questo lavoro è, quindi, quello di effettuare un'analisi

riguardante le proprietà meccaniche del tessuto tendineo in modo da evidenziarne le caratteristiche fondamentali. Al fine di giungere alla definizione del comportamento tendineo dal punto di vista biomeccanico sono stati eseguiti dei confronti tra lavori presenti in letteratura per riuscire ad avere una panoramica di prove diverse. Dal momento che il tessuto tendineo presenta un comportamento molto complesso, dovuto alla sua particolare istologia ed al ruolo che svolge all'interno del piede, è stato necessario prestare particolare attenzione ai molti parametri che entrano in gioco nell'esecuzione delle misurazioni necessarie.

# CAPITOLO 1

## Analisi morfometrica del piede

### 1.1 La componente ossea

L'arto inferiore si compone di più ossa che, assieme, hanno l'importante funzione di permettere il mantenimento della posizione eretta consentendo allo stesso tempo la deambulazione. Le ossa che compongono l'arto inferiore sono: la tibia, il perone (o fibula), il tarso, il metatarso e le falangi.

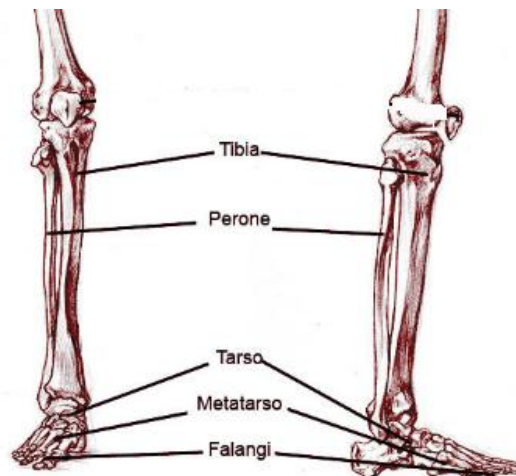


Fig.1.1 Visione completa delle ossa principali dell'arto inferiore (visione frontale e laterale)

#### 1.1.1 Tibia e perone (o fibula)

La **tibia** è l'osso mediale della gamba. E' lungo, voluminoso e robusto e situato nella parte antero-mediale della gamba stessa.

Non è perfettamente rettilineo, infatti presenta una leggera concavità che è laterale in alto e mediale in basso, assumendo perciò una forma ad S, e inoltre presenta una torsione attorno al proprio asse.

La tibia sostiene il peso del corpo essendo una delle ossa più in basso nello scheletro, quindi deve riuscire a sopportare notevoli carichi sia in fase di riposo che durante il

movimento. Si possono distinguere un corpo e due estremità (condili). Il corpo è prismatico e triangolare, dotato quindi di tre facce e tre margini. Sulla parte alta della faccia laterale trova inserzione il muscolo tibiale anteriore. La faccia posteriore è liscia e convessa per tutta la sua lunghezza pur essendo attraversata nella sua zona superiore da una cresta rugosa, punto di inserzione del soleo. Al di sotto di tale linea si apre il foro nutritizio che è il più grande di tutte le ossa lunghe. L'estremità prossimale, molto voluminosa e sviluppata soprattutto trasversalmente, è in relazione con i condili del femore e con la testa della fibula mentre l'estremità distale si articola con la parte inferiore della fibula stessa e con l'astragalo. In prossimità dell'estremità distale, inoltre, il margine mediale si prolunga nel malleolo mediale, dotato di una faccetta articolare per l'astragalo.

Poiché questa faccia si restringe dall'avanti all'indietro, il piede gode di maggiore libertà di movimento quando si trova in flessione plantare, quando invece si trova in flessione dorsale, l'astragalo viene più saldamente fissato nella morsa formata dai due malleoli, mediale e laterale. Quest'ultimo è rappresentato dalla parte inferiore del perone.

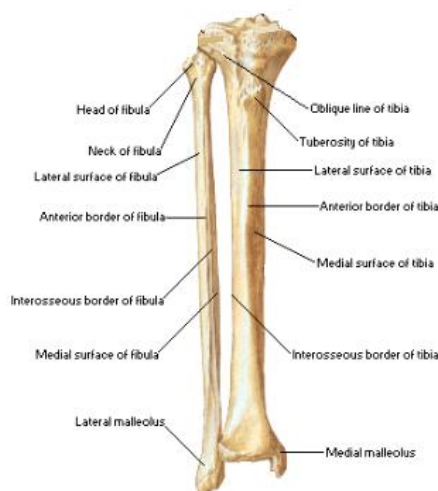


Fig. 1.2 Tibia e perone

La **fibula** è un osso lungo, più sottile della tibia. E' posto nella parte laterale della gamba ed è parallelo alla tibia stessa. Il suo ruolo è quello di aiutare la tibia nella sua azione di sostegno e di aumentare, unitamente alla membrana interossea alla quale dà attacco, la superficie di inserzione muscolare.

Come la tibia anche quest'osso presenta un corpo e due estremità, una superiore ed una inferiore: mediante la sua estremità superiore si articola con la tibia e mediante la



sua estremità inferiore con l'astragalo e la tibia stessa. Su una sporgenza della testa, invece, si inserisce un muscolo molto importante, il bicipite femorale.

Quest'osso non partecipa all'articolazione del ginocchio. Come per la tibia, il corpo centrale mostra tre margini e tre facce avendo forma prismatica triangolare.

Dalla parte superiore della faccia laterale e dalla testa si origina il muscolo peroneo lungo mentre dalla parte inferiore si origina il muscolo peroneo breve. La faccia mediale, invece, dà origine nella sua parte superiore al muscolo estensore delle dita (la cui inserzione continua sulla testa della fibula e sulla tibia). La parte centrale fornisce l'aggancio al muscolo estensore lungo dell'alluce che si origina anche dalla membrana interossea, e, infine, dalla parte inferiore parte il muscolo peroneo terzo.

Dalla faccia posteriore invece partono il muscolo tibiale posteriore, il soleo e il muscolo flessore lungo dell'alluce.

L'estremità inferiore presenta un rigonfiamento che forma il malleolo laterale e si articola con l'omologa faccetta tibiale e la superficie articolare del astragalo. Dietro il malleolo laterale è presente una depressione nella quale si inserisce il legamento fibulo-astragaleo posteriore.

### 1.1.2 Le ossa del piede

Le ossa del piede sono 26, disposte a formare un arco ellittico. Su di esse grava il peso del corpo, consentono il movimento e l'adattabilità a tutte le superfici anche grazie all'importante ruolo svolto dalle articolazioni che conferiscono alla struttura la necessaria elasticità. Il piede è una struttura anatomica fondamentale che è alla base del sistema di controllo antigravitario (o di equilibrio) che ha permesso all'uomo di assumere la posizione eretta e di spostarsi nello spazio.

Il piede è, inoltre, una struttura ideale per trasformare le spinte verticali in spinte laterali allo scopo di migliorare la distribuzione del peso corporeo sull'esigua superficie del piede stesso. Le principali caratteristiche del piede sono la robustezza e l'elasticità. Le ossa del piede si possono suddividere in tre gruppi principali: tarso, metatarso e falangi.



Fig. 1.3 Le ossa del piede

### 1.1.2.1 Il tarso

Il tarso è un complesso di ossa brevi organizzate in due file: la fila prossimale comprende il calcagno e l'astragalo (o talo), la fila distale invece comprende l'osso scafoide (o navicolare) tarsale, l'osso cuboide e le tre ossa cuneiformi.

L'**astragalo** si compone di un corpo principale, che si prolunga in avanti nel collo, e sei facce. Il corpo si articola in alto con tibia e perone ed in basso con il calcagno, il collo invece si articola con il navicolare. Sull'astragalo non si inseriscono né muscoli, né tendini, ma tuttavia è il punto di inserzione di vari legamenti come ad esempio il legamento deltoideo oppure il legamento fibulo-astragaleo posteriore.

Il **calcagno**, invece, è un osso breve, posto al di sotto dell'astragalo, con sei facce. Poggia al suolo solamente con la sua parte posteriore che rappresenta un'importante leva per i muscoli del polpaccio. La faccia posteriore gode di notevole importanza in quanto nella sua parte centrale si inserisce il tendine d'Achille che è il tendine più grosso e più forte del corpo e quindi, il calcagno deve fornire un aggancio adeguato. Su quest' osso trovano inserimento diversi tendini (tendine d'Achille, etc.), legamenti (legamento astragalo-calcaneare, legamento plantare breve, etc.), muscoli (flessori, peronei, etc.).

Il **cuboide** è un osso di forma irregolarmente cubica, posto davanti al calcagno e lateralmente allo scafoide. La sua faccia plantare ha una cresta per l'attacco del

legamento plantare lungo mentre la faccia laterale è concava per permettere il passaggio del tendine del muscolo peroneo lungo.

L'articolazione con altre ossa è dovuta alla faccia anteriore, che interagisce con il quarto e quinto osso metatarsale, alla faccia posteriore, che è in relazione con il calcagno, e alla faccia mediale, che si articola con le ossa cuneiformi e con il navicolare.

L'**osso scafoide** (o **navicolare**) ha la forma di navicella ed è situato davanti all'astragalo e dietro alle tre ossa cuneiformi alle quali trasmette il peso del corpo che grava sull'astragalo stesso.

Sul lato plantare è presente una netta rugosità in quanto si innesta il legamento calcaneo-scafoideo e passa il tendine del muscolo tibiale posteriore. Nella sua parte centrale è presente la cosiddetta tuberosità dell'osso scafoide sulla quale si inseriscono i fasci anteriori del legamento deltoide e la maggior parte dei fasci del tendine del muscolo tibiale posteriore.

Le **ossa cuneiformi** sono tre ossicini a forma di cuneo. In particolare, si suddividono in primo (mediale), secondo (medio) e terzo (laterale) osso cuneiforme. Queste ossa giacciono una accanto all'altra, davanti allo scafoide e dietro alle prime tre metatarsali. Nel primo cuneiforme si inseriscono alcuni fasci dei tendini del muscolo tibiale anteriore, del muscolo tibiale posteriore e del muscolo peroneo lungo. Nel secondo e terzo cuneiforme invece si ancorano soltanto alcuni fasci del tendine del muscolo tibiale posteriore.

Fra le ossa cuneiformi e fra il cuneiforme laterale e il cuboide sono tesi robusti legamenti interossei che concorrono a conservare la forma della volta del piede. Fra il primo e il terzo cuneiforme inoltre, è contenuta la base del secondo osso metatarsale che contribuisce a dare compattezza e stabilità al piede.

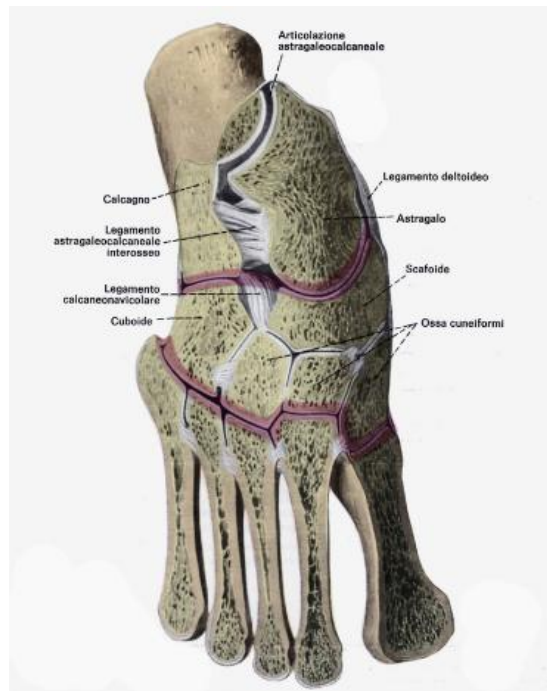


Fig. 1.4 Tarso, metatarso e articolazioni tarsali e tarso-metatarsali

### 1.1.2.2 Il metatarso

È un complesso di cinque piccole ossa lunghe, poste tra la serie distale delle ossa tarsali e la serie delle falangi prossimali. Sono numerate progressivamente partendo dall'alluce. In ciascun osso metatarsale si individuano un corpo, un'estremità posteriore (base) e un'estremità anteriore (testa).

Fra le cinque ossa che formano il metatarso spicca la prima, che, essendo la più massiccia e la più breve, ha la funzione di sostenere e spostare il peso del corpo. Il primo osso metatarsale, inoltre, non si articola con il secondo, gli altri invece sono direttamente connessi tra loro attraverso robusti legamenti interossei. Le basi del secondo, terzo e quarto osso metatarsale svolgono un'importante ruolo in quanto sono i perni dell'intera arcata plantare e quindi su di essi viene scaricato il peso dell'intero corpo. L'arco è in grado di sostenere grandi carichi verticali purché le basi siano stabili, in caso contrario l'arco cede. Quindi vi sono dei muscoli deputati a sostenere la chiave di volta dell'arcata plantare in modo che non collassi tutto il sistema. Inoltre, non essendo l'arco plantare costituito da un unico osso, cosa che lo renderebbe rigido e inadeguato a sostenere le sollecitazioni dinamiche, la tensione muscolo-legamentosa diventa fondamentale, infatti stabilizza dinamicamente la volta plantare.

### 1.1.2.3 Le falangi

Ciascun dito del piede possiede tre falangi, dette rispettivamente prima, seconda e terza falange. La seconda e la terza sono comunemente chiamate anche falangina e falangetta. L'alluce a differenza delle altre dita ha due sole falangi.

Ciascuna falange presenta un corpo e due estremità, prossimale e distale. Dal punto di vista dimensionale la prima falange misura all'incirca due La prima falange misura circa 2,5 cm ed è articolata con il metatarso, la seconda, invece, è molto piccola, misura infatti circa 0,5 cm e la terza è la minore delle tre. Per quanto riguarda i muscoli che fanno capo alle falangi troviamo i muscoli abduttore, adduttore, flessore breve, estensore breve, flessore lungo ed estensore lungo. Entrambe le falangi dell'alluce sono più robuste delle altre e sono leggermente deviate lateralmente.

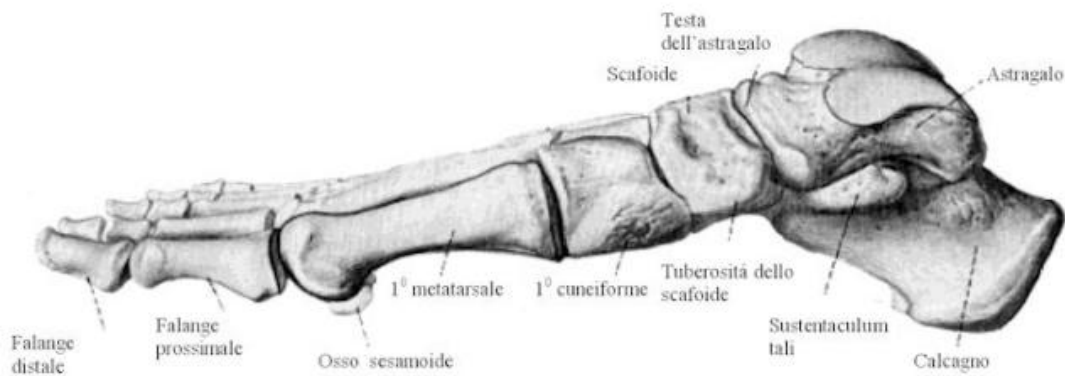


Fig. 1.5 Visione del piede dal lato mediale e nomenclatura delle falangi

## 1.2 La componente legamentosa e le articolazioni

I legamenti sono robuste strutture fibrose, che, generalmente collegano fra loro due ossa o due parti dello stesso osso. La principale funzione dei legamenti è quella stabilizzatrice, cioè impediscono che particolari movimenti o forze esterne, derivanti soprattutto da traumi, alterino la posizione delle strutture ai quali sono collegati.

Nel corpo umano essi sono disposti in modo tale da intervenire attivamente soltanto nei gradi estremi del movimento, quando l'integrità dell'articolazione è messa in pericolo. I legamenti sono formati soprattutto da collagene di tipo I e sono strutture particolarmente resistenti alla trazione, che però presentano una ridotta elasticità,

infatti, la maggior parte di queste importanti strutture anatomiche si lacera se sottoposta ad un allungamento che supera il 6% circa della sua lunghezza iniziale. Le lesioni ai legamenti avvengono quindi quando sono sottoposti a forze che superano la loro massima resistenza e sono tanto più numerose quanto più velocemente viene applicata la forza.

### 1.2.1 Articolazioni fra tibia e perone

Nelle **articolazione tibio-fibulari** i movimenti sono molto ridotti ma impartiscono una certa elasticità ai rapporti tra tibia e perone durante i movimenti della caviglia. L'articolazione tibio-fibulare prossimale è un'artrodia cioè un'articolazione che permette soltanto movimenti di scivolamento essendo caratterizzata da superfici articolari piane. L'articolazione si instaura tra una faccetta fibulare della tibia e la corrispondente superficie del capitello peroneale. I mezzi di unione sono rappresentati dalla capsula articolare e da due legamenti della testa del femore che derivano da due ispessimenti della capsula stessa. L'articolazione tibio-fibulare distale invece è una sindesmosi, un'articolazione in cui mancano la cavità articolare e la cartilagine di rivestimento e i segmenti ossei sono tenuti assieme da una membrana interossea o da legamenti che ne permettono piccolissimi movimenti. In quest'articolazione sono coinvolti tre legamenti, ognuno con una propria funzione. Il legamento tibio-fibulare interosseo può essere considerato la continuazione della membrana interossea, è formato da fasci fibrosi brevi e robusti che uniscono le due ossa. I legamenti tibio-fibulari anteriore e posteriore sono invece tesi rispettivamente fra l'incisione fibulare della tibia e la parte anteriore e posteriore del malleolo laterale del perone. Entrambi questi ultimi legamenti sono composti da più fasci uniti nella stessa struttura.

Il legamento trasverso, infine, tiene unite le due ossa in maniera molto salda essendo un elemento notevolmente spesso e robusto.



Fig. 1.6 Articolazioni tibio-fibulari

### 1.2.2 Articolazione tibio-tarsica

L'**articolazione tibio-tarsica** è un'articolazione a troclea, cioè che permette solo movimenti di estensione e flessione dato che tibia e perone formano un incastro per l'astragalo permettendo il movimento soltanto in una direzione e limitando o addirittura annullando gli spostamenti laterali del piede. In questa articolazione sono coinvolti i legamenti anteriore, posteriore, mediale (o deltoideo) e laterale che rinforzano la capsula articolare, in cui la membrana sinoviale secerne un liquido che facilita lo scorrimento fra le parti in gioco.

I legamenti anteriore e posteriore sono posizionati rispettivamente davanti e dietro alla caviglia, sono formati entrambi da tre fasci distinti e si originano nei pressi del malleolo mentre i legamenti mediale e laterale, più robusti, rinforzano sui lati l'articolazione.

A loro volta i legamenti deltoideo e laterale si dividono rispettivamente in quattro e tre fasci distinti che conferiscono alle strutture maggior robustezza e resistenza. Grazie a questa articolazione sono possibili i movimenti detti flessione plantare, in cui l'angolo fra piede e gamba aumenta rispetto alla normalità in cui è di circa 90°, e

flessione dorsale, in cui l'angolo diminuisce. Date, quindi, le caratteristiche morfologiche dell'articolazione tibio-tarsica, la stabilità laterale è piuttosto precaria ed i legamenti mediale e laterale possono lacerarsi con relativa facilità.

### 1.2.3 Articolazioni fra astragalo, calcagno e scafoide

Fra il calcagno e l'astragalo vi sono due articolazioni: l'articolazione astragalo-calcaneare e l'articolazione astragalo-calcaneo-scafoidea.

Entrambe le articolazioni posseggono una capsula articolare propria ma le parti adiacenti ad esse si fondono a formare il legamento astragalo-calcaneare interosseo comune che risulta teso fra astragalo e calcagno. Fa parte della seconda articolazione il legamento calcaneo-navicolare-plantare che dal calcagno arriva allo scafoide (o navicolare).

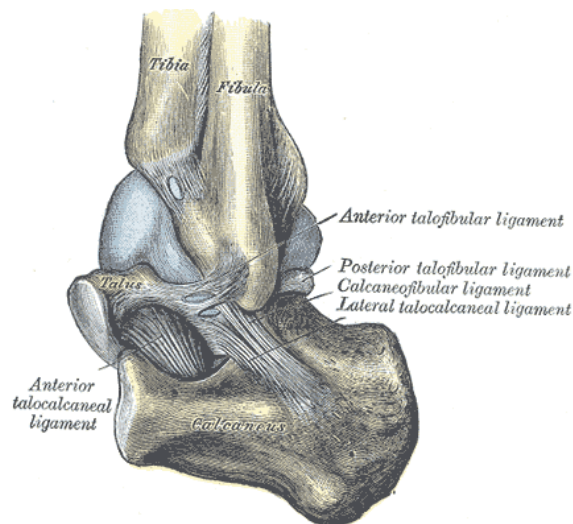


Fig. 1.7 Articolazione astragalo-calcaneare e relativi legamenti

L'**articolazione astragalo-calcaneare**, invece, è rinforzata soprattutto dal legamento astragalo-scafoideo che si presenta come una struttura molto larga e sottile. Altro legamento importante è il legamento deltoideo (o legamento mediale collaterale) che contribuisce a contenere medialmente la testa dell'astragalo. Esso si compone di due strati, uno superficiale e uno profondo, si origina dal malleolo per poi inserirsi nel astragalo, nel calcagno e nello scafoide.

Il ruolo di queste due articolazioni è quello di permettere al piede di compiere



movimenti di torsione attorno all'astragalo, che, in questo caso, fa corpo con la tibia. Tutte le articolazioni che fanno capo al talo sono probabilmente le più importanti del piede in quanto consentono una grande libertà di movimento alla gamba e inoltre permettono, ad esempio, un migliore ancoraggio ad un piano inclinato grazie ai movimenti che vi si svolgono (flessione dorsale e plantare e torsione).

#### 1.2.4 Articolazioni tra il tarso e i metatarsi

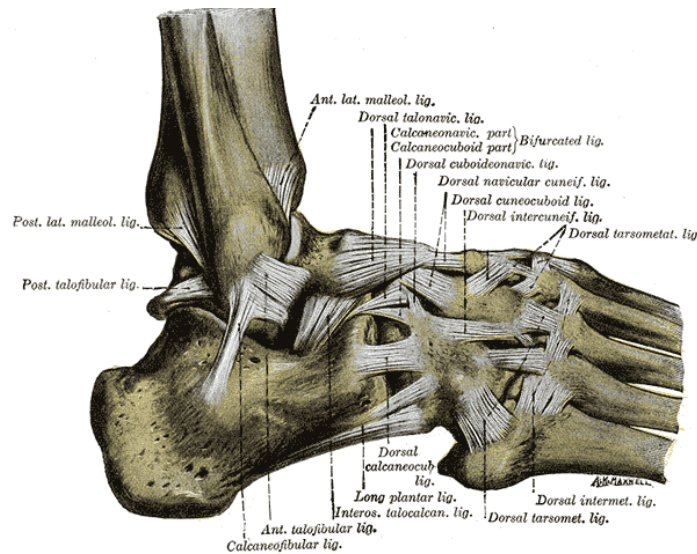


Fig. 1.8 Legamenti della parte laterale del piede, in particolare delle articolazioni calcaneo-cuboidea, tarso-metatarsale, scafo-cuboidea, scafo-cuneiforme

Sono tutte articolazioni che permettono esclusivamente modesti movimenti di scivolamento ed è a tali movimenti che si deve l'elasticità di cui godono il tarso e il metatarso. Fanno eccezione soltanto l'articolazione calcaneo-cuboidea e la prima articolazione tarso-metatarsale che permettono anche un modesto movimento rotazionale.

L'**articolazione calcaneo-cuboidea**, assieme all'articolazione talo-scafoidea e all'articolazione sub-talare anteriore costituisce l'articolazione trasversa del tarso (di Chopart). E' una diartrosi a sella, cioè formata da due corpi biassiali concavi e convessi a incastro reciproco che permettono una rotazione assiale. La capsula articolare è rinforzata dai legamenti calcaneo-cuboidei dorsale, interno e plantare e dal legamento plantare lungo.

L'**articolazione scafo-cuboidea** invece è una sindesmosi in cui scafoide e cuboide sono tenuti assieme dai legamenti scafo-cuboideo dorsale, interosseo e plantare. Riguardo le **articolazioni tarso-metatarsali** (o di Lisfranc) sappiamo che sono artrodie e che connettono le tre ossa cuneiformi e l'osso cuboideo alle basi delle cinque ossa metatarsali. Queste articolazioni sono tenute in sede da otto legamenti tarso-metatarsali dorsali, da legamenti tarso-metatarsali plantari e da tre legamenti interossei di cui il primo è il più importante ed è detto legamento di Lisfranc. L'**articolazione scafo-cuneiforme** collega semplicemente scafoide e ossa cuneiformi non permettendo un movimento significativo. Le ultime quattro ossa metatarsali si articolano con le loro basi per mezzo di artrodie mentre la base del primo metatarsale è unita a quella del secondo soltanto per mezzo di un legamento interosseo.

Tutte queste strutture si possono raggruppare nelle **articolazioni intermetatarsali**. Anche in questo tipo di articolazione sono presenti legamenti dorsali e plantari delle basi metatarsali e legamenti interossei.

Le ossa metatarsali inoltre sono tenute assieme dal legamento trasverso dei capitelli metatarsali. Sul calcagno vi sono inseriti quattro importanti legamenti: il legamento calcaneo-scafoideo plantare, il legamento biforcuto, i legamenti plantari lungo e breve. Inoltre, fungono da legamenti accessori fra le varie articolazioni anche le inserzioni del muscolo tibiale posteriore sulla maggior parte delle ossa del tarso, del metatarso ed anche quelle dei muscoli tibiale anteriore e peroneo lungo.

### 1.2.5 Articolazioni metatarso-falangee ed interfalangee

Le **articolazioni metatarso-falangee** ed **interfalangee** sono articolazioni condiloidee cioè strutture in cui è presente una parte allungata (condilo) ed una parte complementare concava che rende possibile la rotazione. Queste articolazioni sono rinforzate da legamenti plantari e legamenti collaterali mentre solo le articolazioni metatarso-falangee presentano un legamento metatarso trasverso profondo che le unisce tra loro.

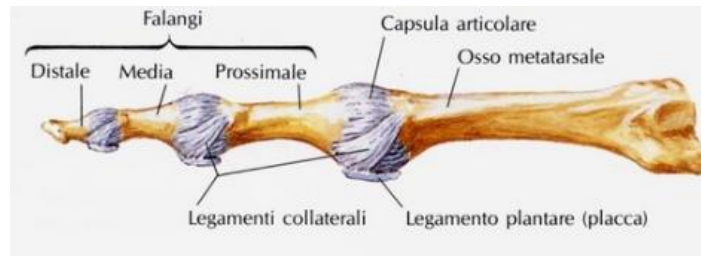


Fig. 1.9 Articolazioni metatrasso-falangee ed interfalangee

### 1.3 La componente tendinea e muscolare

Il tessuto muscolare, formato da fibre muscolari, è lo strumento attraverso il quale l'uomo è in grado di muoversi.

I muscoli, quindi, per poter spostare le ossa devono essere comunicanti con esse; gli elementi che permettono ciò sono i tendini, robuste strutture fibrose che, ad un capo sono unite al muscolo ed all'altro, generalmente, alle ossa.

Ad uno stesso tendine si possono legare più muscoli, oppure, ciascun ventre muscolare può legarsi a tendini diversi e quindi ad ossa diverse. Tra i vari tendini del corpo umano, poi, esistono grosse differenze anatomiche che possono coinvolgere forma, vascolarizzazione, lunghezza e rivestimento sinoviale. Ogni tendine è formato da una sostanza molto resistente chiamata collagene e da una più elastica detta elastina.

La principale azione svolta dai tendini è quella di trasmettere la forza esercitata dai muscoli alle strutture ai quali sono connessi. Per sopportare le molte sollecitazioni, spesso violente, alle quali sono soggetti i tendini essi sono dotati di grande resistenza ma di scarsa elasticità, si stima infatti che un allungamento del 10% rispetto alla lunghezza a riposo sia sufficiente per incorrere in lesioni delle strutture tendinee più deboli. Così come i muscoli, anche i tendini sono in grado di reagire agli stimoli esterni adattandosi gradualmente a carichi di lavoro diversi e modificando le proprie caratteristiche.

I tendini, quindi, possono irrobustirsi o indebolirsi a seconda delle sollecitazioni che subiscono. Questo processo, tuttavia, è molto lento, di gran lunga inferiore all'adattamento e mutamento muscolare. I tendini, infatti, sono strutture scarsamente vascolarizzate dal momento che richiedono uno scarso consumo di ossigeno che però comporta una lenta rigenerazione del tessuto tendineo in caso di lesioni.

Quindi, in seguito ad un aumento piuttosto rapido della massa muscolare, che, non è seguito da un immediato irrobustimento dei tendini, si può giungere a facili lesioni tendinee. Altro fattore di danno tendineo è il microtrauma ripetuto che indebolisce o rovina le singole fibre ad un ritmo superiore rispetto alla rigenerazione cellulare e con il tempo ne facilita la rottura. L'invecchiamento, la sedentarietà e l'obesità, inoltre, mettono a rischio la funzionalità e la salute dei tendini.

Con il passare degli anni, infatti, si assiste ad una graduale perdita di elasticità tendinea e ad un graduale cambiamento nella modalità di inserzione dei tendini stessi nell'osso. I muscoli, invece, sono le migliori strutture possibili per l'esecuzione di movimenti volontari sia in termini di forma, dimensioni, potenza, velocità di esecuzione, sia in termini di modalità di connessione alle ossa.

I muscoli scheletrici sono avvolti da una membrana connettivale (epimisio) che ha la funzione di contenimento durante il movimento.

Grazie ai tendini c'è un sostanziale risparmio di tessuto muscolare in quanto si evita l'impiego di lunghe fibre muscolari altamente specializzate e si usano dei cordoni di tessuto tendineo molto più adatti alle funzioni richieste. Essendo i tendini i punti di attacco del muscolo alle ossa, generalmente, presentano due estremità: l'inserzione, ossia la zona di ancoraggio sull'osso, che, in seguito alla contrazione viene spostata e l'origine, sempre zona di ancoraggio allo scheletro ma che resta fissa durante il movimento. Esiste un rapporto di proporzionalità diretta tra forza muscolare e numero di fibre muscolari e anche tra lunghezza delle fibre muscolari e ampiezza dei movimenti. Infatti, i muscoli che devono far compiere movimenti limitati ma potenti presentano fibre brevi e numerose mentre quelli che sono preposti a movimenti ampi e delicati possiedono fibre lunghe e scarse.

La velocità di contrazione varia da muscolo a muscolo ma non si riscontra nessuna differenza strutturale tra muscoli rapidi e muscoli lenti. Essa dipende, invece, da fattori biochimici intrinseci al muscolo stesso e in parte dal sistema nervoso.

Esiste inoltre un rapporto di proporzionalità inversa tra grandezza del muscolo e velocità di contrazione muscolare nel senso che, più il muscolo è piccolo, più rapida sarà la sua contrazione avendo meno fibre da sovrapporre tra loro.

### 1.3.1 Fascia profonda della gamba e del piede

La **fascia profonda** della gamba è la continuazione in basso di quella della coscia ed è una membrana fibrosa di tessuto connettivo denso che fornisce protezione, sostegno trofico e sostegno meccanico al muscolo oltre a connettere tra loro i muscoli delle varie regioni del corpo.

Si inserisce sulla rotula, sui condili della tibia e sulla testa del perone; riveste la gamba, avvolge i muscoli e forma i setti intermuscolari anteriore, posteriore e trasverso. In corrispondenza del collo del piede è ispessita da fasci di fibre trasversali e forma i retinacoli dei muscoli estensori, peronei e flessori e continua quindi sul piede. A livello della pianta del piede si ispessisce a formare l'**aponeurosi plantare**, una fascia che collega il calcagno con le falangi permettendo la trasmissione di forze provenienti dal tricipite surale (muscolo soleo + gastercnemio) verso la punta del piede, mentre sul dorso è sottile e riveste i tendini dei muscoli estensori e prende il nome di fascia dorsale del piede. I retinacoli, formati da addensamenti della fascia profonda, sono delle strutture che provvedono a tenere i tendini aderenti al piano osseo, e, per evitare sfregamenti e lesioni tendinee, attorno ai tendini stessi sono disposte le guaine sinoviali che li lubrifica.

Il **retinacolo superiore dei muscoli estensori** è rappresentato da un nastro fibroso disposto trasversalmente che si fissa sul margine anteriore di tibia e fibula appena sopra al malleolo mediale.

Il **retinacolo inferiore dei muscoli estensori** è spesso biforcuto; incrocia l'articolazione tibio-tarsica ed il dorso del piede.

La fascia superiore avvolge il tendine del muscolo estensore dell'alluce e il tendine del muscolo tibiale anteriore, la fascia inferiore invece incrocia gli stessi tendini, l'arteria dorsale del piede ed alcuni nervi confondendosi poi con l'aponeurosi plantare. Tutti i tendini in rapporto con il retinacolo inferiore sono contenuti in guaine sinoviali.

Il **retinacolo dei muscoli flessori** è teso fra il malleolo mediale e il calcagno delimitando alcuni canali che contengono il tendine del muscolo tibiale posteriore, del muscolo flessore lungo delle dita e il tendine del muscolo flessore lungo dell'alluce. Questo retinacolo continua in basso nell'aponeurosi plantare dando origine al muscolo abducente dell'alluce.

I **retinacoli dei muscoli peronei** sono due: superiore ed inferiore.

Sono originati dalla faccia laterale del calcagno e fissano i tendini dei muscoli peroneo lungo e peroneo breve.

### 1.3.2 Muscoli anteriori della gamba

Il **muscolo tibiale anteriore** è posto lateralmente al margine anteriore della tibia. E' fusiforme e origina dai due terzi superiori della faccia laterale della tibia e dalla membrana interossea.

Le fibre di questo muscolo sono più o meno parallele al piano di inserzione e terminano con un tendine abbastanza grosso che si inserisce sul primo osso cuneiforme e sulla base del primo osso metatarsale dopo essere passato sotto il retinacolo superiore dei muscoli estensori e sotto il retinacolo inferiore dei muscoli estensori. Il muscolo tibiale anteriore collabora al mantenimento dell'equilibrio del corpo tirando la gamba in avanti sul piede in corrispondenza delle articolazioni tibio-tarsiche in opposizione all'azione del suo antagonista, il muscolo tibiale posteriore, permettendo così anche la possibilità di stare su superfici irregolari.

Si comporta invece da agonista con il muscolo tibiale posteriore quando si tratta di tirare la gamba medialmente in opposizione alla trazione laterale esercitata dai muscoli peronei lungo, breve e anteriore (o terzo).

Questo muscolo, inoltre, permette di sollevare il primo osso metatarsale, in ciò è quindi antagonista del muscolo peroneo lungo.

Altri movimenti svolti da questo muscolo sono la flessione dorsale, in opposizione del muscolo tibiale posteriore, con cui invece collabora nella torsione verso l'interno del piede. In quest'ultimo movimento è antagonista dei muscoli peronei. Inoltre, il muscolo tibiale anteriore ha la funzione di stabilizzare la caviglia, durante la camminata, nel momento in cui il piede tocca il suolo e agisce lateralmente per staccarlo nella fase di avanzamento. In alcuni sport, come il calcio, è un muscolo importantissimo perché permette di bloccare il piede rispetto alla caviglia consentendo di calciare il pallone. Questo muscolo è innervato dal nervo peroneo profondo (L4-L5).

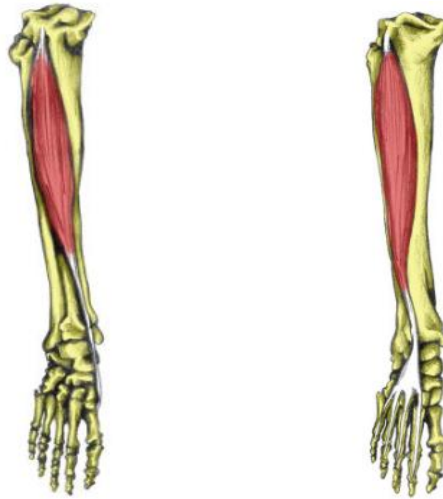


Fig. 1.10 Muscolo tibiale anteriore e muscolo estensore lungo delle dita del piede con relativi punti di inserzione (visione frontale)

Il **muscolo estensore lungo delle dita del piede** nasce dal condilo laterale della tibia, dai 2/3 superiori della faccia anteriore della fibula e dalla parte più alta della membrana interossea. I fasci muscolari, successivamente, volgono in basso continuando con un robusto tendine che, passato sotto ai retinacoli dei muscoli estensori, si divide in quattro tendini secondari. Ciascuno di essi, destinato a ognuna delle quattro ultime dita, a livello dell'articolazione metatarso-falangea si divide in tre linguette (espansione digitale dorsale) di cui quella intermedia termina sulla faccia dorsale della base della seconda falange (falange mediale), le altre due, invece, si riuniscono per fissarsi alla base della terza falange (falange distale). Questo muscolo è affiancato lateralmente dai muscoli peronei e medialmente dai muscoli tibiale anteriore ed estensore lungo dell'alluce.

Nel piede, in profondità, i tendini del muscolo estensore lungo delle dita del piede sono in rapporto con il muscolo estensore breve delle dita e sono separati dalla cute mediante la fascia dorsale superficiale. Questo muscolo, quando il piede è appoggiato a terra, spinge la gamba in avanti in corrispondenza del collo del piede; quando invece il piede è libero, estende le falangi delle ultime quattro dita, flette il piede sulla gamba (flessione dorsale), ne permette una leggera torsione in fuori (abduzione) e contribuisce ad evitare che durante la marcia il piede spinto in avanti urti contro il suolo. Il muscolo estensore lungo delle dita del piede è innervato dal nervo peroneo profondo (L5 e S1).

Il **muscolo estensore lungo dell'alluce** è un muscolo molto sottile che si origina dai 3/5 mediali della faccia mediale della fibula e dalla corrispondente porzione della membrana interossea. Le sue fibre, quindi, si dirigono in basso ed in avanti proseguendo nel tendine di inserzione a livello del terzo inferiore della gamba. Questo tendine passa sotto ai retinacoli e va ad inserirsi sulla faccia dorsale della prima falange (prossimale) ed alla base della seconda falange (distale) dell'alluce. Nella sua parte superiore, il muscolo estensore lungo dell'alluce è in profondità, racchiuso fra muscoli tibiale anteriore ed estensore lungo delle dita mentre nella sua parte inferiore diviene superficiale ed è ricoperto dalla fascia crurale, cioè una fascia profonda della gamba tesa dal ginocchio alla caviglia.

Nel piede, il tendine di inserzione è ricoperto dalla fascia dorsale e passa sull'astragalo, sullo scafoide, sul primo cuneiforme e sul primo metatarsale. Quando il piede è appoggiato a terra, questo muscolo contribuisce a tirare la gamba in avanti sull'articolazione tibio-tarsica; quando invece il piede è libero, estende debolmente la seconda falange dell'alluce e con maggior energia la prima. Flette, inoltre, il piede sulla gamba (flessione dorsale), consente la rotazione verso l'esterno (abduzione) e contribuisce con gli altri muscoli estensori ad evitare che il piede proiettato in avanti durante la camminata urti il suolo.

Il muscolo estensore lungo dell'alluce è innervato dal nervo peroneo profondo (L5-S1).

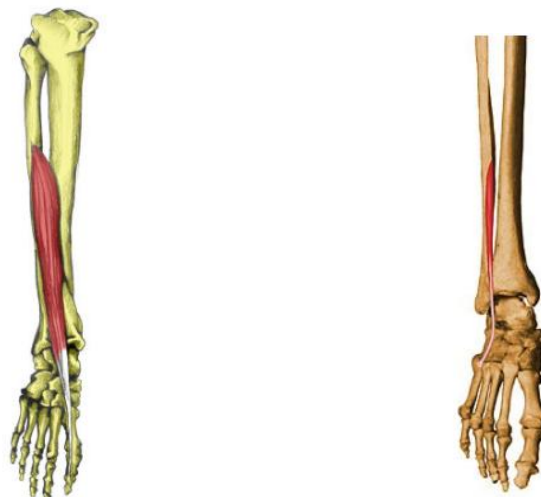


Fig. 1.11 Muscolo estensore lungo dell' alluce e muscolo peroneo anteriore (visione frontale) con relativi punti di inserzione nelle ossa



Il **muscolo peroneo anteriore** (o **terzo**) è una lamina muscolare situata lateralmente al muscolo estensore lungo delle dita con il quale spesso è fuso. Origina dalla faccia anteriore della fibula in corrispondenza della sua metà inferiore e dalla membrana interossea. Il suo tendine, dopo essere passato sotto il retinacolo dei muscoli estensori, termina sulla faccia dorsale della base del quinto osso metatarsale e sul suo margine mediale. Il muscolo peroneo terzo è in rapporto anteriormente con la fascia crurale, posteriormente con la fibula, lateralmente con il peroneo breve e medialmente con l'estensore lungo delle dita.

Il ruolo di questo muscolo è aiutare la flessione dorsale e l'abduzione (rotazione esterna) del piede. E', inoltre, innervato dal nervo peroneo profondo (L4-S1). Questi quattro muscoli si trovano tutti in una loggia delimitata dalla membrana interossea della gamba e dai margini anteriori della tibia e della fibula. Lavorando assieme, e con i loro antagonisti, consentono di fissare le ossa della gamba per mantenere la posizione eretta e danno ulteriore forza alle articolazioni della caviglia.

### 1.3.3 Muscoli laterali della gamba

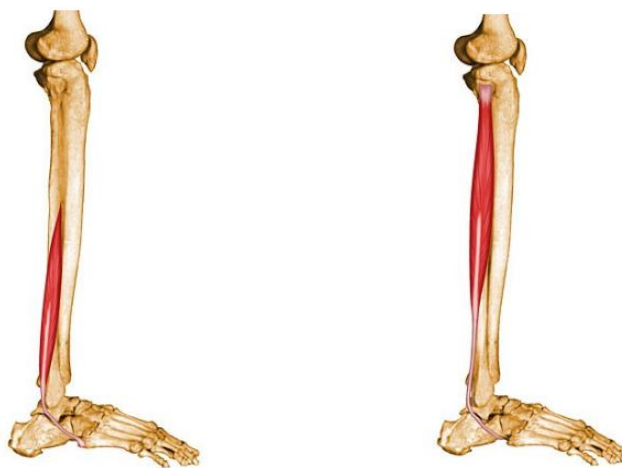


Fig. 1.12 Muscolo peroneo breve e muscolo peroneo lungo con relativi punti di aggancio alle ossa (visione laterale)

Il **muscolo peroneo breve** origina dai 2/3 inferiori della faccia laterale della fibula; il **muscolo peroneo lungo** dai 2/3 superiori della superficie medesima, dalla testa della fibula e dalla parte adiacente del condilo laterale della tibia.

Il peroneo lungo, inoltre, ricopre in parte il peroneo breve. I tendini scendono insieme e raggiungono un solco dietro al malleolo laterale dove, ponendosi al di sotto del retinacolo superiore dei muscoli peronei, vengono a rivestirsi di una guaina sinoviale comune, a livello della quale, il tendine del muscolo peroneo lungo è posto dietro a quello muscolo del peroneo breve. In questo punto piegano in avanti ed in basso, incrociano la faccia laterale del calcagno e passano profondamente al retinacolo inferiore dei muscoli peronei. Il tendine del muscolo peroneo breve, quindi, si aggancia all'osso a livello del quinto osso metatarsale.

Il tendine del muscolo peroneo lungo, invece, passa sotto la troclea peroneale, incrocia l'osso cuboide, si rivolge verso la pianta del piede e si inserisce più avanti sul primo osso cuneiforme e sulla base del primo osso metatarsale che ricevono anche l'inserzione del muscolo tibiale anteriore.

Quando il piede è appoggiato al suolo, entrambi i muscoli partecipano al mantenimento dell'equilibrio del corpo, tirando la gamba lateralmente per stabilizzarla sopra al piede. Quando invece il piede è libero collaborano alla flessione plantare del piede assieme al muscolo tibiale posteriore e in antagonismo al tibiale anteriore ed al peroneo terzo che tendono a far compiere al piede una flessione dorsale. Il muscolo peroneo lungo, inoltre, aiuta l'abduzione del piede e attraverso la direzione obliqua del suo tendine è un efficace mezzo nel mantenimento dell'arco trasverso.

Entrambi i muscoli sono innervati dal nervo peroneo superficiale (o fibulare) (L5-S1).

#### 1.3.4 Muscoli posteriori

I muscoli posteriori della gamba si possono suddividere in due gruppi: i muscoli dello strato superficiale, molto grossi e potenti, formano la parte carnosa della gamba (polpaccio), permettono il mantenimento della posizione eretta e determinano il modo in cui l'uomo cammina e i muscoli dello strato profondo.

### 1.3.4.1 Muscoli dello strato superficiale

Il **soleo** è un grosso e potente muscolo appiattito posto nella parte posteriore della gamba. Si origina dalla parte posteriore della zona superiore della fibula, detta linea poplitea della tibia, dalla parte ossea sottostante a questa linea, dalla parte centrale del margine mediale della tibia e da un'arcata fibrosa posta fra tibia e fibula.

Le fibre muscolari si inseriscono sulla faccia anteriore di una larga aponeurosi la quale, nel portarsi in basso, si restringe e forma, infine, con il tendine del muscolo gastrocnemio, il tendine calcaneale (o tendine d'Achille) che si inserisce a livello della faccia posteriore del calcagno.

Al soleo è sovrapposto, per quasi tutta la sua lunghezza, il gastrocnemio e sono separati dal muscolo plantare e una parte del tendine stesso del soleo. Al di sotto di questo muscolo, invece, è presente il setto intermuscolare trasverso che separa la zona superficiale dalla zona profonda dei muscoli posteriori. Questo muscolo, infine, nella zona del malleolo laterale, è affiancato dai muscoli flessore lungo delle dita e flessore lungo dell'alluce e sono separati fra loro dal tendine calcaneale. Fra le funzioni del soleo troviamo la flessione plantare del piede, cioè un aumento dell'angolo fra piede e gamba; è sicuramente un muscolo fondamentale nella camminata, nella corsa ed anche necessario per stare in piedi perché senza la sua tenuta costante il corpo cadrebbe in avanti.

Il soleo è anche chiamato “muscolo scheletrico pompa” perché gioca una parte importante nel pompare sangue venoso verso il cuore dalla periferia durante lo stare eretti. Questo muscolo, nell'uomo, presenta una percentuale di fibre muscolari lente (fibre rosse o fibre di tipo I) compresa fra il 60% e il 100% che favoriscono la resistenza del muscolo stesso piuttosto che la rapidità.

Il muscolo soleo è innervato dal nervo tibiale (popliteo mediale) (L5, S1, S2).



Fig. 1.13 Muscolo soleo e muscolo gastrocnemio con relativi punti di attacco alle ossa (visione posteriore)

Il **gastrocnemio**, chiamato anche gemelli, è un potente muscolo pennato posto nella parte posteriore della gamba. E' formato da due capi, uno mediale e uno laterale, ciascuno dei quali prende origine dalla parte superiore del corrispondente condilo del femore e dalla parte adiacente della capsula articolare del ginocchio mediante un robusto tendine che si espande poi a ventaglio dando origine in seguito, con la sua parte profonda, alle fibre dei rispettivi ventri muscolari.

Talvolta il tendine del capo laterale contiene la fabella, un osso sesamoide, e origina da una faccetta posta sulla parte laterale del condilo laterale mentre il tendine del capo mediale origina da una faccetta posta sulla parte posteriore del condilo mediale. Entrambi i tendini sono separati dal ginocchio mediante una borsa mucosa, la borsa mucosa del capo mediale, che di solito è in comunicazione con la capsula articolare del ginocchio, e ciascuno di essi termina su un'aponeurosi che corrisponde alla faccia anteriore del muscolo. Le due aponeurosi, più in basso, si riuniscono formando il tendine calcaneale. Il gastrocnemio permette la flessione plantare, assieme ad altri muscoli come il soleo, ed aiuta la flessione del ginocchio. E' questo muscolo che si contrae involontariamente in caso di affaticamento provocando i cosiddetti crampi al polpaccio. L'insieme gastrocnemio e muscolo soleo forma il tricipite della sura, così chiamato perché formato da tre tendini separati, due del gastrocnemio e uno del soleo. Questo muscolo posteriore dello strato superficiale è innervato dal nervo tibiale (popliteo mediale) con radici L5, S1, S2.

Il **muscolo plantare** invece, è un piccolo muscolo fusiforme, lungo circa 7-10 cm, talora assente (nel 5-10 % dei casi), che ha funzioni simili al tricipite della sura ma, essendo di dimensioni inferiori, sviluppa meno potenza. Questo muscolo permette quindi la flessione plantare del piede e la sua rotazione verso l'interno (adduzione). Con il gastrocnemio, nonostante una debole collaborazione, consente la flessione della gamba sulla coscia e si comporta anche da muscolo antigravitario estendendo la gamba sul piede dopo aver fatto perno sull'avampiede. Quando è presente, è posto profondamente al gemello laterale, sulla faccia posteriore dell'articolazione del ginocchio. Origina dalla parte inferiore della cresta sopracondilea laterale del femore e dalla capsula articolare del ginocchio, fuso con il capo laterale del gastrocnemio. Il suo tendine di inserzione, molto lungo e sottile, raggiunge il margine mediale del tendine calcaneale, decorrendo fra il muscolo soleo e il gastrocnemio. Il muscolo plantare è innervato dal nervo tibiale (L4-S1).



Fig. 1.14 Muscolo plantare e relativi punti di attacco alle ossa

In generale, gastrocnemio, muscolo soleo e muscolo plantare formano il cosiddetto polpaccio, che svolge diverse e importanti funzione e ci consente una grande libertà di movimenti nella gamba. Nella stasi eretta il muscolo gastrocnemio e il muscolo soleo provvedono al mantenimento dell'equilibrio del corpo e impediscono, attraverso il loro lavoro, che il corpo cada in avanti.

Sono potenti flessori plantari del piede sulla gamba e sono quindi essenziali per l'atto del camminare, del correre, del saltare, ecc. Sono particolarmente sviluppati negli europei, meno nelle razze africane, questo perché la dimensione di questi muscoli è

in rapporto con l'entità della sporgenza del calcagno; infatti quanto più lunga è la leva costituita dal calcagno, tanto più esile è il polpaccio.

Durante la marcia, i muscoli del polpaccio dapprima si contraggono per estendere il piede, poi si rilassano per permettere ai muscoli antagonisti di realizzare la necessaria flessione del piede stesso. Come già detto, infine, il gastrocnemio è un flessore dell'articolazione del ginocchio ma, tuttavia, non collabora con i muscoli posteriori della coscia se il movimento di flessione non è forzato.

Il **tendine calcaneale** (o **tendine d'Achille**) è un fascio di tessuto fibroso che connette il calcagno con i muscoli posteriori della gamba, soprattutto con il gastrocnemio e il soleo e in minor parte con il muscolo plantare. Questo tendine passa dietro la caviglia ed è il più grosso e robusto del corpo; è lungo circa 15 cm, comincia a metà del polpaccio circa ma riceve fibre dai muscoli fino quasi alla sua estremità inferiore. Scendendo verso il basso il tendine calcaneale si va restringendo ed ispessendo, poiché riceve i fasci inferiori del soleo, quindi si espande di nuovo e si inserisce nella parte centrale della faccia posteriore del calcagno con l'interposizione fra esso e l'osso, al di sopra della sua inserzione, di una borsa mucosa.



Fig. 1.15 Tendine calcaneale (o di Achille)

Rispetto agli altri tendini il tendine calcaneale non è ricoperto da una guaina vera e propria ma da tegumenti e dalla fascia profonda, è molto sporgente rispetto alle ossa, sia del calcagno che della caviglia e lo spazio che si crea è riempito soprattutto di tessuto adiposo.

Il sangue che arriva ad esso non è in grande quantità ed è trasportato dai muscoli che

lo circondano per quanto riguarda la porzione prossimale e dalle ossa circostanti per la zona distale. Il tendine d'Achille, date le sue dimensioni, è molto sollecitato e può sopportare un carico di 3.9 volte il peso del corpo durante la camminata e di 7.7 volte durante la corsa.

Questo tendine funge anche da riserva di energia elastica durante la camminata, la corsa, ecc; modelli computazionali infatti mostrano che questo importante elemento incrementa la velocità massima di corsa fino all'80% e riduce i consumi di circa il 75%.

#### 1.3.4.2 Muscoli dello strato profondo

Il **muscolo popliteo** è un muscolo appiattito posto sotto al muscolo plantare e ai gemelli del gastrocnemio. Prende origine all'interno dell'articolazione del ginocchio mediante un tendine lungo circa 3 cm che si inserisce sulla parte del condilo laterale del femore, profondamente al legamento collaterale fibulare. Il tendine è avvolto quasi interamente dalla guaina sinoviale del ginocchio che lo accompagna con un suo prolungamento. Le fibre muscolari che fanno seguito al tendine avvolgono la parte posteriore della gamba e si riuniscono con altre provenienti dal menisco laterale e si agganciano sulla superficie triangolare della tibia sopra la linea del soleo.

Questo muscolo è in rapporto con il condilo laterale del femore, con l'articolazione del ginocchio e con la parte alta della faccia posteriore della tibia. Posteriormente gli si pongono il muscolo plantare e il gastrocnemio oltre ad importanti vasi sanguigni ed al nervo tibiale. Il muscolo popliteo consente la flessione della tibia rispetto al femore e, quando la gamba è flessa, permette la rotazione verso l'interno (mediale) della tibia stessa.

In particolare, questo muscolo è chiamato in causa all'inizio dell'atto di piegare il ginocchio in quanto la leggera torsione interna della tibia che esso provoca è essenziale per iniziare questo movimento. Infatti, quando il femore è in massima estensione sulla tibia c'è una leggera torsione mediale del femore stesso che blocca il ginocchio in posizione; il popliteo è la chiave per sbloccare quest'articolazione in quanto provoca una torsione laterale (verso l'esterno) del femore sulla tibia.

Inoltre, durante questi movimenti protegge la parte posteriore del menisco laterale da urti con tibia e femore che lo danneggerebbero.

Il popliteo è innervato dal nervo tibiale, radici L4-S1.



Fig. 1.16 Muscolo popliteo e muscolo flessore lungo delle dita del piede

Il **muscolo flessore lungo delle dita del piede** è il più mediale dei muscoli dello strato profondo della gamba. Prende origine dalla faccia posteriore della tibia al di sotto della linea del muscolo soleo.

Le sue fibre convergono su un lungo tendine che accompagnano fino al di sopra del malleolo mediale. Da questo punto il tendine decorre, insieme al tendine del muscolo tibiale posteriore, profondamente al retinacolo dei muscoli flessori e scorre sulla faccia mediale del calcagno. Attraversa obliquamente la regione plantare del piede e incrocia il tendine del muscolo flessore lungo dell'alluce.

Infine si divide in quattro tendini terminali che si fissano alla base della terza falange delle ultime quattro dita.

Il muscolo flessore lungo delle dita del piede è in rapporto anteriormente con la tibia e con il muscolo tibiale posteriore e posteriormente è coperto dal soleo.

Nella pianta del piede, invece, il lungo tendine di questo muscolo decorre dapprima tra l'abdotto dell'alluce e tra il flessore breve delle dita del piede e poi assieme all'adduttore dell'alluce e al flessore lungo dell'alluce.

Il muscolo flessore lungo delle dita del piede contribuisce al mantenimento dell'equilibrio del corpo spingendo la gamba indietro ed al sollevamento dell'arco longitudinale della pianta del piede. Questo muscolo esercita la sua massima spinta sulle ultime quattro dita durante la deambulazione quando le articolazioni metatarso-falangee ed interfalangee distali sono estese e le articolazioni interfalangee prossimali sono flesse.

Questo muscolo è innervato dal nervo peroneo profondo (tibiale anteriore) (L5-S1).

Il **muscolo flessore lungo dell'alluce** è posto nella zona fibulare della gamba.



Origina dai 2/3 inferiori dell'area posteriore della fibula, dalla fascia che riveste il muscolo tibiale posteriore e dalla parte più bassa della membrana interossea. Le sue fibre scendono dalla parte posteriore della gamba in obliquo e convergono in un tendine che occupa quasi tutta la lunghezza della parte posteriore del muscolo.

Il tendine scorre quindi in un solco sull'estremità inferiore della tibia, sulla faccia posteriore dell'astragalo e del sustentaculum tali del calcagno. Successivamente, dopo essere passato sotto il retinacolo dei muscoli flessori, arriva nella pianta del piede dove più avanti si fissa alla base della falange distale dell'alluce.

All'incrocio tra i tendini del muscolo flessore lungo delle dita e dell'alluce si trova una linguetta fibrosa di connessione. Pertanto, la contrazione del muscolo flessore lungo dell'alluce determina una flessione delle altre quattro dita oltre alla flessione dell'alluce stesso.

Quando il piede è appoggiato al suolo questo muscolo collabora al mantenimento dell'equilibrio del corpo spingendo la gamba indietro ed al sollevamento dell'arco longitudinale della pianta del piede. Tiene, inoltre, il polpastrello dell'alluce applicato al suolo con una forza tre volte maggiore rispetto a quella degli altri muscoli flessori delle dita e nella deambulazione esercita la sua massima spinta quando le articolazioni metatarso-falangee ed interfalangee si trovano in estensione. Quando il piede è libero, invece, il muscolo flette dapprima la seconda falange e la prima ed è il principale flessore plantare del piede.

Il muscolo flessore lungo dell'alluce è innervato dal nervo tibiale posteriore con radici S1 e S2.



Fig. 1.17 Muscolo flessore lungo dell'alluce e muscolo tibiale posteriore

Il **muscolo tibiale posteriore** è posto profondamente fra tibia e perone ed è il muscolo chiave nella stabilizzazione della gamba.

Questo muscolo origina da quasi tutta la superficie posteriore della membrana interossea, dalla faccia posteriore della tibia e dalla faccia mediale della fibula. Il tendine di questo muscolo, contenuto per quasi tutta la sua lunghezza in una propria guaina sinoviale, procede verso il basso solcando la superficie posteriore del malleolo mediale e termina dividendosi in tre rami diversi: plantare, principale e ricorrente.

La porzione plantare si inserisce alla base del secondo, terzo e quarto osso metatarsale, sul secondo e terzo osso cuneiforme e sul cuboide. La porzione principale, invece, si innesta sulla tuberosità dell'osso navicolare e sulla superficie plantare del primo osso cuneiforme.

La porzione ricorrente, infine, si lega al sustentaculum tali del calcagno.

Questo muscolo è in rapporto, anteriormente, con le facce posteriori di tibia e fibula, posteriormente invece è ricoperto dal muscolo soleo, dal flessore lungo delle dita del piede e dal flessore lungo dell'alluce. Nel collo del piede, il tendine del muscolo tibiale posteriore scorre in una doccia osteofibrosa formata dal retinacolo dei muscoli flessori.

Con il piede appoggiato al suolo questo muscolo tira la gamba posteriormente contribuendo al mantenimento dell'equilibrio del corpo, la spinge, inoltre, medialmente con lo stesso scopo insieme al muscolo tibiale anteriore. Rappresenta il mezzo più efficace per la conservazione dell'arco longitudinale del piede accentuandone anche la curvatura se necessario.

Quando il piede è libero, invece, lo estende sulla gamba e lo porta in adduzione cioè lo fa ruotare verso l'interno.

Questo muscolo è innervato dal nervo tibiale posteriore con radici L5 e S1.

### 1.3.5 Muscoli plantari

I muscoli del piede sono suddivisi in due grandi gruppi: muscoli dorsali e muscoli plantari. I muscoli plantari a loro volta si dividono in quattro strati a seconda della profondità alla quale sono inseriti.

In particolare, i muscoli plantari del primo e secondo strato originano dalla tuberosità

del calcagno mentre i muscoli plantari del secondo e terzo strato partono dal metatarso.

### 1.3.5.1 Muscoli dorsali

Il **muscolo estensore breve delle dita del piede** è un muscolo piatto che origina dalla parte anteriore e superiore del calcagno e dal retinacolo inferiore dei muscoli estensori.

Le sue fibre si ripartiscono in quattro ventri muscolari.

Di essi, il più mediale, che è anche il più distinto, è detto **muscolo estensore breve dell'alluce** ed il suo tendine si inserisce più avanti sulla faccia dorsale della base della prima falange (falange prossimale) dell'alluce.

Gli altri ventri muscolari, continuano anch'essi con tendini che si congiungono al margine laterale dei tendini del muscolo estensore lungo per il secondo, terzo e quarto dito e pertanto agiscono sulla seconda e terza falange di dette dita. Il muscolo è ricoperto superficialmente dai tendini del muscolo estensore lungo delle dita e dal muscolo peroneo anteriore; profondamente ricopre il tarso, il metatarso e gli spazi interossei con i dispositivi articolari.

Il muscolo estensore breve delle dita del piede, contraendosi, estende le articolazioni delle prime quattro dita.

E' innervato dal nervo peroneo profondo (tibiale anteriore) con radici L5 e S1.

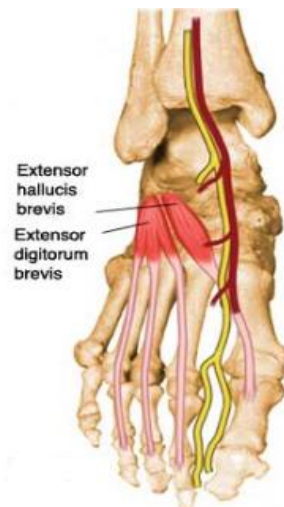


Fig. 1.18 Muscoli estensore breve delle dita del piede ed estensore breve dell'alluce (visione dorsale)

### 1.3.5.2 Muscoli plantari del primo strato

Il **muscolo abduttore breve del 5° dito** origina dalla tuberosità del calcagno, dalla fascia plantare e dal setto intermuscolare che lo separa dal muscolo flessore breve delle dita. Da questo punto i fasci si portano in avanti, seguendo il margine laterale del piede e vanno a terminare su un tendine che prende inserzione sulla tuberosità del 5° osso metatarsale e alla base della falange prossimale (prima falange) del 5° dito. Il tendine ricopre il legamento calcaneo-cuboideo, il tendine del peroneo lungo e il flessore breve del 5° dito; è invece ricoperto soltanto dall'aponeurosi plantare. Quando il piede è appoggiato al suolo questo muscolo contribuisce a immobilizzare il mignolo ed a mantenere l'arcata plantare.

Quando il piede è libero, invece, svolge un ruolo poco rilevante che è quello di provocare un'abduzione del 5° dito cioè un allontanamento del mignolo dal 4° dito. Questo muscolo è innervato dal nervo plantare laterale (S1 e S2).

Il **muscolo flessore breve delle dita** è un piccolo muscolo che origina dal tubercolo mediale del calcagno e dalla faccia profonda dell'aponeurosi plantare. Dà luogo a quattro piccoli tendini che si inseriscono sulla faccia plantare della seconda falange del secondo, terzo, quarto e quinto dito. A livello della prima falange ciascun tendine si divide in due parti per permettere il passaggio anche di ognuno dei quattro tendini del muscolo flessore lungo delle dita; ciascuna linguetta si inserisce quindi sulla faccia mediale e laterale della falange mediale delle quattro dita più piccole.

È ricoperto superficialmente dall'aponeurosi plantare; profondamente è in rapporto con il muscolo quadrato della pianta, con i tendini del muscolo flessore lungo delle dita e con i muscoli lombricali.

Quando il piede è appoggiato a terra, questo muscolo, come gli altri flessori, fissa le dita al suolo per questioni di equilibrio.

Quando il piede è libero, invece, flette le articolazioni metatarso-falangee e la prima articolazione interfalangea delle ultime quattro dita.

Questo muscolo è innervato dal nervo plantare mediale (L5-S1).

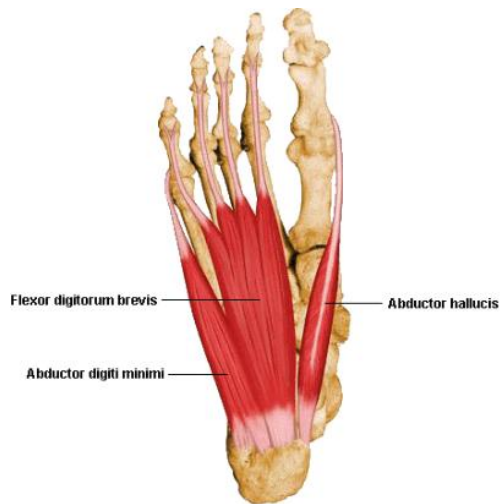


Fig. 1.19 Muscoli plantari del primo strato (visione plantare)

Il **muscolo abduttore dell'alluce** origina dalla parte mediale della tuberosità del calcagno, dall'aponeurosi plantare e dal setto intermuscolare posto tra esso e il flessore breve delle dita.

Si inserisce sulla porzione laterale della base della falange prossimale dell'alluce. Di solito manda un'espansione anche al tendine del muscolo estensore dello stesso dito.

Il muscolo abduttore dell'alluce è situato profondamente all'aponeurosi plantare, tra il muscolo flessore breve e il muscolo flessore lungo dell'alluce.

Quando il piede è appoggiato al suolo, questo muscolo, assieme ad altri muscoli (flessore breve dell'alluce e adduttore dell'alluce) contribuisce a fissare la posizione dell'alluce ed a mantenere l'arcata plantare. Quando il piede è libero, invece, il muscolo in questione provoca l'abduzione dell'alluce cioè il suo allontanamento dal secondo dito. Quest'ultimo suo ruolo è decisamente meno importante. Il muscolo abduttore dell'alluce è innervato dal nervo plantare-mediale (L5-S1).

### 1.3.5.3 Muscoli plantari del secondo strato

I **muscoli lombricali** sono quattro piccoli muscoli che originano dai tendini del muscolo flessore lungo delle dita; in particolare, il primo nasce dal lato mediale del tendine per il secondo dito e ciascuno degli altri dai due tendini fra i quali decorrono. I piccoli muscoli continuano con tendini che si inseriscono sul lato mediale

dell'estremità prossimale della prima falange delle ultime quattro dita e sui tendini del muscolo estensore lungo delle dita.

Quando il piede è libero i muscoli lombricali flettono le articolazioni metatarso-falangee ed estendono le articolazioni interfalangee.

Quando invece il piede è appoggiato a terra c'è una collaborazione fra muscoli lombricali e muscoli flessori lunghi nel bloccare le ultime quattro dita agendo sulle articolazioni interfalangee, per ottenere maggior equilibrio e stabilità dell'intero corpo.

Il primo e secondo lombricale sono innervati dal nervo plantare mediale (L5-S1) mentre il terzo e il quarto dal nervo plantare laterale (S1-S2).



Fig. 1.20 Muscoli plantari del secondo strato (visione plantare)

Il **muscolo flessore accessorio** (o **muscolo quadrato della pianta**) ha due capi: mediale e laterale. Il capo mediale origina dalla parte inferiore della faccia mediale del calcagno mentre il capo laterale dal margine laterale della faccia plantare del calcagno stesso.

Entrambi i capi originano, inoltre, dai rispettivi margini del legamento plantare lungo posto fra di essi. La lamina unica che si forma dall'unione dei due capi si inserisce, infine, sul tendine del muscolo flessore lungo delle dita.

Il muscolo flessore accessorio può intervenire sull'asse di trazione del muscolo flessore lungo delle dita; può inoltre flettere le dita quando il muscolo flessore lungo, a piede esteso, è impossibilitato a svolgere pienamente la sua azione. Durante la marcia, inoltre, quando la gamba è tirata in avanti sopra il collo del piede

dai muscoli estensori delle dita, il muscolo accessorio collaborando con il muscolo flessore breve agisce per fissare le dita in modo che il muscolo flessore lungo possa avere un punto fisso dal quale esercitare la sua azione di trazione, senza che vi sia necessità di un'azione antagonista da parte del flessore lungo delle dita stesso. Questo muscolo è innervato dal nervo tibiale, in particolare dal suo ramo plantare laterale (S1-S2).

#### 1.3.5.4 Muscoli plantari del terzo strato

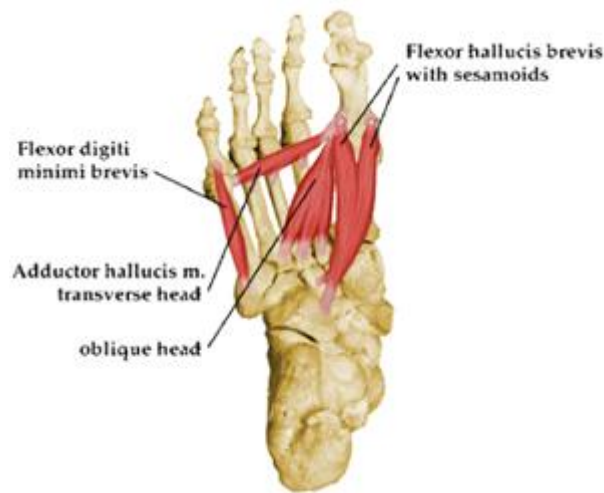


Fig 1.21 Muscoli plantari del terzo strato

Il **muscolo flessore breve dell'alluce** consta di due ventri cilindrici che prendono origine comune dalla faccia plantare delle tre ossa cuneiformi e dal cuboide nonché dal legamento calcaneo-cuboideo plantare e dal prolungamento del legamento del muscolo tibiale posteriore.

Il muscolo si porta in avanti e si divide nei due diversi fasci; il fascio mediale andrà ad unirsi al tendine del muscolo abducente dell'alluce mentre il fascio laterale raggiungerà il capo obliquo dell'adduttore dell'alluce e quindi si legheranno entrambi alla base della prima falange dell'alluce stesso. Il muscolo flessore breve dell'alluce è in rapporto superficialmente con il muscolo abducente dell'alluce e con l'aponeurosi plantare; profondamente appoggia sul 1° osso metatarsale e sul tendine del muscolo peroneo lungo.

Una contrazione di questo muscolo provoca una flessione dell'alluce. Dal punto di vista del sistema nervoso, il flessore breve dell'alluce è innervato dai nervi plantare

mediale e plantare laterale (L5-S2).

Il **muscolo flessore breve del 5° dito** occupa una posizione profonda rispetto al muscolo abducente del 5° dito. Nasce dalle base del 5° osso metatarsale e dal legamento plantare lungo, si porta in avanti e si inserisce alla base della prima falange (prossimale) del mignolo e sulla corrispondente articolazione metatarsofalangea. Superficialmente è ricoperto dal muscolo abducente del 5° dito mentre al di sotto di esso troviamo il 5° osso metatarsale.

La sua funzione è quella di immobilizzare il 5° dito quando il piede è appoggiato a terra così da migliorare la stabilità del corpo e mantenere la forma dell'arcata plantare. Altro suo ruolo, secondario, è quello di permettere la flessione del 5° dito. Questo muscolo è innervato anch'esso dal nervo plantare laterale di radici S1 e S2. Il **muscolo adduttore dell'alluce** origina con un capo obliquo e con un capo trasverso. Il capo obliquo emerge dall'osso cuboide, dal terzo osso cuneiforme, dalla base del secondo, terzo e quarto metatarsale e dal legamento plantare lungo e si porta in avanti e medialmente.

Il capo trasverso invece parte dalla terza, quarta e quinta articolazione metatarsofalangea e continua medialmente. Le inserzioni sono indipendenti per i due capi. Il tendine del capo obliquo si fonde, quindi, con il tendine del muscolo flessore breve dell'alluce e raggiunge il suo punto di inserzione che è rappresentato dalla base della prima falange. Il tendine del capo trasverso si innesta invece sulla faccia laterale della base della prima falange dell'alluce. Assieme ad altri muscoli collabora a fissare la posizione dell'alluce a terra e permette la flessione e adduzione (rotazione interna) dell'alluce. Questo muscolo è innervato dal nervo plantare laterale (S1-S2).

#### 1.3.5.5 Muscoli plantari del quarto strato

I **muscoli interossei dorsali** sono quattro piccoli muscoli che occupano la parte dorsale dei quattro spazi intermetatarsali e si inseriscono alla base delle falangi prossimali. In particolare, il primo e secondo muscolo terminano rispettivamente sui lati mediale e laterale della falange prossimale del secondo dito mentre il terzo e quarto muscolo si inseriscono nella faccia laterale della falange prossimale del dito corrispondente. Tutti e quattro i muscoli, inoltre, inviano un'esile espansione al tendine del muscolo estensore lungo delle dita.



Questi piccoli muscoli permettono l'abduzione (allontanamento dal piano sagittale o mediale del corpo) del terzo, quarto e quinto dito a livello dell'articolazione metatarso-falangea.

Siccome nel secondo dito vi sono attaccati due muscoli interossei dorsali, uno per lato, una contrazione di essi non comporta un significativo movimento di abduzione. L'abduzione è di scarsa rilevanza nel movimento complessivo del piede, ma tuttavia, l'azione dei muscoli dorsali interossei associata a quella dei muscoli plantari interossei provoca la flessione delle articolazioni metatarso-falangee.

Nonostante questi muscoli siano piccoli, sono in grado di sviluppare notevole potenza e, lavorando assieme ai plantari interossei controllano la direzione dei piedi durante attività intense permettendo così ai muscoli flessori lunghi e brevi di svolgere pienamente la loro azione.

Essendo in rapporto diretto con le articolazioni metatarso-falangee, i muscoli dorsali interossei contribuiscono anche a mantenere l'arcata metatarsale anteriore del piede. Questi muscoli sono innervati dal nervo plantare laterale (S1-S2).

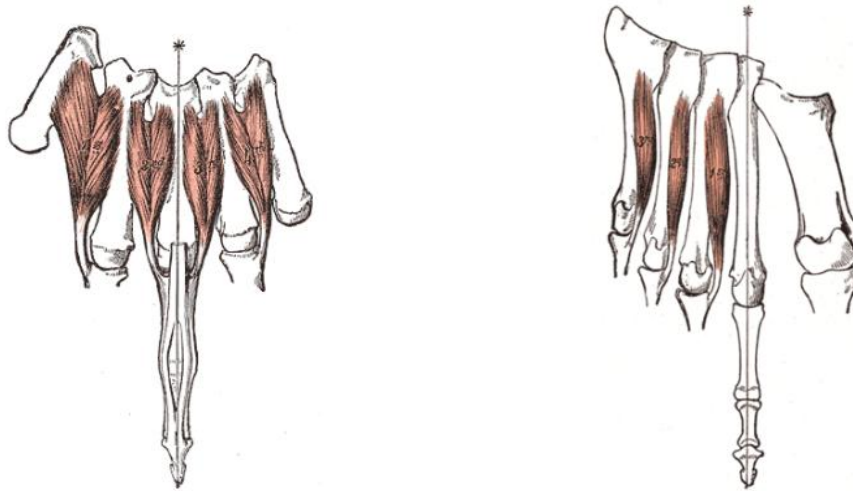


Fig. 1.22 Muscoli interossei dorsali (visione dorsale) e plantari (visione plantare)

I **muscoli interossei plantari**, in numero di tre, sono disposti sotto alle ossa metatarsali e quindi sotto ai muscoli interossei dorsali.

Originano dalla faccia mediale del terzo, quarto e quinto osso metatarsale e si inseriscono sul lato mediale della base della falange prossimale del rispettivo dito con un piccolo tendine, inviando anche un'espansione al tendine del muscolo estensore lungo delle dita. Questi muscoli, con la loro azione, flettono la prima

falange (quindi l'articolazione metatarso-falangea) ed estendono la seconda e terza falange (quindi le articolazioni interfalangee) del terzo, quarto e quinto dito. Inoltre, portano medialmente (adducono) queste stesse dita. Assieme ai muscoli lombricali e flessori lunghi, quando il piede è appoggiato al suolo, permettono di stabilizzare le ultime quattro dita per migliorare la stabilità del corpo.

I muscoli interossei plantari sono innervati dal nervo plantare laterale di radici S1 e S2.

## CAPITOLO 2

### Analisi istologica e biomeccanica del tessuto muscolare e tendineo

#### 2.1 Analisi istologica del tessuto muscolare

Il tessuto muscolare è il tessuto che consente agli esseri viventi di produrre movimento. Infatti, è in grado di trasformare l'energia chimica, immagazzinata nelle cellule sotto forma di ATP, in energia meccanica tramite uno scorrimento reciproco di fibre citoscheletriche che provocano un accorciamento della fibra muscolare.

Esistono tre tipi di tessuto muscolare: striato scheletrico, striato cardiaco e liscio. Fra tutti, quello che ci interessa è il tessuto muscolare striato scheletrico in quanto è il tessuto presente nei muscoli dell'arto inferiore ma anche in tutti gli altri muscoli collegati direttamente allo scheletro.

##### 2.1.1 Il tessuto muscolare striato scheletrico

La massima organizzazione ed efficienza di movimento si realizza nella cellula muscolare striata nella quale le strutture fibrillari di actina e miosina si organizzano in cospicui fasci particolarmente organizzati.

L'elemento cellulare che costituisce questo tessuto è una lunga cellula fusiforme, particolarmente specializzata, chiamata **fibrocellula muscolare striata** in quanto nel suo interno sono stipate fibre citoscheletriche disposte in maniera estremamente ordinata: filamenti sottili, costituiti da actina inframmezzati da filamenti spessi composti da varie molecole di miosina strettamente associate.

L'elemento funzionale del muscolo striato scheletrico, cioè la più piccola struttura che svolge le funzioni del muscolo stesso, è il **sarcomero** che si riesce a distinguere all'interno di una fibra muscolare. Ognuna di queste, infatti, presenta delle bande anisotrope (bande A) maggiormente colorate, caratterizzate per tutta la lunghezza (circa 1,5 $\mu$ m) dalla presenza di filamenti spessi di miosina, in parte inframmezzate

da filamenti di actina alternati a delle bande isotrope (bande I) composte esclusivamente da filamenti di actina.

Le bande I sono divise in due semibande simmetriche da una linea Z alla quale sono ancorati i filamenti di actina. Nella parte centrale della banda A, invece, è presente una linea mediana (linea M) data dalla presenza di ponti di collegamento tra i filamenti spessi. La banda H, infine, è un'area molto scura dove non arrivano i filamenti sottili di actina ed è quindi presente solamente miosina. Il sarcomero, quindi, è definito come il tratto di miofibrilla compreso fra due linee Z consecutive che comprende un'intera banda A centrale e due mezze bande I laterali.

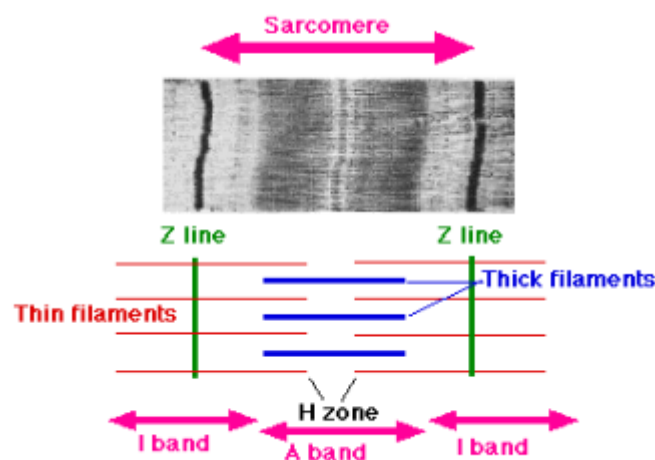


Fig. 2.1 Immagine del sarcomero al microscopio e schema della sua struttura

Le varie fibre muscolari sono raccolte in vari fasci paralleli (**miofibrille**) circondati da un sistema membranoso con tubuli e cisterne denominato **reticolo sarcoplasmatico** ed occupano interamente il citoplasma comune detto **sarcoplasma**. Negli interstizi dei fasci fibrillari sono presenti numerosi mitocondri che forniscono l'energia necessaria alla contrazione sotto forma di molecole di ATP.

La fibrocellula ha dimensioni che possono variare tra 10 – 100  $\mu\text{m}$  di diametro e può raggiungere qualche decina di cm di lunghezza.

Questo tipo di cellula specializzata è formata dall'unione di più cellule (**mioblasti**) che si fondono nella fase embrionale in un'unica cellula che presenta centinaia di nuclei ed è avvolta da una membrana cellulare detta **sarcolemma**. Ogni singola fibrocellula è circondata da una membrana basale connettivale detta **endomisio**. Gruppi di più fibrocellule formano dei fascetti muscolari raggruppati da una membrana chiamata **perimisio**; a loro volta più fascetti concorrono a formare il

muscolo vero e proprio circondato da un ultimo rivestimento connettivale detto **epimisio**.

I diversi avvolgimenti connettivali confluiscono assieme e sono in continuità con i tendini che si vanno a collegare con la struttura scheletrica.

Sono presenti, inoltre, alcune particolari cellule quiescenti, le **cellule satellite**, collocate tra il sarcoplasma e l'endomisio che possono entrare in proliferazione e rigenerare nuove fibre muscolari in caso di lesione.

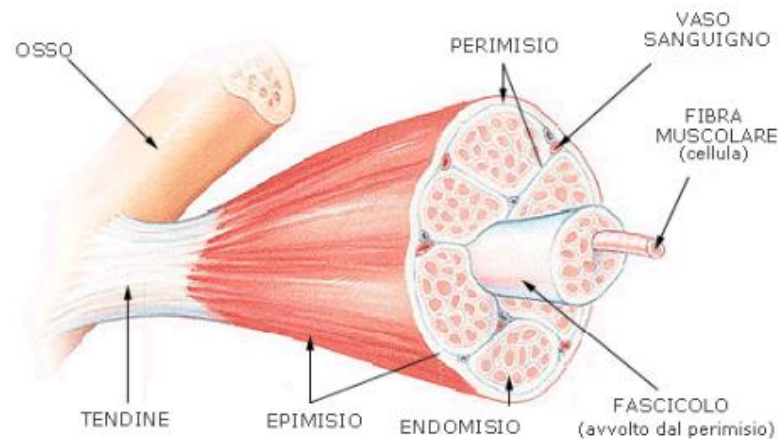


Fig. 2.2 Struttura del muscolo scheletrico striato

Le fibre muscolari si possono dividere in due gruppi principali secondo criteri biochimici, metabolici e isologici: fibre rosse e fibre bianche.

Le fibre bianche rappresentano il tipo di fibre più voluminoso, sono quelle rapide ma facilmente affaticabili in quanto presentano piccoli e poco numerosi mitocondri, sono ricche di enzimi glicolitici mentre sono scarsi gli enzimi del metabolismo ossidativo. Queste fibre, quindi, si contraggono velocemente generando una forza di trazione intensa ma esauriscono in poco tempo la loro azione. Per questo motivo sono deputate a provocare un'attività muscolare intensa ma di breve durata.

Le fibre rosse, invece, presentano un diametro relativamente modesto, sono più lente ma più resistenti alla fatica dal momento che contengono un gran numero di mitocondri, sono ricche di enzimi ossidativi e di mioglobina che conferisce ad esse una colorazione più scura. La loro resistenza è garantita dall'elevata capacità di rigenerazione ossidativa di ATP. Queste loro caratteristiche le rendono particolarmente efficaci nel mantenimento della postura in quanto è richiesto un lavoro modesto ma continuativo. Di solito i due tipi di fibre sono presenti assieme

nel medesimo muscolo mentre in altri casi prevale nettamente una delle due tipologie.

### 2.1.2 La contrazione muscolare

La contrazione muscolare avviene grazie ai rapporti tra actina e miosina che nel sarcomero arrivano a legarsi e slegarsi in continuazione in risposta ad aumenti o diminuzioni della concentrazione di vari ioni.

L'**actina** è un polimero dell' actina-G e forma filamenti sottili di 5-9 nm di spessore composti da una doppia spirale. E' disposta a formare gruppi di sei filamenti attorno ad ogni filamento spesso di miosina.

Caratteristica dell'actina muscolare è la presenza di due proteine che controllano la contrazione del muscolo: la **tropomiosina**, che agisce inibendo il contatto dell'actina con la miosina e la **troponina** che, dopo un aumento di calcio, fa annullare l'inibizione, esercitata dalla tropomiosina, fra actina e le teste di miosina caricate di energia dall'ATP e quindi fa scatenare la reazione di contrazione.

La **miosina** è un filamento spesso (lungo 1,5 $\mu$ m e spesso 15nm) formato dall' unione di filamenti più sottili di miosina II. Il risultato è un filamento che realizza un orientamento regolare con le code orientate verso il centro del sarcomero e le teste verso l'esterno in modo da disporsi con una simmetria esagonale che consente alle teste di contattare i sei filamenti di actina che lo circondano.

Altra struttura importante per la contrazione muscolare è il **reticolo sarcoplasmatico**, costituito da strutture tubulari lisce che avvolgono fasci di fibre e terminano, alle due estremità, in cisterne terminali che prendono contatto con un'altra struttura tubulare detta tubulo T. Quest'ultimo elemento non fa parte direttamente del reticolo sarcoplasmatico ma è un'introflessione della membrana sarcoplasmatica e risulta fondamentale nella trasmissione dell'impulso nervoso che provoca la contrazione.

Due cisterne terminali adiacenti, provviste di pompe per l'accumulo di ioni Ca<sup>2+</sup>, e un tubulo T formano una zona detta **triade**.

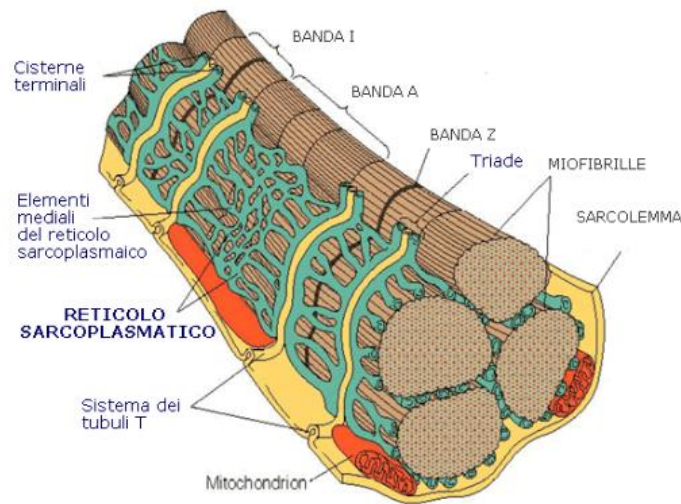


Fig. 2.3 Reticolo sarcoplasmatico

L'elemento finale che scatena la contrazione muscolare è l'aumento della concentrazione del calcio che risulta, quindi, lo ione fondamentale per l'attività muscolare. L'impulso parte da un nervo motore che giunge ad una terminazione nervosa detta placca motrice (o giunzione neuromuscolare) nella quale si scarica un neurotrasmettitore che contatta sulla membrana del muscolo il suo recettore che a sua volta apre un canale del sodio. Avviene quindi una depolarizzazione che si propaga fino alla triade dove vi sono proteine sensibili al voltaggio collegate direttamente con i canali del calcio che, una volta aperti, rilasciano calcio nel sarcoplasma dove sono immerse le fibre contrattili e attivando la troponina consente la contrazione.

Questo meccanismo che, da una depolarizzazione nella giunzione neuromuscolare porta ad un aumento di calcio e poi ad una contrazione del muscolo è detto **accoppiamento eccitazione-contrazione**.

La contrazione muscolare avviene, dal punto di vista del sarcomero, grazie alla maggiore o minore sovrapposizione dei diversi filamenti che lo formano ed è regolata soprattutto dall'aumento o diminuzione della concentrazione dello ione calcio.

La lunghezza dei vari filamenti di actina e miosina non cambia durante la contrazione, si verifica solamente un incremento della zona di sovrapposizione tra i filamenti stessi portando all'accorciamento dell'intero muscolo.

La teoria che spiega come interagiscono filamenti spessi e sottili e la modalità di azione del calcio è la **teoria dei ponti trasversi** proposta da H.E. Huxley che afferma che la contrazione muscolare avviene grazie alla testa della miosina che si

lega al filamento di actina formando un ponte trasverso.

Quando il muscolo è a riposo non ci sono ponti trasversi e le teste di miosina sono a  $90^\circ$  rispetto ai filamenti sottili. Le interazioni fra actina e miosina sono prevenute perché i siti di ancoraggio della miosina sono ricoperti dalla tropomiosina che impedisce ai due filamenti di legarsi. Quando il muscolo viene attivato ed aumenta la concentrazione di calcio, le molecole di tropomiosina si spostano grazie all'attivazione della troponina e quindi si permette ai filamenti spessi e sottili di interagire. L'ADP e i gruppi fosfato sono quindi liberati per rafforzare il legame tra actina e miosina che fino a quel momento era debole. Le teste di miosina ruotano di  $45^\circ$  e generando una forza sul filamento sottile portano ad un suo slittamento nei confronti del filamento spesso e il sarcomero si accorcia. Quando la miosina è legata all'actina presenta un'elevata affinità nei confronti dell'ATP che se legata alla miosina stessa comporta il distacco del ponte trasverso. L'idrolisi dell'ATP porta nuovamente al complesso miosina + ADP + gruppo fosfato con il ritorno della testa della miosina ad un angolo di  $90^\circ$  rispetto al filamento sottile. Fino a quando la concentrazione di calcio rimane elevata nel sito del suo stoccaggio cioè il reticolo sarcoplasmatico, il ciclo si può ripetere.

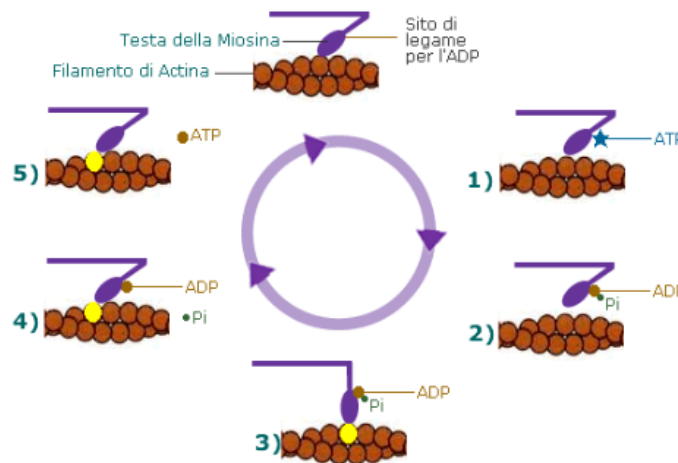


Fig. 2.4 Fasi della teoria dei ponti trasversi

### 2.1.3 Meccanica della contrazione muscolare

Il termine contrazione muscolare si riferisce all'attivazione dei muscoli e al conseguente sviluppo di forza. La contrazione muscolare è stata classificata sulla base di quello che accade alla lunghezza del muscolo attivo.



Vi sono due principali tipi di contrazione che sono prodotti nei principali tipi di movimento. Nella **contrazione isometrica**, cioè a lunghezza costante, in cui la lunghezza del muscolo è tenuta fissa in modo da prevenire l'accorciamento.

Nella **contrazione isotonica**, cioè a tensione costante, il muscolo si accorcia quando si sviluppa forza. Dal punto di vista meccanico, un muscolo o le sue fibre muscolari si possono rappresentare attraverso alcuni componenti in serie ed in parallelo in quanto nella sua struttura vengono a trovarsi due materiali elastici differenti: la parte contrattile di actina e miosina e la parte connettivale di membrane e tendini.

Per quanto concerne la **parte contrattile (C.C.)** del muscolo questa potrà solo contrarsi e rilassarsi avendo un coefficiente di elasticità circa uguale ad 1, in essa non permarranno modificazioni strutturali permanenti, potrà invece sussistere una modificazione temporanea dovuta allo stimolo contrattile.

Le **componenti connettivali**, invece, a seconda del loro coefficiente di elasticità, potranno mantenere un accorciamento o un allungamento in maniera proporzionale alla forza, alla durata e alla frequenza dello stimolo ad esse applicato.

Schematicamente, gli elementi elastici connettivali del muscolo vengono divisi in due: elementi elastici in serie ed elementi elastici in parallelo.

Gli **elementi elastici in serie (C.E.S.)** sono costituiti dai tendini e dai loro prolungamenti all'interno del ventre muscolare che formano la componente passiva in quanto si stirano passivamente all'applicazione di una forza oltre che dai ponti trasversi (cross-bridges) che formano la componente attiva in grado di promuovere la contrazione muscolare. La funzione della componente passiva risulta essere quella di "ammortizzare", durante la contrazione muscolare, le sollecitazioni prodotte sia quando un muscolo si accorcia sia quando si stira. Inoltre, la presenza di strutture protettive come gli organi tendinei del Golgi impedisce la lesione degli elementi elastici in serie, inducendo un rilassamento muscolare quando la tensione diventa eccessiva impedendone quindi un completo stiramento.

Un ulteriore vantaggio offerto da queste strutture è quello di restituire l'energia accumulata, come una molla, in base alla loro elasticità.

Gli **elementi elastici in parallelo (C.E.P.)** sono costituiti dal sarcolemma (membrana connettivale che ricopre le miofibrille), da altre membrane connettivali e da tessuto connettivale interposto.

La loro azione risulta essere quella di "smorzare" le sollecitazioni prodotte dagli stiramenti riducendo le resistenze.

Questi elementi, assieme ai fusi neuromuscolari e agli organi tendinei del Golgi, svolgono un'azione di protezione esterna ed interna del muscolo stesso.

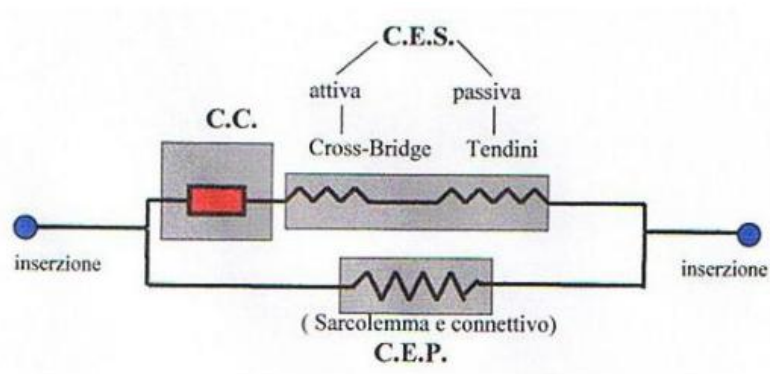


Fig. 2.5 Modello meccanico di Hill per i muscoli scheletrici striati

Per quanto riguarda la forza generata da un muscolo si è visto che viene regolata da due diversi meccanismi.

Il primo stabilisce che la forza generata da ciascun muscolo scheletrico sia direttamente proporzionale al numero di unità motorie attivate. Un'unità motoria è formata da un singolo motoneurone  $\alpha$  e da tutte le fibrocellule che esso innerva. Ogni motoneurone  $\alpha$  può innervare poche cellule muscolari o moltissime cellule muscolari, a seconda del muscolo in questione.

Il secondo meccanismo, invece, mostra che la massima forza generata da un muscolo scheletrico in risposta a due diversi stimoli provenienti dall'unità motoria dipende dall'intervallo fra di essi.

Se i due stimoli sono separati di più di 100 ms, entrambi generano una contrazione; se invece il secondo impulso è dato prima che le fibre muscolari si rilassino completamente dopo un primo impulso, le forze generate dalle due diverse sollecitazioni si vanno a sommare e il picco risultante è nettamente maggiore rispetto a quello che si ottiene con un singolo stimolo.

Le proprietà meccaniche di un muscolo scheletrico possono essere caratterizzate attraverso due fondamentali relazioni: curva lunghezza-tensione e relazione velocità-forza (o tensione). Entrambe sono valide sia per un intero muscolo che per una singola fibra muscolare.

Per quanto riguarda la **relazione lunghezza-tensione**, studiata anch'essa da A.F.Huxley, è noto che la quantità di forza generata da un muscolo varia con la

lunghezza alla quale il muscolo è stirato.

Il relativo grafico mostra che esiste una lunghezza ideale del muscolo, alla quale la tensione (o forza) è massima. Per i muscoli scheletrici la lunghezza ideale del sarcomero è compresa nell'intervallo 2.0 - 2.2  $\mu\text{m}$ ; dal punto di vista microscopico vi è sovrapposizione ottimale tra filamenti spessi e sottili e si possono formare il massimo numero di ponti trasversi.

Quando invece la lunghezza del sarcomero è compresa tra 2.2 e 3.65  $\mu\text{m}$ , diminuisce la sovrapposizione tra filamenti e quindi la forza totale sviluppabile cala per via del minor numero di ponti trasversi che si possono formare.

Se la lunghezza del sarcomero, invece, è minore di 2.2  $\mu\text{m}$  la forza diminuisce perché è presente un doppio strato di filamenti sottili che permette la formazione di ponti trasversi anche nella direzione sbagliata e perché la geometria dei filamenti potrebbe essere perturbata in quanto i filamenti spessi toccano la linea Z ed i filamenti sottili sono costretti ad allontanarsi dalla miosina.

Dal grafico di Fig. 2.6 (e dalla spiegazione precedente) si comprende che la forza generata da un muscolo è direttamente proporzionale al numero di ponti trasversi che si sono effettivamente formati.



Fig. 2.6 Grafico rappresentante la relazione lunghezza-tensione per un muscolo striato scheletrico

La **relazione velocità-forza (o carico)** mette in relazione la velocità di contrazione muscolare con la forza che il muscolo stesso sviluppa.

Le misurazioni sono state effettuate applicando al muscolo pesi diversi ed osservando ciò che avveniva. Si è notato che dopo l'attivazione, il muscolo comincia a sviluppare forza isometrica (cioè il muscolo sviluppa forza mantenendo la propria lunghezza invariata) fino a quando la tensione che insorge è sufficiente a tenere il

peso sospeso. A questo punto, l'aumento di forza prodotto dal muscolo cessa e questo comincia ad accorciarsi in maniera isotonica (cioè mantenendo la tensione costante). Utilizzando pesi piccoli la velocità di accorciamento è relativamente elevata, quindi la contrazione è veloce, mentre utilizzando pesi più grossi, il muscolo impiega più tempo per sviluppare la forza necessaria, lasciando un periodo più breve all'accorciamento isotonico. Il risultato è, quindi, una velocità di accorciamento più bassa. Dal grafico sottostante (Fig. 2.7) si può notare che la velocità di contrazione più alta si ha in corrispondenza di un carico applicato nullo o comunque di un carico molto piccolo. La potenza sviluppata dal muscolo, invece, è legata a forza e velocità attraverso la relazione  $P=Fv$ .



Fig 2.7 Curva di Hill (1933) rappresentante la relazione carico-velocità di contrazione per i muscoli striati scheletrici

## 2.2 Analisi istologica del tessuto tendineo

I tendini sono strutture fibrose che collegano i muscoli alle ossa. Fra le funzioni che essi svolgono sono da evidenziare il trasferimento di forze dai muscoli alle ossa e l'immagazzinamento di energia elastica.

I tendini sono in grado, attraverso un processo detto adattamento meccanico del tessuto, di rispondere a sollecitazioni meccaniche modificando la propria struttura, composizione e proprietà.

Sono delle strutture molto convenienti dal momento che, dal punto di vista dell'utilizzo di ossigeno, ne consumano 7.5 volte meno che i muscoli scheletrici. Il loro basso consumo e la loro sviluppata capacità di produrre energia anaerobica è essenziale per sopportare carichi e mantenere una certa tensione per periodi

prolungati (P.Sharma et al.,2005). I tendini scivolano sopra le ossa e spesso sono inseriti in canali e guaine che li guidano per il percorso ideale e limitano le frizioni e gli attriti che devono sopportare. Le guaine tendinee sono formate da due strati e, al loro interno, è contenuto liquido sinoviale che lubrifica i punti più critici del percorso di queste strutture. I tendini contenuti tra queste due membrane sono circondati da una larga porzione di tessuto connettivo detto paratenone che funge da barriera di divisione con i tessuti circostanti e fornisce alla struttura tendinea una certa libertà di movimento (Lin et al. 2004).

I tendini appaiono come cordoni di colore bianco perlato e possono avere svariate forme a seconda del tipo di muscolo che connettono all'osso.

Sono formati prevalentemente da collagene, proteoglicani, glicoproteine, acqua e cellule. Tenoblasti e tenociti si trovano nella matrice extracellulare e costituiscono il 90-95 % della componente cellulare tendinea. Del rimanente 5-10 % fanno parte i condrociti, presenti nelle attaccature con le ossa e nei punti di inserzione, le cellule sinoviali, situate nelle guaine tendinee e le cellule vascolari che includono cellule endoteliali dei capillari e cellule dei muscoli lisci delle arteriole. I tenociti, in particolare, sono attivi nella produzione di energia e nella sintesi di collagene e componenti della matrice extracellulare.

La massa secca dei tendini umani è approssimativamente il 30 % dell'intera massa ed è costituita per il 65-80 % da collagene di tipo I (che corrisponde al 95 % circa dell'intera massa) e solamente per il 2 % da elastina (G. Hayem, 2000).

Collagene di tipo III e di tipo V rappresentano, invece, il rimanente 5 % della massa del tendine. In tendini normali, il collagene di tipo III è collocato prevalentemente nell'endotenone e nell'epitenone e forma fibrille piccole e poco organizzate che provocano una diminuzione della forza meccanica.

Il collagene di tipo V, invece, è inserito tra le fibrille di collagene di tipo I, la sua funzione è quella di regolare la crescita delle fibrille stesse.

Collagene di tipo II, VI, IX, X e XI è presente in piccole quantità nei tendini e si trova soprattutto nella zona di intersezione tra tendine e osso (giunzione osteotendinea) dove agisce migliorando il legame tra le due strutture riducendo la tensione all'interfaccia tra i tessuti. Come verrà spiegato successivamente (2.2.1.2), le fibre di collagene nella matrice sono unite da cross-links che inducono un aumento del modulo di Young (modulo di elasticità) e una riduzione della tendenza alla rottura. Fra gli enzimi deputati a questo ruolo sono da ricordare la lisil-ossidasi, la

lisilpiridinolina e la idrossi-lisilpiridinolina. Oltre al collagene, nei tendini è presente anche una piccola quantità di proteoglicani, il cui contenuto varia a seconda della regione tendinea e delle sollecitazioni meccaniche a cui la struttura è sottoposta (elongazione o compressione). Fra le tipologie di proteoglicani presenti ricoprono notevole importanza gli aggracani che tengono l'acqua nella fibrocartilagine e resistono alla compressione e la decorina che si trova, in particolare, sulla superficie della porzione mediale delle fibrille di collagene e facilita lo scivolamento fibrillare durante la deformazione meccanica. All'interno della matrice extracellulare tendinea sono presenti anche numerose glicoproteine delle quali fanno parte la tenascina-C che contribuisce alla stabilità meccanica della ECM attraverso la sua interazione con il collagene e la fibronectina la cui sintesi facilita la guarigione tendinea in caso di danni. Il ruolo della piccola quantità di elastina (2 % circa) è quello di far ritornare nella configurazione iniziale le fibrille di collagene dopo lo stiramento (Wang, 2006). Fibroblasti, in particolare tenociti e tenoblasti, sono posti tra le fibre di collagene per tutta la lunghezza del tendine e sono responsabili della sintesi delle proteine della matrice extracellulare, della produzione e organizzazione del collagene e del rimodellamento tendineo durante la guarigione.

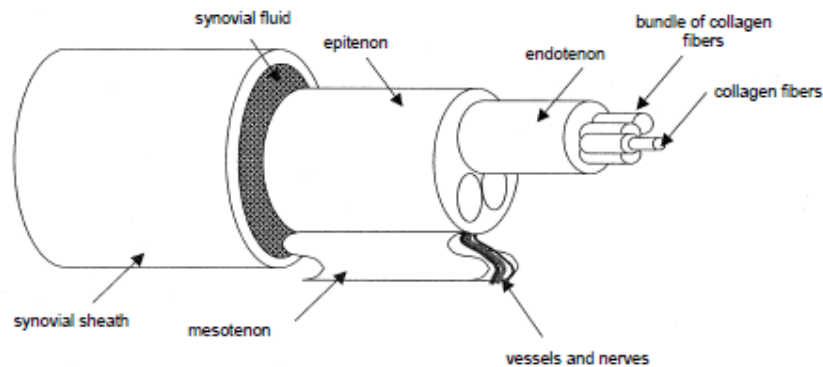


Fig. 2.8 Struttura gerarchica dei tendini e guaine di rivestimento

Per quanto riguarda la struttura principale che compone i tendini, il collagene, che verrà descritto successivamente (2.2.1.2), è organizzato in livelli gerarchici di crescente complessità cominciando dal tropocollagene, una catena formata da una tripla elica, che unendosi ad altre catene forma le fibrille, il cui diametro varia tra 100 e 500 nm. Il livello successivo è costituito dalle fibre che sono composte da fibrille di

collagene e sono vincolate dall'endotenone, un sottile strato di tessuto connettivo che contiene vasi sanguigni, vasi linfatici e nervi. L'unione di più fibre forma i fascicoli, racchiusi dall'epitenone, una sottile e larga guaina contenente anch'essa vasi sanguigni, linfatici e nervi del tendine. I tendini sono inoltre circondati da un terzo strato di tessuto connettivo, il paratenone che assieme all'epitenone forma il cosiddetto peritendine che riduce le frizioni con i tessuti adiacenti. Questo tipo di struttura gerarchica allineando fasci di fibre lungo l'asse longitudinale del tendine fornisce al tendine una grande resistenza alla trazione. (Roshan et al., 2008).

### 2.2.1 La matrice extracellulare

La matrice extracellulare è una sostanza complessa che lega le varie cellule tra loro. I vari tipi di tessuto si differenziano tra loro per la presenza di cellule specializzate, per la modalità e la tipologia di associazione fra di esse e per le caratteristiche chimico-fisiche e i rapporti quantitativi tra i diversi componenti della matrice extracellulare. Questa sostanza è formata da un intreccio di eteropolisaccaridi e di proteine fibrose (collagene ed elastina) e da una parte consistente di liquido interstiziale, formato soprattutto da acqua. La matrice extracellulare presenta delle interessanti caratteristiche tra le quali troviamo viscosità, consistenza, resistenza e fondamentali proprietà come collante, lubrificante e ammortizzatore d'urti. Queste caratteristiche sono dovute al fatto che il sistema è costituito da macromolecole ricche di cariche negative che, essendo dello stesso segno, tendono a respingersi tra loro favorendo l'adozione di conformazioni estese da parte delle catene.

#### 2.2.1.1 Gli eteropolisaccaridi

I **glicosamminoglicani (GAGs)** sono una famiglia di polimeri lineari costituiti dalla ripetizione di monomeri formati da due unità di natura glucidica.

I più importanti sono l'acido ialuronico, la condroitina e il dermatansolfato. Fra le loro funzioni troviamo il conferimento di maggior viscosità alla matrice extracellulare e rendere più elastici e resistenti i tessuti.

Nei tessuti, i GAGs sono legati a proteine extracellulari per formare i proteoglicani, enormi aggregati di natura covalente e non, nei quali i polisaccaridi di solito

rappresentano oltre il 95% del complesso.

I **proteoglicani** sono composti da catene molto lunghe di ialuronato a cui sono legate ad intervalli regolari numerose unità proteiche. Ogni proteina, a sua volta, lega covalentemente piccole molecole di GAGs. I proteoglicani hanno proprietà fisiche differenti rispetto ai semplici glicosamminoglicani e, con la loro architettura complessa, conferiscono ai tessuti una certa viscoelasticità.

Questi complessi di proteine, assieme ai GAGs, giocano un ruolo importante come agenti lubrificanti soprattutto tra le microfibrille di collagene ed elastina.

### 2.2.1.2 Le proteine fibrose

Le proteine fibrose, collagene ed elastina, sono inframmezzate ai proteoglicani e formano un reticolo di legami trasversali che impartisce resistenza e consistenza a tutta la matrice extracellulare.

Il **collagene** è una proteina prettamente strutturale; rappresenta circa il 25% di tutte le proteine del corpo umano e svolge soprattutto funzioni di supporto e collegamento. Le peculiari caratteristiche di questa sostanza sono dovute ai particolari amminoacidi presenti nella sua struttura ed alle specifiche interazioni che si formano tra le catene che lo compongono. Il collagene è infatti costituito da catene di polipeptidi, denominate catene  $\alpha$ , strettamente intrecciate tra loro in modo da formare una superelica compatta. La struttura primaria delle singole catene è composta da oltre 1400 amminoacidi. Ogni singolo filamento assume una struttura terziaria elicoidale e tre filamenti si organizzano, quindi, in una nuova superelica che costituisce la struttura quaternaria del tropocollagene, il precursore del collagene. I fattori di stabilizzazione delle molecole di collagene sono legati alle interazioni tra le tre eliche costituenti la superelica e sono rappresentati da legami ad idrogeno, da legami ionici e da reticolazioni intercatena (cross-links). Le fibre di collagene presentano un'organizzazione strutturale caratteristica dal momento che le molecole di tropocollagene si associano tra loro a formare file parallele sfalsate che costituiscono le microfibrille submicroscopiche dello spessore di 20-100 nm. Nelle molecole di collagene, le microfibrille si associano tra loro lungo una direzione per formare fibrille microscopiche spesse 0.2-0.3  $\mu\text{m}$  che, a loro volta, si organizzano in fibre microscopiche di 1-12  $\mu\text{m}$ .



Esistono oltre 25 tipi di collagene, tutti caratterizzati dalla presenza di triple eliche che però sono collegate tra loro in modi diversi. Nel collagene di tipo I, il più abbondante nel corpo in quanto costituisce il 90% dell'intero collagene e presente in quantità importanti anche nei tendini, le catene di tropocollagene si associano fianco a fianco, come in una fune, formando fibre che reticolano gli spazi intercellulari. L'**elastina** è una proteina fibrosa che si trova soprattutto nei tessuti elastici ed ha una struttura abbastanza diversa rispetto al collagene nonostante contenga alcuni degli amminoacidi presenti anche nell'altra proteina fibrosa. Importante è soprattutto la glicina che costituisce un terzo degli amminoacidi dell'elastina ed ha una distribuzione casuale in essa mentre risulta ordinata nel collagene. Sono presenti, inoltre, degli speciali amminoacidi che forniscono la caratteristica reticolazione ed elasticità a questa proteina.

La configurazione dell'elastina è spiraliforme ad avvolgimento disordinato (random coil) assimilabile a quella di una molla. Questa particolare struttura, assieme ai numerosi legami reticolari, consente alle fibre di elastina di avere un comportamento tipicamente elastico, ossia di estendersi sotto l'azione di una forza traente e di tornare alla posizione iniziale una volta cessata l'azione della forza stessa. Le fibre di elastina sono organizzate in modo da formare estesi reticoli e, in natura, sono intrecciate al collagene che, essendo dotato di scarsa elasticità, limita l'entità della deformazione, evitando così la lacerazione dei tessuti.

### 2.2.2 Giunzione miotendinea ed osteotendinea

La **giunzione miotendinea** è la zona di collegamento fra muscoli e tendini. L'unione fra i due tessuti non avviene in maniera netta ma c'è una connessione continua e graduale fra fibre diverse (Kolliker, 1852). La particolare struttura di questa zona di collegamento è dovuta al fatto che le unità muscolo-tendinee devono continuamente accorciarsi ed allungarsi e resistere a grandi sollecitazioni. Infatti, queste giunzioni controllano il movimento e la posizione delle articolazioni, stabilizzandole, e fungono, inoltre, da accumulo di energia elastica che verrà utilizzata in seguito. Dal punto di vista strutturale si notano alcune fibre muscolari della stessa lunghezza dei fascicoli alle quali appartengono e che quindi si estendono dal tendine di origine al tendine di inserzione. Altre fibre aggiuntive, invece, sono più corte dei loro fascicoli e una buona parte di esse ha un'estremità inserita nella zona di interfaccia

muscolo-tendine. E' proprio questa zona che è stata denominata giunzione miotendinea (MTJ) e le forze contrattili generate dai filamenti muscolari sono trasmesse al tendine attraverso questa regione.

La membrana cellulare delle cellule tendinee è ripiegata su se stessa formando invaginazioni e pieghe, aumentando così la superficie di interfaccia con le fibre muscolari di almeno un'unità di grandezza. Le pieghe stesse, inoltre, assicurano che le sollecitazioni applicate all'interfaccia siano tangenziali e dovrebbero quindi creare una zona in cui le forze che potrebbero portare a rottura la giunzione sono minimizzate. In laboratorio sono state svolte numerose prove di resistenza della giunzione a sollecitazioni varie e si è osservato, sempre, che il cedimento strutturale non è mai associato ad una separazione tra muscolo e tendine ma avviene piuttosto a livello di fibre del corpo centrale.

La giunzione muscolo-tendinea consiste di filamenti di actina che si estendono dall'ultima banda-A, proteine di legame che legano assieme i filamenti di actina, proteine che collegano i fascicoli di actina al sarcolemma, proteine transmembrana che si legano a componenti della matrice extracellulare, etc.

Sono stati identificati due diversi sistemi di collegamento transmembrana. Il primo contiene DGC (complesso distrofina-glicoproteine) che possiede siti di legame intracellulari per l'actina ed extracellulari per diverse molecole tra le quali laminina e agrina. Questo sistema è presente sia nella giunzione muscolo-tendinea che sulla superficie laterale delle fibre muscolari. Il secondo sistema, invece, contiene molecole di adesione fondamentali tra le quali vicolina, FAK, paxillina (Trotter, 2002).

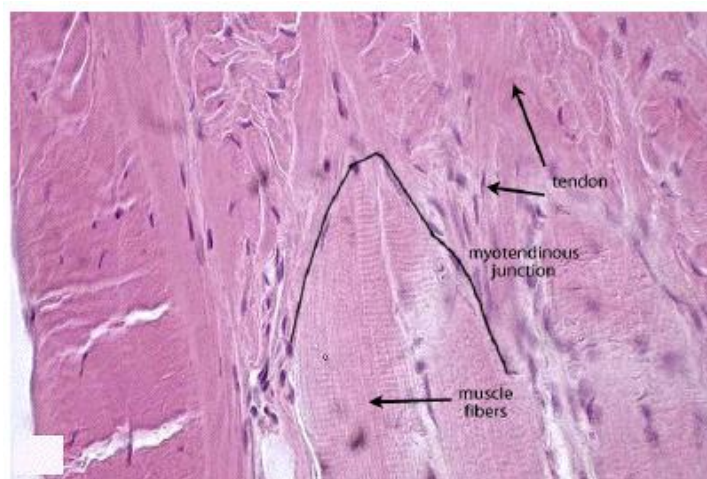


Fig. 2.9 Giunzione miotendinea

La **giunzione osteotendinea** (o **entesi** o **OTJ**) è la regione in cui un tendine si ancora all'osso e permette che le forze generate dai muscoli siano trasmesse allo scheletro. La struttura di questa regione è in funzione del dissipare le sollecitazioni dall'interfaccia fra i due tessuti convogliandole nel tendine e/o nell'osso. Come nelle giunzioni miotendinee la microstruttura delle entesi assicura che le forze all'interfaccia siano di tipo tangenziale, creando indirettamente un'unione molto più forte fra i tessuti rispetto al caso in cui le forze si trasmettono direttamente fra i componenti. Il tendine si attacca all'osso attraverso una zona di transizione di materiale fibrocartilagineo che ha la funzione di trasmettere i carichi attraverso due materiali completamente differenti. Queste trasmissioni di forza sono ottenute attraverso una zona fibrocartilaginea oppure attraverso una zona fibrosa (presente in particolare fra tendini che si attaccano al femore). Il primo tipo di struttura è quello più presente nelle giunzioni osteotendinee del corpo ed è diviso in quattro regioni diverse, ognuna con diverse strutture, composizioni e proprietà meccaniche. La prima zona consiste nel tendine vero e proprio ed è quindi composta da fibre di collagene I ben allineate con piccole quantità di decorina.

La seconda zona invece è formata da fibrocartilagine che contiene collagene di tipo II e III con tracce di collagene di tipo I, IX, X e piccole quantità di decorina e aggregati e si notano, talvolta, dei segni di calcificazione attorno alle cellule in prossimità della terza zona. Nei punti dove l'angolo fra tendine ed osso cambia sostanzialmente durante i movimenti articolari la zona di fibrocartilagine è marcata e serve per allontanare le forze di curvatura dal tidemark (vedi dopo) portandole gradualmente nel tendine (Benjamin et al., 2002).

La terza regione contiene fibrocartilagine mineralizzata e il collagene prevalente è quello di tipo II con una significativa quantità di collagene X e aggregati. Il confine fra queste ultime due regioni fibrocartilaginee (tidemark) è segnato da una linea che rappresenta la zona iniziale di calcificazione e le fibre tendinee che la attraversano formano con essa angoli retti.

La quarta zona, infine, consiste in tessuto osseo e quindi prevalentemente di collagene di tipo I con alto contenuto minerale. La giunzione fra terza e quarta regione appare altamente irregolare (diversamente dal tidemark) ed è proprio questa zona che rappresenta il vero confine tra osso e tendine e quindi, il sito di unione dei due tessuti.

Sulle basi di ricostruzioni 3-D delle giunzioni osteotendinee del tendine calcaneale,

eseguite da S. Milz, si è notato che un margine seghettato tra fibrocartilagine mineralizzata e osso è molto più importante che qualunque continuità di collagene fra due tessuti per promuovere una forte unione.

E' stato appurato che questo continuo cambiamento nella composizione del tessuto, a livello della giunzione osteotendinea, è necessario per minimizzare la concentrazione di tensione in questa zona e per aiutare il trasferimento di forze dai muscoli alle ossa. Anche l'organizzazione delle fibre di collagene è ottimale per diminuire il più possibile le sollecitazioni che si formerebbero tra tendine e osso (Thomopoulos et al. 2006).

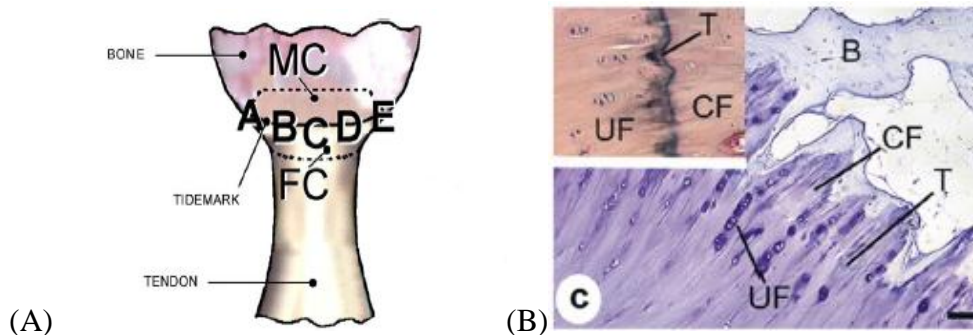


Fig. 2.10 (A) Schema dei diversi tessuti alla giunzione osteotendinea. MC: fibrocartilagine calcificata; FC: fibrocartilagine non calcificata.  
(B) Immagine al microscopio della giunzione osteotendinea. UF: fibrocartilagine non calcificata; CF: fibrocartilagine calcificata; B: osso; T: tide mark

### 2.2.3 Proprietà meccaniche del tessuto tendineo

I tendini sono soggetti a sollecitazioni meccaniche dinamiche e quindi hanno una struttura di fibre particolare che permette a questi componenti di avere comportamento viscoelastico. Un tipico tendine presenta, quindi, una curva sollecitazione-deformazione con una regione iniziale (toe region) dove il tendine è deformato fino al 2 % in cui il modulo di elasticità aumenta progressivamente. Questa zona rappresenta la regione in cui le fibre tendinee si stirano progressivamente dal momento che inizialmente presentano conformazione ondolata (crimp-pattern). Al cessare della sollecitazione le fibre stirate tornano alla conformazione iniziale ondolata; questo comportamento è dovuto in parte alle fibre di elastina presenti nella matrice extracellulare (James et al. 2008). Il crimp-pattern delle fibre, la sua lunghezza ed altre proprietà specifiche dipendono dal particolare tendine in questione e quindi ne influenzano le proprietà meccaniche generali .

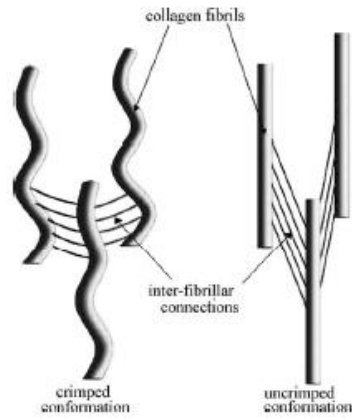


Fig. 2.11 Crimped pattern e uncrimped pattern delle fibre tendinee

Nella regione lineare, dove il tendine presenta una deformazione fra il 2 % e il 4%, le fibre ondulate di collagene si allineano. Si allude a questa zona quando si utilizza il termine ‘modulo di Young’ del tendine in quanto il modulo di elasticità rimane costante. Se il tendine è deformato più del 4 % si rimane in regione lineare ma ci si avvicina al rischio di lesioni della struttura. Tra l’8 % e il 10 %, invece, si entra in regione di danneggiamento e, un’ulteriore sollecitazione porta ad un cedimento totale del tendine. Data la loro viscoelasticità, quindi, i tendini si deformano più facilmente con carichi piccoli (regione di toe) e assorbono molta energia, mentre con carichi grandi diventano meno deformabili e più rigidi e quindi più efficaci nel sopportare forze notevoli. (Wang, 2006)

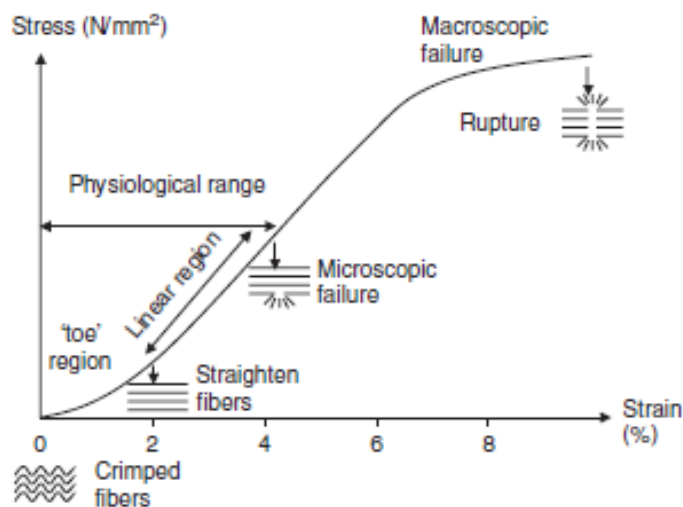


Fig. 2.12 Curva sollecitazione-deformazione per un tendine

### 2.2.4 Prove sperimentali sui tendini del piede

Solitamente sui tendini si svolgono prove di trazione per valutare il comportamento del tendine all'applicazione di carichi diversi.

La **prova di trazione (tensile test)**, infatti, consiste nel sottoporre un provino (nel nostro caso un tendine) ad una deformazione a velocità costante, mediante l'azione di un carico di trazione unidirezionale applicato ortogonalmente alla sezione del provino. Durante l'esperimento si misura il valore del carico e la lunghezza del provino ottenuta tramite, rispettivamente, una cella di carico e un estensimetro. I risultati ottenuti si possono rappresentare su un grafico 'carico (N) - allungamento (mm)' ma in tal modo risultano influenzate, ad esempio, dal diametro del provino. Di solito, quindi, si cerca di rendere i valori di un test indipendenti dalla geometria del campione utilizzato rendendoli validi per qualunque forma o dimensione.

Per questo motivo si preferisce passare a valori di tensione  $\sigma$  (stress) e deformazione  $\varepsilon$  (strain) attraverso le relazioni:

$$\text{Stress(MPa)} = \left( \frac{\text{Load(N)}}{\text{tendon cross section(m}^2\text{)}} \right) * 10^{-6}$$

$$\text{deformazione(\%)} = \frac{\text{lunghezza finale(m)} - \text{lunghezza iniziale(m)}}{\text{lunghezza iniziale (m)}} * 100$$

Attraverso queste formule si può quindi passare da grafici carico-allungamento a grafici tensione-deformazione (Fig. 2.12) senza dover effettuare delle misurazioni diverse.

Il tessuto tendineo, essendo un materiale viscoelastico, presenta alcune caratteristiche specifiche come il creep, il rilassamento e l'isteresi, determinabili attraverso opportune prove sperimentali e dette collettivamente caratteristiche di viscoelasticità. Sui tendini, e su qualunque altro materiale viscoelastico, si possono effettuare **prove di creep** che implicano il mantenimento di una certa sollecitazione (carico) per lunghi periodi. Dalle prove di creep si nota che i campioni presentano deformazioni crescenti con il passare del tempo anche se la tensione (o il carico) rimane costante. In questo modo si ottengono dei valori che verranno inseriti in grafici in cui la deformazione è in funzione del tempo.

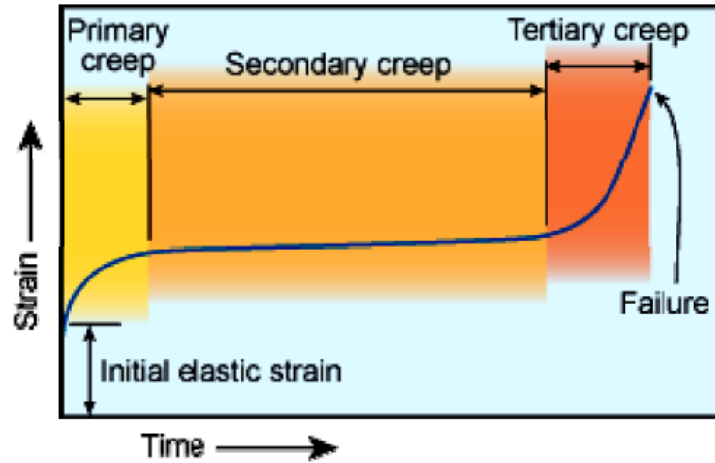


Figura 2.13 Grafico di una tipica prova di creep in cui la deformazione è in funzione del tempo

Dal grafico di Fig. 2.13 si nota che, applicando un carico costante, la deformazione aumenta con il passare del tempo. Questo tipo di sperimentazione non è sempre applicabile in quanto per molti materiali il fenomeno di creep insorge con il passare di lunghi periodi di tempo che a volte coincidono addirittura con anni. Da Fig. 2.13 è evidente che il fenomeno di creep si può dividere in tre fasi: il creep primario avviene all'inizio del test, è transitorio e cioè la deformazione che insorge è ancora recuperabile, fino a quando non si raggiunge la zona di creep secondario in cui la deformazione è pressoché costante. Se si raggiunge la regione di creep terziario e la si lascia propagare, si giunge a rottura in quanto la deformazione cresce molto velocemente. Il fenomeno di creep aumenta sempre all'aumentare della temperatura. Altra prova che può essere applicata ai tessuti tendinei ed a molti altri materiali è la **prova di stress-relaxation** che consiste nell'applicare al tendine stesso un carico e mantenendo la struttura a lunghezza costante. Si nota che, con il passare del tempo, la tensione diminuisce asintoticamente fino ad un determinato valore. Questo fenomeno insorge perché le componenti del materiale in questione si abitano ad un certo sforzo e quindi con il passare del tempo si rilassano gradualmente pur riuscendo a sopportare la stessa sollecitazione e mantenendo la stessa lunghezza. In Fig. 2.14 è rappresentato il fenomeno di stress-relaxation per un generale materiale viscoelastico.

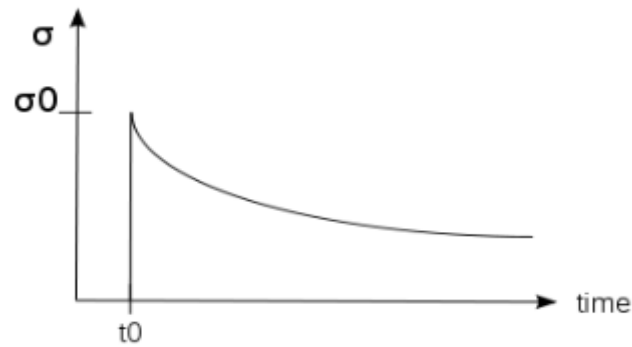


Figura 2.14 Grafico riguardante lo stress relaxation di un materiale

La **prova di isteresi** è svolta applicando al provino un carico ciclico, cioè imponendo un carico al campione e poi rimuovendo lo stesso. Nel caso in cui i carichi siano applicati e rimossi ad intervalli precisi, la curva sforzo-deformazione è traslata verso destra lungo l'asse della deformazione con ciascun ciclo di carico. L'ammontare della deformazione permanente (che insorge se viene superato il limite elastico del materiale), cioè non recuperabile, è progressivamente maggiore con ogni ciclo di carico. Il ciclo di isteresi è una caratteristica chiave nella risposta di un materiale viscoelastico e indica, inoltre, la capacità del materiale di dissipare l'energia immagazzinata (l'area fra le due curve indica la quantità di energia persa in calore durante l'esperienza). In Fig. 2.15 è rappresentato un ciclo di isteresi in cui il limite elastico non è superato e quindi la curva di scarico ritorna all'origine.

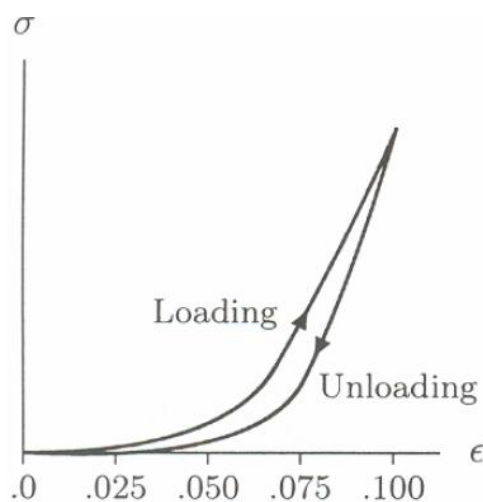


Figura 2.15 Grafico rappresentante il ciclo di isteresi per un tendine



Le diverse misurazioni sui tendini si possono effettuare in due modi diversi: in vivo ed in vitro. Per quanto riguarda l'analisi **in vitro** si utilizzano elementi, nel nostro caso tendini, estratti da cadavere, sui quali è possibile effettuare le misurazioni desiderate, ad esempio prove di trazione. Il vantaggio di questo tipo di analisi consiste nel fatto che si isola un determinato fenomeno evitando che ci siano delle interferenze da tutto il resto dell'organismo ed è possibile sollecitare il materiale in questione fino a raggiungere stadi non più recuperabili (ad esempio rottura). Questo tipo di osservazione, però, non riproduce fedelmente ciò che avviene in realtà, in quanto si analizza un singolo fattore che, all'interno del corpo, è influenzato da tutto ciò che lo circonda. Inoltre, affinché i risultati ottenuti siano confrontabili e utili, si deve prestare la massima attenzione alle modalità di conservazione, utilizzo, etc. della struttura sulla quale si vogliono eseguire le misure per alterarne il meno possibile le caratteristiche. Tra gli aspetti negativi bisogna segnalare che, durante una misurazione in vitro, ad esempio di trazione, il tendine viene agganciato ad una morsa che provoca inevitabilmente uno scivolamento di fibre e/o accumuli di tensione che possono portare al cedimento strutturale in maniera prematura (Maganaris et al.,2004). Solitamente le prove in vitro effettuate sui tendini riguardano prove di trazione, che possono venire svolte in maniera diversa in base ai risultati che si vogliono ottenere. Si possono eseguire prove di trazione fino a rottura, prove di carico-scarico, prove di creep o stress-relaxation.

I risultati ottenuti, anche eseguendo lo stesso tipo di esperimento, dipenderanno da diversi fattori quali la velocità di applicazione dei carichi, la zona del tendine utilizzata per effettuare le misurazioni, lo spessore del tendine che varia da persona a persona dipendendo dal sesso, dall'età, etc. Successivamente si presentano i dati riportandoli su opportuni grafici in base a ciò che si vuole mettere in evidenza.

Il grafico più utilizzato è sicuramente il grafico stress-strain che si può ottenere attraverso le relazioni di 2.2.4 oppure i grafici stress-time e strain-time sui quali si rappresentano rispettivamente stress-relaxation e creep.

Le analisi **in vivo**, invece, richiedono la presenza di una persona sulla quale si effettueranno le misurazioni richieste attraverso tecniche specifiche e non invasive. Ovviamente, al momento del rilevamento dei dati sono presenti dei disturbi visto che anche le strutture circostanti (muscoli, tendini, etc), non interessate dai test, sono attive e collaborano affinché non insorgano problemi; si riesce però, in questo modo, ad avere una visione reale della struttura in questione. Inoltre, durante una

misurazione in vivo su di un tendine, non sussistono i problemi derivanti dalle modalità di conservazione, utilizzo, etc. Questo tipo di analisi richiede la presenza di tecnologie molto avanzate che permettono l'acquisizione di dati e registrazione, per quanto riguarda tessuti ricchi di collagene, attraverso il muscolo intatto, offrendo così la possibilità di misurazioni di lunghezza dei tendini e quindi di poter compilare grafici forza-allungamento per poi passare a grafici stress-strain attraverso le formule di 2.2.4. Le misurazioni in vivo si basano quindi sulla scansione ad ultrasuoni in tempo reale di una regione del tendine durante la trasmissione di forze da parte del muscolo ad esso associato. Le dimensioni della struttura tendinea, invece, vengono rilevate attraverso l'uso dell'ultrasonografia (Maganaris et al., 2004).

La fondamentale differenza fra misurazioni in vivo e in vitro consiste nel fatto che nel primo caso si misurano le deformazioni che insorgono all'applicazione di carichi controllati mentre nel secondo caso si misurano le forze nel tendine dopo aver imposto deformazioni controllate (Maganaris et al. 1999).

### 2.2.5 Prove sul tendine del muscolo tibiale anteriore

A)

Essendo i dati qui presentati ottenuti in vivo, rappresentano tensioni e deformazioni a cui effettivamente il tendine può essere sottoposto durante normali attività. Non si riesce a stabilire, per questo motivo, la massima tensione e rispettiva deformazione alle quali il tendine si danneggia.

Per l'esperimento sono stati scelti 5 uomini con età compresa fra 22 e 24 anni e sono stati disposti in posizione prona con un ginocchio piegato a 90° in quanto, in questa posizione, la caviglia è minimamente sollecitata dalle forze circostanti.

In questo caso di sperimentazione in vivo si applicano delle sollecitazioni di tipo elettrico al complesso muscolo-tendineo tibiale anteriore e si osserva la risposta dell'insieme misurando attraverso un software i relativi allungamenti. Il problema di un approccio di questo tipo consiste soprattutto nel fatto che oltre a stimolare il muscolo e tendine desiderato si attiveranno anche gli antagonisti dello stesso il cui ruolo è quello di limitarne l'azione per non incorrere in lesioni più o meno gravi.

<b>Tendine del muscolo tibiale anteriore (analisi in vivo)</b>		
	Strain (%)	Stress (MPa)
	0,00000	0,00000
	0,75198	3,17647
	1,32586	8,64706
	1,74802	13,94118
	2,17678	19,41176
	2,36807	23,47059
	<b>2,48681</b>	<b>25,76471</b>

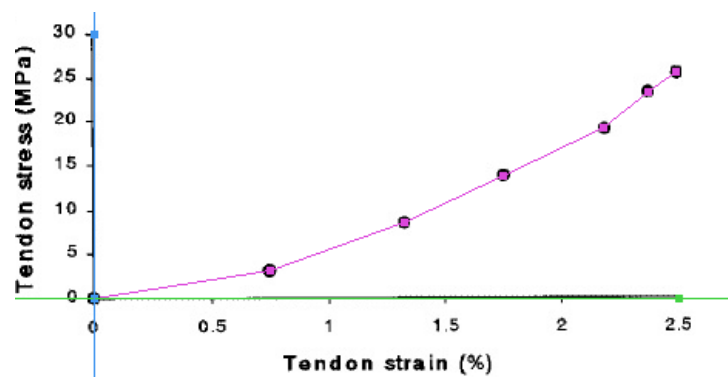


Fig. 2.16 Tabella e grafico stress-strain per il tendine del muscolo tibiale anteriore (analisi in vivo). (Maganaris et al 1999)

Con l'aumentare della stimolazione elettrica da 25 V a 150 V la forza del tendine passa da 71 N a 530 N e, dal momento che la sezione trasversale del tendine è 20,5 mm<sup>2</sup>, la tensione passa da 3,4 MPa a 25 MPa (formula 2.2.4).

La massima tensione che si è riscontrata nel tendine dopo l'applicazione di uno stimolo di tipo elettrico è, quindi, circa 25 MPa e la corrispondente deformazione è del 2,5 % circa. La massima deformazione ottenuta, quindi, è al di sotto della soglia della 'regione di toe', ottenuta in altre esperienze, che si attesta attorno al 4 % circa. Quindi, in questo caso ci troviamo nella zona in cui le fibre di collagene si stirano dal crimp-pattern che assumono a riposo. Ulteriore prova del fatto che ci troviamo ancora nella 'toe region' è che nel grafico non spicca una regione lineare, zona oltre la quale si comincerebbero a trovare delle lesioni a livello microscopico.

La normale attività, sia sportiva che non, difficilmente richiederà forze di flessione dorsale tali da provocare tensioni nel tendine del muscolo tibiale anteriore superiori a

quelle acquisite con questa esperienza. Quindi, il carico fisiologico del tendine del muscolo tibiale anteriore provoca l'insorgere di tensioni-deformazioni che stanno nella regione di progressivo aumento del modulo di elasticità del grafico stress-strain. Queste affermazioni sono in linea con il fatto che, tranne in casi del tutto particolari, i tendini sono difficilmente soggetti a rottura dal momento che il margine di sicurezza dato dall'estremo superiore della regione lineare, cioè una deformazione dell' 8 % circa, è molto lontano dai dati rilevati.

In realtà, per evitare qualunque tipo di problema, la soglia è posta al 4% (fine della 'toe region'), ma anch'essa è sufficientemente distante dai valori di deformazione ottenuti con questa esperienza e che sono paragonabili a quelli della vita normale .

## B)

Anche la seconda esperienza di cui presentiamo i dati ed i risultati è stata svolta in vivo per evitare di incorrere in alcuni problemi che sorgono durante test in vitro come ad esempio una probabile concentrazione di forze su alcune fibre (di solito quelle più vicine alle morse) durante le prove di trazione. Eseguendo sperimentazione direttamente sul corpo, inoltre, si evitano problemi associati alle modalità di conservazione del tendine che possono rovinare le fibre. Anche l'utilizzo di questo tipo di misurazione, tuttavia, presenta dei problemi come ad esempio la determinazione della posizione della caviglia in corrispondenza della quale si ha una deformazione iniziale dei tendini dello 0 % e una forza nel tendine stesso pari a di 0 N che può soltanto essere assunta teoricamente. Le misurazioni si sono quindi effettuate con il ginocchio flesso di 90° in quanto i momenti agenti sull'articolazione della caviglia sono piccoli, ma comunque non assenti.

I carichi sul tendine, per quanto riguarda il test trattato, sono generati dalla contrazione dei muscoli in serie con essi e le risultanti deformazioni tendinee sono rilevate attraverso misurazioni tramite ultrasuoni. Il tendine del muscolo tibiale anteriore si presta a questo tipo di misurazioni per vari motivi tra i quali la sua vicinanza alla superficie e la sua notevole attività durante la locomozione.

Per ottenere i dati e il grafico di Fig. 2.17 e Fig. 2.18 si è stimolato il muscolo con la corrente massima sopportabile dall'organismo a 100 Hz per 2 s e quindi si è calcolata la forza che subentra nel tendine e l'allungamento dello stesso è stato rilevato attraverso una sonda ad ultrasuoni B-mode. Il tipo di prova eseguita è quindi di

isteresi in vivo dal momento che si applica una sollecitazione (elettrica) e poi la si cessa. Questo fatto è evidente proprio dal grafico Fig. 2.17 in cui compaiono una serie di dati in carico e una in scarico. Per quanto riguarda stress e strain, sono stati calcolati attraverso le formule 2.2.4 conoscendo la sezione del tendine e la sua lunghezza a riposo e sono stati, quindi, inseriti in un grafico opportuno.

Tendine del muscolo tibiale anteriore (analisi in vivo)			
Tendon Force (N)	Tendon elongation (mm)	Stress (MPa)	Strain (%)
0,0000	0,0000	0	0,0000
78,0488	1,0087	3,681546249	0,6151
185,3659	2,0174	8,743672342	1,2301
248,7805	2,5739	11,73492867	1,5695
317,0732	2,9913	14,95628164	1,8240
419,5122	3,6174	19,78831109	2,2057
502,4390	4,0000	23,69995398	2,4390
551,2195	4,2435	26,00092039	2,5875
Tendon area (m <sup>2</sup> )	0,0000212		
Tendon length (mm)	164,0000		

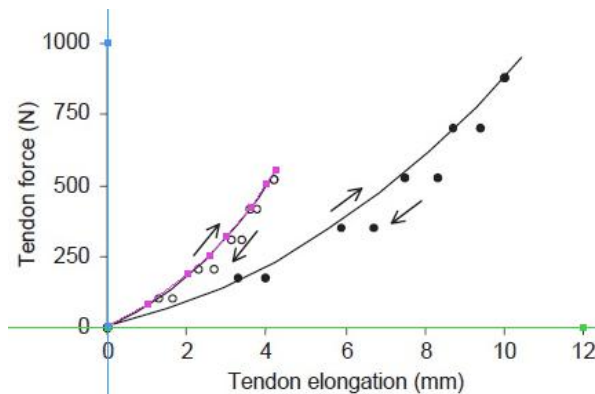


Fig. 2.17 Tabella e grafico carico-deformazione per il tendine del muscolo tibiale anteriore. (Maganaris, 2002).

### Grafico per il tendine del muscolo tibiale anteriore (test in vivo)

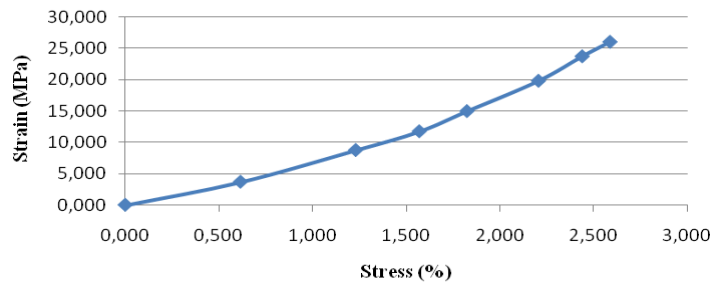


Fig. 2.18 Grafico stress-strain ottenuto dai dati calcolati nella tabella di Fig 2.17

Dai dati rilevati e dai dati calcolati si nota che il massimo allungamento raggiunto è di 4,2 mm circa e corrisponde ad una deformazione del 2,5 % circa. La massima forza sviluppata dal muscolo tibiale anteriore e trasmessa al rispettivo tendine, invece, è di circa 550 N a cui corrisponde una tensione nel tessuto tendineo di circa 26 MPa. Analizzando i risultati ed osservando il grafico di Fig. 2.18, che mostra una certa curvatura, si può affermare che i carichi applicati permettono di rimanere nella toe-region e che quindi il tendine non è a rischio di lesione.

Come ulteriore prova, confrontando i valori di strain della tabella di Fig. 2.17 con i valori di Fig. 2.12 che mostrano il comportamento medio di un tendine, si nota che con una deformazione del 2,5 % circa ci troviamo nella regione di sicurezza, nella quale si cominciano ad allineare le diverse fibre di collagene ma non rischiando di incorre in lesioni permanenti della struttura. Nella vita quotidiana non si solleciterà mai il tendine con forze superiori a queste tranne in caso di un'improvvisa e potente flessione plantare.

Si può quindi affermare che questo tendine non è a rischio di danneggiamento in condizioni di vita normali. (Maganaris, 2002)

### C)

L'esperienza condotta per ricavare i dati sopra citati è stata svolta in vitro, in particolare per stabilire se i tendini dei muscoli tibiale anteriore e posteriore potessero sostituire i legamenti crociati anteriori del ginocchio.

Sono stati utilizzati tendini provenienti da 10 donatori con età compresa fra 25-45 anni. Per quanto riguarda i dati qui presentati si è effettuata una prova di carico con conseguente misurazione dell'allungamento ottenuto. Essendo una prova in vitro si è potuto portare il tessuto tendineo fino a rottura, in modo da riuscire a stabilirne il massimo carico e il massimo allungamento sopportabili prima di giungere ad una deformazione non più recuperabile. Per effettuare le misurazioni si è utilizzata una macchina per test di trazione fino a rottura con cella di carico di 13.3 kN.

Ciascun campione è stato immerso in una soluzione salina durante le prove e preconditionato applicando 10 cicli tra 20 N e 250 N a frequenza di 0,1 Hz. La velocità di deformazione è stata mantenuta costante e pari a 1,5 mm/s (2 %/s).

Tendine del muscolo tibiale anteriore (analisi in vitro)					
Tendon elongation (mm)	Load (N)	Stress (Pa)	Stress (MPa)	Deformazione (mm/mm)	Deformazione (%)
0,00000	0,00000	0,00000	0,000000	0,00000	0,00000
0,90132	131,57895	2729853,67984	2,729854	0,01202	1,20175
2,00632	631,57895	13103297,66325	13,103298	0,02675	2,67509
4,01868	1868,42105	38763922,25377	38,763922	0,05358	5,35825
5,98132	3131,57895	64970517,58026	64,970518	0,07975	7,97509
7,99184	4184,21053	86809347,01900	86,809347	0,10656	10,65579
8,29289	4289,47368	88993229,96287	88,993230	0,11057	11,05719
Area tendine (mm <sup>2</sup> )	48,20000				
Area tendine (m <sup>2</sup> )	0,0000482				
Lunghezza tendine (mm)	75,00000				

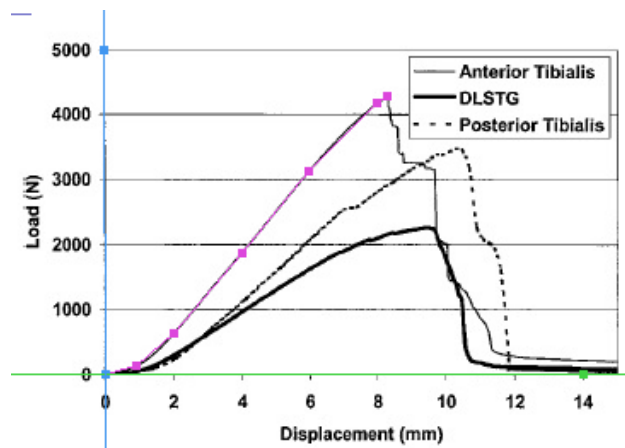


Fig. 2.19 Tabella e grafico carico-deformazione per il tendine del muscolo tibiale anteriore (analisi in vitro). (Donahue et al. 2002)

Dai dati ottenuti, attraverso calcoli opportuni, si riesce a stabilire la tensione che insorge nel tendine e la deformazione corrispondente. In particolare, conoscendo l'area della superficie trasversale del tendine (circa 48,2 mm<sup>2</sup>) e avendo a disposizione i valori dei carichi applicati al tendine è possibile calcolare la tensione (stress) alla quale è sottoposto il tendine attraverso la prima formula di 2.2.4. Per quanto riguarda la deformazione, invece, è sufficiente conoscere la lunghezza iniziale del tendine sottoposto a trazione e l'allungamento relativo ad ogni carico, come già espresso in 2.2.4.

Per il tendine del muscolo tibiale anteriore si nota dalla tabella che il carico massimo sopportabile dal tendine prima di giungere a rottura è circa 4289 N a cui corrisponde un allungamento di circa 8,3 mm.

Dopo i calcoli necessari si ricava che la tensione che insorge nel tendine in corrispondenza del carico massimo è circa 89 MPa e la corrispondente deformazione risulta dell' 11 % circa (Donahue et al. 2002). Si può quindi presupporre che la regione lineare sia compresa tra il 4 % e l'11 % circa. Oltre questo valore, come evidenziato dal grafico (Fig. 2.20), si giunge a rottura del tendine.

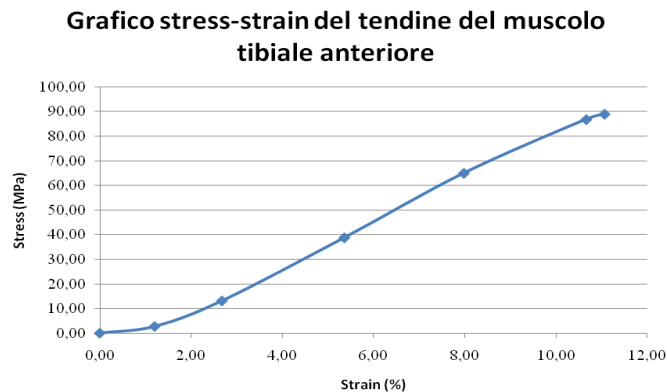


Fig. 2.20 Grafico stress-strain per il tendine del muscolo tibiale anteriore ottenuto dai dati calcolati nella tabella di Fig.2.16

Si può notare l'andamento stress-strain del tendine del muscolo tibiale anteriore dal grafico (Fig. 2.20) in cui sono distinguibili una prima zona (toe-region) compresa nell'intervallo 0 % -3 % circa, una regione lineare rappresentata dai valori compresi fra 4 % e 8 % circa e infine, oltre questa soglia, si giunge a danneggiamento della struttura tendinea. Per quanto riguarda questa analisi in vitro riguardante il tendine del muscolo tibiale anteriore (e posteriore) si sono svolte anche le prove di creep e stress-relaxation (test viscoelastici).

Il test di stress-relaxation, come detto in precedenza, mostra la dipendenza del carico (o tensione) dal tempo mantenendo una deformazione costante. Nell'esempio qui presentato si è deformato il campione fino ad uno strain del 2,5 % ad una velocità di deformazione costante di 250 mm/s. Sono state, quindi, misurate le variazioni del carico che insorgevano mantenendo costante la deformazione per 15 minuti oppure fino a quando l'entità del carico non variava per più di 1 minuto.



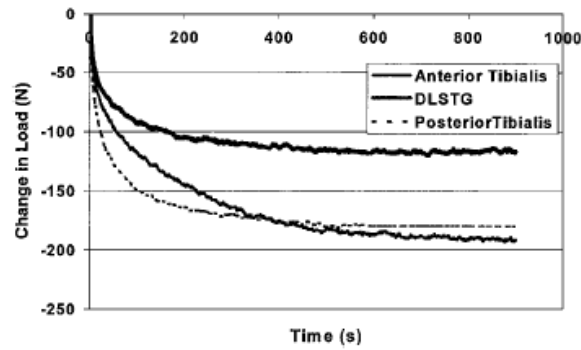


Fig.2.21 Grafico di stress-relaxation per i tendini dei muscoli tibiale anteriore e posteriore (Donahue et al., 2002)

Nel grafico di Fig. 2.21 è rappresentata la differenza tra il carico misurato nel momento dell'applicazione della deformazione e il carico alla fine del test. Si nota che il tendine del muscolo tibiale anteriore, in cui la diminuzione del carico media è di 215 N, si rilassa di più, ma non in modo significativo, rispetto al tendine del muscolo tibiale posteriore in cui si ha un decremento del carico di 197 N. Per quanto riguarda il test di creep, invece, il suo scopo è quello di misurare la variazione della deformazione in corrispondenza di un carico costante. Nell'esempio qui presentato si è applicato un carico di 20 N aumentandolo fino a 250 N ad una velocità di applicazione del carico pari a 315 N/s. Si sono, quindi, registrati i valori ottenuti mantenendo costante il carico di 250 N per 15 minuti oppure fino a quando la deformazione non subiva variazioni per più di 1 minuto.

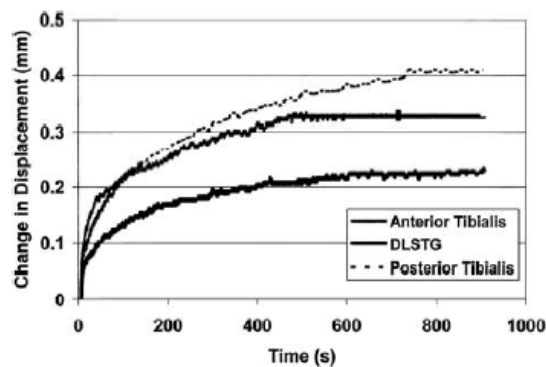


Fig. 2.22 Grafico di creep per i tendini del muscolo tibiale anteriore e posteriore (Donahue et al., 2002)

Per il test di creep presentato in Fig. 2.22 i valori misurati sono la differenza fra la deformazione alla fine della prova e la deformazione dopo aver applicato il carico iniziale. La variazione della deformazione ottenuta per il tendine del muscolo tibiale anteriore corrisponde a 0,3 mm mentre per il tendine del muscolo tibiale posteriore è di 0,4 mm. C'è una leggera differenza fra i valori ottenuti per i due tendini ma non tale da essere considerata clinicamente importante (Donahue et al., 2002). Attraverso i due ultimi test presentati si è dimostrata la viscoelasticità dei tendini in quanto alcuni parametri quali il carico e l'allungamento presentano dipendenza dal tempo.

### 2.2.5.1 Confronto e analisi dei dati

Sono stati qui presentati i risultati di misurazioni su diversi tendini del muscolo tibiale anteriore, in particolare due test sono stati eseguiti in vivo (A e B) ed uno è stato eseguito in vitro (C). Dei due test effettuati su persona uno di essi (B) è un test di carico –scarico, per valutare l'isteresi del tendine.

Confrontando i dati e sapendo che durante una prova in vivo non si può sollecitare il tessuto fino a rottura si nota che, sia in A che in B, la tensione massima a cui è sottoposto il tendine è circa 25 MPa a cui corrisponde, in entrambi i casi, una deformazione del 2,5 % circa. Dal momento che i dati in A e B sono stati ottenuti attraverso una prova in vivo, possiamo sostenere che si trovano nella regione di toe sul grafico stress-strain, zona a minimo rischio per il tendine. I valori appartenenti a questa regione sono i valori tenso-deformativi a cui il tendine è realmente sottoposto nella vita di tutti i giorni. Come conferma del fatto che i dati raccolti sono accettabili si può osservare il grafico stress-strain per C in cui si è portato il tendine fino a rottura. Si nota che l'iniziale regione di toe si estende fino ad uno strain del 2 %-3 %, oltre questa soglia inizia la regione lineare. La differenza che si nota è nel valore di tensione in corrispondenza della fine della regione di toe; in C è circa 13 MPa mentre in A e B è circa 26 MPa. Questo apparente errore è spiegabile in quanto, in un test in vitro non si opera in condizioni reali e le misurazioni sono influenzate dalle modalità di conservazione del tendine, dalle modalità di utilizzo e da altri fattori che ne modificano le proprietà intrinseche. Tutti questi fattori limitano la correttezza dei dati raccolti in vitro che però si possono ritenere attendibili in quanto coincidono in maniera accettabile (tranne qualche eccezione) con i valori ottenuti da esperienze in vivo.

Attraverso le misurazioni in C si viene a conoscenza delle caratteristiche meccaniche del tessuto tendineo che presenta una tensione massima sopportabile pari a circa 89 MPa, oltre la quale si ha il collasso della struttura, alla quale corrisponde una deformazione dell'11 % circa. Nel grafico stress-strain si distinguono la regione di toe (0 % - 3 % circa), la regione lineare (3 % - 11 % circa) e la successiva regione di rottura. Questi valori sono in linea con il comportamento medio di un tendine presentato in Fig. 2.12 e la forma del grafico di Fig. 2.20 ne è la conferma. Per riassumere l'esito del confronto dei tre tendini viene presentata Fig. 2.23 in cui sono evidenti le differenze tra prove in vivo e prove in vitro e l'attendibilità dei risultati.

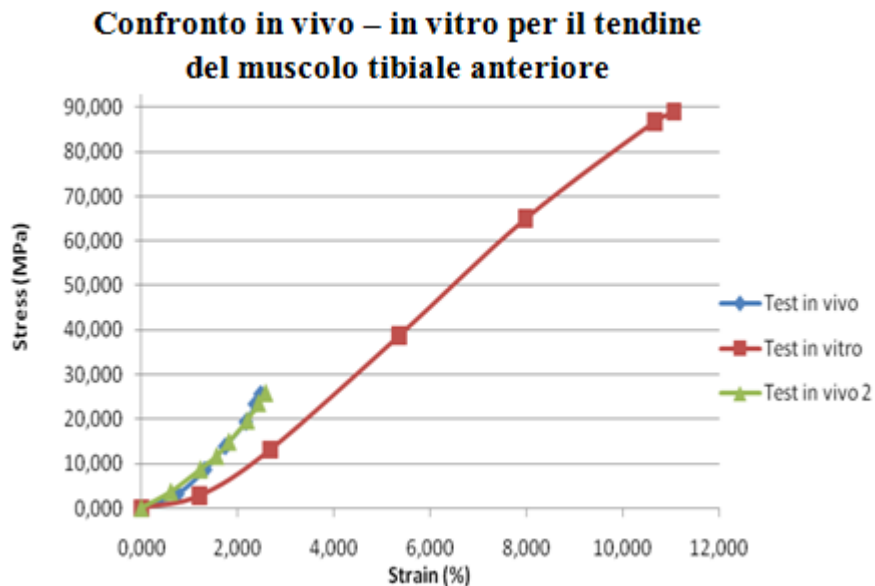


Fig. 2.23 Confronto tra test in vivo e test in vitro per il tendine del muscolo tibiale anteriore

## 2.2.6 Prove sul tendine d'Achille

A)

Table 2  
Mean (SD) mechanical properties of the human Achilles tendon from grouped data<sup>a</sup>

	Rate		
	1 mm s <sup>-1</sup> (n=9)	10 mm s <sup>-1</sup> (n=9)	Combined (n=18)
Modulus (MPa)	816 (218)	822 (211)	819 (208)
Failure load (N)	4617 (1107)	5579 (1143)	5098 (1199)
Failure stress (MPa)	71 (17)	86 (24)	79 (22)
<i>Failure strain (%)</i>			
Bone-tendon complex	12.8 (1.7)	16.1 (3.6)	14.5 (3.2)
Tendon substance	7.5 (1.1)	9.9 (1.9)	8.8 (1.9)

<sup>a</sup>The 1 mm s<sup>-1</sup> rate corresponds with a strain rate of approximately 1% s<sup>-1</sup>. The 10 mm s<sup>-1</sup> rate corresponds with a strain rate of approximately 10% s<sup>-1</sup>.

Fig. 2.24 Tabella riguardante le caratteristiche meccaniche del tendine d'Achille (test in vitro).  
(Wren et al., 2001)

I dati riportati in tabella Fig. 2.24 sono stati ottenuti attraverso un test in vitro per il quale sono stati prelevati 11 coppie di tendine calcaneale provenienti da donatori con età compresa fra 35 e 80 anni. I campioni utilizzati comprendevano anche la metà posteriore del calcagno; si era quindi in grado di analizzare anche le caratteristiche meccaniche per quanto riguarda la giunzione osteotendinea del tendine d'Achille. Per effettuare il test vero e proprio, invece, si è adoperata una macchina per effettuare prove di trazione. I campioni di tendine sono stati preconditionati attraverso 10 cicli di carico-scarico che imponesse una deformazione massima del 2 % a frequenza 0,5 Hz. Si sono, infine, effettuate misurazioni a due diverse velocità di deformazione: 1 %/s (condizione quasi-statica) e 10 %/s (condizione paragonabile alla camminata). Dai valori ottenuti di carico-allungamento sono stati ricavati, attraverso le formule di 2.2.4, i corrispondenti dati riguardanti stress-strain.

I risultati ottenuti indicano che il cedimento delle strutture tendinee avviene nella maggioranza dei casi nel corpo centrale, anche per via del minore spessore, e, come detto in precedenza, la giunzione osteotendinea rappresenta una zona in cui le tensioni vengono scaricate sull'osso identificando quindi una regione molto resistente e difficilmente soggetta a lesioni. Dai dati di Fig. 2.24 si nota che, in corrispondenza di una velocità di strain maggiore, c'è un aumento del 15 % circa sulla tensione massima sopportabile e sulla corrispondente deformazione. Per quanto

riguarda questo esperimento si è trovato che il massimo carico sopportabile dal tendine risulta essere 5098 N mentre la tensione media di rottura è circa 79 MPa in corrispondenza della quale si ha una deformazione del 14,5 % circa per quanto riguarda la giunzione osteotendinea mentre dell' 8,8 % circa per quanto riguarda la giunzione osteotendinea (Wren et al., 2001).

## B)

Nell'esperimento di cui qui si presentano i dati, si sono estratti 29 complessi calcagno-tendine d'Achille da cadavere. Fig. 2.25 mostra le caratteristiche stress-strain del tendine di Achille di una donna di 100 anni, da cui è stato estratto il liquido interno ed è stata posta in un macchinario per misure di trazione. Per misurare l'allungamento subito si è tracciata una linea di 30 mm sul tendine e successivamente si è preconditionata la struttura, imponendole 10 cicli di carico e scarico in un range di deformazione compreso fra 0 % e 2 % ad una frequenza di 0,5 Hz. Quindi si è cominciato il test di trazione sul tendine portandolo fino a rottura ad una velocità di deformazione pari a 10 %/sec. Si sono acquisiti i dati relativi a carico e allungamento che sono poi stati utilizzati per trovare i valori di tensione e deformazione, attraverso le formule di 2.2.5.1, da inserire nel grafico di Fig. 2.25.

Tendon Stress (MPa)	Tendon Strain (%)
0,0000	0,0000
2,5763	2,5000
6,6985	5,0000
11,5076	7,5000
17,3473	10,0000
23,0153	12,5000
28,8550	15,0000
34,5229	17,5000
38,4733	20,0000
41,3931	22,5000
<b>42,4237</b>	<b>24,8611</b>

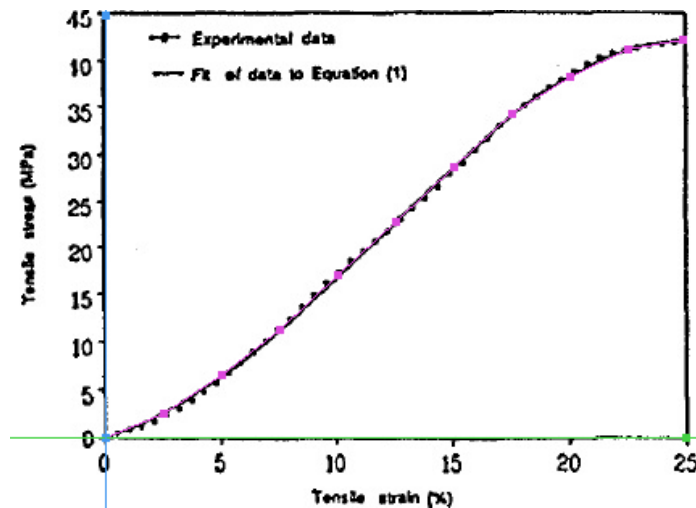


Fig. 2.25 Tabella e grafico per un test in vitro su un campione di tendine calcaneale.  
(Shaw et al., 1997)

Nel grafico si distinguono tre zone caratteristiche: la regione di progressivo incremento del modulo di elasticità, la regione lineare e la regione di rottura. Dalla tabella e dal grafico precedentemente riportati si osserva che la massima tensione sopportabile è di circa 42 MPa in corrispondenza della quale si ottiene una deformazione del 25 % circa (Shaw et al., 1997).

C)

Nell'esperienza qui presentata si è utilizzato un complesso tendine calcaneale (30 mm circa)- calcagno estratto da cadavere di una persona deceduta a 37 anni. Prima di effettuare la misurazione sul tendine è stato estratto il liquido presente ed è stato preconditionato attraverso 10 cicli di carico-scarico tra 0 % e 2 % di deformazione ad una frequenza di 0,5 Hz. La struttura è stata quindi posta in trazione fino a rottura con velocità di deformazione pari a 10 %/sec e si sono ottenuti una serie di valori carico-allungamento dai quali attraverso le formule di 2.4 si sono ricavati i dati relativi a tensione e deformazione che sono stati inseriti nel grafico di Fig. 2.26.

Grafico stress-strain per il tendine d'Achille	
Stress (MPa)	Strain(%)
0,3302	0,0000
3,9351	2,4668
12,4920	5,0133
23,6913	7,4801
35,2198	10,0265
45,4277	12,5729
54,3156	15,0398
60,2318	17,5066
<b>64,1766</b>	<b>19,0981</b>

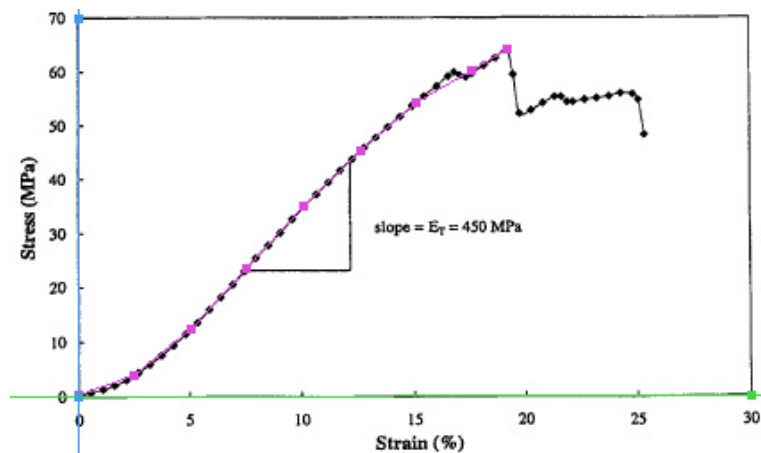


Fig. 2.26 Tabella e grafico stress-strain per il tendine d'Achille (analisi in vitro).  
(Lewis et al., 1997)

Si nota che la massima tensione sopportabile dal tendine è paria circa 64,2 MPa a cui corrisponde una deformazione del 20 % circa. Dal grafico soprastante sono evidenti le tre regioni caratteristiche di una prova di trazione ovvero una regione di toe che si estende fino ad una deformazione del 3 % circa, una regione lineare che si estende tra valori di strain compresi tra il 4 % ed il 15 % ed infine una regione di rottura (Lewis et al.,1997).

### 2.2.6.1 Confronto e analisi dei dati

Per quanto riguarda il tendine calcaneale si sono riportate tre esperienze in vitro effettuate su strutture provenienti da soggetti diversi per età, sesso, causa di morte, etc. e con modalità di misurazione diverse (velocità di applicazione del carico, modalità di misurazione, conservazione del tendine, etc.). Dalle esperienze B e C si

notano alcune similitudini per quanto riguarda la deformazione massima ottenuta che si attesta attorno al 22 %, mentre è evidente che la tensione massima sopportabile dal tendine è notevolmente diversa nei due test: 42 MPa in B, 64 MPa in C. Analizzando più a fondo le caratteristiche dell'esperimento si osserva che le prove sono state effettuate su soggetti di età molto diversa, 37 anni e 100 anni. Si può quindi affermare che esiste una dipendenza fra età e stress mentre fra età e strain non sussistono relazioni rilevanti. A questo proposito si riporta una tabella (Fig. 2.27) che mostra i legami fra età, tensione e deformazione.

Donor age group (y)	Ultimate strength (MPa)	Ultimate strain (%)	Tangent modulus of elasticity (MPa)
36 - 50	73 ± 8 <sup>(b)</sup>	21 ± 4 <sup>(b)</sup>	459 ± 54 <sup>(b)</sup>
52-67	73 ± 13 <sup>(b)</sup> 81 ± 14 <sup>(c)</sup>	25 ± 3 <sup>(b)</sup> 21 ± 1 <sup>(c)</sup>	401 ± 59 <sup>(b)</sup> 545 ± 43 <sup>(c)</sup>
79-100	48 ± 16 <sup>(b)</sup>	22 ± 8 <sup>(b)</sup>	333 ± 109 <sup>(b)</sup>
36-100	59 ± 16 <sup>(b)</sup>	22 ± 7 <sup>(b)</sup>	375 ± 102 <sup>(b)</sup>

<sup>(a)</sup>Given as mean ± standard deviation  
<sup>(b)</sup>Loading rate = 10 %/s.  
<sup>(c)</sup>Loading rate = 100 %/s.

Fig. 2.27 Caratteristiche meccaniche del tendine d'Achille in relazione all'età. (Shaw et al., 1997)

Si nota subito, analizzando la tabella sopra riportata, che non esiste notevole differenza fra la massima deformazione ad età diverse mentre per quanto riguarda la massima tensione non si può affermare lo stesso. Infatti, quest'ultimo parametro varia da 81 MPa circa a 48 MPa circa a seconda dell'età dell'individuo analizzato. Confrontando, invece, i valori ottenuti in A con quelli risultanti da B e C si nota che la tensione massima sopportabile è 79 MPa circa, la più elevata dei tre test; la deformazione corrispondente, invece, si attesta attorno al 14,5 %. Le differenze che appaiono tra i tre esperimenti sono dovute, oltre a differenze di età, anche a variazioni nelle caratteristiche di ogni misurazione (velocità di deformazione diverse, etc.). I risultati di A, infatti, sono la media fra due test, uno eseguito con velocità di deformazione pari a 1 %/s e l'altro a 10 %/s mentre i valori ottenuti in B e C sono stati acquisiti a velocità di deformazione pari a 10 %/s. Anche la modalità di valutazione della superficie trasversale di ogni tendine comporta sostanziali differenze, in A ad es. si è misurata attraverso immagini trasversali ottenute con



ultrasuoni mentre in altre esperienze si considera il tendine cilindrico e si misura manualmente il suo diametro incorrendo quindi in inevitabili errori.

Come ulteriore prova della marcata dipendenza del comportamento a trazione di un tendine dall'età, si presenta Fig. 2.28 in cui è riportato l'andamento tenso-deformativo per i due tendini d'Achille prelevati da cadavere di persone di 100 anni e 37 anni. I test sono stati eseguiti alla medesima velocità di deformazione (10 %/s). E' evidente il comportamento estremamente diverso dei due tendini; in particolare quello proveniente da soggetto più giovane presenta tensione a rottura maggiore e deformazione a rottura minore rispetto al secondo tendine. La pendenza è molto più marcata e quindi il modulo di elasticità risulterà più elevato (vedi 2.2.8).

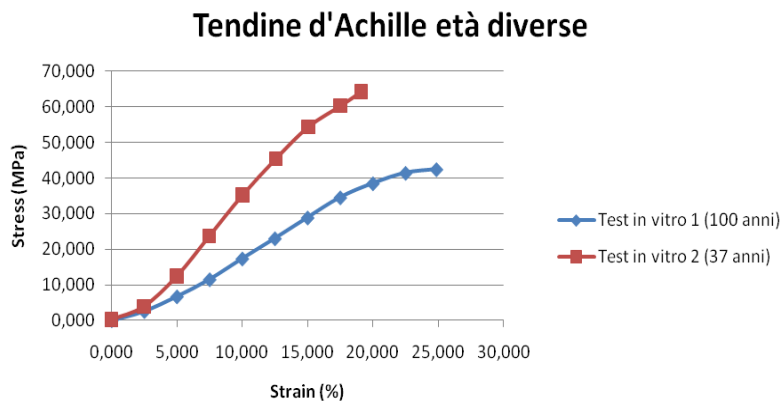


Fig. 2.28 Dipendenza del comportamento meccanico dall'età

Ci sono, quindi, delle evidenti differenze correlate al singolo donatore tra cui l'età, il grado di allenamento, la dimensione del tendine e una serie di altri fattori determinati dalle modalità di test che impediscono un confronto ottimale tra varie misurazioni. Si deve, quindi, cercare di avere la maggior omogeneità possibile tra test diversi per ottenere risultati confrontabili.

### 2.2.7 Confronto delle caratteristiche dei tendini del piede

Per poter eseguire un confronto tra tendini e trarre delle opportune conclusioni si sono analizzate diverse prove a trazione in vitro fino a rottura. Per poter confrontare i dati ottenuti è necessario che, almeno le principali condizioni siano uguali in tutti gli esperimenti.

Si sono scelte alcune prove di trazione riguardanti i tendini dei muscoli: tibiale anteriore, tibiale posteriore, estensore lungo delle dita del piede. Tutti i dati analizzati, relativi a carico-allungamento o stress-strain, sono risultati confrontabili dal momento che ai diversi tendini sono state applicati carichi con velocità di deformazione costante pari a 2 %/s. Ovviamente, non è stato possibile analizzare esperienze in cui tutte le condizioni sperimentali fossero equivalenti dal momento che vi sono innumerevoli aspetti che possono condizionare i risultati delle misurazioni. Ad esempio, influiscono sui valori ottenuti la modalità di conservazione dei tendini, la modalità del loro utilizzo (idratati oppure non idratati), l'età dei soggetti dai quali si sono estratte le strutture utilizzate, etc. Dai lavori presenti in letteratura analizzati è stato tracciato un grafico stress-strain (Fig. 2.29) in cui sono posti a confronto il comportamento sotto sforzo fino a rottura di alcuni tendini del corpo umano. Se i dati in nostro possesso mostravano una relazione fra carico-allungamento si è passati ad una relazione fra tensione e deformazione attraverso le formule di 2.2.4.

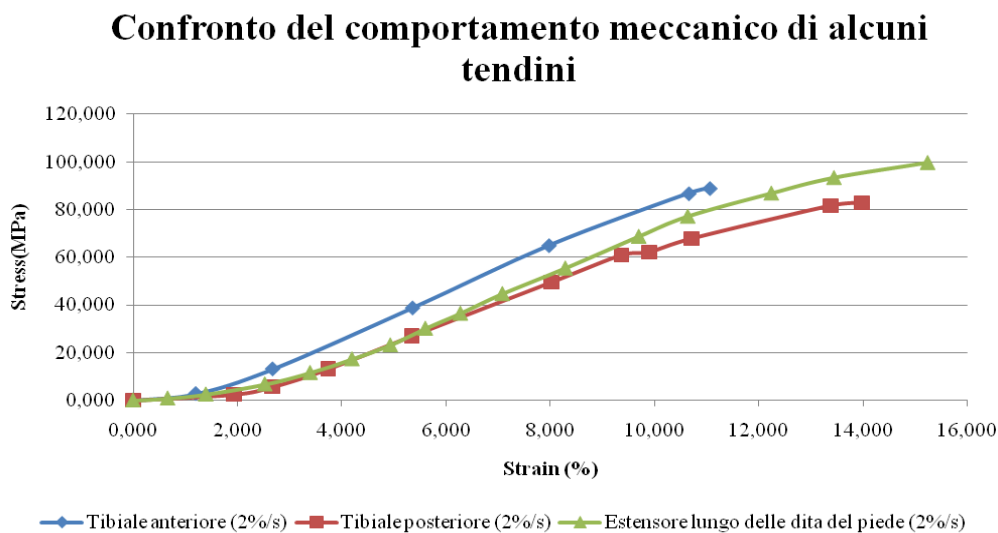


Fig. 2.29 Grafico stress-strain di confronto fra tendini diversi

Dal grafico di Fig. 2.29 si nota che l'andamento stress-strain dei tre tendini analizzati è abbastanza omogeneo. Si individuano, infatti, le regioni caratteristiche di un materiale che presenta caratteristiche viscoelastiche: un'iniziale regione di toe che si estende fino al 3-4 % circa, in cui le fibre di collagene si stirano dal crimp-pattern,

una regione lineare che, a seconda del tendine in questione si protrae fino a valori diversi e una regione di rottura in cui si ha cedimento della struttura tendinea. I tendini dei diversi muscoli raggiungono, tuttavia, valori di strain diversi: il tendine del muscolo tibiale anteriore presenta rottura dopo deformazioni del 13-14 % circa mentre il tibiale posteriore si deforma fino al 12 % circa. Le tensioni massime sopportate sono rispettivamente di 80 MPa e 90 MPa circa. Il tendine del muscolo estensore lungo delle dita sopporta, invece, tensioni fino a 100 MPa con deformazioni che raggiungono valori del 15 % circa. E' possibile che vi siano stati degli errori o delle differenze rispetto alle altre misurazioni dal momento che, come detto in precedenza, i risultati ottenuti dipendono da svariati parametri. Dal grafico ottenuto si può anche stabilire il **modulo di elasticità E** (modulo di Young) definito come rapporto tra tensione e deformazione nella regione lineare (o regione elastica) in cui rimuovendo il carico applicato si torna alle condizioni iniziali; questo fatto rappresenta una proprietà costitutiva del materiale. Dal grafico di Fig. 2.29 si nota che il modulo elastico maggiore appartiene al tendine del muscolo tibiale anteriore che presenta la pendenza maggiore nella regione lineare mentre il modulo di elasticità minore è mostrato dal tendine del muscolo tibiale posteriore. Dal momento che il grafico stress-strain si può ottenere dai dati relativi a load-displacement attraverso le formule 2.2.4 e siccome l'andamento dei due grafici è simile è possibile stimare la **rigidezza** di ogni tendine definita come rapporto tra carico e allungamento ed è dipendente dal corpo e dalle condizioni di vincolo. Come nel caso del modulo di elasticità, quindi, il tendine più rigido risulta essere il tendine del muscolo tibiale anteriore mentre il meno rigido è il tendine del muscolo tibiale posteriore.



## CAPITOLO 3

# Analisi biomeccanica dei tendini e dei muscoli della gamba

### 3.1 Analisi biomeccanica in condizioni statiche

La caviglia è uno dei punti più importanti dell'arto inferiore in quanto è l'articolazione che più è coinvolta sia nella camminata che nel mantenimento della posizione eretta. Sulle ossa che concorrono in essa si ancorano i muscoli principali della gamba oppure la attraversano per legarsi alle ossa nel piede.

La caviglia consiste di tre articolazioni principali: l'articolazione tibio-tarsica (caviglia vera e propria), l'articolazione sottoastragolica e l'articolazione mediotarsale (o di Chopart). La caviglia è formata essenzialmente da tre ossa: tibia, fibula e astragalo, ed è sottoposta a forze notevolmente superiori rispetto alle altre articolazioni, infatti, quando il corpo è in posizione eretta si sono misurate forze pari a 5-7 volte il peso corporeo mentre il ginocchio e l'anca devono sopportare forze di 2-4 volte maggiori del peso del corpo.

La superficie di questa articolazione è simile a quella delle altre articolazioni della gamba ma la zona di contatto durante il carico è pari ad 1/3 dell'area dell'articolazione dell'anca o del ginocchio. Le ossa che formano la caviglia sono stabilizzate dall'articolazione stessa durante i movimenti di **flessione dorsale** (avvicinamento del piede alla tibia) e di **flessione plantare** (allontanamento del piede dalla tibia). Il movimento della caviglia nel piano sagittale copre circa 70° di cui 50° sono in flessione plantare e 20° in flessione dorsale. Durante la fase del passo in cui i piedi toccano entrambi il suolo l'intervallo di movimento è limitato a 25° di cui 15° sono in flessione plantare e 10° in flessione dorsale.

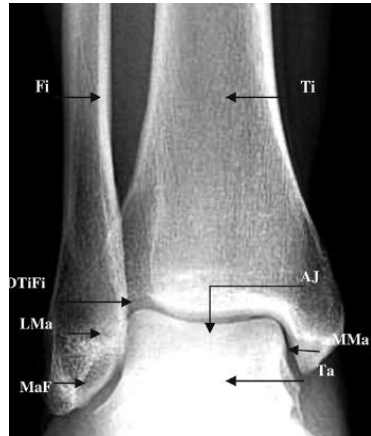


Fig. 3.1 Visione anteroposteriore della caviglia.

Ti:tibia, Fi:fibula,Ta:talo (o astragalo), AJ:articolazione della caviglia

Inoltre, la caviglia è in grado di ruotare di  $5^\circ$  nel piano trasverso portando ad **adduzione** (avvicinamento all'asse centrale del corpo) o **abduzione** (allontanamento dall'asse centrale del corpo).

I movimenti nel piano sagittale e nel piano trasverso possono essere accoppiati così da provocare flessione dorsale + abduzione o flessione plantare + adduzione. Le articolazioni sottoastragale e mediotarsale sono responsabili dei movimenti di rotazione nel piano frontale chiamati **inversione** (rotazione del piede verso l'interno e verso l'alto) ed **eversione** (rotazione del piede verso l'esterno e verso il basso). Incapacità di inversione ed eversione porta a difficoltà nel camminare su superfici non piane. Queste rotazioni, assieme ai carichi a cui è sottoposta la caviglia, generano forze, anche di rotazione. I legamenti della caviglia, i tendini e le loro guaine di rivestimento ed i muscoli hanno l'importante funzione di controllare queste forze di rotazione (Michael et al. 2008).

La stabilità nella posizione eretta è determinata da un equilibrio funzionale tra allineamento del corpo e attività muscolare presente in ogni articolazione.

Ogni segmento del corpo umano è un peso che tende a cadere verso il suolo, per via della forza di gravità, a meno che non sia trattenuto. All'interno di ogni segmento è presente un punto, il **centro di massa** (COM), che rappresenta l'intera massa in questione; c'è, quindi, stabilità passiva se il COM del segmento soprastante è allineato al centro dell'articolazione supportante. La sicurezza di questa posizione dipende dalla qualità della superficie sottostante e dalla natura di eventuali forze esterne. La proiezione al suolo del COM totale del corpo rappresenta il **centro di**

**gravita** (COG).

Per quanto riguarda il corpo umano, la sua stabilità passiva dipende da tre fattori. Il primo è la relazione fra l'unità passiva del corpo (tronco, arti superiori e testa) e l'unità attiva (arti inferiori). Infatti, il 70 % del peso corporeo è supportato dagli arti inferiori che rappresentano il rimanente 30 % del totale. Il secondo fattore è dovuto alla natura multi-segmentata degli arti supportanti mentre il terzo è dato dalla forma delle estremità degli arti inferiori terminanti nelle articolazioni. Durante la stasi in posizione eretta (e durante la camminata) l'effetto del peso del corpo si manifesta attraverso la reazione vincolare del suolo o **vettore corporeo** (GRF). Infatti, dal momento che il peso corporeo tende a cadere verso il suolo, crea una forza, nel suolo stesso, di modulo equivalente ma di direzione opposta. Mettendo in relazione l'allineamento del vettore del corpo con il centro delle articolazioni si riescono a definire l'entità e la direzione di instabilità. Questo dato indica le forze muscolari e legamentose necessarie per ristabilire stabilità e infatti sulle articolazioni agiscono tre forze date da: peso del corpo, tensione dei legamenti e attività muscolare.

A livello della caviglia non esiste una fonte di stabilità passiva come tra ginocchio e anca in cui, avendo le due articolazioni come unica possibilità di movimento uno spostamento in direzione contraria, si verifica un bilanciamento tra tensione dei legamenti e vettore del corpo quando le articolazioni sono iperestese. Infatti, sia l'articolazione della caviglia che l'articolazione sottoastragalica presentano importanti gradi di libertà in entrambe le direzioni e inoltre, l'articolazione della caviglia non si trova al centro del piede ma molto più vicina al calcagno e quindi per ottenere equilibrio è necessaria una flessione dorsale della caviglia (5° circa) accompagnata da un'azione del soleo per mantenere questa posizione.

Si parla di **posizione eretta** quando il peso del corpo è equamente distribuito tra i due piedi e la richiesta muscolare è minima dal momento che non c'è nessun movimento e la velocità di avanzamento è nulla. In teoria l'equilibrio in posizione eretta si potrebbe ottenere senza nessuna azione muscolare allineando il centro dell'unità passiva con l'asse dell'anca, del ginocchio, della caviglia e dell'articolazione sottoastragalica. Di conseguenza, la più piccola oscillazione porterebbe ad instabilità. In posizione eretta si è visto che il vettore corporeo si estende dal centro della testa (punto centrale delle due orecchie), passa anteriormente alla vertebra L4 di 1 cm circa e termina nel piede, in una zona compresa tra 1,5 cm e 5 cm anteriormente alla caviglia. Il **centro di pressione** (COP) è il punto, a terra, da

cui parte il vettore corporeo. Rappresenta una media pesata di tutte le pressioni sulla superficie a contatto con il suolo ed è totalmente indipendente dal COM. Quando un solo piede è appoggiato a terra, il centro di pressione si troverà all'interno della superficie data dalla pianta del piede. Se invece, entrambi i piedi toccano il suolo, il COP sarà posto in una zona compresa tra i due piedi; sarà più vicino ad uno o all'altro piede a seconda delle forze che ciascuno esercita sulla superficie di contatto. Quindi, in posizione eretta ci sarà un COP indipendente per ogni piede. La posizione di ciascun COP dipende dall'attività dei muscoli della caviglia, infatti, aumentando la flessione plantare si sposta il COP in avanti, aumentando l'azione di inversione, invece, lo si sposta lateralmente (Winter, 1995).

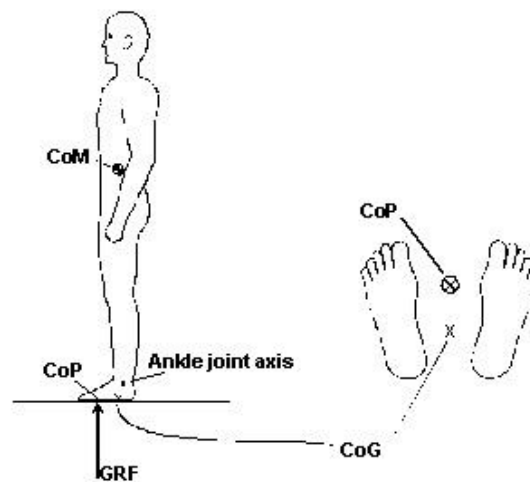


Fig. 3.2 Rappresentazione di COM, COG, COP e GRF

Con un'estensione del ginocchio pari a zero, il mantenimento dell'allineamento corretto richiede una leggera flessione dorsale della caviglia. In posizione eretta, i piedi sono distanziati di circa 8,9 cm ed ognuno ha un angolazione di circa 7° rispetto al piano sagittale. Questa posizione fa sì che il vettore corporeo (e quindi il COP relativo ad entrambi i piedi) cada a circa 0,6 cm più a destra del centro della distanza fra i piedi.

Rilevamenti di oscillazioni rivelano, in realtà, che la posizione eretta non è completamente stazionaria. Sia per quanto riguarda il piano coronale che il piano sagittale si è rilevato un leggero, ma continuo, oscillamento del peso corporeo tra gli arti. Due meccanismi contribuiscono a questa sottile instabilità: la dinamica cardiaca e la mancanza di un'assoluta propriocezione.



La capacità di stare eretti è un test preliminare della capacità di camminare in quanto la posizione degli arti inferiori durante la stasi è molto simile alla fase centrale del passo. L'allineamento necessario è un insieme di propriocezione, mobilità articolare e controllo muscolare (Perry, 1992). Quindi, l'obiettivo e la capacità di stare in equilibrio consiste nel mantenere il COG all'interno della base di supporto che si manifesta in alcune strategie adottate dal corpo per contrastare l'effetto destabilizzante delle oscillazioni (sways). Sono stati effettuati molti studi riguardo alla posizione eretta e riguardo alla posizione del COP e come questo si sposta in relazione all'azione muscolare. La posizione più utilizzata per mantenere l'equilibrio in piedi è quella con i piedi affiancati e la strategia più usata per contrastare le inevitabili oscillazioni, in direzione antero-posteriore, che mettono a repentaglio la stabilità è detta strategia della caviglia perché implica flessione o estensione di questa articolazione con lo scopo di evitare perdite di equilibrio.

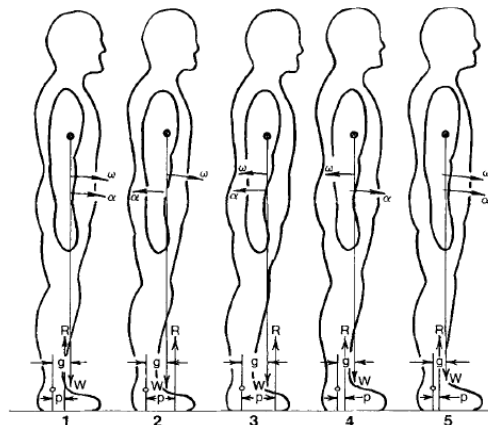


Fig. 3.3 Persona sottoposta ad oscillazione nella direzione antero-posteriore e modello del pendolo inverso

g: distanza tra caviglia e COG (COM); p: distanza tra caviglia e COP (o GRF);  $w$ : velocità angolare;  $\alpha$ : accelerazione angolare; (Winter 1995)

In Fig. 3.3 sono rappresentate le oscillazioni a cui è sottoposto un uomo in posizione eretta su una piattaforma di forza. Le cinque immagini mostrano la posizione assunta dal corpo in 5 istanti di tempo diversi. Al tempo 1 si ha il COG sopra il COP e la velocità angolare è in senso orario. La forza peso  $W$  è uguale in modulo, ma di direzione opposta rispetto alla reazione vincolare del suolo  $R$  e il parallelogramma delle forze agisce a distanza  $g$  e  $p$  rispettivamente dall'articolazione della caviglia. Assumendo che il corpo si comporti come un corpo oscillante con fulcro nella

caviglia, si può approssimare il sistema con il **modello del pendolo inverso** e si trova che agiscono: un momento in senso antiorario di modulo  $R \cdot p$  e un momento in senso orario di modulo  $W \cdot g$ .

Quindi:

$$R \cdot p - W \cdot g = I \cdot \alpha \quad (1)$$

$I$ : momento di inerzia dell'intera articolazione della caviglia ( $\text{kg} \cdot \text{m}^2$ ).

$\alpha$ : accelerazione angolare del pendolo inverso ( $\text{r/s}^2$ ).

Se  $W \cdot g > R \cdot p$ , il corpo subirà un'accelerazione angolare in senso orario e per correggere questa oscillazione in avanti, il soggetto incrementerà il proprio COP aumentando il grado di flessione plantare così che al tempo 2 il COP sarà davanti al COG. In questo momento  $W \cdot g < R \cdot p$  e quindi l'accelerazione angolare  $\alpha$  si ribalterà e sarà diretta in senso antiorario facendo diminuire progressivamente il valore di  $\omega$  fino all'istante 3 in cui sarà diretta come  $\alpha$  (in senso antiorario) provocando un'oscillazione del corpo all'indietro. Quando, successivamente, il sistema nervoso stabilisce che serve una correzione di questo scivolamento del COG, verrà decrementato il grado di flessione plantare fino a che il COP tornerà dietro il COG. Quindi  $\alpha$  si ribalterà nuovamente (istante 4) e dopo un determinato tempo  $\omega$  diminuirà e si invertirà ancora portando il corpo alle condizioni iniziali (istante 5). Dalla sequenza di Fig. 3.3 e dalla sua spiegazione si capisce che i muscoli che consentono una flessione plantare e dorsale controllando il momento della caviglia regolano anche la posizione del COG. E' evidente che il range dinamico del COP dev'essere maggiore di quello del COG dal momento che deve continuamente spostarsi per mantenere il COG in una posizione appropriata (Fig. 3.4).

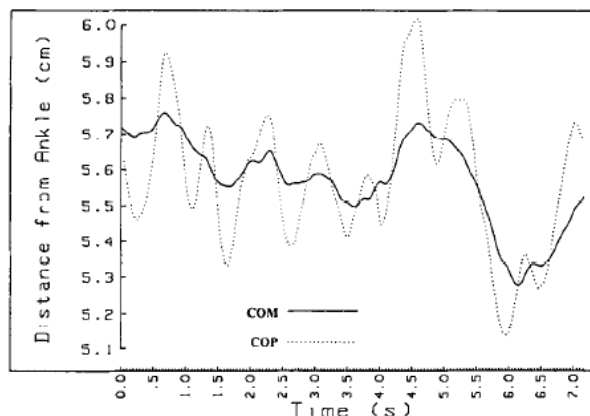


Fig. 3.4 Grafico che mostra gli spostamenti di COP e COG per un uomo in posizione eretta. Si nota che le oscillazioni del COP presentano maggior ampiezza di quelle del COG e presentano maggior frequenza.

L'esempio qui riportato mostra un'oscillazione nella direzione antero-posteriore (con relativa accelerazione nella stessa direzione), lo stesso accade nella direzione medio-laterale.

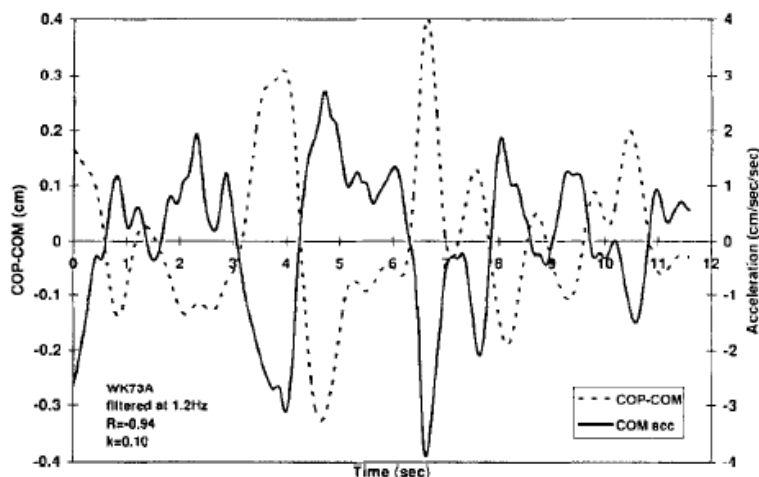


Fig. 3.5 Relazione fra COP-COM e accelerazione lineare di COM nella direzione antero-posteriore

In Fig.3.5 sono stati rappresentati in un grafico, dopo aver misurato i valori relativi al totale centro di pressione e al centro di massa, la differenza fra COP e COM in funzione dell'accelerazione del COM nella direzione antero-posteriore. Si nota che esiste una marcata correlazione negativa fra COP-COM e accelerazione; questo risultato fa capire che quando il COP è davanti al COM, l'accelerazione è rivolta all'indietro mentre, viceversa, se il COP si trova posteriormente al COM

l'accelerazione sarà rivolta in avanti. In particolare, si nota che, nel momento in cui  $COP-COM=0$ , anche l'accelerazione è nulla, in quanto il corpo si trova in posizione stabile e non è necessario uno spostamento del COM (e quindi del COG) per ristabilire equilibrio. Una relazione simile si trova analizzando i dati relativi alle oscillazioni in direzioni medio-laterali.

In realtà per avere dei risultati esatti in ogni situazione si dovrebbe utilizzare un modello in 2D per il pendolo inverso che usa due piattaforme di forza, una per ogni piede. Il semplice modello del pendolo inverso considera uguali le forze che compaiono sotto i due piedi e una simmetria pressoché perfetta del corpo, affermazione che non sempre è corretta dal momento che molti fattori possono influenzare la corretta ed ideale postura dell'uomo. (Winter 1995).

Inoltre, con il modello del pendolo inverso non si riescono a prendere in considerazione tutte le articolazioni che concorrono nel mantenimento della posizione eretta in quanto, avendo a disposizione una sola equazione, si considera solamente un giunto articolare (caviglia), tralasciando gli altri (ginocchio, anca, etc). Si sono quindi formulati modelli diversi per spiegare come il corpo contrasta le forze che subentrano durante la stasi in posizione eretta, dovute ad oscillazioni. L'importanza della rigidità (torsionale) della caviglia è stata trattata in molti articoli ed esperienze. Alcuni studi mostrano che solamente attraverso un'opportuna rigidità del giunto articolare caviglia si riesce a mantenere una certa stabilità del corpo. Queste affermazioni sono basate su modelli del pendolo inverso in cui l'effettiva rigidità torsionale della caviglia compensa il momento torcente che subentra in essa. Si è quindi stimato che una rigidità torsionale di 850 N m/ rad è sufficiente per fornire stabilità ad un individuo di circa 70Kg. Dopo altre ricerche si è però notato che la massima rigidità sviluppabile dalla caviglia è di circa 400 N m/rad e che quindi sono necessarie altre forze per mantenere il corpo eretto in posizione statica date dalla caviglia, dall'anca etc. Il loro effetto combinato si può studiare estendendo il modello del semplice pendolo inverso ad un modello che considera più segmenti al posto di uno solo. Di conseguenza, invece di ricorrere a modelli in cui si considera una sola articolazione si devono utilizzare esempi multiarticolari. Le equazioni necessarie, essendo uguali al numero di giunti articolari, si tradurranno in sistemi più complessi. Nello studio qui presentato si è utilizzato un modello che considera, oltre alla caviglia, anche le articolazioni dell'anca e del

ginocchio estendendo quindi il modello del pendolo inverso analizzato in precedenza.

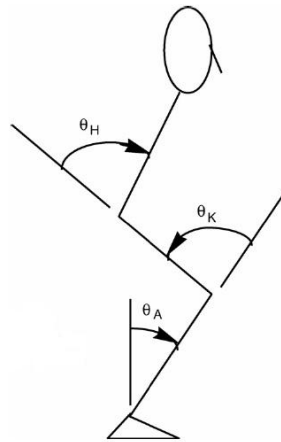


Fig. 3.6 Modello utilizzato in alternativa al modello del pendolo inverso ad un segmento.  $\theta_A$ :angolo di flessione della caviglia  $\theta_K$ : angolo compreso fra ginocchio ed estensione della tibia,  $\theta_H$ : angolo di flessione dell'anca (Edwards 2007)

In Fig. 3.6 è mostrato uno dei modelli utilizzati in cui il corpo è stato diviso in quattro segmenti: corpo superiore (include le braccia, il busto, la testa e il collo), coscia, gamba e piede. Ciascun segmento contribuisce, attraverso un movimento proprio, al mantenimento di una posizione di equilibrio ed evitando quindi perdite di stabilità. Esistono diverse strategie di controllo dell'oscillamento del corpo, spiegato in precedenza attraverso il modello del pendolo inverso. Le più importanti sono le strategie dette della caviglia e dell'anca. La strategia della caviglia viene applicata solitamente durante la stasi in posizione eretta oppure durante piccoli movimenti e prevede che, attraverso un controllo sulla flessione dorsale e sulla flessione plantare, si riescano a controllare le oscillazioni corporee. La strategia dell'anca invece interviene solamente in situazioni di movimento più marcato o quando i muscoli della caviglia non possono essere attivati e agisce flettendo o estendendo l'anca stessa per arretrare o avanzare il COM.

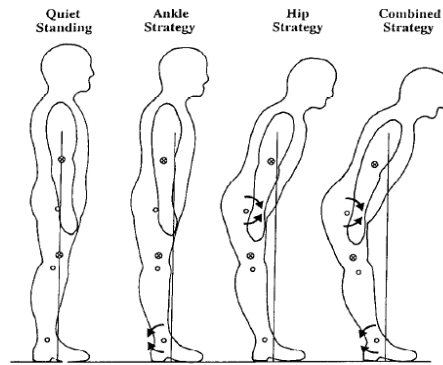


Fig. 3.7 Strategie adottate per controllare le oscillazioni del corpo (modello del pendolo inverso)

La Fig. 3.7 è stata ottenuta dopo una simulazione al computer in cui si è applicato alla caviglia un momento di 10 Nm per 300 ms stimando il COM degli arti inferiori e dell'unità passiva. Lo spostamento totale all'indietro del COM si è rilevato essere di 1,56 cm. Applicando lo stesso momento ai flessori dell'anca invece si è trovato che lo spostamento del COM risulta essere di 2,04 cm circa. Tuttavia, è stato possibile analizzare anche una strategia abbinata fra caviglia e anca applicando un momento di flessione plantare di 10 Nm alla caviglia e un momento di flessione di 10 Nm all'anca e dopo 300 ms si è visto che lo spostamento del COM risultava essere 3,53 cm (Winter,1995).

#### 3.1.1 Valutazione dell'attività muscolare nel mantenimento della posizione eretta

Nel mantenimento della posizione eretta sono necessari i muscoli del polpaccio, in particolare il soleo e il gastrocnemio, per evitare la perdita di stabilità e il ribaltamento in avanti. E' stato verificato che questi muscoli agiscono come molle in cui la lunghezza delle loro unità contrattili varia durante l'oscillamento in avanti del corpo. Per verificare ciò si è utilizzato un sistema scanner ad ultrasuoni ed un'analisi automatizzata delle immagini che riesce a rilevare le minuscole variazioni di lunghezza del muscolo (fino a circa 10  $\mu\text{m}$ ), durante la posizione eretta e durante oscillazioni marcate e volontarie, senza alterarne le caratteristiche. Dagli esperimenti effettuati si è notato che gli elementi contrattili presentano massima lunghezza quando il corpo umano è vicino alla verticale mentre si accorciano progressivamente

quando il soggetto oscilla in avanti. Durante il mantenimento della posizione eretta, la lunghezza muscolare varia ad una frequenza di circa tre volte superiore all'oscillazione del corpo, accorciandosi durante il movimento in avanti ed allungandosi durante il movimento all'indietro. Questo risultato è coerente con il fatto che i muscoli del polpaccio generano tensione attraverso un elemento contrattile in serie (tendine d'Achille e piede) che limita la massima rigidità della caviglia fino al  $92 \pm 20$  % di quella richiesta per mantenere il corpo in equilibrio. La relazione lunghezza-tensione, quindi, stabilizza parzialmente il corpo umano. (Loram et al. 2005).

Tuttavia, per riuscire a mantenere l'equilibrio non è sufficiente un'attività passiva dei muscoli ma, al contrario, è necessaria una certa attività soprattutto da parte dei muscoli del polpaccio.

Per stabilire i muscoli direttamente coinvolti nel mantenimento della posizione eretta l'unica strada percorribile è quella di effettuare delle EMG (elettromiografie) che rivelano se è presente attività elettrica nel muscolo in questione e la sua entità registrando i potenziali elettrici che, eventualmente, compaiono nel muscolo durante la stasi, una camminata, etc.

Per quanto riguarda le misurazioni presentate in seguito (Fig. 3.8), si sono eseguite EMG su dieci soggetti sani, di età compresa tra 16 e 18 anni. Si sono raccolte informazioni durante la fase di stasi in posizione eretta e durante alcuni movimenti del piede e della caviglia. In particolare, si è voluto analizzare il comportamento di alcuni muscoli: tibiale anteriore (TA), tibiale posteriore (TP), estensore lungo delle dita del piede (EDL), parte mediale e laterale del gastrocnemio (MG, LG) e del soleo (MS, LS), peroneo lungo e breve (PL, PB) e flessore lungo delle dita del piede (FDL).

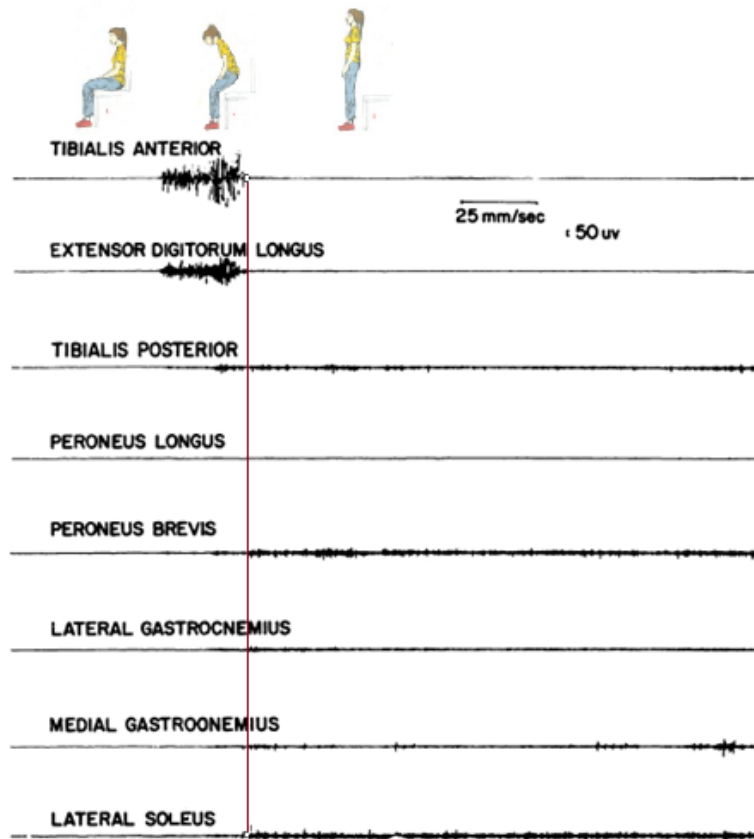


Fig. 3.8 Rilevazione EMG nel passaggio da una posizione seduta e rilassata alla posizione eretta  
La linea verticale indica il momento in cui si raggiunge la posizione eretta (Houtz et al., 1959)

In Fig. 3.8 è mostrata la traccia EMG rilevata in un soggetto durante il passaggio dalla posizione seduta alla posizione eretta. Nel momento di cambio di posizione si nota un'elevata attività dei muscoli estensore lungo delle dita e tibiale anteriore che, non appena raggiunta la stasi eretta cessa improvvisamente in entrambi i muscoli. I muscoli che rimangono attivi durante il mantenimento della posizione eretta sono il tibiale posteriore, il peroneo breve, il soleo (porzione laterale), il gastrocnemio (porzione mediale) e il flessore lungo delle dita del piede. Questi muscoli risultano attivi, ma la loro azione risulta comunque molto limitata. Per quanto riguarda il tibiale anteriore e l'estensore lungo delle dita del piede, la loro funzione consiste nel supportare, attraverso un'energica contrazione, la tibia nel momento in cui ci si alza in piedi. Risulta evidente che, durante la stasi in posizione eretta, i movimenti anteroposteriori della tibia rispetto all'astragalo sono regolati e controllati dai tre muscoli pennati: il soleo, il tibiale posteriore e il peroneo breve. In particolare, il soleo agisce tirando direttamente il calcagno mentre gli altri due muscoli agiscono



sui malleoli mediale e laterale. La funzione del tibiale posteriore e del peroneo breve è paragonabile a quella del soleo, dal momento che entrambi i muscoli regolano i movimenti anteroposteriori della tibia rispetto al piede.

L'attaccatura del tendine del muscolo tibiale posteriore sulla superficie plantare del piede è situata in un'ottima posizione per agire rapidamente in risposta a stimoli propriocettivi causati dalla variazione di tensione nei tendini e nei legamenti quando il COG si sposta in avanti, deprimendo l'arco longitudinale del piede.

I muscoli tibiale posteriore e peroneo breve e rispettivi tendini, risultano molto ben posizionati per modulare la leggera ma incessante oscillazione trasversale del corpo. Dal momento che il peso corporeo è sostenuto dai margini laterali dei piedi, oltre che dal calcagno e dall'estremità anteriore, è concepibile che l'oscillazione trasversale durante il mantenimento della posizione eretta è controllata unicamente dal peroneo breve.

Il gastrocnemio (porzione mediale), invece, agisce soprattutto sul ginocchio permettendogli di mantenere una leggera flessione (Houtz et al., 1959).

Come ulteriore prova dell'attivazione e del grado di attività di alcuni muscoli dell'arto inferiore si presenta un esperimento in cui 12 uomini di età compresa tra 18 e 28 anni sono stati disposti in posizione eretta con i piedi distanziati di circa 20 cm e rivolti verso l'esterno di circa 40°.

Ai soggetti in questione è stata eseguita un'elettromiografia per valutare il comportamento dei muscoli: tibiale anteriore, soleo e gastrocnemio.

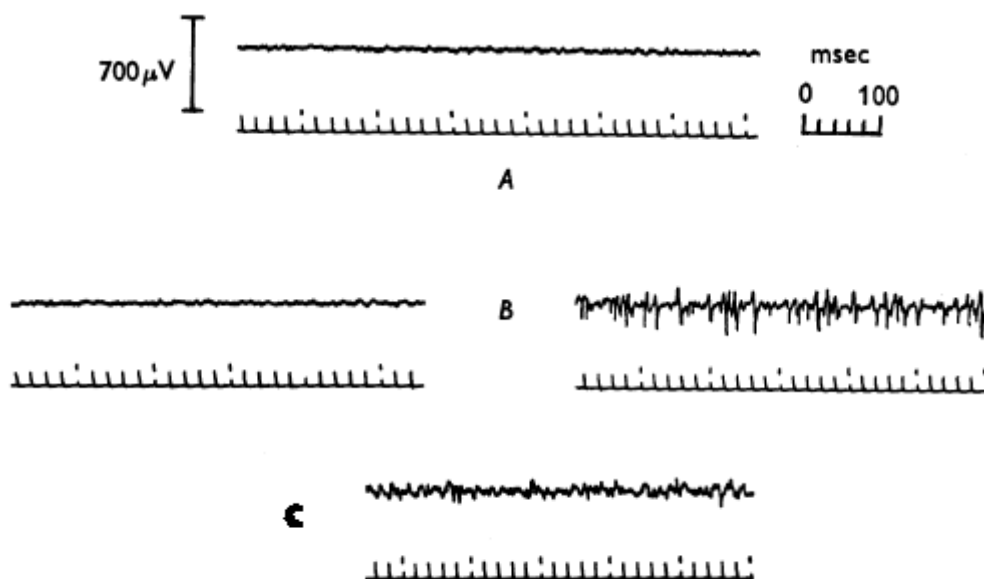


Fig. 3.9 A: tracciato base ottenuto con il soleo a riposo; Bsx: tracciato del tibiale anteriore, Bdx: tracciato del soleo; C: tracciato del gastrocnemio (Joseph et al., 1952)

Durante la stasi in posizione eretta nessun soggetto ha mostrato attività nel tibiale anteriore come è evidente in Fig.3.9 (Bsx) in cui il tracciato EMG è uguale al tracciato base ottenuto con il soleo a riposo. Il gastrocnemio, invece, è risultato attivo durante il mantenimento della posizione eretta per la maggioranza dei casi (Fig. 3.9 C). Il soleo, al contrario, è il muscolo, fra quelli di cui è stata rilevata l'attività, che maggiormente è stimolato (Fig. 3.9 Bdx). Quindi, è da escludere, per quanto riguarda i muscoli del polpaccio, che il mantenimento della posizione eretta dipenda unicamente dalle proprietà elastiche dei muscoli o da un'attività minima.

Il fatto che il gastrocnemio sia attivo nella maggioranza dei casi (7 soggetti su 12) ma non in tutti, mentre il soleo risulta stimolato in ogni soggetto analizzato, è dovuto probabilmente al fatto che per rilevare l'attività in un muscolo, l'elettrodo deve essere posto direttamente sopra di esso e probabilmente in alcuni dei casi studiati questo non si verificava per via di una particolare disposizione delle fibre muscolari o per via della presenza di uno strato di tessuto adiposo che impedivano un corretto rilevamento.

L'assenza di attività nel muscolo gastrocnemio può essere dovuto anche ad una particolare posizione assunta dalle ginocchia e dalle caviglie in alcuni soggetti. Infatti, più l'arto inferiore è piegato in avanti, più il COG è vicino all'articolazione della caviglia ed è quindi richiesta una minore attività dai muscoli del polpaccio e di conseguenza il gastrocnemio risulta meno attivo o addirittura inattivo. Il soleo, quindi, diventa il muscolo deputato ad impedire che il corpo cada in avanti. Per quanto riguarda sia quest'ultimo test sia tutti gli altri che necessitano di misurazioni tramite EMG è necessario sottolineare il fatto che non tutti i segnali elettrici prodotti dai muscoli possono essere rilevati. Infatti, dal momento che viene utilizzata un'apparecchiatura elettronica sarà presente del rumore, la cui ampiezza non dovrà superare quella del segnale da misurare. Nell'ultima esperienza presentata il rumore che inevitabilmente compariva aveva un'ampiezza picco-picco pari a 35  $\mu\text{V}$  a cui si devono sommare le interferenze delle eventuali apparecchiature circostanti. Si è stabilito che, affinché un segnale possa essere misurato, deve avere ampiezza picco-picco almeno pari a 70  $\mu\text{V}$ . Queste affermazioni fanno capire che, nel caso non venga rilevata nessuna attività muscolare, non è detto che essa non sia presente, può semplicemente non venire distinta dal rumore di sottofondo (Joseph et al., 1952). A supporto di queste affermazioni sono stati svolti alcuni test per definire in che istante, con quale entità e se vengono attivati i diversi muscoli affinché si riesca a

mantenere una stabile posizione eretta. In particolare, uno studio è stato condotto sul gastrocnemio mediale, per riuscire a stabilire se effettivamente un continuo allungamento e accorciamento di questo muscolo possa contribuire al mantenimento della posizione eretta e se in questa posizione sia effettivamente attivo. Si sono analizzate, a questo scopo, le varie unità motorie prestando attenzione alla loro attivazione ed alla loro scarica durante un test di stabilità.

La posizione e spostamento del COP è stata rilevata per 70 secondi così come il segnale EMG del gastrocnemio mediale per un soggetto in posizione eretta e stabile. Il tracciato EMG è stato diviso in singoli potenziali d'azione per ogni zona del muscolo e quindi per ogni sua unità motoria.

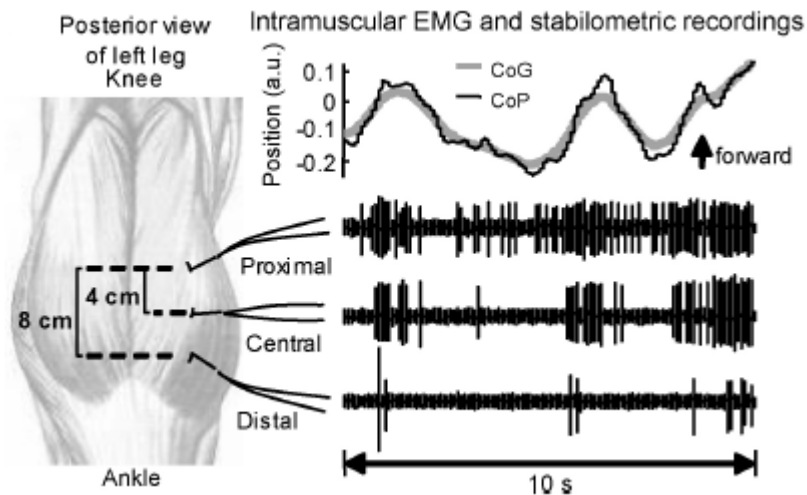


Fig. 3.10 Punti di inserzione degli aghi per EMG, spostamento di COG e COP e tracciato EMG per la zona prossimale, centrale e distale del gastrocnemio mediale (Vieira et al., 2009)

Durante i 70 secondi di durata del test si sono osservate 19 oscillazioni del corpo e ciascuna presentava durata media di  $1,02 \pm 0,2$  s. Si nota, in Fig. 3.10, che le zone più attive risultano essere la parte prossimale e centrale del gastrocnemio mediale avendo misurato una velocità di scarica degli impulsi pari rispettivamente a  $10 \pm 1,2$  pps (pulses per second, impulsi al secondo) e  $11,1 \pm 1,5$  pps. La zona distale, invece, viene attivata meno frequentemente; la massima velocità di scarica degli impulsi risulta essere di  $6,7 \pm 1,7$  pps. Il picco di scarica degli impulsi si trova sempre in corrispondenza della massima velocità di oscillazione del corpo per ogni regione del muscolo analizzata. Gli istanti in cui sono attive le diverse unità motorie varia, invece, a seconda della zona in cui ci troviamo; questa potrebbe essere una strategia per controllare più efficacemente la postura (Vieira et al., 2009). Quindi, come già

previsto in precedenza, il gastrocnemio presenta un'attività muscolare rilevabile e quindi una sua eventuale non misurazione attraverso EMG è dovuta a fattori esterni. Dopo aver analizzato e confrontato i risultati dei test presentati in precedenza risulta evidente che il muscolo tibiale anteriore non ha un ruolo specifico nel mantenimento della posizione eretta (Fig. 3.8 e Fig. 3.9) mentre nel passaggio da seduti a in piedi svolge un ruolo molto importante, assieme al muscolo estensore lungo delle dita del piede, supportando la tibia nel cambio di posizione. I muscoli peroneo breve e tibiale posteriore sono attivi durante la stasi eretta aiutando il soleo, che è sicuramente il muscolo più attivo, ad impedire la caduta in avanti del corpo. L'attività del gastrocnemio, invece, per via della sua debole intensità e della posizione del muscolo, non viene sempre rilevata ma studi specifici hanno dimostrato la sua importanza nel moderare le oscillazioni in avanti e indietro del corpo (Fig. 3.10). Da altri studi, tuttavia, emergono alcune rilevazioni di attività da parte di alcuni muscoli come il tibiale anteriore e il peroneo lungo. Questa differenza rispetto ai casi qui analizzati può essere dovuta a posizioni anomale del corpo durante il mantenimento della posizione eretta in cui intervengono questi muscoli per rafforzare l'attività di quelli già attivi. Si registrano notevoli differenze anche per quanto riguarda la modalità di esecuzione dell'EMG a seconda dell'utilizzo di elettrodi applicati sulla pelle o di elettrodi ad ago che vengono inseriti sotto la cute. Per quanto riguarda i muscoli del piede sono stati eseguite EMG utilizzando elettrodi ad ago e rilevando l'eventuale attività presente nei muscoli abducente dell'alluce, flessore breve delle dita del piede e abducente del 5° dito. Si sono effettuati gli esami su 14 soggetti. Generalmente sono state rilevate attività molto scarse in questi muscoli durante il mantenimento della posizione eretta. La quasi totalità degli abducenti dell'alluce e dei flessori brevi delle dita del piede hanno mostrato silenzio miografico. La metà circa degli abducenti del quinto dito, invece, ha mostrato qualche piccolo e incerto segnale durante l'EMG. Questi muscoli forniranno un importante contributo durante la camminata (Basmajian, 1962).

## 3.2 Analisi biomeccanica in condizioni dinamiche

L'attività del camminare utilizza la ripetizione di una sequenza di movimenti dell'arto inferiore per muovere in avanti il corpo mantenendo simultaneamente un certo grado di equilibrio.

Nel momento in cui il corpo si muove in avanti un arto serve da supporto mentre l'altro si sposta; i ruoli, quindi, si invertono e quando si ha il passaggio del peso corporeo da una gamba all'altra entrambi i piedi sono appoggiati al suolo. Una singola sequenza di questi movimenti da parte di un arto inferiore è detto **ciclo del passo** (gait cycle o GC), il cui momento di inizio è stato stabilito essere il contatto del tallone con il suolo. Ciascun ciclo viene diviso in due fasi: **appoggio** (stance) che indica il periodo in cui il piede tocca il suolo e **oscillazione** (swing) che identifica il lasso di tempo in cui il piede è sollevato per permettere l'avanzamento del corpo.



Fig. 3.11 Fasi del passo: appoggio (stance) e oscillazione (swing). (Perry, 1992)

La fase di appoggio è suddivisa in tre intervalli in base alla sequenza di contatto dei piedi. Sia l'inizio che la fine dello stance implicano un contatto con il suolo di entrambi i piedi (doppio appoggio) mentre nella fase centrale uno solo tocca terra. Il ciclo del passo si può quindi dividere in tre fasi principali. La prima, ovvero la **fase iniziale di doppio appoggio** (initial double stance), è la fase iniziale del gait cycle e in cui entrambi i piedi sono appoggiati a terra. La seconda fase è detta di **appoggio (supporto) singolo** (single limb support) e comincia non appena il piede opposto alla gamba di riferimento si stacca da terra per effettuare la sua oscillazione. Durante questo lasso di tempo l'intero peso del corpo è sostenuto dall'arto inferiore in contatto con il suolo. La terza e ultima fase è la **fase terminale di doppio appoggio** (terminal double stance) che comincia con il nuovo contatto della gamba opposta e

continua fino a quando l'arto di appoggio iniziale si stacca da terra per eseguire la sua oscillazione.

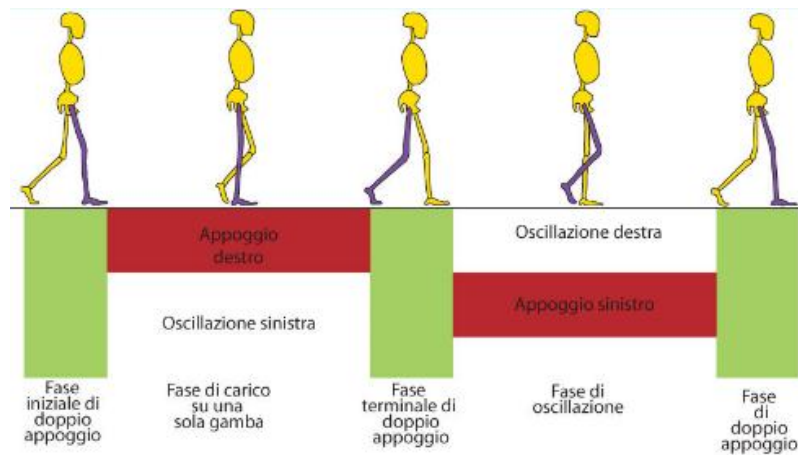


Fig. 3.12 Fasi del gait cycle per l'arto destro e per l'arto sinistro (Perry, 1992)

Per quanto riguarda la durata delle varie fasi l'appoggio occupa il 60% circa del gait cycle e l'oscillazione il 40% circa. Durante la fase di stance, in particolare, ogni doppio appoggio rappresenta il 10% del totale e la fase di carico su un solo arto (e quindi l'oscillazione dell'altro) il 40%. Una durata precisa di questi intervalli del ciclo del passo dipendono, tuttavia, dalla velocità di camminata di una persona. È interessante sottolineare che all'aumentare della velocità del passo si allunga la durata della fase di single stance mentre si accorciano la due fasi di single limb support. Le divisioni del ciclo del passo analizzate possono essere espanse fino ad otto sottofasi la cui combinazione adempie a tre compiti fondamentali: carico del peso (weight acceptance o WA), sostegno su una sola gamba (single limb support o SLS) e progressione dell'arto (limb advancement LA).

Il **carico del peso** è sicuramente il compito più impegnativo ed è necessario per assorbire gli urti, garantire l'iniziale stabilità degli arti e per preservare la progressione. La difficoltà consiste nel trasferire il peso su di un arto che ha appena terminato un'oscillazione in avanti ed ha un allineamento instabile. Per adempire a questa fondamentale funzione sono necessarie due fasi del ciclo del passo. La prima è il contatto iniziale che rappresenta un intervallo 0-2 % del gait cycle e include il momento in cui il piede tocca il suolo. La posizione delle articolazioni (l'anca è flessa, il ginocchio esteso, la caviglia passa da flessa dorsalmente a neutrale) è tale che possa cominciare la fase di sostegno con un'oscillazione in avanti del tallone

(Fig. 3.13). La seconda fase che permette l'adempimento della funzione di carico del peso è la fase di risposta al carico che rappresenta l'intervallo 0-10 % del GC e definisce l'inizio del doppio appoggio.

Comincia con il contatto iniziale con il suolo e termina quando il piede opposto viene sollevato per effettuare l'oscillazione. Durante questo periodo il peso del corpo è trasferito all'arto anteriore per permettere il movimento in avanti. Il tallone è utilizzato come un fulcro per permettere al corpo di avanzare mentre il ginocchio è flesso per assorbire l'urto. La caviglia si trova in flessione plantare in modo da controllare e rallentare l'avanzamento della tibia per evitare urti eccessivi con il suolo (il grado di flessione plantare è controllato dai muscoli pretibiali avendo effetto opposto). L'arto opposto si trova nella fase di pre-oscillazione (Fig. 3.13).

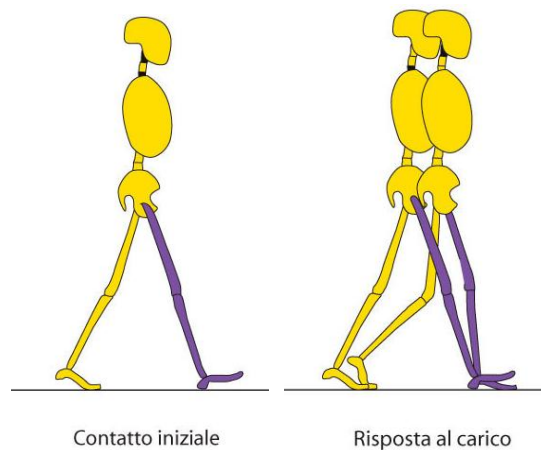


Fig. 3.13 Fasi di contatto iniziale e di risposta al carico che adempiono alla funzione di carico del peso (Perry, 1992)

L'azione di **supporto del peso corporeo su un solo arto** comincia con il sollevamento del piede opposto per permettere l'oscillazione in avanti e continua fino a quando questo piede tocca terra nuovamente. Durante questo lasso di tempo, quindi, una sola gamba ha la responsabilità di supportare l'intero peso del corpo. Quest'azione è composta da due fasi differenziate principalmente per il diverso meccanismo di progressione. La prima occupa la prima metà del periodo di supporto su un arto, è detta fase di medio carico (10-30 % del GC) e comincia non appena l'altro piede viene sollevato continuando fino a quando il peso del corpo si allinea all'avampiede (parte del piede ferma a terra) attraverso una flessione dorsale della caviglia mentre ginocchio e anca si estendono. Questa prima fase deve garantire stabilità e la continuazione della progressione che è data dal movimento in avanti

della tibia (dorsiflessione), controllato dal rapido attivarsi di soleo e gastrocnemio. Contemporaneamente l'arto opposto si trova a metà della sua oscillazione (Fig. 3.14).

La fase finale, in cui il peso corporeo giace su un solo arto è detta fase di carico terminale (30-50% del ciclo del passo). Comincia quando il tallone della gamba che sostiene il peso si stacca da terra, continua fino a quando il piede opposto si appoggia nuovamente al suolo. L'articolazione del ginocchio si estende per poi cominciare un'azione di leggera flessione mentre l'altro arto è nella fase terminale dell'oscillazione. La caviglia, invece, si trova in marcata flessione dorsale dal momento che il peso si sposta gradualmente in avanti fino a quando il piede opposto non tocca il suolo e quindi è scaricato su di esso. La dorsiflessione è controllata dai muscoli del tricipite della sura. (Fig. 3.14).

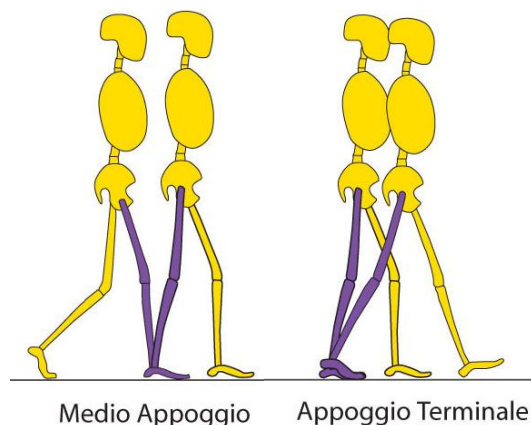


Fig. 3.14 Fasi di medio appoggio e appoggio terminale che permettono il mantenimento del peso corporeo su un solo arto (Perry, 1992)

L'ultima azione che consente l'esecuzione totale del gait cycle è **l'avanzamento dell'arto** e si compone di quattro fasi del passo. La prima fase è la fase di pre-oscillazione, è il periodo terminale dell'intervallo di doppio appoggio del ciclo del passo e ne rappresenta un intervallo compreso tra 50-60%. Il peso corporeo è trasferito e scaricato bruscamente sull'arto anteriore e la gamba liberata si prepara ad effettuare la sua rapida oscillazione. La gamba di riferimento risponde con un rapido aumento della flessione plantare della caviglia, una grande flessione del ginocchio e una piccola estensione dell'anca mentre l'arto opposto sta assumendo il carico (Fig. 3.15). Successivamente si passa alla fase di inizio dell'oscillazione che rappresenta un intervallo compreso tra il 60% e il 70% circa del GC. Comincia con il



sollevamento del piede dal suolo e termina non appena il piede che oscilla è in posizione opposta rispetto al piede che sorregge. Il piede è sollevato per via della flessione dell'anca e l'aumento della flessione del ginocchio mentre la caviglia, che era plantarflessa diminuisce il suo angolo con il piede tramite flessione dorsale (attivazione dei muscoli pretibiali) per evitare urti con il suolo durante l'oscillazione. L'altra gamba, nel frattempo, è nella fase di medio carico (Fig. 3.15).

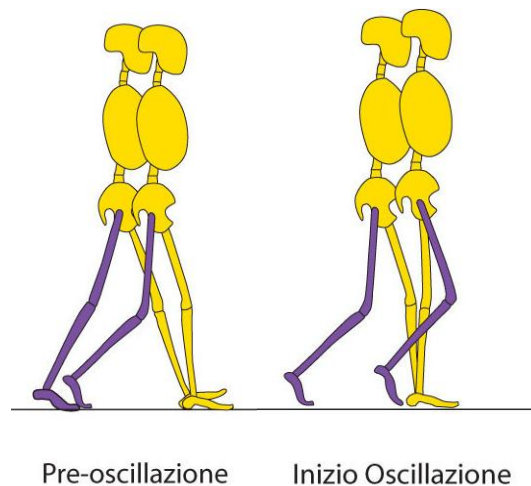


Fig. 3.15 Fase di pre-oscillazione e inizio oscillazione che rappresentano la prima parte dello spostamento dell'arto (Perry, 1992)

La terza fase dell'avanzamento dell'arto inferiore è detta media oscillazione (70-85 % del ciclo del passo) e comincia quando la gamba che si sposta in avanti supera l'arto supportante e termina non appena raggiunge la posizione in cui la tibia è verticale. L'avanzamento dell'arto oscillante porta il peso del corpo in avanti per la flessione dell'anca, il ginocchio può estendersi come risposta alla gravità mentre la caviglia passa da una flessione plantare marcata ad una posizione neutrale (attraverso i muscoli dorsiflessori) in cui non è necessaria una grande attività muscolare. L'altra gamba, contemporaneamente, è nell'ultima parte del medio appoggio (Fig. 3.16). L'ultima fase, sia dello spostamento dell'arto che dell'intero gait cycle è rappresentata dall'oscillazione terminale che comincia con la tibia in verticale e termina quando il tallone si appoggia nuovamente al suolo (85-100 % dell'intero GC). L'avanzamento dell'arto inferiore ha fine non appena lo stinco si porta più avanti della coscia provocando quindi un'estensione del ginocchio mentre la coscia mantiene la flessione raggiunta in precedenza. La caviglia, invece, mantiene la neutralità o passa in leggera plantarflessione affinché il piede sia nella migliore

posizione per il contatto con il suolo. L'arto opposto, nel frattempo, è nella fase di appoggio terminale (fine dell'azione di carico) (Fig. 3.16).

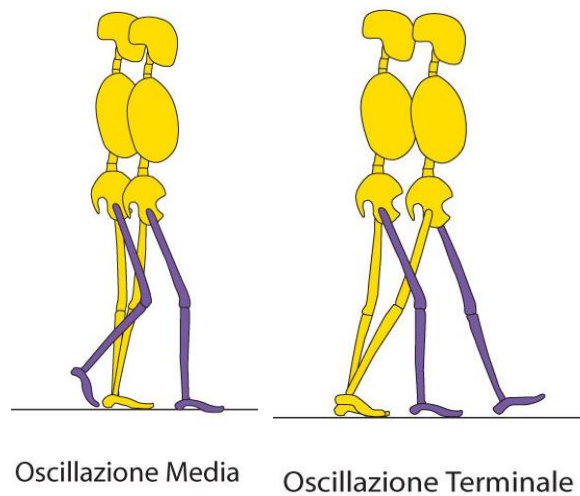


Fig. 3.16 Fasi di oscillazione media e oscillazione terminale che permettono il completamento dell'avanzamento dell'arto inferiore (Perry, 1992)

Durante il gait cycle il movimento della caviglia svolge un importante ruolo per l'avanzamento degli arti, soprattutto nella fase di oscillazione, e per l'assorbimento degli urti nella fase di appoggio. Durante ciascun GC la caviglia compie quattro archi di movimento, due in flessione plantare (PF) e due in flessione dorsale (DF). In ordine, durante la fase di appoggio la caviglia compie due flessioni plantari e una flessione dorsale. Durante l'oscillazione la caviglia compie, invece, solo una flessione dorsale.

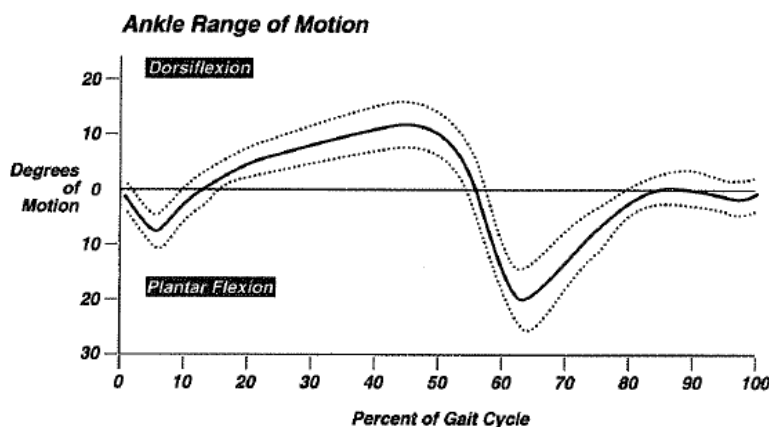


Fig 3.17 Flessioni della caviglia in corrispondenza di tutte le fasi del GC (Perry, 1992)

Il contatto iniziale del piede con il suolo avviene con la caviglia in posizione neutrale oppure in leggera flessione plantare ( $3^{\circ}$ - $5^{\circ}$ ) che è seguita dalla prima plantar flessione vera e propria durante la risposta al carico (0-10 % del GC). Con l'inizio del contatto dell'avampiede, la caviglia comincia a portarsi in flessione dorsale e attorno al 20% del gait cycle raggiunge la neutralità ma, dal momento che questa azione continua durante il medio appoggio e durante la prima metà dell'appoggio terminale, si raggiunge un angolo di  $10^{\circ}$  in DF al 48 % del ciclo. A questo punto si ha una rapida flessione plantare della caviglia sul piede che raggiunge il massimo ( $30^{\circ}$  circa) alla fine della pre-oscillazione. Con l'inizio dell'oscillazione del piede, comincia anche la flessione dorsale finale che porta, a metà della media oscillazione, ad un angolo di  $0^{\circ}$ , cioè ad una posizione di neutralità, che verrà mantenuta fino alla fine del GC (Perry, 1992).

Per quanto riguarda il piede vero e proprio, al suo interno troviamo tre articolazioni principali: sottoastraglica (subtalar, ST), mediotarsale (midtarsal, MT), metatarso-falangea (metatarsophalangeal, MP). L'articolazione sottoastraglica si trova tra l'astragalo e il calcagno e aggiunge la possibilità di movimenti nel piano coronale e trasverso oltre che nel piano sagittale. L'articolazione mediotarsale, detta anche di Chopart, contribuisce in maniera importante all'ammortizzamento degli urti nella parte anteriore del piede ed è formata da due articolazioni: talo-scafoidea e calcaneo-cuboidea. Le articolazione metatarso-falangee, invece, permettono al piede di piegarsi sulle teste metatarsali in modo da non sollecitare troppo le punte dei piedi durante il passo.

L'articolazione sottoastraglica permette al piede una rotazione verso l'interno (inversione) e verso l'esterno (eversione). Entrambi i movimenti avvengono sia durante la fase di appoggio (o carico), in cui sono molto significativi dal momento che influenzano l'allineamento dell'intero arto durante il supporto del peso, sia durante la fase di oscillazione, in cui però sono molto modesti.

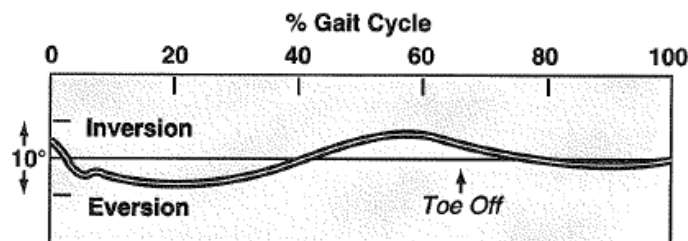


Fig. 3.18 Movimenti di inversione ed eversione del piede in corrispondenza di ogni fase del GC (Perry, 1992)

Il movimento di eversione comincia subito dopo il contatto del tallone con il suolo e il suo massimo è raggiunto già all'inizio del medio appoggio (14 % GC). Il grado di eversione è molto piccolo, si raggiungono infatti punte massime di 4°-6°.

La rotazione dell'articolazione sottoastragolica, quindi, provoca una graduale inversione durante tutto l'appoggio terminale e raggiungendo il massimo al principio della fase di pre-oscillazione (52 % GC). Durante la fase di oscillazione, infine, il piede si porta in posizione neutrale, raggiungendo un leggero grado di eversione nell'ultima parte del gait-cycle.

Per quanto riguarda l'articolazione mediotarsale, invece, il suo ruolo è quello di permettere l'appiattimento del piede con un movimento di dorsiflessione e il restaurarsi dell'arco longitudinale tramite il movimento contrario.

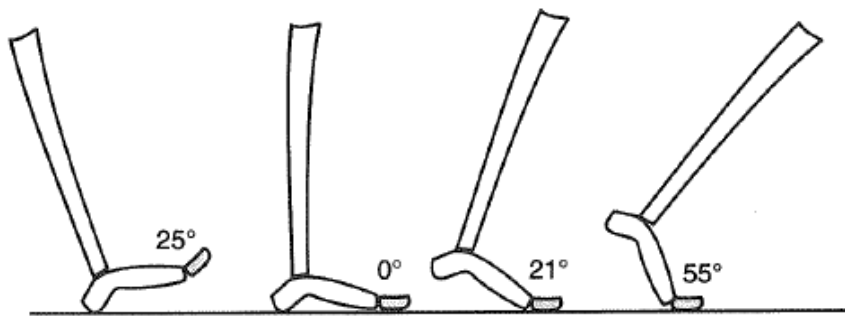


Fig. 3.19 Comportamento delle articolazioni metatarso-falangee durante il GC (Perry, 1992)

Le articolazione metatarso-falangee, invece, durante il contatto iniziale si trovano dorsiflesse di 25° circa e nel momento di appoggio della parte anteriore del piede torneranno in posizione neutrale (0°) che verrà mantenuta fino al termine del medio appoggio. Con il sollevarsi del tallone nella fase di appoggio terminale vi sarà una flessione dorsale di 20° circa dal momento che la parte posteriore del piede si alza mantenendo la parte anteriore ben salda a terra. Si raggiunge il massimo della dorsiflessione (55°) alla fine della regione di pre-oscillazione, dopo la quale il piede si stacca da terra. Durante l'oscillazione, infine, viene mantenuta una leggera flessione dorsale in preparazione al contatto iniziale che, come detto, richiede proprio questa posizione dell'articolazione.

### 3.2.1 Valutazione dell'attività muscolare in condizioni dinamiche

La caviglia, quindi, durante il ciclo del passo, si muove principalmente in un unico piano e i muscoli che ne controllano i movimenti agiscono da flessori plantari o da flessori dorsali. In generale i muscoli plantarflessori sono attivi durante la fase di appoggio mentre i dorsiflessori sono attivi durante la fase di oscillazione. La fase di risposta al carico rappresenta un'eccezione dal momento che sono attivi i muscoli che agiscono da flessori dorsali che controllano e limitano il grado di flessione plantare della caviglia.

Davanti all'articolazione della caviglia vi sono tre muscoli principali che agiscono, per via della loro posizione, da flessori dorsali e sono detti **muscoli pretibiali**. Essi sono i muscoli: tibiale anteriore, estensore lungo delle dita del piede ed estensore lungo dell'alluce. Il muscolo più consistente è il muscolo tibiale anteriore che quindi possiede la capacità maggiore di indurre una flessione dorsale. Il primo di questi muscoli ad essere attivato, tuttavia, è l'estensore lungo dell'alluce che risulta particolarmente attivo durante la fase di pre-oscillazione, seguito, successivamente, durante la fase di media oscillazione, dai muscoli estensore lungo delle dita del piede e tibiale anteriore. I muscoli pretibiali sono molto attivi anche durante la fase iniziale di appoggio e di risposta al carico.

Posteriormente e lateralmente alla caviglia, invece, sono disposti sette muscoli che quindi, data la loro posizione, nel momento della contrazione fungono da flessori plantari, si dividono in **muscoli perimalleolari** (tibiale posteriore, flessore lungo dell'alluce, flessore lungo delle dita del piede, peroneo lungo, peroneo breve) e **muscoli del tricipite della sura** (soleo e gastrocnemio). Gli ultimi due muscoli elencati, date le loro dimensioni, concorrono al 93% del momento torcente plantarflessore totale della caviglia, mentre i cinque muscoli perimalleolari forniscono il rimanente 7%. Soleo e gastrocnemio presentano circa lo stesso grado e istante di attivazione come si è visto dopo rilevazioni attraverso EMG, raggiungendo il loro picco di attività attorno al 45% del GC e diminuendo rapidamente fino a raggiungere il minimo in corrispondenza dell'inizio della fase di pre-oscillazione. Per quanto riguarda i muscoli perimalleolari, il loro fondamentale ruolo consiste nel controllare l'articolazione sottoastragolica e altre articolazioni all'interno del piede durante la camminata e sviluppando, inoltre, forze non trascurabili nella caviglia. In particolare, il muscolo tibiale posteriore si attiva durante il contatto iniziale del piede (0% del GC), il flessore lungo delle dita al 10% circa del GC e infine il flessore

lungo dell'alluce al 25 % del GC.

Questi muscoli tendono a rilassarsi attorno al 50 % del ciclo del passo così come i muscoli peroneo lungo e peroneo breve che si attivano, anch'essi, molto precocemente nel gait cycle (Perry, 1992).

Per studiare i muscoli che entrano in gioco e il loro grado di attivazione durante il gait cycle sono stati condotti numerosi test, soprattutto usando l'elettromiografia, analizzando la camminata di diversi esseri umani e rilevando quindi l'attività elettrica muscolare che subentra.

Viene qui presentato un test che prevede l'utilizzo di un algoritmo (fuzzy rule based algorithm) che come risultato dà una matrice, essenziale per semplificare la comprensione e il confronto tra i muscoli che effettivamente si attivano durante ciascuna fase della camminata. Si è utilizzata l'EMG superficiale, cioè che utilizza degli elettrodi posti sulla pelle che pertanto non risultano invasivi, per registrare i potenziali elettrici prodotti dai muscoli. Per le misurazioni sono stati scelti 16 soggetti sani per camminare su una piattaforma, e, attraverso un software si sono calcolati automaticamente il vettore corporeo e attraverso gli elettrodi si sono rilevate le attività elettriche di alcuni muscoli: soleo, gastrocnemio, tibiale anteriore, bicipite femorale, vasto laterale, retto femorale, gluteo mediale, erector supinae. I muscoli che interessano ai fini del nostro studio sono quelli dell'arto inferiore e quindi i primi tre dell'elenco. Il segnale EMG ottenuto, raccolto attraverso un campionamento di 1000 sample/s, è stato filtrato per mezzo di un filtro di Butterworth che ha lo scopo di ridurre il rumore ad alta e bassa frequenza.

Dopo l'applicazione di altri strumenti per migliorare la qualità del segnale ricevuto è stata eseguita, per ciascun muscolo, una normalizzazione in funzione del massimo raggiunto per ogni soggetto, in modo da limitare il range di ampiezze tra 0 e 1, per poter immediatamente confrontare la posizione dei picchi tra muscoli diversi e per una rapida visualizzazione degli andamenti dei potenziali elettrici sviluppati (Fig. 3.20).

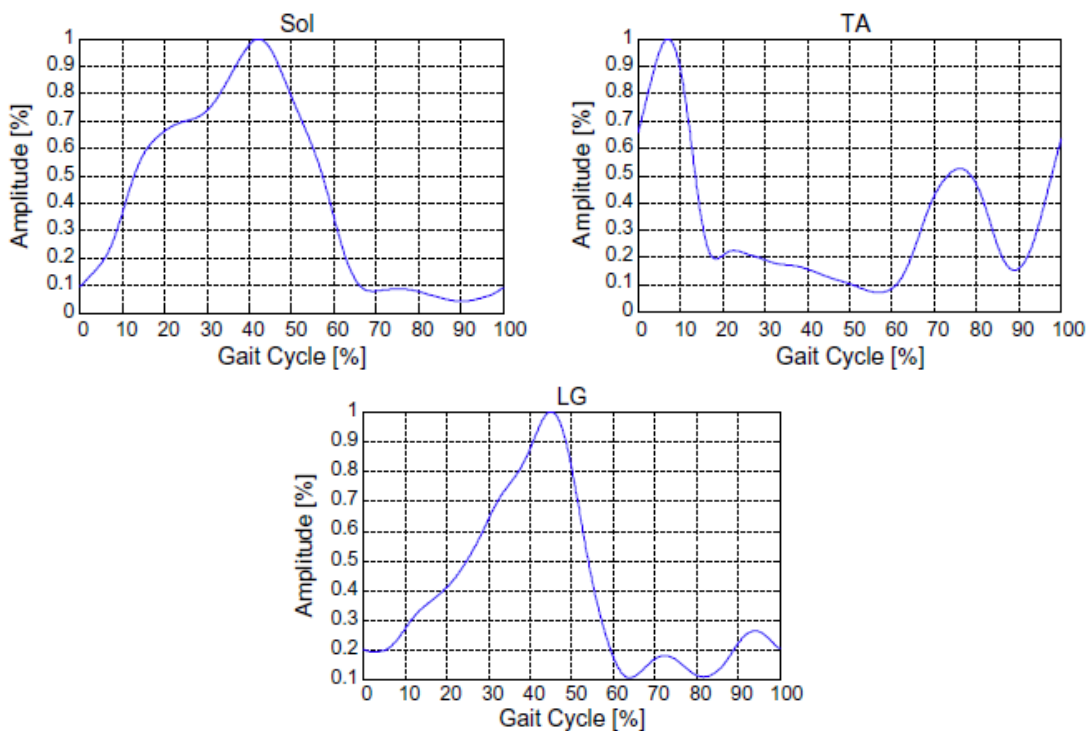


Fig.3.20 Segnale EMG normalizzato (range ampiezze 0-1) per il soleo (Sol), tibiale anteriore (TA) e gastrocnemio laterale (LG) in funzione di un solo passo (Yu et al. 2010)

La matrice ottenuta (Fig. 3.21) mostra la relazione fra l'intensità del segnale normalizzato ottenuto attraverso l'EMG e le varie fasi del ciclo della camminata, consentendo un rapido confronto delle interazioni che sono necessarie tra muscoli per eseguire il corretto movimento del passo e permettendo quindi una valutazione di eventuali anomalie muscolari attraverso strumenti matematici. Le fasi del GC sono state approssimate a sette e in particolare: 1-Loading Response (0-10%); 2-Mid-Stance (10-30%); 3-Terminal Stance (30-50%); 4-Pre-Swing (50-60%); 5-Initial-Swing (60-70%); 6-Mid-Swing (70-85%); 7-Terminal-Swing (85-100%) (Yu et al. 2010).

		Phase							
		1	2	3	4	5	6	7	
$R(x, y)_{male} =$	Muscle	Sol	0.251	0.631	0.885	0.686	0.280	0.151	0.119
	TA	0.894	0.311	0.153	0.127	0.396	0.582	0.395	
	LG	0.227	0.360	0.779	0.534	0.160	0.149	0.171	
	VL	0.797	0.561	0.163	0.112	0.076	0.065	0.292	
	RF	0.792	0.605	0.290	0.263	0.389	0.267	0.340	
	BF	0.819	0.378	0.250	0.204	0.174	0.216	0.618	
	Gmed	0.627	0.758	0.415	0.247	0.240	0.259	0.278	
	ES	0.712	0.376	0.290	0.761	0.650	0.389	0.443	

Fig. 3.21 Matrice ottenuta dall'EMG normalizzata rappresentante l'attività dei vari muscoli (righe) per ogni fase del GC (colonne) (Yu et al. 2010)

Da Fig.3.20 e da Fig.3.21 sono evidenti i picchi di attività dei tre muscoli in questione: soleo, tibiale anteriore e gastrocnemio laterale.

Il tibiale anteriore (TA) è maggiormente sollecitato all'inizio del ciclo del passo, al 10 % di esso, cioè durante il passaggio dalla fase di risposta al carico alla fase di medio carico. Dopo quest'iniziale attività intensa c'è un rapido declino fino alla fase di oscillazione media (75 % del gait cycle) in cui si ha un nuovo incremento nei rilevamenti ECG, ma molto più contenuto rispetto al massimo iniziale. La marcata attività riscontrata all'inizio del ciclo del passo è dovuta ad un necessario controllo, da parte del muscolo tibiale anteriore, della flessione plantare assunta della caviglia (angolo fra piede e caviglia è maggiore di 90°)(vedi 1.3.2) e che induce, assieme al movimento della tibia in avanti, uno spostamento in avanti del peso corporeo. Il secondo picco evidenziato, durante la fase di oscillazione media, è dovuto ad un'azione di dorsiflessione del muscolo per portare il piede ad una posizione di neutralità, necessaria per riuscire a portare il piede stesso in avanti senza urtare il suolo. Questo movimento, in realtà, è aiutato dalla flessione del ginocchio che permette di far avanzare, senza contatti con il suolo, l'arto inferiore. Attorno al 90 % del GC, infine, l'attività riscontrata comincia ad aumentare nuovamente per ricominciare il ciclo che, come già detto, per il TA, presenta un picco molto rapido all'inizio di esso.

Per quanto riguarda la porzione laterale del gastrocnemio, la sua rilevazione EMG presenta un massimo di attività attorno al 40 % del gate cycle, cioè durante la fase di appoggio (o carico) terminale, in cui la caviglia è in flessione dorsale (angolo tra piede e caviglia è minore di 90°) e quindi è necessaria una limitazione del movimento stesso per impedire che il peso corporeo avanzi eccessivamente facendo perdere l'equilibrio. I due picchi più leggeri che si notano al 70 % circa (fase di passaggio da oscillazione iniziale a oscillazione media) ed al 95 % circa (fase di oscillazione terminale) sono dovuti ad una flessione dorsale, necessaria per riportare il piede in posizione neutrale, che viene controllata e limitata dal gastrocnemio dal momento che è un plantarflexore.

L'attività rilevata nel soleo, dal momento che svolge la stessa azione del gastrocnemio, è all'incirca la stessa di quest'ultimo. Presenta un picco attorno al 45 % e poi diminuisce gradualmente senza altre variazioni sostanziali. Attorno al 20 % (medio appoggio), però, a differenza del gastrocnemio, il soleo presenta una zona in cui non c'è crescita; l'attività costante in questa zona è necessaria per controllare e



contrastare la flessione in avanti della tibia che, senza l'apporto del soleo (e in minor quantità dagli altri muscoli plantarflessori) diventerebbe eccessiva.

L'approccio presentato (Yu et al., 2010) è interessante, in quanto, tramite opportuni filtraggi e normalizzazioni riesce a visualizzare una curva che evidenzia l'istante in cui sono presenti i massimi di attività tralasciando l'entità dei potenziali elettrici misurati in quanto la normalizzazione è stata effettuata sul massimo raggiunto da quel particolare muscolo, quindi, ogni muscolo raggiungerà il 100% di ampiezza. Non è quindi possibile eseguire un confronto basandosi sul grado di attivazione dei vari muscoli per via della scelta adottata per normalizzare i dati ottenuti attraverso EMG che risulta però mirata per l'analisi immediata tra differenze temporali di inizio, fine e massimo delle attività dei vari muscoli.

Un altro studio (Murley et al., 2009) è stato svolto per venire a conoscenza del comportamento, durante una camminata, del muscolo tibiale posteriore e del muscolo peroneo lungo utilizzando una strumentazione EMG con elettrodi a filo e quindi impiantabili nel muscolo. Per visualizzare, invece, il rapporto che esiste tra questi ed altri muscoli si sono posti degli elettrodi superficiali sopra la porzione mediale del gastrocnemio, sopra il muscolo soleo e sopra il muscolo peroneo breve. I rilevamenti sono stati effettuati su 15 persone a cui, dopo aver posizionato gli elettrodi, è stato chiesto di camminare su una pedana di dieci metri per dieci volte. Si è misurata, inoltre, la massima contrazione isometrica volontaria (MVIC), cioè una contrazione che varia la tensione muscolare senza variare la lunghezza, che ogni soggetto potesse raggiungere per ciascun muscolo eseguendo esercizi specifici. In particolare, si è rilevata la MVIC attraverso esercizi di supinazione del tibiale posteriore, pronazione di peroneo lungo e breve, dorsiflessione del tibiale anteriore e plantarflessione del gastrocnemio. Tuttavia, nell'articolo di Murley et al., 2009, non sono presentati valori numerici per quanto riguarda il MVIC e quindi non sono confrontabili i dati ottenuti da esperienze diverse ma si possono soltanto relazionare tra loro le posizioni dei vari picchi oppure l'entità dell'attività dei muscoli presentati nell'articolo. I risultati ottenuti, per quanto riguarda il GC, sono stati rettificati full-wave e filtrati con un filtro passa-basso (filtro di Butterworth). Dai dati ottenuti durante le dieci prove si è calcolata una media d'insieme per ogni muscolo e per ogni partecipante. Per ciascun muscolo, infine, si sono normalizzate le medie d'insieme basandosi sulla massima contrazione isometrica volontaria e si è calcolata una media globale tra tutti i muscoli, indipendentemente dal soggetto. In questo modo risultano

confrontabili tra loro i valori ottenuti per ogni muscolo e per ogni persona avendo portato il range di ampiezze tra 0 e 1 (o tra 0 % e 100 %). Il valore corrispondente a 100 % rappresenta l'entità della massima contrazione ottenuta volontariamente tra tutti i muscoli.

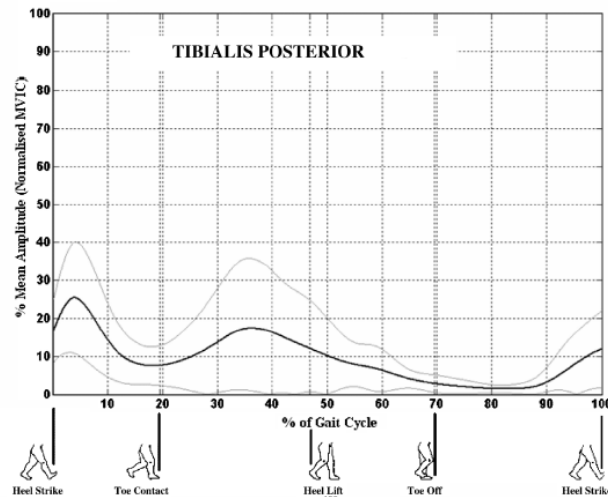


Fig. 3.22 Tracciato EMG normalizzato per il muscolo tibiale posteriore durante un GC (Murley et al., 2009)

Come si nota in Fig. 3.22, durante un gait cycle il muscolo tibiale posteriore presenta due picchi di attività. Il primo inizia a delinearsi appena prima del contatto del tallone a terra, cioè al 90 % circa del ciclo del passo e raggiunge in suo massimo attorno al 5 % del GC cioè durante la fase di contatto iniziale. Il secondo picco si verifica nella fase di medio appoggio, attorno al 35 % del GC. Entrambi i picchi presentano un'ampiezza molto simile e non molto marcata, infatti variano attorno al 20 % del MVIC, anche se è evidente che la deviazione standard è abbastanza elevata. I valori registrati durante un'EMG possono quindi variare molto a seconda del soggetto in questione (Murley et al., 2009).

Per quanto riguarda l'attività del secondo muscolo analizzato tramite elettrodi interni, cioè il muscolo peroneo lungo, si nota (Fig. 3.23) un andamento molto simile a quello del muscolo tibiale posteriore anche dal punto di vista dell'ampiezza raggiunta in corrispondenza dei massimi. Il primo picco infatti si verifica attorno al 5%, cioè durante la fase di contatto iniziale mentre il secondo avviene attorno al 40% e quindi durante la fase di medio appoggio (Murley et al., 2009). E' quindi evidente che i due muscoli collaborano tra loro durante il GC, rafforzandosi a vicenda e permettendo l'esecuzione di un corretto movimento.

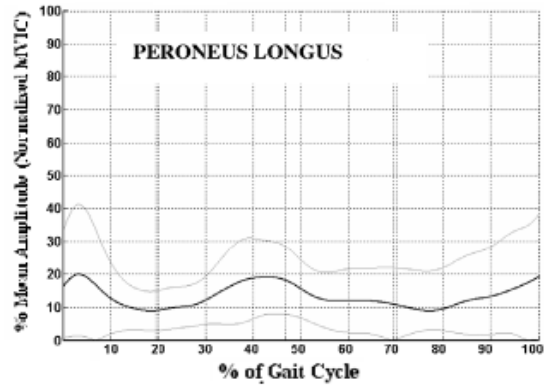


Fig. 3.23 Tracciato EMG normalizzato per il muscolo peroneo lungo per un GC (Murley et al., 2009)

Il muscolo tibiale posteriore, data la sua posizione, si comporta da flessore plantare e durante la risposta al carico, la caviglia, aiutata da esso, esegue proprio questo movimento. Tra i compiti attribuiti a questo muscolo troviamo anche quello di distribuire il peso corporeo sulle teste delle ossa metatarsali e quello di contribuire al corretto posizionamento del piede durante il passo. Tuttavia, il muscolo tibiale posteriore non risulta attivo durante lo stacco della punta del piede da terra, in cui c'è marcata flessione plantare dovuta all'azione soprattutto del soleo (Basmajian, 1962). Per quanto riguarda il muscolo peroneo lungo, invece, essendo un muscolo laterale tira la gamba lateralmente, contribuendo a stabilizzarla sopra al piede e quindi ad una corretta distribuzione del peso. Essendo anch'esso un muscolo plantarflessore aiuta il muscolo tibiale posteriore nei momenti in cui è attivo e agisce anche a livello del piede.

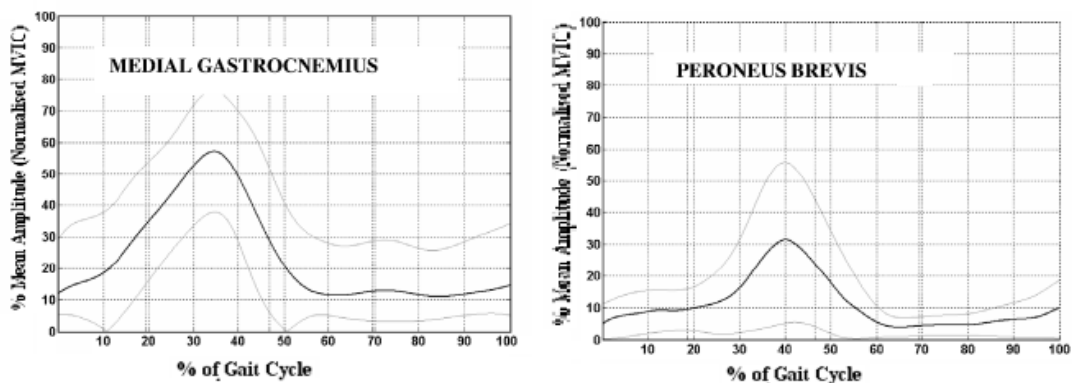


Fig. 3.24 Tracciato EMG normalizzato per il gastrocnemio mediale e per il peroneo breve per un GC (Murley et al., 2009)

In Fig. 3.24 sono riportati i tracciati EMG per la porzione mediale del muscolo gastrocnemio e per il muscolo peroneo breve, ottenuti tramite l'applicazione di elettrodi superficiali che quindi conducono a rilevazione meno precise, rispetto agli elettrodi a filo, in quanto risultano più facilmente soggetti a rilevare anche attività di altri muscoli.

Il muscolo gastrocnemio, per quanto riguarda la sua parte mediale, presenta un picco accentuato attorno al 35 % del GC, nella fase di appoggio terminale. Questo rilevamento è in linea con il tracciato EMG rilevato da Yu et al., 2010 per la porzione laterale dello stesso muscolo che presentava un massimo attorno al 40%. Il gastrocnemio quindi, è fondamentale, date le sue dimensioni nei momenti in cui è necessaria una flessione plantare per limitarne e controllarne una dorsale che rischierebbe di diventare eccessiva (soprattutto nella fase di carico terminale). Anche il muscolo peroneo breve, presenta un massimo durante la fase di carico terminale, in prossimità del 40 % del GC ed essendo un plantarflessore tende a far aumentare l'angolo fra piede e caviglia o a trattenere le eventuali flessioni dorsali che possono insorgere aiutando quindi nel loro compito i muscoli soleo, gastrocnemio, etc.

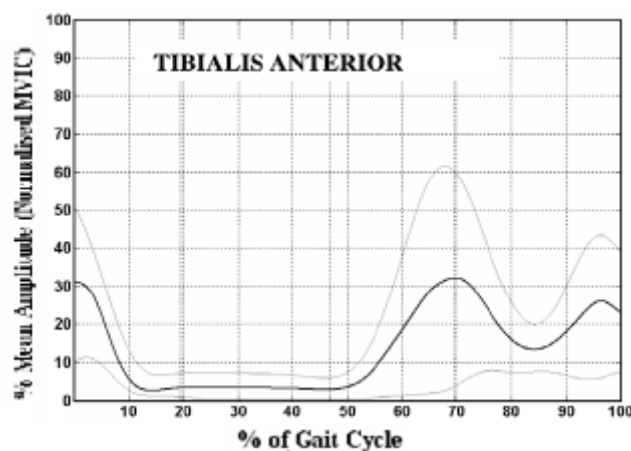


Fig. 3.25 Tracciato EMG normalizzato per il muscolo tibiale anteriore per un GC (Murley et al., 2009)

In Fig. 3.25 è presentato un nuovo tracciato ECG riguardante il muscolo tibiale anteriore per evidenziare le differenze tra due modalità di acquisizione dei dati per il medesimo muscolo. I dati esposti in Fig. 3.20 e Fig. 3.21 sono stati normalizzati sul massimo valore ottenuto nell'ECG di quel particolare muscolo, quindi, ovviamente il picco più alto toccherà quota 1 (100%). I dati di Fig. 3.25, invece, sono stati trovati

normalizzando le misure sul MVIC (massima contrazione isometrica volontaria) e risulteranno quindi più contenuti rispetto ad essa. Per quanto riguarda la posizione dei picchi i risultati delle due diverse misurazioni risultano all'incirca equivalenti nonostante i valori massimi ottenuti nell'esperienza di Yu et al., 2010 risultino leggermente spostati verso destra. Questa piccola differenza potrebbe essere dovuta al diverso tipo di elettrodi utilizzati nelle due misurazioni; le rilevazioni tramite elettrodi superficiali, infatti, possono essere affette da disturbi provenienti dall'esterno o da altri muscoli. Sono comunque evidenti in entrambe le misurazioni un primo picco di attività nella fase di carico iniziale, attorno allo 0 %, e un secondo picco attorno al 70 %, nella zona di passaggio fra oscillazione iniziale e media oscillazione, in cui sono necessarie delle flessioni dorsali, soprattutto per controllare quelle plantari, e quindi è richiesta un'importante azione dai muscoli che possono indurre questo movimento (muscoli anteriori) in modo che non si perda stabilità durante il GC. Il motivo della marcata attività del muscolo tibiale anteriore, che svolge un'azione di dorsiflessione, durante l'inizio del ciclo del passo, in prossimità del contatto del tallone al suolo, è motivato in una decelerazione del piede mentre sta toccando terra utilizzando il calcagno come fulcro permettendo quindi un suo urto più moderato che senza la sua azione risulterebbe più violento (Basmajian, 1962).

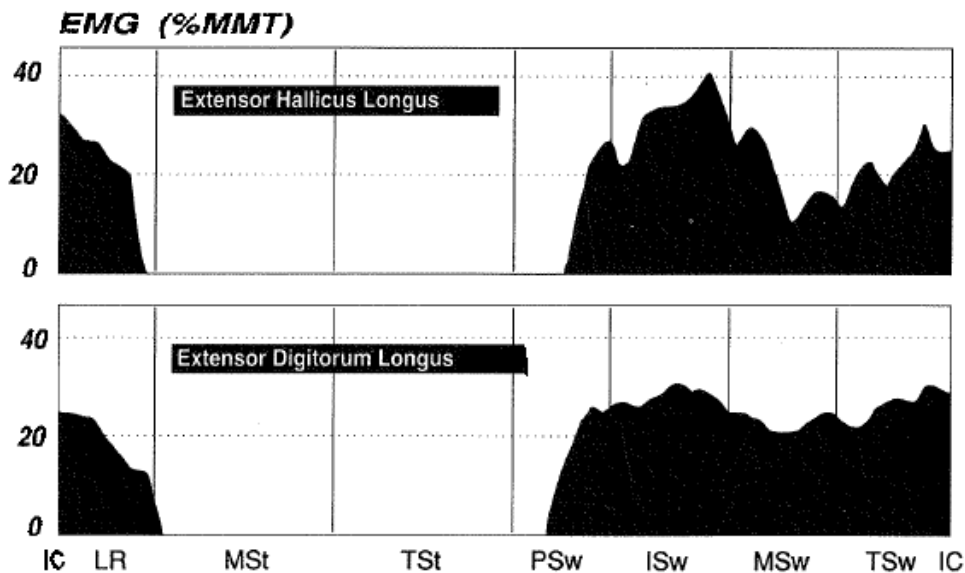


Fig. 3.26 Tracciato EMG normalizzato al MMT per i muscoli estensore lungo dell'alluce ed estensore lungo delle dita del piede per un GC (Perry, 1992)

I valori presentati in Fig. 3.26 mostrano i risultati di una misurazione EMG che riporta l'intensità come percentuale di MMT (manual muscle test) che è una misurazione della forza che occorre per muovere un arto mantenuto forzatamente in una determinata posizione. Purtroppo non si conoscono i valori specifici di ogni singolo MMT. Per ciascun muscolo e quindi, anche in questo caso, si possono confrontare solamente le differenze nel posizionamento dei massimi e non i singoli valori di ampiezza per ogni muscolo. Si riportano qui le rilevazioni EMG per i muscoli estensore lungo dell'alluce ed estensore lungo delle dita del piede che, essendo muscoli dello strato anteriore si comportano da dorsiflessori, cioè tendono a far diminuire l'angolo fra caviglia e piede. Questi due muscoli sono nettamente più piccoli rispetto all'altro muscolo deputato ad indurre una flessione dorsale, cioè al muscolo tibiale anteriore; quindi le loro capacità di indurre una flessione dorsale sono molto minori. Come è evidente da Fig. 3.26 i due muscoli qui trattati presentano attività molto simile. Sono, infatti, attivi entrambi in due diverse fasi del gait cycle: il primo istante di attività coincide con la fase di risposta al carico in cui intervengono, assieme al muscolo tibiale anteriore, per limitare la flessione plantare che subentra e contribuiscono, in particolare il muscolo estensore lungo delle dita del piede, a dare il via alla successiva flessione dorsale che risulta provocata principalmente dallo spostamento del peso corporeo in avanti. La seconda zona di attività comincia a metà della fase di pre-oscillazione per raggiungere il massimo in corrispondenza della fine dell'oscillazione iniziale in cui fanno in modo da iniziare una flessione dorsale per recuperare quella plantare che era insorta bruscamente nella fase precedente. Tra i due muscoli, quello che raggiunge valori maggiori di attività è il muscolo estensore lungo dell'alluce. Se si confronta l'attività dei muscoli qui trattati con l'attività del muscolo tibiale anteriore (Fig. 3.25) si nota che l'andamento è molto simile in quanto i tre muscoli pretibiali lavorano in sinergia.

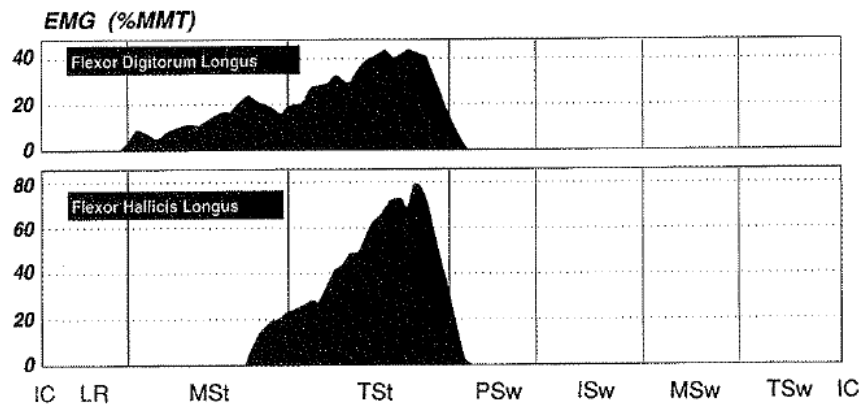


Fig. 3.27 Tracciato EMG normalizzato al MMT per i muscoli flessore lungo delle dita e flessore lungo dell'alluce per un GC (Perry, 1992)

I valori rilevati tramite EMG presentati in Fig. 3.27 mostrano gli istanti e il grado di attivazione dei muscoli flessore lungo delle dita del piede (FDL) e flessore lungo dell'alluce (FHL). L'ampiezza misurata è stata rappresentata come percentuale del MMT (manual muscle test). Il muscolo FDL si attiva all'inizio della fase di medio appoggio, molto prima rispetto al muscolo FHL che, infatti, comincia ad azionarsi alla fine della medesima fase. Entrambi i muscoli presentano il picco di attività attorno al 40 % del GC, in corrispondenza della fine della fase di appoggio terminale, e successivamente la loro attività decresce rapidamente fino ad annullarsi. Questi due muscoli presentano attività massima durante la fase di appoggio terminale, dal momento che l'angolo tra caviglia e il piede risulta essere minore di  $90^\circ$  e quindi è necessaria l'attivazione dei muscoli del tricipite della sura e dei muscoli perimalleolari affinché non permettano alla caviglia stessa di cedere eccessivamente in avanti. Tra i due muscoli di cui in Fig. 3.27 si è riportato il tracciato elettromiografico, il FHL presenta un massimo molto più marcato rispetto al FDL e la sua attività estrema è paragonabile a quella del muscolo soleo e gastrocnemio. Il picco di tutti questi i muscoli si attesta attorno all'40 % del MMT.

Confrontando, invece, la posizione dei picchi dei muscoli soleo, gastrocnemio, tibiale posteriore, flessore lungo dell'alluce, flessore lungo delle dita del piede, peroneo lungo, peroneo breve è evidente che il massimo di ognuno compare nella stessa fase cioè nella fase di carico terminale in cui è necessaria un'azione molto energica di flessione plantare per trattenere il peso del corpo che viene spostato in avanti molto rapidamente.

I muscoli del piede coinvolti durante il GC sono dieci e si attivano progressivamente

dalla zona posteriore alla zona anteriore ma possiedono generalmente un'altra funzione principale, non riguardante il piede stesso, che può essere, come già esplicitato in precedenza, il contributo a flettere dorsalmente o plantarmente la caviglia, il limitare certi movimenti dell'articolazione stessa per evitare perdite di stabilità, etc.

I muscoli che presentano entrambi gli agganci tramite tendine sul piede sono detti **muscoli intrinseci** e comprendono il muscolo estensore breve delle dita che è un muscolo dorsale del piede, i muscoli abduktore del 5° dito, abduktore dell'alluce, flessore breve delle dita, flessore breve dell'alluce e i muscoli interossei che sono tutti muscoli plantari del piede la cui attività è presentata in Fig. 3.28

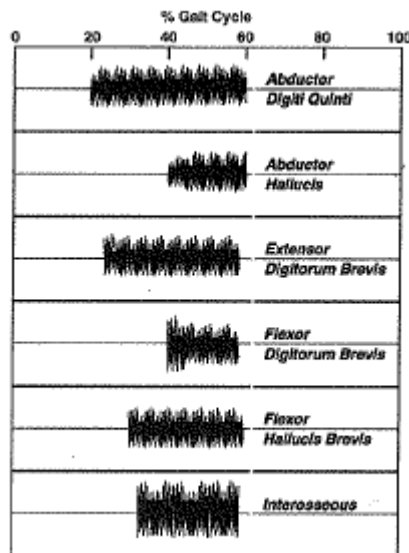


Fig.3.28 Grado ed istante di attivazione dei muscoli del piede (Perry, 1992)

Da Fig. 3.28 si nota che i muscoli intrinseci seguono due schemi diversi di attivazione. Tre muscoli si attivano durante la fase di medio carico (20% circa GC) e sono i muscoli abduktore del 5° dito, estensore breve delle dita del piede e flessore breve dell'alluce, mentre gli altri cominciano la loro attività durante la fase di carico terminale (40% circa GC).

I movimenti a cui è soggetto il piede e il controllo muscolare sono effettuati in modo da adempiere a tre compiti fondamentali: assorbimento degli urti, sostegno del peso e progressione. L'assorbimento degli urti provocati dalla caduta del peso corporeo sui piedi è effettuato attraverso un'eversione dell'articolazione sottoastraglica e da una dorsiflessione dell'articolazione mediotarsale in modo che il piede si appiattisca.



Queste azioni cominciano con l'appoggio iniziale ed hanno fine quando la parte anteriore del piede è appoggiata e contribuisce al sostegno del peso del corpo. Le fasi del GC coinvolte sono la fase di contatto iniziale e la fase di medio carico. L'iniziale contatto del tallone induce eversione dell'articolazione sottoastragalica dal momento che il corpo del calcagno è laterale rispetto all'asse longitudinale della tibia. Quindi, il peso che grava sul talo provoca un'eversione a livello dell'articolazione sottoastragalica e, dal momento che il piede si muove lateralmente, il supporto del calcagno all'astragalo si riduce e la tibia assieme all'astragalo ruota verso l'interno. La risposta dei muscoli inversori permette l'assorbimento dell'urto dato dall'impatto con il suolo dal momento che l'eversione dell'articolazione sottoastragalica viene frenata. Il muscolo TA trattiene l'articolazione sottoastragalica durante la fase di rotazione del piede sul tallone, usato come fulcro, ed è assistito dal muscolo TP durante la fase di risposta al carico. Prima di giungere al massimo dell'eversione (14% GC) il TA si è rilassato in quanto non è più necessaria una flessione dorsale ma si è attivato il soleo. La principale funzione di TA e soleo è quella di controllo dell'angolo della caviglia ma, tuttavia, possiedono anche un'importante capacità di inversione. Anche la dorsiflessione dell'articolazione mediotarsale contribuisce in maniera sostanziale all'assorbimento degli urti ed è supportata da diversi muscoli, principalmente dal TP, FDL e dai muscoli plantari laterali. I muscoli FHL e plantari mediali fanno in modo che la porzione laterale del piede tocchi terra prima della porzione mediale.

L'avanzamento del peso corporeo provoca un aumento del carico sull'avampiede che necessita di buona stabilità, soprattutto per quanto riguarda le articolazioni che coinvolgono il tarso, dal momento che le sollecitazioni si trasferiscono anteriormente, verso il metatarso. L'articolazione sottoastragalica passa in inversione e questo cambiamento attraverso l'azione di soleo, TP e flessori delle dita blocca l'articolazione mediotarsale. Durante la fase di carico terminale tutti i muscoli inversori incrementano la loro intensità, in modo da fornire la stabilità necessaria e sono aiutati dal tendersi della fascia plantare che fornisce stabilità passiva aggiuntiva. Un'eccessiva inversione è evitata dall'azione dei muscoli peronei che sono muscoli eversori e la cui attività inizia con il sollevamento del tallone e continua fino alla fase di pre-oscillazione. Per effettuare un'ottima progressione è necessario un controllo sulla mobilità delle articolazioni metatarso-falangee che, dal momento in cui il calcagno si stacca dal suolo, cominciano una flessione dorsale che è dato dall'azione

dei muscoli flessori delle dita assicurando il mantenimento di una superficie di contatto ampia e stabile per l'avampiede. La superficie di contatto risulta essere maggiore se si considerano anche le dita del piede che assicurano un graduale stacco del piede da terra (per via delle dimensioni diverse) se le articolazioni metatarso-falangee funzionano adeguatamente. Inoltre, l'azione muscolare permette di incrementare la regione di contatto dal momento che, flettendo dorsalmente l'articolazione metatarso-falangea, si aggiunge alla testa delle ossa metatarsali il corpo delle falangi prossimali. L'avampiede è stabilizzato dall'azione del muscolo peroneo lungo sul primo osso metatarsale in modo che il peso corporeo possa passare gradualmente in avanti per poi poter sollevare facilmente il piede e trasmettere il peso stesso all'altro arto. Quindi, risulta fondamentale che le teste arrotondate delle ossa metatarsali, che flettendosi fanno avanzare il peso, siano ben salde a terra; in quest'azione è importante il ruolo del muscolo flessore lungo delle dita che, oltre a fornire una forza affinché le ossa rimangano ben salde a terra, consente una progressiva dorsiflessione dell'arto.

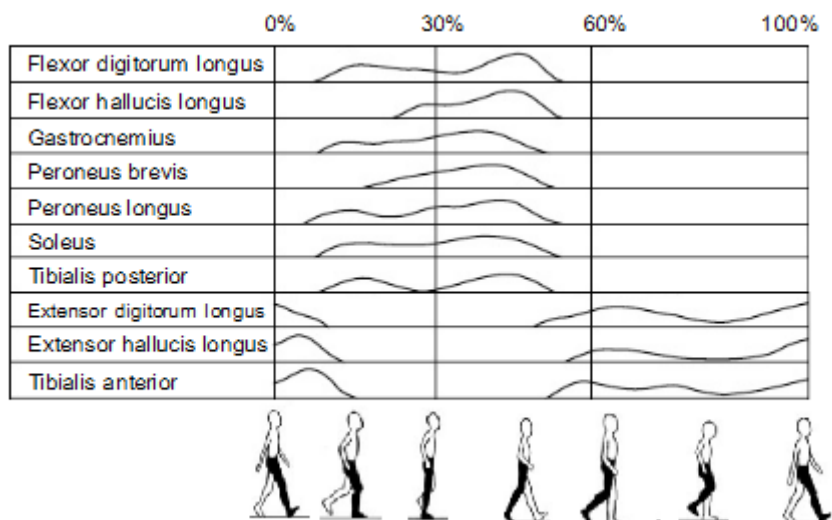


Fig 3.29 Istanti di attivazione dei principali muscoli in corrispondenza delle fasi del GC

In Fig. 3.29 sono mostrate le principali fasi del gait cycle e i muscoli che forniscono un sostanziale contributo all'esecuzione corretta del passo. Si nota come i muscoli posteriori (o laterali), ovvero: soleo, gastrocnemio, peroneo breve, peroneo lungo, flessore lungo delle dita del piede, flessore lungo dell'alluce e tibiale posteriore siano attivi approssimativamente tra il 10 % e il 50 % del gait cycle in cui, potendo

sviluppare una notevole forza, consentono di controllare il grado di flessione dorsale del piede sulla caviglia e inducendo una flessione plantare essendo essi stessi dei muscoli plantarflexori. I muscoli anteriori (tibiale anteriore, estensore lungo dell'alluce, estensore lungo delle dita), invece, sono attivi soprattutto durante la fase di swing (60 %-100 %) e nella fase iniziale del GC. Infatti, dal momento che svolgono un'azione di flessione dorsale sono necessari per permettere l'esecuzione di questo movimento quando è necessario diminuire l'angolo tra piede e caviglia per assorbire gli urti del piede stesso durante il contatto iniziale e permettono di regolare il grado di flessione plantare della caviglia.

### 3.3 Valutazione delle forze muscolari

Il parallelismo esistente tra il segnale ottenuto tramite EMG e attività muscolare ha portato inevitabilmente a voler stabilire questa relazione in termini quantitativi. La conoscenza delle forze esercitate da ciascun muscolo scheletrico sarebbe molto utile dal punto di vista clinico ma non è possibile misurarle direttamente. Tuttavia, essendo la rilevazione EMG una misura del livello di eccitazione nervosa raggiunta dal muscolo e dipendendo la forza esercitata dal muscolo stesso dal medesimo stimolo nervoso, è evidente che deve esistere una relazione tra EMG e forza. Il rapporto esistente tra i due parametri è stato studiato a lungo, pervenendo a risultati e considerazioni diverse. Da alcuni studi, ad esempio, si è giunti a relazioni lineari (EMG di soleo e gastrocnemio durante la flessione plantare) mentre da altri si sono trovate relazioni del tipo parabolico (EMG sui muscoli del braccio). Confrontando svariati studi si è giunti a definire, quindi, quattro schemi di comportamento definiti dalle relazioni:

$$IEMG = k \cdot F \qquad IEMG = k_1 + k_2 \cdot F \qquad \log(IEMG) = k \cdot (\log F)$$

$$IEMG = k_1 + k_2 \cdot F + k_3 \cdot F^2$$

IEMG: segnale EMG rettificato e integrato

F: forza ; k: costanti che variano a seconda del metodo di acquisizione EMG

E' necessario fare presente che il parametro IEMG è calcolato in maniera diversa a seconda dello studio. Sorgono, inoltre, notevoli differenze a seconda degli elettrodi e

della strumentazione utilizzata, del tipo di analisi effettuata, etc. Più che similitudini tra risultati si sono ottenute differenze dal momento che i parametri che influiscono sulla misurazione sono svariati e, quindi, a seconda dello studio effettuato si sono ricavate relazioni anche notevolmente diverse. Per quanto riguarda gli elettrodi, si è verificato che, utilizzando quelli superficiali, non si riesce a distinguere chiaramente l'attività di muscoli molto vicini tra loro come soleo, gastrocnemio e tibiale posteriore. Notevoli variazioni nelle rilevazioni compaiono anche a seconda della zona muscolare su cui vengono disposti gli elettrodi; infatti si è visto che i potenziali maggiori si ottengono se l'elettrodo è posto nella regione centrale del muscolo e se è longitudinale ad esso (nel caso di elettrodi superficiali). Quindi, soprattutto nel caso di elettrodi interni, dal momento che la posizione dello stesso è fondamentale, risulta molto difficile ripetere la misurazione non alterando le condizioni del test.

E' stato effettuato uno studio da Moritani e De Vries in cui si sono analizzati attentamente una varietà di fattori che provocano differenze nella relazione EMG-forza (relazione lineare o parabolica). E' stato notato che, utilizzando elettrodi unipolari si giunge ad una relazione lineare mentre utilizzando elettrodi bipolari nelle rilevazioni elettromiografiche del medesimo muscolo si ottiene una relazione forza-EMG decisamente non lineare. Tuttavia, altri studi non hanno confermato le stesse affermazioni stabilendo invece che la linearità, solitamente, si ottiene nelle rilevazioni EMG, tramite elettrodi superficiali, di un muscolo che è attivo assieme ad altri e quindi, probabilmente, il segnale ottenuto è inquinato anche dall'attività del muscolo o dei muscoli agonisti o antagonisti.

Dal punto di vista temporale, è stata notata una disparità tra l'inizio e/o la fine del segnale EMG e la produzione di forza da parte del muscolo. A seconda dello studio questo lasso di tempo varia tra 30 e 400 msec e la sua origine non è ben chiara; infatti potrebbe dipendere dal sistema di misurazione o potrebbe essere un reale parametro fisiologico dal momento che l'impulso elettrico è notevolmente più rapido rispetto all'evento meccanico provocato, cioè la contrazione muscolare che produce una forza (Bekey, 1981).

Sono stati presentati numerosi modelli con lo scopo di stimare la forza esercitata da un muscolo attraverso rilevazioni EMG. Generalmente, ogni studio utilizza un approccio diverso dagli altri per quanto riguarda i parametri coinvolti. Vengono qui presentati alcuni modelli per stabilire la forza dal tracciato EMG ottenuto. In particolare, uno studio è stato svolto per confrontare i risultati di due modelli

utilizzati per ricavare le forze muscolari che subentrano. I due diversi metodi sono: metodo di elaborazione EMG-forza e metodo di ottimizzazione statica. Lo scopo è quello di verificare se il primo modello è veramente adatto per determinare le singole forze muscolari durante il GC confrontandolo con un metodo di valutazione indipendente dal tracciato EMG che si basa su un'ottimizzazione delle forze in gioco. I dati necessari sono stati ottenuti tramite elettromiografia, usando elettrodi superficiali, di nove muscoli, tra i quali ci interessano i muscoli gastrocnemio mediale e laterale, soleo e tibiale anteriore. Il soggetto sul quale è stato eseguito il test è una donna di 34 anni la quale ha camminato su una pedana di lunghezza pari a 10 m. Successivamente sono stati acquisiti i dati riguardanti la MVC (maximum voluntary contraction) tramite esercizi specifici in posizione seduta. Il segnale così ottenuto, sia riguardante il GC che la MVC, è stato rettificato, filtrato tramite filtri di Butterworth e, infine, visualizzato. Il metodo di ottimizzazione statica può essere riassunto come in Fig. 3.30.

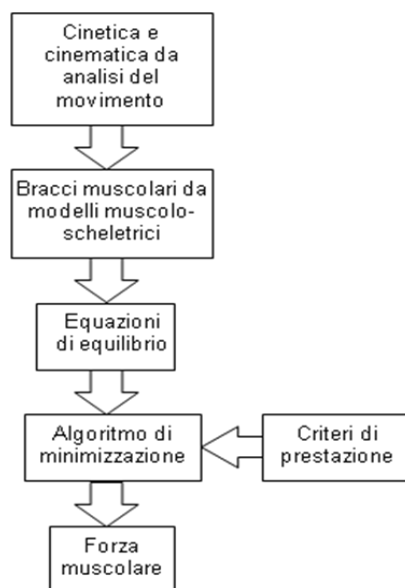


Fig. 3.30 Schema a blocchi che riassume il metodo di ottimizzazione statica per stabilire la forza muscolare durante il GC (Heintz et al., 2007)

Il metodo di ottimizzazione statica presenta delle equazioni di equilibrio che si basano sugli angoli presenti in corrispondenza delle articolazioni e su una matrice che rappresenta il braccio del momento muscolare che è dipendente, ad esempio, proprio dall'angolo dell'articolazione.

Si applica quindi un metodo di minimizzazione forzato che a sua volta adopera un criterio di prestazioni che richiede parametri quali la sezione muscolare, la massima tensione sopportabile dal muscolo, etc. Questo algoritmo è stato creato per utilizzare dati ricavati da esperimenti di analisi del moto e per calcolare le forze sviluppate da ogni singolo muscolo e quindi per poterle confrontare con il metodo di elaborazione EMG-forza presentato in Fig 3.31. Bisogna sottolineare che tale algoritmo calcola l'entità dell'attività muscolare ottimale, minimizzando l'azione di muscoli antagonisti e agonisti e quindi non fornendo dati del tutto reali.

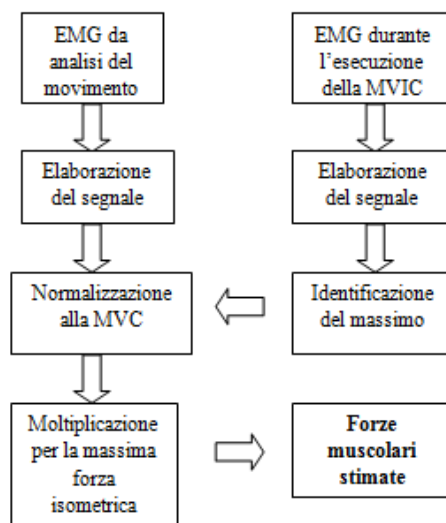


Fig. 3.31 Scema a blocchi che riassume il metodo di stima EMG-forza (Heintz et al., 2007)

Il metodo presentato in Fig. 3.31 mostra che la forza che si vuole stimare è pari al prodotto tra la massima forza muscolare isometrica e la fascia lineare del segnale EMG normalizzato al 100% MVC definito come l'intervallo di 1 s in cui l'intensità media è massima, durante un test per misurare proprio la massima contrazione volontaria. Le forze muscolari calcolate con i due metodi sono state confrontate inserendole nel medesimo grafico calcolando anche un coefficiente di correlazione per la curva ottenuta attraverso il metodo EMG-forza ( $r$ ) il quale stabilisce se i dati ricavati durante due passi diversi, all'interno dello stesso test, sono confrontabili e coerenti. Da Fig. 3.32 si nota che i valori di forza calcolati per soleo, gastrocnemio laterale e gastrocnemio mediale sono accettabili dal momento che  $r > 0,81$  (coefficiente alto) e quindi non ci sono grosse differenze tra valori ricavati in due fasi diverse della camminata di 10 m mentre per il muscolo tibiale anteriore ( $r=0,25$ ) i

valori di forza ricavati all'inizio ed alla fine dell'esercizio risultano molto diversi tra loro.

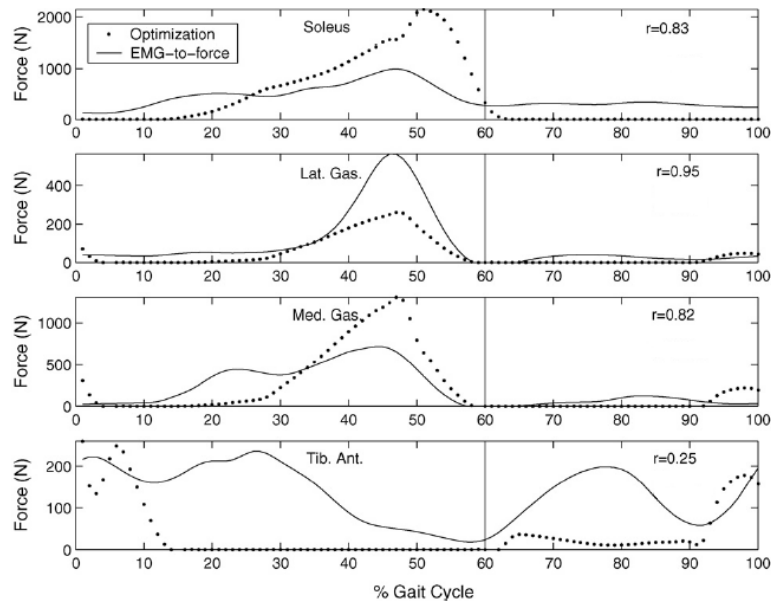


Fig.3.32 Confronto tra valori di forza ottenuti utilizzando due diversi metodi di stima (Heintz et al., 2007)

I valori di forza stimati attraverso il metodo di ottimizzazione sono maggiori rispetto a quelli calcolati attraverso il metodo di stima EMG-forza nel caso dei muscoli soleo e della porzione mediale del gastrocnemio, mentre per quanto riguarda la porzione laterale del gastrocnemio e il muscolo TA sono minori (Heintz et al., 2007). I tracciati di forza ottenuti con i due metodi presentano circa lo stesso andamento tranne nel caso del muscolo tibiale anteriore in cui gli andamenti delle forze risultano estremamente diversi. Questo risultato è prevedibile dal momento che  $r=0,25$  e quindi le rilevazioni tra due diverse fasi del test non sono del tutto equivalenti. Per quanto riguarda il confronto con le rilevazioni EMG presentate in 3.3 si nota che il soleo presenta un picco al 40% nel tracciato elettromiografico mentre attorno al 45-50% nel grafico di stima della forza che raggiunge valori di 2000 N utilizzando il metodo di ottimizzazione e di 1000 N circa utilizzando il metodo di elaborazione EMG-forza. La differenza nella posizione del massimo è dovuta, anche, al tempo necessario per eseguire il movimento dal momento in cui il muscolo riceve lo stimolo elettrico. Nel grafico di questo muscolo appare anche una leggera regione di plateau al 40% circa del GC che viene rilevata, attorno al 25%, anche tramite EMG. Il gastrocnemio (laterale) sviluppa, invece, forze stimate tra 200 N e 500 N. Il picco

di attività riscontrato tramite EMG coincide con quello stimato nel grafico della forza e si attesta attorno al 45% del GC. L'andamento complessivo dei due grafici è simile. E' stato, inoltre, calcolato che la porzione mediale del gastrocnemio stesso sviluppa forze superiori rispetto alla porzione laterale, e infatti risultano essere comprese tra 500 N e 1200 N. Anche in questo caso i tracciati di Fig. 3.32 e Fig. 3.24 sono molto simili, nonostante il picco ottenuto da rilevazioni EMG sia posto attorno al 35% mentre, utilizzando i metodi di stima risulta essere compreso tra il 45-50 % del GC. Il grafico del TA, compilato inserendo i risultati dei due metodi di stima della forza muscolare, presenta due andamenti molto diversi. Quello che più si avvicina al tracciato elettromiografico risulta essere il grafico ottenuto attraverso il metodo di ottimizzazione statica che, infatti, presenta un picco (250 N circa) all'inizio del GC e un picco più contenuto (40 N circa) nei pressi del 70% del GC. Tra il 15% e il 60% del ciclo del passo il muscolo risulta essere rilassato; lo stesso risultato è evidente da rilevazioni EMG.

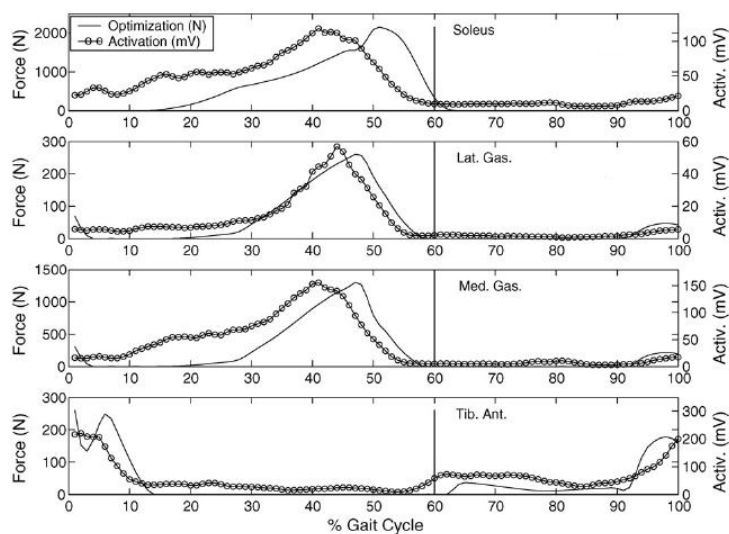


Fig. 3.33 Confronto tra il tracciato stimato per la forza attraverso il metodo di ottimizzazione statica e il tracciato EMG (Heintz et al., 2007)

I risultati ottenuti tramite il metodo di stima EMG-forza sono accettabili, ad eccezione del muscolo tibiale anteriore, in quanto, considerando che il metodo di ottimizzazione lineare fornisce un insieme di dati ottimali, e tuttavia, gli andamenti dei due tracciati sono abbastanza simili. Ciò nonostante, gli errori che influenzano il risultato finale dovrebbero essere eliminati ma, utilizzando elettrodi superficiali, questo non è possibile. Infatti, per quanto riguarda le stime di forza, dal momento che



sono stati utilizzati proprio elettrodi superficiali, è possibile che le rilevazioni siano affette da disturbi provocati dall'esterno o dall'attività di muscoli vicini. Le differenze che si notano tra i due metodi di stima possono essere dovute a questo fatto dal momento che l'algoritmo di ottimizzazione lineare non utilizza i risultati del tracciato EMG, a differenza del metodo EMG-forza. Sicuramente saranno presenti anche errori dati dal posizionamento non ottimale degli elettrodi, da caratteristiche anatomiche proprie dei muscoli di ogni singola persona (sezione muscolare, massima tensione sopportabile), etc. Anche il metodo di manipolazione del segnale può portare a risultati diversi a seconda della modalità di acquisizione, filtraggio, etc. del segnale. Il metodo di ottimizzazione statica nonostante sia un algoritmo rapido dal punto di vista computazionale e nonostante tenga in considerazione all'incirca 30 muscoli per gamba, è stato fortemente criticato dal momento che, essendo un metodo che utilizza la dinamica inversa, dipende fortemente dall'accuratezza di acquisizione ed elaborazione dei dati cinematici relativi all'arto inferiore. Inoltre, non riesce a considerare correttamente la fisiologia muscolare per via della natura tempo-indipendente del modello stesso. Essendo questa un'analisi che richiede un approccio basato sulla dinamica inversa non riesce a spiegare e definire la coordinazione esistente fra muscoli visto che, come affermato in precedenza, ottimizza l'azione di ciascun muscolo, escludendo quindi qualsiasi azione agonista o antagonista di altre strutture muscolari. Per questi motivi si è sviluppato un metodo di ottimizzazione dinamica che riesce a migliorare le precedenti problematiche riuscendo così a fornire una stima più realistica delle forze sviluppate dai muscoli. L'algoritmo di ottimizzazione dinamica tratta parametri quali la forza muscolare e i criteri di prestazione come variabili tempo-dipendenti il cui comportamento è governato da un insieme di equazioni differenziali che riescono a rappresentare le caratteristiche fisiologiche del sistema. L'inconveniente principale di questo metodo di ottimizzazione, però, è l'eccessiva richiesta di tempo di calcolo che lo rende inapplicabile in diverse situazioni. Si vuole quindi verificare se il maggior running-time, dovuto soprattutto alla presa in considerazione di molti più parametri, è giustificato da risultati estremamente più precisi confrontando il metodo di ottimizzazione dinamica con due metodi di ottimizzazione statica in cui si utilizza o si trascurava la relazione forza-lunghezza-velocità del muscolo. Il corpo è stato quindi modellato come una struttura formata da 10 segmenti e avente 23 gradi di libertà i cui parametri sono stati rilevati da cinque soggetti sani. Il modello è controllato da 54

attuatori muscolo-tendinei di cui 24 appartengono a ciascuna gamba ed ognuno di essi è stato modellato come un muscolo in serie ad un tendine secondo il modello di Hill a tre elementi. I parametri muscolari, come ad esempio punti di inserzione e origine, sono stati rilevati da dati chirurgici.

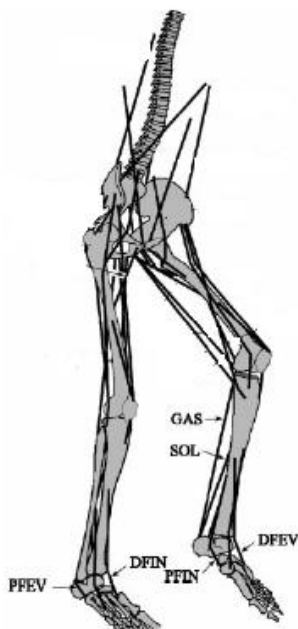


Fig. 3.34 Modello muscolare per l'ottimizzazione dinamica.

GAS:gastrocnemio; SOL: soleo; DFEV:peroneo terzo ed estensore lungo delle dita;PFIN:tibiale posteriore, flessore lungo delle dita e flessore lungo dell'alluce; DFIN:tibiale anteriore ed estensore lungo dell'alluce; PFEV:peroneo breve e peroneo lungo (Anderson et al., 2001)

La stimolazione muscolare è stata rilevata per tutta la durata del GC attraverso 15 punti nodali in cui il segnale elettrico poteva variare tra 0 (riposo) e 1 (massima eccitazione). Dopo l'elaborazione si è notato che i momenti previsti a livello articolare erano molto simili a quelli presentati in letteratura. In generale, come è evidente da Fig. 3.35 anche le forze calcolate utilizzano il metodo di ottimizzazione dinamica assomigliano notevolmente a quelle calcolate attraverso i metodi di ottimizzazione statica.

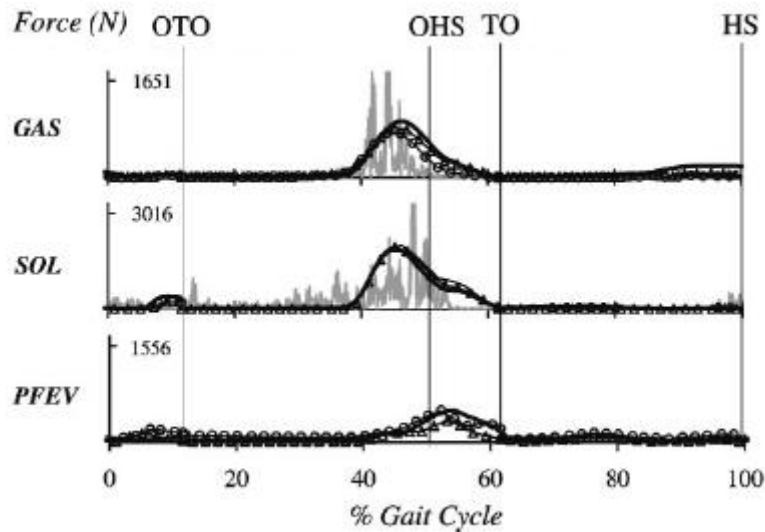


Fig. 3.35 Forze generate da gastrocnemio, soleo, peroneo breve e peroneo lungo calcolate attraverso il metodo di ottimizzazione dinamica (linea spessa nera) e attraverso i due metodi di ottimizzazione statica (cerchi e triangoli).

Le linee grigie rappresentano la rilevazione EMG dei muscoli durante il GC (Anderson et al., 2001)

Da Fig. 3.35 si osserva che, essendo le tre linee quasi del tutto sovrapposte, i tre metodi di ottimizzazione risultano pressoché uguali per i quattro muscoli presentati dal momento che la differenza tra le forze ottenute è minima (Anderson et al., 2001). Confrontando i valori di forza ottenuti con questo metodo e con il metodo di ottimizzazione lineare è evidente che, per quanto riguarda il muscolo soleo, il picco è raggiunto attorno al 45% del GC in corrispondenza del quale il muscolo stesso sviluppa una forza di 1846 N circa che è paragonabile a quella presentata in Fig. 3.32 e 3.33. Il gastrocnemio, che in precedenza era stato diviso in porzione mediale e porzione laterale, produce una forza massima di 878 N durante la fase di carico terminale (46% del GC). Facendo una media dei risultati ottenuti per la parte laterale e mediale del muscolo attraverso il metodo di ottimizzazione statica è evidente che per la totalità del gastrocnemio in massimo di forza sviluppata si attesta attorno a 900N e in corrispondenza del 45% circa del ciclo del passo. Per quanto riguarda i muscoli peroneo lungo e breve, non avendo risultati con cui confrontare i valori ottenuti ma sapendo che per il soleo e per il gastrocnemio i risultati delle diverse modalità di stima di forza coincidono e osservando i tre tracciati presentati in Fig 3.35 che risultano quasi del tutto coincidenti si può affermare con relativa certezza che durante la fase di pre-swing si ha il picco di attività e i due muscoli sviluppano

una forza pari a circa 400 N. La somiglianza delle stime della forza sviluppata dai vari muscoli ottenute con metodi di calcolo diversi suggerisce che non è conveniente utilizzare l'algoritmo di ottimizzazione dinamico dal momento che richiede un tempo di calcolo molto maggiore (fino a 1000 volte) rispetto all'algoritmo di ottimizzazione statico. Questa assenza di differenze tra i due algoritmi può essere dovuta al numero limitato di muscoli inseriti nel modello; si potrebbe infatti verificare che inserendone un grande numero le somiglianze diminuiscano.

Fra i risultati più interessanti per quanto riguarda la stima di una forza muscolare attraverso rilevazioni EMG troviamo il metodo di stima di una forza EMG-guidato. Questo tipo di approccio è basato sia su dati fenomenologici che su dati specifici del soggetto, fornendo un metodo scientifico per la stima di forze muscolari partendo da valori relativi all'attivazione elettrica del muscolo stesso. Questo metodo adoperava algoritmi molto complicati che impiegano diverso tempo per fornire una soluzione e quindi non sono adatti ad applicazioni cliniche che, al contrario, necessitano di tempi di risposta rapidi. Si è quindi formulato un metodo più rapido studiando il tricipite della sura durante il gait cycle. I dati necessari sono stati raccolti su un soggetto utilizzando piani di forza e sistemi di cattura del movimento mentre i valori ricavati da EMG sono stati filtrati, rettificati e normalizzati alla MVC. Per calcolare i momenti della caviglia attraverso la dinamica inversa si sono utilizzati il vettore corporeo (ground reaction force) e dati cinematici. Dai valori ottenuti, dividendoli per il braccio del momento fornito da soleo e gastrocnemio, si è calcolata la forza del tendine d'Achille.

Sapendo che la forza del tendine calcaneale è pari alla somma delle forze dei vari muscoli che formano il tricipite della sura si è ricavata l'equazione:

$$F_{AT} = \sum F_{Max} \cdot F_m \cdot a(t) \cdot \cos\varphi$$

AT: si riferisce alla forza trasmessa dal tendine d'Achille

max: si riferisce alla massima forza morfologica sviluppabile dal tricipite della sura

m: si riferisce ad ogni singolo muscolo che forma il tricipite della sura

a(t): attivazione muscolare

$\varphi$ : angolo morfologico di pennazione

Risolvendo l'equazione in  $F_m$  si ricavano le forze per il muscolo soleo e per il muscolo gastrocnemio.

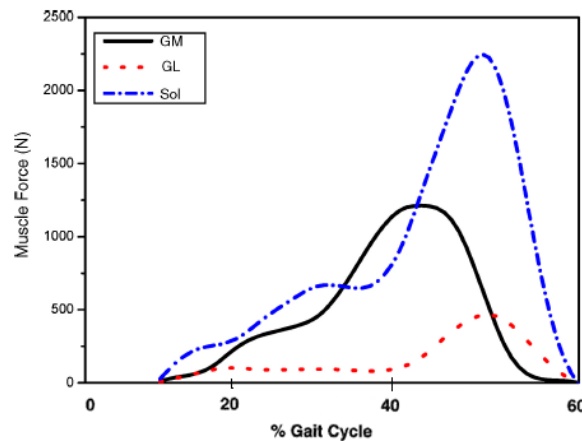


Fig. 3.36 Rappresentazione delle forze di soleo (Sol), gastrocnemio laterale (GL), gastrocnemio mediale (GM), calcolate attraverso il metodo di stima EMG-guidato, durante la fase di appoggio (carico) del GC (0- 60% circa)

Le forze muscolari stimate presentano un massimo pari a 1212 N per la porzione mediale del gastrocnemio, 466 N per la porzione laterale e 2249 N per il soleo.

Di conseguenza la forza totale del tendine calcaneale risulta essere di 3477 N. I valori di forza raggiunti dai muscoli presentano entità simile ai valori ricavati tramite ottimizzazione lineare, dinamica oppure tramite approccio EMG-forza e quindi sono accettabili. Per quanto riguarda la posizione dei massimi e quindi la massima stimolazione muscolare, confrontando Fig. 3.36 con i tracciati EMG presentati in precedenza, si nota che c'è affinità tra i tracciati. Infatti, il muscolo soleo presenta un picco attorno al 45-50% del GC, la porzione mediale del gastrocnemio attorno al 40% e la porzione laterale nei pressi del 50%. Ovviamente vi sono alcune differenze, sia per quanto riguarda l'entità della forza che il posizionamento dei picchi, che, come spiegato in precedenza, sono dovute in parte alla grande quantità di parametri che influenzano il risultato finale della stima. Un parametro che qui non è stato preso in considerazione e che potrebbe portare ad una maggiore accuratezza della stima è la lunghezza delle fibre muscolari che è direttamente in relazione con la forza prodotta dal muscolo stesso (Bassett et al., 2009).



## CAPITOLO 4

# Modelli numerici per le componenti tendinee e muscolari del piede

Riuscire a formulare un modello per il piede e, in particolare, per i muscoli e tendini della gamba risulta molto importante per poter stabilire le forze e tensioni che entrano in gioco durante il semplice mantenimento della posizione eretta oppure durante l'esecuzione del gait cycle. L'importanza di una valutazione matematica delle caratteristiche meccaniche presentate dalle varie componenti del corpo è essenziale nella produzione di calzature, elementi protesici, etc. ed è fondamentale per una comprensione più ampia delle patologie che coinvolgono il piede. Dal momento che risulta estremamente difficile misurare in vivo le forze, tensioni, etc. che subentrano su componenti interni quali ad esempio tendini, muscoli, ossa, etc. si ricorre spesso a modelli numerici per venire a conoscenza di parametri che, altrimenti, non ci sarebbero noti. Il problema più comune risulta essere la difficoltà nel generalizzare i modelli formulati dal momento che ogni individuo presenta le proprie, specifiche, caratteristiche che non possono essere uniformate a quelle di altri. Per questo motivo, grande importanza hanno assunto le tecniche di imaging come la risonanza magnetica (MR) o la tomografia perché permettono di sviluppare modelli numerici basati sull'anatomia propria di un paziente senza essere invasivi. La soluzione a molti problemi è stata fornita, soprattutto, dai modelli FE che permettono la modellazione di strutture che presentano geometria irregolare e proprietà di materiale complesse e consentono, inoltre, la simulazione di condizioni di carico diversificate.

## 4.1 Modelli numerici rappresentativi di condizioni statiche

La presenza di pressioni plantari anomale è una delle frequenti cause di patologie al piede che possono portare anche all'amputazione dello stesso. La conoscenza delle sollecitazioni presenti all'interno del piede è importante per poter stabilire la causa e le particolari zone di eccessiva tensione per riuscire ad intervenire nel modo corretto. Lo studio qui presentato utilizza un modello 3D per il piede ottenuto attraverso immagini da risonanza magnetica e comprende 28 ossa (comprehensive della parte distale di tibia e fibula) in cui le falangi sono state considerate come un unico corpo. Il modello comprende 72 legamenti e la fascia plantare. Le componenti tendinee e muscolari sono state tralasciate dal momento che in posizione eretta stazionaria non contribuiscono in maniera sostanziale, eccetto il tendine calcaneale che, essendo il tendine più grosso, fornisce forze e tensioni non trascurabili. Sono state misurate, successivamente, sul soggetto le pressioni plantari che sussistono nel mantenimento della posizione eretta in modo da calcolare il COP e per compararle con i risultati dell'analisi agli elementi finiti per convalidare il modello. Per un soggetto di 70 Kg, su ciascun piede è stata applicata una forza verticale di circa 350 N mentre la forza verticale esercitata dal tendine d'Achille è stata stimata essere 175 N (basata su uno studio di Simkin, 1982), ovvero metà della forza agente su ogni piede. E' stato, infine, sviluppato un accurato modello geometrico 3-D agli elementi finiti che è in grado di prevedere sia la distribuzione delle pressioni plantari sia gli stress/strain interni al piede per quanto riguarda le ossa ed i tessuti molli in diverse condizioni di carico e per diverse superfici di supporto.

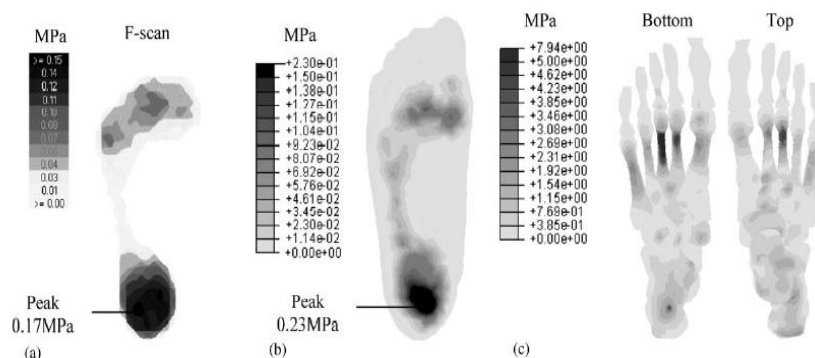


Fig. 4.1 (a) Distribuzione delle pressioni nella posizione eretta; (b) Previsione FE delle pressioni in posizione eretta; (c) Previsione FE delle tensioni nelle ossa del piede durante la posizione eretta (Cheung et al., 2005)



Osservando Fig.4.1 si può vedere che il modello utilizzato ha previsto pressioni plantari di 0.23, 0.097, 0.112, 0.095, 0.044, 0.025 MPa per quanto riguarda il calcagno e la testa delle prime cinque ossa metatarsali mentre le pressioni misurate nelle medesime regioni sono di 0.17, 0.06, 0.09, 0.07, 0.08, 0.06 MPa. Da questi dati si vede che il modello non fornisce dati del tutto realistici, infatti i valori ottenuti attraverso il modello sono tutti maggiori di quelli misurati. Questo problema potrebbe essere dovuto alla risoluzione dei sensori di pressione utilizzati. Durante il mantenimento della posizione eretta sono stati previsti anche stress abbastanza elevati nella zona centrale del medio metatarso, specialmente per quanto riguarda il terzo. Il picco di tensione è stato calcolato nel terzo osso metatarsale (7.94 MPa) seguito dal secondo (4.47 MPa), dal calcagno (3.94 MPa) e dal talo (2.89 MPa). Le previsioni effettuate attraverso questo tipo di modello possono variare in base alla diversa rigidità che si assume per i tessuti molli dal momento che, per evitare eccessive complicazioni, è stata mantenuta costante per ogni regione del piede. Vi possono essere, infatti, aumenti o diminuzioni delle pressioni plantari e delle tensioni interne al piede a seconda delle caratteristiche assunte per i tessuti molli. In generale, si è notato che aumentando la rigidità del materiale la pressione plantare in corrispondenza del calcagno tende ad intensificarsi mentre al di sotto della testa del quarto osso metatarsale tende a diminuire. Il modello presentato da Cheung et al., 2005 si può ritenere un valido strumento per approssimare e prevedere le tensioni che insorgono all'interno del piede durante il mantenimento della posizione eretta e quindi per poter migliorare il trattamento di degenerazione articolare, frattura ossea, infortuni ai legamenti e progettazione di supporti plantari e calzature. Bisogna ricordare che nella formulazione del modello presentato si sono considerati soltanto i carichi applicati al piede attraverso il tendine d'Achille e quindi imposti dal muscolo tricipite della sura mentre l'azione seppur limitata di altri muscoli è stata tralasciata. Questa semplificazione non può essere eseguita nel caso di modello in condizioni dinamiche dal momento che i muscoli giocano un ruolo importante nell'applicazione di forze e quindi tensioni alla struttura scheletrica. Il modello può quindi essere migliorato inserendo il contributo di altri muscoli che sono coinvolti nel mantenimento della posizione eretta e soprattutto incorporando le reali caratteristiche meccaniche dei vari tessuti molli non ricorrendo ad una semplificazione che ne prevede l'uniformazione (Cheung et al., 2005).

Si presenta anche un secondo modello per il piede durante il mantenimento della

posizione eretta sviluppato da Chen et al., 2010 da poter confrontare con il precedente (Cheung et al., 2005). Anche in questo caso si è effettuato inizialmente un test per la misurazione delle pressioni plantari attraverso dei sensori posti sulla pianta del piede. Successivamente si è sviluppato il modello FE, basandosi su immagini ottenute da tomografia computerizzata (CT), costituito da trenta ossa, 134 legamenti, le cui caratteristiche geometriche sono state raccolte da letteratura. Il vettore corporeo (GRF) è stato stimato essere di 325 N per ciascun piede ed applicato al COP la cui posizione è stata calcolata dai dati in possesso. La forza muscolare esercitata dai muscoli soleo e gastrocnemio e trasmessa alla componente scheletrica attraverso la tendine d'Achille si è stimata in 165.2 N che come nello studio analizzato in precedenza corrisponde al 50 % della forza agente sul piede durante la posizione eretta ed è stata applicata attraverso sei vettori di forza.

Il modello nella sua totalità è mostrato in Fig. 4.2 e comprende i legamenti e la fascia plantare.

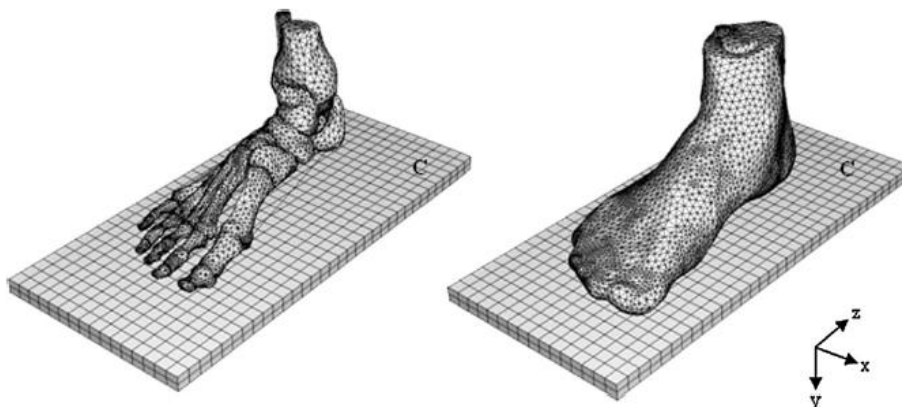


Fig. 4.2 Modello del piede utilizzato (Che net al., 2010)

Per convalidare il modello si sono confrontate le pressioni plantari stimate attraverso il modello FE e quelle realmente misurate attraverso sensori di pressione. Per poter eseguire un confronto più accurato si sono scelte nove regioni rettangolari all'interno dei tessuti molli da cui valutare la correttezza del modello; esse sono le regioni sotto l'alluce (H), sotto il primo osso metatarsale (M1(M):regione mediale; M1(L):regione laterale), sotto il secondo, terzo, quarto e quinto osso metatarsale (M2, M3, M4 e M5), sotto la parte laterale della regione mediale del piede (L), sotto il calcagno (C) (vedi Fig.4.3).

La distribuzione interna delle tensioni è stata esaminata all'interno delle nove regioni

elencate attraverso la formula (1) che esprime lo stress secondo von Mises (stress equivalente) che rappresenta la resistenza dei materiali biologici quali osso e tessuti molli in funzione delle tre tensioni principali.

Confrontando, attraverso Fig. 4.3, la distribuzione delle pressioni plantari ottenute attraverso il modello FE e attraverso misurazioni dirette si nota che il picco della pressione in posizione eretta compare sotto la zona centrale del calcagno. I valori numerici sono 0.168 MPa per quanto riguarda la previsione effettuata dal modello computazionale e 0.130 MPa per quanto riguarda la misurazione tramite sensori. Per quanto riguarda l'avampiede, la regione che comprende la testa della ossa metatarsali risulta essere la seconda zona più soggetta a pressioni plantari seguita dall'area sottostante l'alluce e dalla parte intermedia del piede; queste ultime due superfici sono minimamente coinvolte nel supporto del peso corporeo.

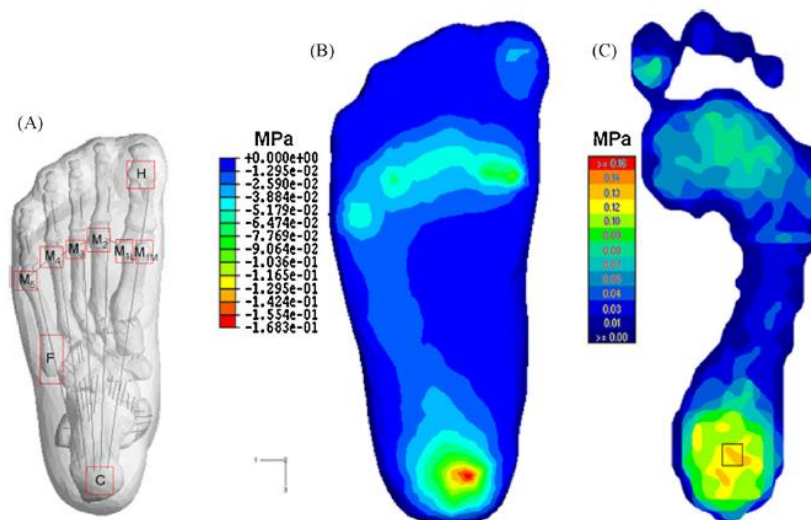


Fig. 4.3 (A)Regioni scelte per convalidare il modello; (B)Distribuzione delle pressioni plantari ottenute attraverso il modello FE; (C)Distribuzione delle pressioni ottenute attraverso misurazioni tramite sensori (Che net al., 2010)

La valutazione dello stress per le ossa metatarsali, considerato sempre come stress di von Mises, fa capire che i picchi di tensione si verificano in corrispondenza di prominenze ossee per ciascuna testa. In Fig. 4.4 sono mostrati i valori massimi di tensione predetti dal modello FE per ciascuna regione considerata.

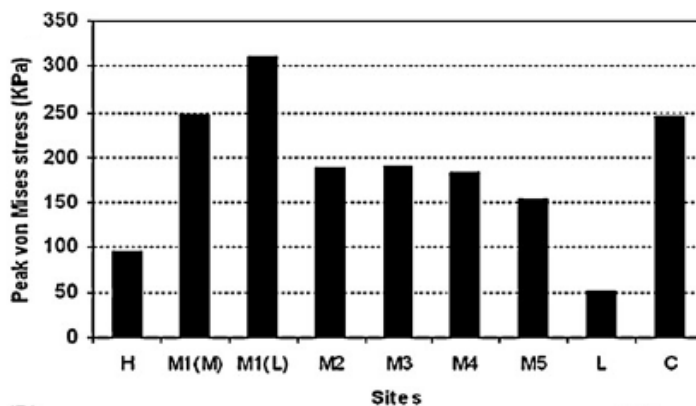


Fig. 4.4 Picchi di tensione valutati per ciascuna delle nove regioni considerate nel piede (Chen et al., 2010)

In Fig. 4.4 sono mostrati i picchi di tensione che insorgono nei tessuti molli che valutati per ciascuna regione considerata. E' evidente che il massimo stress previsto si trova al di sotto della porzione laterale del primo osso metatarsale e valutato in 310 kPa seguito dalla porzione mediale dello stesso osso (ca. 250 kPa) e dal calcagno (ca. 250 kPa). Queste regioni sono, appunto, regioni di sporgenza ossea che, come affermato in precedenza, sono sottoposte a notevoli tensioni. Il modello è molto utile dal momento che si può modificare in base alle caratteristiche proprie di ogni soggetto, in base a condizioni di carico diverse e in base alle diverse proprietà meccaniche dei tessuti molli. Il modello completo del piede ha mostrato di poter fornire previsioni attendibili per quanto riguarda le pressioni plantari dal momento che sono molto simili alle misure sperimentali come è evidente da Fig. 4.3. Il grosso miglioramento del modello formulato da Chen et al., 2010 consiste nell'aver inserito i possibili movimenti di tutte le articolazioni del piede mentre nei precedenti lavori le ossa metatarsali venivano considerate un tutt'uno e senza nessun grado di libertà in alcune articolazioni. Per la valutazione delle tensioni interne si è utilizzato lo stress di von Mises dal momento che riesce a semplificare le complesse tensioni che sono presenti nei tessuti del piede ed è stato utilizzato in diversi altri lavori permettendone un confronto più accurato e semplice. Gli stress che compaiono all'interno dei tessuti molli, come già detto in precedenza, risultano essere concentrati nelle zone di sporgenza delle ossa. Anche in questo caso il modello presenta delle limitazioni dal momento che i tessuti molli sono stati considerati come un unico materiale omogeneo mentre, in realtà, le caratteristiche dello stesso variano a seconda della zona del piede di interesse ed a seconda del movimento svolto dal piede stesso (Chen

et al., 2010). I due modelli presentati forniscono due strumenti in grado di valutare le pressioni plantari e gli stress interni al piede permettendo di capire meglio alcune patologie del piede. L'azione tendinea e muscolare è stata tralasciata per via della scarsa attivazione dei muscoli stessi durante la posizione eretta. L'unica componente di forza che è stata costantemente presa in considerazione è quella data dai muscoli soleo e gastrocnemio che è trasmessa al piede attraverso il tendine d'Achille. Infatti, come è evidente nel Cap. 3, le rilevazioni EMG effettuate in posizione statica mostrano un tracciato degno di nota solamente per i muscoli del tricipite della sura che hanno la funzione di controllare il grado di flessione del piede sulla caviglia per evitare perdite di equilibrio. Le regioni in cui si hanno pressioni significative, sia utilizzando un modello FEM sia effettuando delle misurazioni sperimentali, risultano essere le zone in cui è presente una sporgenza ossea e quindi, nel caso di fratture o problemi di altra natura che portano ad un incremento di queste protuberanze si verificherà un probabile aumento delle pressioni stesse e delle tensioni provocando aumenti delle sollecitazioni che possono portare a nuovi problemi. Per quanto riguarda le tensioni, invece, in entrambi gli studi sono state calcolate come stress di von Mises ma nell'articolo di Cheung et al., 2005 si fa riferimento a tensioni che si manifestano nella struttura ossea (ed in particolare nelle ossa metatarsali mediali) mentre nel lavoro di Chen et al., 2010 gli stress previsti sono riferiti ad una porzione di tessuto molle precedentemente identificata. E' quindi inevitabile che i valori ottenuti siano diversi e infatti, nel primo studio analizzato le tensioni sono nell'ordine dei MPa mentre nel secondo lavoro sono nell'ordine dei kPa. Un interessante studio, svolto da Lemmon et al., 1997, mostra l'effetto che si ottiene nella pressione sotto la testa delle ossa metatarsali nel caso in cui un muscolo flessore eserciti oppure no una forza sulle falangi prossimali, componenti ossee alle quali il tendine del muscolo si ancora. Per pervenire ad un risultato si è utilizzato un modello FE in due dimensioni che incorpora il secondo osso metatarsale, la falange prossimale ed i tessuti molli plantari e dorsali. L'articolazione metatarso-falangea è stata simulata attraverso una cerniera che permette il trasferimento dei carichi e permette un ragionevole movimento tra le superfici articolari della testa dell'osso metatarsale e della falange prossimale. I tessuti molli, invece, sono stati simulati con un materiale uniforme e continuo con caratteristiche iperelastiche.

Un solo tendine per il muscolo flessore scorre sopra il condilo della testa del metatarso e si ancora all'estremità distale della falange prossimale (vedi Fig.4.5). Le

proprietà meccaniche del materiale di cui è costituito l'osso sono state estratte da letteratura mentre, per quanto riguarda il tendine, la sua rigidità è stata approssimata ad un decimo della rigidità dell'osso stesso.

Inoltre, è stata applicata al modello una forza verticale, data dal GRF pari a 188 N e un carico dato dal muscolo flessore e trasmessa attraverso il tendine che è inclinato di 10° rispetto all'asse orizzontale.

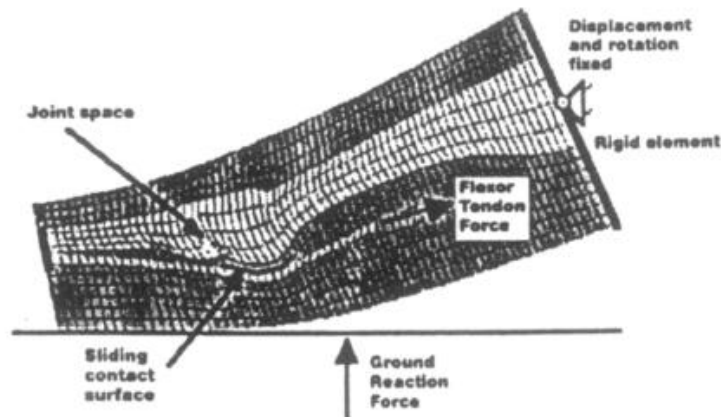


Fig. 4.5 Modello utilizzato per quanto riguarda l'articolazione metatarso-falangea (Lemmon et al., 1997)

In Fig. 4.6 sono mostrati i risultati ottenuti e quindi la distribuzione delle tensioni sulla superficie plantare per due diverse modalità di carico: nessun carico e 250 N. La tensione del tendine del muscolo flessore è utilizzata per contrastare il momento creato nel metatarso dalla forza verticale ed allo stesso tempo per applicare un carico assiale addizionale. Sotto le condizioni di carico (250 N) la pressione plantare si sposta verso la testa della falange prossimale ed induce una riduzione del 60% nella pressione massima e quindi, da questi dati, si riesce ad intuire il ruolo, necessario, del muscolo che impedisce la concentrazione delle pressioni e tensioni nella zona sottostante l'articolazione. Questo fatto si può notare anche dal grafico che mostra, nel caso di assenza di carico, un picco molto stretto ed alto e quindi la tensione è concentrata in una zona ridotta mentre con l'applicazione da parte del muscolo di 250 N lo stress è più distribuito sulla quasi totalità della struttura ossea. Le relazioni ottenute sono veritiere e verificabili ma il modello potrebbe essere migliorato inserendo, oltre alla falange prossimale, anche le falangi mediali e distali per poter avvicinarsi il più possibile alla struttura reale (Lemmon et al., 1996).

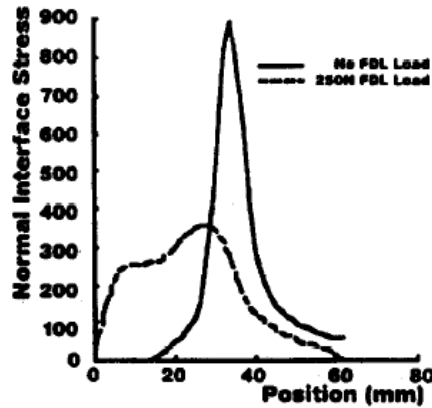


Fig. 4.6 Distribuzione delle tensioni sulla superficie plantare per due condizioni di carico (Lemmon et al., 1997)

## 4.2 Modelli numerici rappresentativi di condizioni dinamiche

Diverse modellazioni numeriche sono state eseguite per presentare tensioni e deformazioni alle quali è sottoposto il piede durante il GC ma non si è mai posta particolarmente l'attenzione sull'azione dei muscoli e tendini sulle componenti scheletriche. Nello studio presentato da Gefen et al., 2000 è stato formulato un modello numerico tridimensionale per il piede che, per la prima volta in letteratura, tiene in considerazione sia proprietà geometriche che di materiale per quanto riguarda le componenti scheletriche ed i tessuti molli. Il modello presentato è stato utilizzato per studiare il comportamento biomeccanico del piede durante il ciclo del passo. Per effettuare le misurazioni riguardanti le pressioni esercitate dalla pianta del piede nel contatto con il suolo si è utilizzato il metodo CPD (Contact Pressure Display), un metodo ottico che fa illuminare sotto al piede dei dischi concentrici di dimensioni variabili in base al carico esercitato.

Il modello utilizzato per il piede consiste di 17 elementi ossei, la cui geometria è stata ottenuta attraverso risonanza magnetica dei piedi di due soggetti e implementata per mezzo di un software. La fase di carico è stata divisa in sei istanti diversi e per ciascuno di essi sono state alterate le caratteristiche scheletriche/muscolari e la loro posizione che, ovviamente, cambia assieme al movimento del piede.

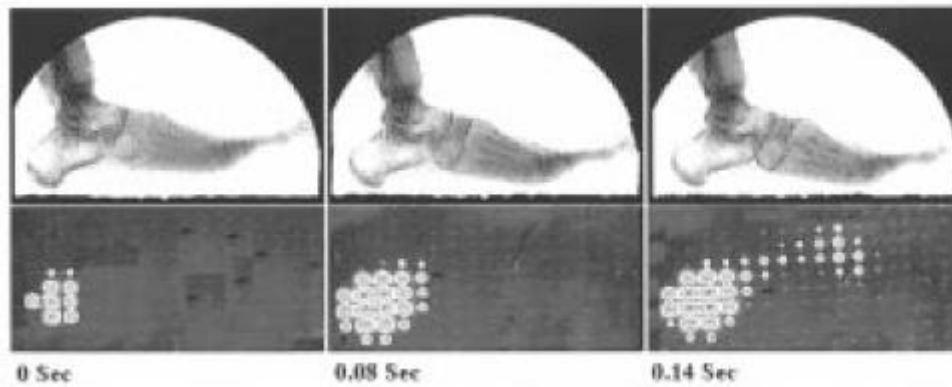


Fig. 4.7 Metodo CPD per le prime fasi del GC. Si notano le zone di contatto del piede illuminate che, in base alla pressione esercitata dal piede stesso, sono di dimensioni diverse (Geffen et al., 2000)

In Fig. 4.9 sono presentate le diverse forze muscolari che agiscono a livello del piede durante la fase di stance del ciclo del passo. I numeri presenti (1-14) indicano i muscoli che, durante i sei istanti, sono attivi, le frecce indicano la direzione della forza mentre il loro numero mostra il grado di attivazione muscolare durante ciascuna fase (per esteso in Fig. 4.8). I valori di forza sono stati ottenuti da letteratura e, dal momento che non è possibile effettuarne misurazioni in vivo si sono utilizzati metodi di ottimizzazione (vedi Cap.3) per pervenire ai risultati tenendo in considerazione alcuni parametri fisiologici quali la sezione trasversale del muscolo, massa muscolare, lunghezza delle fibre.

#		<i>Initial-Contact</i> [N]	<i>Heel-Strike</i> [N]	<i>Midstance</i> [N]	<i>Forefoot-Contact</i> [N]	<i>Push-Off</i> [N]	<i>Toe-Off</i> [N]
1	Tibialis Anterior (TA)	267	535	-	-	-	267
2	Extensor Hallucis Longus (EHL)	212	424	-	-	-	212
3	Extensor Digitorum Longus (EDL)	186	372	-	-	-	186
4	Peroneus Tertius (PT)	9	17	-	-	-	9
5	Triceps Surae (TS)	-	-	550	825	1100	300
6	Tibialis Posterior (TP)	187	94	110	222	258	222
7	Flexor Hallucis Longus (FHL)	-	-	923	623	322	-
8	Flexor Digitorum Longus (FDL)	-	-	16	8	4	-
9	Peroneus Longus (PL)	-	-	1164	1185	1206	-
10	Peroneus Brevis (PB)	-	-	66	33	-	-
11	Abductor Hallucis (AH)	-	-	-	110	55	27
12	Ankle Joint Load (AJL)	675	1350	2100	2550	3000	3000
13	Reaction at the medial pulley	-	-	645	755	865	-
14	Reaction at the lateral pulley	358	716	256	128	-	-

Fig. 4.8 Muscoli attivi e relative forze impresse durante le sei sottofasi dello stance (Geffen et al., 2000)



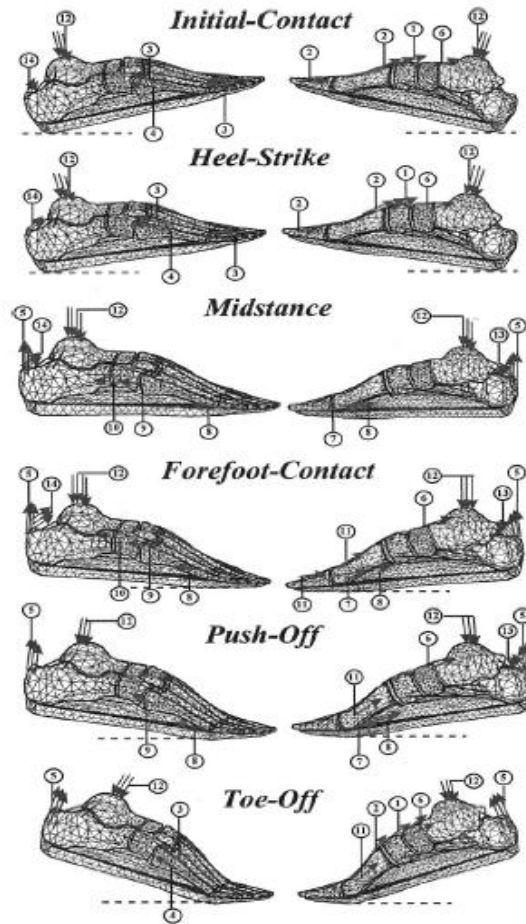


Fig. 4.9 Forze muscolari che agiscono a livello del piede durante le sei sottofasi dello stance. I muscoli rappresentati da ciascun numero sono esposti in Fig. 4.3 (Geffen et al., 2000).

Per validare il modello utilizzato si è usato un metodo che impone il calcolo di alcuni parametri con i quali confrontare le stime ottenute attraverso il modello 3D. I parametri in questione detti SIT (Stress Intensity Parameters) forniscono una valutazione delle caratteristiche meccaniche riguardanti la struttura del piede ed hanno fornito risultati incoraggianti nella caratterizzazione del piede in posizione eretta. I SIP sono stati ovviamente adattati al caso dinamico.

I risultati ottenuti tramite misurazioni sperimentali e tramite previsioni da parte del modello risultano essere confrontabili, quindi, si può ritenere la modellazione numerica presentata da Gefen et al., 2000 una modellazione valida.

I valori di stress che insorgono all'interno del piede sono stati stimati utilizzando la formula (1) in cui ciascuna tensione principale è pesata per dare la tensione equivalente in una precisa regione del piede:

$$\sigma = \sqrt{\left\{ \frac{1}{2} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] \right\}} \quad (1)$$

In cui:  $\sigma$ : stress equivalente;  $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ : stress principali

Attraverso la formula (1) si riescono a simulare i valori di tensione che insorgono all'interno del piede ma necessitano di validazione attraverso un confronto con le forze di reazione verticali ottenute attraverso un sistema CPD (Fig. 4.1). Utilizzando (1) si possono trovare le zone del piede soggette a stress elevati per ciascuna fase del ciclo del passo (Fig. 4.10).

Stage	Sites of Elevated Stresses			Respective Max. Stress Values [MPa]		
<i>Initial-Contact</i>	calcaneus ( <i>Pl</i> );	calcaneus ( <i>Ps-M</i> );	talus ( <i>D</i> );	0.45;	1.21;	1.07;
<i>Heel-Strike</i>	cuboid ( <i>D</i> );	cuneiforms ( <i>D</i> );	3 <sup>rd</sup> metatarsal ( <i>D</i> )	1.02;	0.88;	0.30
<i>Midstance</i>	calcaneus ( <i>M</i> );	talus ( <i>D</i> );	cuboid ( <i>D</i> );	1.24;	2.55;	1.79;
<i>Forefoot-Contact</i>	cuneiforms ( <i>D</i> );	3 <sup>rd</sup> metatarsal ( <i>D</i> )		1.56;	1.59	
<i>Push-Off</i>	calcaneus ( <i>Ps</i> );	talus ( <i>D</i> );	talus ( <i>L</i> );	3.48;	2.72;	2.61;
<i>Toe-Off</i>	1 <sup>st</sup> -3 <sup>rd</sup> metatarsals ( <i>M-D</i> )			3.65		
<i>Initial-Contact</i>	calcaneus ( <i>Ps</i> );	talus ( <i>D</i> );	2 <sup>nd</sup> , 3 <sup>rd</sup> metatarsals ( <i>D</i> )	3.18;	3.37;	4.17
<i>Push-Off</i>	calcaneus ( <i>Ps</i> );	talus ( <i>D</i> );	2 <sup>nd</sup> , 3 <sup>rd</sup> metatarsals ( <i>D</i> )	3.80;	3.55;	4.46
<i>Toe-Off</i>	calcaneus ( <i>Ps</i> );	talus ( <i>D</i> );	1 <sup>st</sup> -3 <sup>rd</sup> metatarsals ( <i>A-D</i> )	0.61;	1.04;	4.23

*Pl* - plantar, *D* - dorsal, *L* - lateral, *M* - medial, *A* - anterior and *Ps* - posterior aspects

Fig. 4.10 Regioni del piede soggette a stress elevati per ciascuna fase dello stance del GC (Gefen et al., 2000)

Per quanto riguarda la fase di contatto iniziale si nota che si sono stimate elevate tensioni in corrispondenza del calcagno e sono dovute all'impatto del tallone con il suolo. Stress notevoli sono stati previsti anche sulla superficie dorsale del talo che sostiene i carichi dinamici del corpo e li trasferisce al piede attraverso l'articolazione tibio-talare. La superficie dorale dell'osso cuboide e delle ossa cuneiformi presentano stress marcati per via della contrazione dei muscoli tibiale anteriore, estensore lungo delle dita ed estensore lungo dell'alluce che, assieme ad altre strutture, contribuiscono all'assorbimento dell'energia prodotta dal contatto del tallone con il suolo. Durante la fase di medio carico, invece, si è trovato che i carichi maggiori sono stati stimati nell'articolazione talo-calcaneale in cui sono convogliate le forze prodotte dal tricipite della sura, attraverso il tendine d'Achille. I valori massimi per quanto riguarda lo stress e le regioni in cui la concentrazione di tensioni è la

maggiori sono, invece, le superfici dorsali delle prime tre ossa metatarsali, dell'astragalo e la porzione posteriore del calcagno. Durante questa fase le tensioni che si sono stimate per la parte dorsale del piede sono dovute prevalentemente all'appiattimento della struttura scheletrica mentre per quanto riguarda la porzione plantare sono causate dallo stiramento dei legamenti e della fascia plantare. Il contributo allo stress totale da parte dei muscoli è, invece, trascurabile se confrontato con le altre strutture. Le simulazioni effettuate per le fasi in cui il contatto con il suolo avviene con la parte anteriore del piede, ovvero per le sottofasi di forefoot contact, push-off e toe-off, hanno valutato che le regioni di stress maggiore sono le superfici dorsali delle prime quattro ossa metatarsali e falangi che, durante queste fasi, portano l'intero peso che grava sul piede. Le tensioni alle quali sono sottoposte le ossa del piede, in particolare le ossa metatarsali, sono dovute a compressione e piegamento, dal momento che il piede esegue proprio quest'ultimo movimento per trasferire il peso in avanti e poter eseguire il passo. Il calcagno, in particolare, la sua superficie posteriore, risulta essere un sito di stress addizionale dal momento che è sottoposta all'azione del tricipite della sura che contraendosi per controllare il grado di flessione del piede provoca l'insorgere di elevate tensioni.

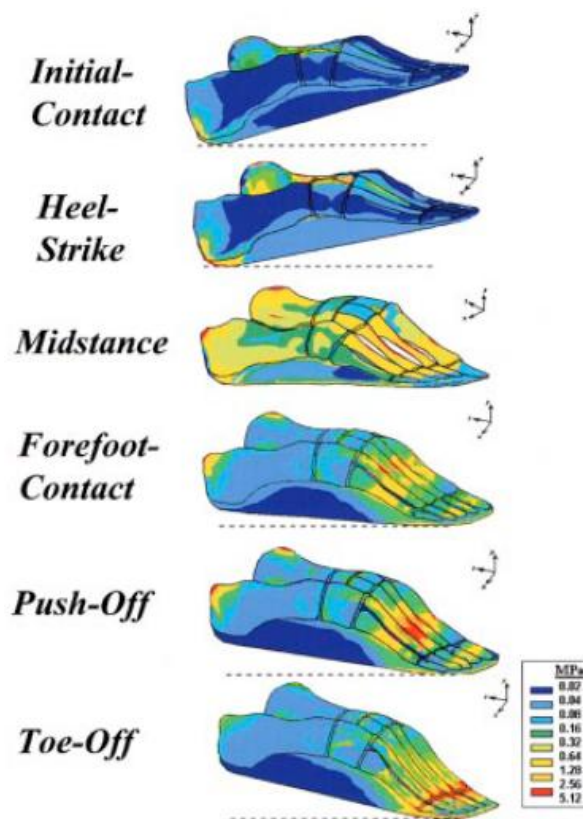


Fig. 4.11 Distribuzione degli stress nel modello del piede utilizzato per le sei sottofasi dello stance (Gefen et al., 2000)

I risultati ottenuti, per quanto riguarda la distribuzione delle tensioni nel piede durante la fase di stance, sono supportati da diversi altri lavori presenti in letteratura. Le zone soggette a maggior stress risultano essere le regioni dorsali dell'osso medio-metatarsale in cui, nell'intervallo compreso tra medio appoggio e toe-off, si sono stimate tensioni tra 3,48 MPa e 4,23 MPa e la regione posteriore del calcagno in cui si raggiungono tensioni di 3,84 MPa. Le differenze che, invece, compaiono nei risultati fra lavori diversi sono da attribuirsi, per la maggior parte, a miglioramenti nelle tecniche di modellazione che, nel corso degli anni, sono passate da semplici modellazioni 2-D a modellazioni 3-D in cui si riescono a posizionare meglio i punti di inserzione dei tendini, legamenti, etc. nell'osso. Tuttavia, essendo la struttura del piede una struttura complessa è molto difficile ottenere dei modelli perfetti dal momento che ogni osso, tendine, muscolo, etc. possiede caratteristiche proprie e diverse da individuo a individuo. Alcune semplificazioni sono quindi necessarie per poter eseguire analisi FE; in particolare si assumono, solitamente, costanti le caratteristiche dei materiali che formano le varie strutture all'interno del piede dal momento che sarebbe estremamente complicato tenere in considerazione le minuscole variazioni che sono presenti in diverse fasi del GC o in diverse regioni della struttura stessa. Il modello qui presentato risulta interessante dal momento che, tenendo in considerazione parametri che non erano mai stati considerati riesce a prevedere l'insorgere di tensioni in uno specifico soggetto e permettendo quindi una valutazione clinica di eventuali problemi (Gefen et al., 2000).

Una continuazione dello studio è stata proposta dallo stesso Gefen, 2002 che ha presentato uno studio per analizzare gli effetti della fatica muscolare durante una marcia, prendendo in considerazione soprattutto la fase di stance della camminata. Per l'esperimento sono stati scelti sei muscoli che controllano l'articolazione della caviglia durante il passo e che si trovano in posizione superficiale, essi sono: gastrocnemio (porzione mediale e laterale), soleo, tibiale anteriore, estensore lungo dell'alluce, peroneo lungo. Tutti questi muscoli sono responsabili della produzione di notevoli forze e momenti che agiscono sulla struttura del piede. Infatti il gruppo gastro-soleo produce circa il 90% delle forze che permettono il sollevamento del calcagno durante la fase di spinta e il tibiale anteriore, il peroneo lungo e l'estensore lungo dell'alluce hanno un ruolo molto importante nello stabilizzare il piede e la caviglia durante la fase di appoggio nel ciclo del passo (0-60% del GC). Per rilevare la loro attività si sono eseguite misurazioni attraverso EMG superficiale in modo da

non interferire con il comportamento naturale di ciascun muscolo. Quattro soggetti sono stati selezionati per camminare su un tapis roulant per una distanza complessiva di 2 Km ciascuno, in modo da poter avere delle continue rilevazioni EMG, per osservare gli effetti dell'affaticamento muscolare sulla stabilità e sulla funzionalità del piede. E' stata, inoltre, rilevata la pressione plantare prima e dopo l'esecuzione dell'esercizio. Il modello 3D è stato utilizzato per studiare l'effetto dell'affaticamento dei muscoli della gamba sulle tensioni interne al piede concentrandosi su due particolari momenti del GC, contatto iniziale e fase di spinta, in cui i carichi trasferiti dal piede al suolo sono massimi. L'analisi agli elementi finiti (FE) è stata adottata per calcolare gli stress strutturali pesando in maniera adeguata tutte le tensioni che agiscono in una determinata regione del piede secondo la formula (1) già presentata in precedenza.

L'analisi della distribuzione delle tensioni attraverso l'espressione matematica sopra presentata (1) fornisce una caratterizzazione dettagliata dei vari carichi agenti a livello del piede durante la fase di stance del GC e consente di effettuare dei confronti per quanto riguarda condizioni di gait diverse. L'analisi sperimentale per quanto riguarda i dati ottenuti attraverso EMG ha mostrato che l'affaticamento muscolare dovuto all'attività prolungata causa una riduzione del segnale EMG pari al 40% approssimativamente. Tuttavia, a noi interessano gli stress presenti all'interno del modello del piede che sono stati stimati rispettando alcune condizioni che stabiliscono che la fatica moderata simulata causi una riduzione del 20% rispetto alla forza normale del muscolo e la fatica marcata causi una riduzione del 40% rispetto alla forza normale del muscolo sia per quanto riguarda i muscoli pretibiali (durante il contatto iniziale) sia per i muscoli del tricipite della sura (durante la fase di stacco del piede dal suolo). In Fig. 4.12 vengono mostrate le distribuzioni di stress sul modello 3D del piede e su alcune sezioni trasversali caratteristiche.

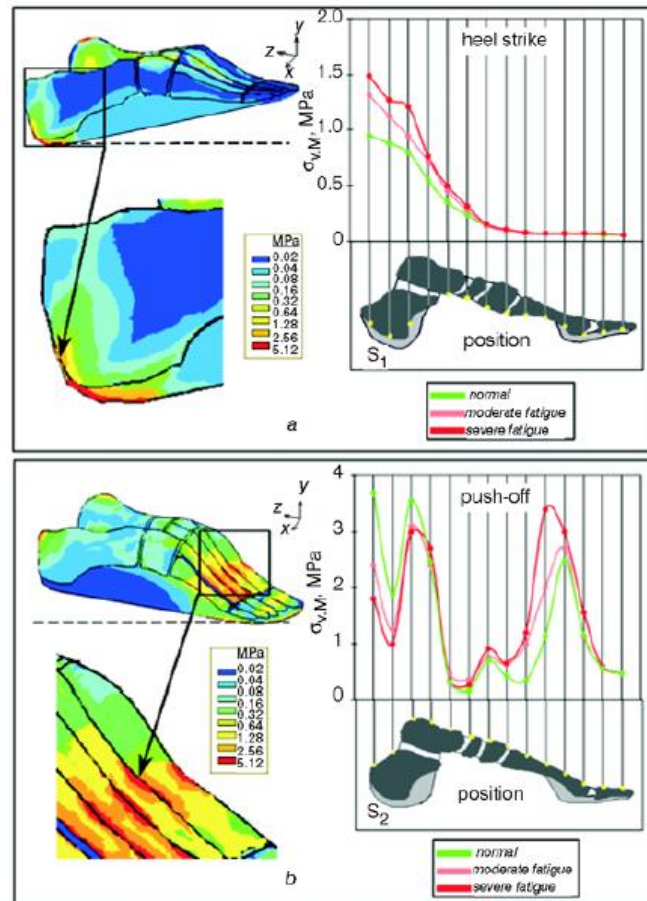


Fig.4.12 Distribuzione di stress in dipendenza dell'affaticamento muscolare sul modello 3D del piede e tensioni presenti in diverse sezioni trasversali del piede durante due fasi del GC. (a): contatto iniziale; (b):stacco del piede dal suolo (Gefen, 2002).

Da Fig. 4.12 si nota che una riduzione del 40% della forza dei muscoli pre-tibiali (simulazione di fatica marcata) durante la fase di appoggio iniziale conduce ad un aumento del 50% circa di stress nel calcagno. Allo stesso modo, la simulazione di fatica marcata nei muscoli del tricipite della sura provoca un aumento del 36% circa nel picco di stress sul secondo osso metatarsale rispetto a condizioni normali di affaticamento durante la fase di stacco del piede da terra (4.12 b). I risultati ottenuti nello studio mostrano come la fatica muscolare può portare ad infortuni della caviglia o del piede dal momento che i muscoli stessi non riescono a fornire le forze di propulsione o di controllo necessarie, oppure non le applicano in maniera corretta alle ossa in modo da garantire l'esecuzione di un movimento ottimale. Si è visto che i picchi di tensione sullo scheletro aumentano assieme alla fatica muscolare sia durante in contatto iniziale sia durante l'ultimo periodo della fase di stance. In entrambi i casi, l'aumento dello stress potrebbe essere dovuto ad un incremento dei

momenti di flessione che sono applicati al calcagno ed alle ossa metatarsali nelle due fasi del GC considerate perché i muscoli non forniscono più la forza necessaria per reagire e bilanciare i momenti stessi applicati alle ossa (Geffen, 2002).

I due modelli presentati tengono in considerazione i muscoli (e quindi i tendini) che agiscono durante le varie fasi del GC dal momento che, essendo richiesta un'azione muscolare non indifferente, vengono sollecitate le zone in cui il tendine si aggancia all'osso. Per quanto riguarda i risultati ottenuti, si nota che, entrambi gli studi riportano una tensione massima durante la fase di contatto del tallone con il suolo dal momento che si esercita una pressione inevitabile in quanto sul calcagno gravano le forze date dall'impatto; le tensioni ottenute nei due diversi studi si attestano entrambe attorno a 5 MPa. La seconda fase in cui sussistono notevoli sollecitazioni è la fase finale dello stance in cui il piede si appresta a sollevarsi dal suolo. In questa fase, oltre alle forze e tensioni generate dalla necessaria flessione della struttura scheletrica e dallo stiramento della fascia plantare compaiono anche degli stress imposti dalla contrazione muscolare che provoca delle inevitabili tensioni nelle ossa sulle quali si agganciano i tendini. In particolare, in entrambi gli studi si è notato che compaiono stress sulla superficie dorsale delle ossa metatarsali in cui le tensioni che subentrano sono dell'ordine di 5 MPa. Non trascurabili sono, inoltre, le tensioni sviluppate dal tendine d'Achille e dai muscoli ad esso collegati sulla regione posteriore del calcagno nelle fasi in cui sono attivi, soprattutto nella fase di contatto iniziale in cui nella zona di aggancio del tendine si misurano tensioni dell'ordine di 3 MPa. Oltre ai modelli FE sono stati presentati, nel corso degli anni, modelli diversi che forniscono le basi per valutazioni cliniche della patologie del piede. Nel lavoro di Saraswat et al., 2010 si è utilizzato un modello muscolo-scheletrico del piede formato da tre segmenti che comprendono tutte le ossa del piede stesso e in aggiunta tibia, perone e femore in modo da poter considerare tutti i siti di aggancio di tendini e legamenti. La geometria del modello consiste in segmenti rigidi connessi tra loro attraverso articolazioni semplificate (sfere) mentre i dati riguardanti l'anatomia e i punti di aggancio di muscoli e legamenti sono stati tratti da letteratura. I muscoli considerati risultano essere 16 e, dal momento che i muscoli come il flessore lungo delle dita che presenta quattro tendini diversi sul piede sono stati trattati come quattro muscoli separati con le stesse caratteristiche, sono stati esclusi dal modello i muscoli intrinseci del piede. La struttura muscolare vera e propria, invece, è stata modellata secondo il modello di Hill (vedi Cap.2) ed è stato stabilito che ciascun muscolo

possiede fibre parallele che si inseriscono tutte con il medesimo angolo di pennazione nell'osso. Il modello muscolo-scheletrico utilizzato è mostrato in Fig. 4.13 mentre i muscoli che sono stati considerati sono elencati in Fig. 4.14.

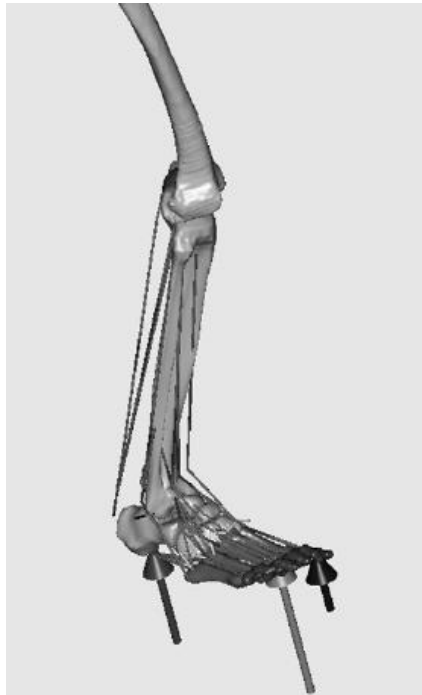


Fig. 4.13 Modello muscolo-scheletrico utilizzato (Saraswat et al., 2010)

Muscle action	Muscles	Strength <sup>a</sup>	$\gamma^b$ (deg.) <sup>a</sup>
Ankle plantarflexion	Medial gastroc	1115	17
	Lateral gastroc	490	8
	Soleus	2830	25
	Peroneus longus (PL)	755	10
	Peroneus brevis (PB)	350	5
	Tibialis posterior (TP)	1270	12
Toe/forefoot extension	Extensor hallucis brevis (EHB)	40	14.5
	Extensor digitorum brevis 2 (EDB2)	24	7.8
	Extensor digitorum brevis 3 (EDB3)	15	7.1
	Extensor digitorum brevis 4 (EDB4)	13	9.1
	Extensor digitorum brevis 5 (EDB5)	13	9.1
	Extensor hallucis longus (EHL)	110	6
	Extensor digitorum longus (EDL)	340	8
Ankle dorsiflexion	Tibialis anterior (TA)	600	5
	Peroneus tertius (PT)	90	13
	Flexor hallucis brevis (FHB)	120	7.8
Toe/Forefoot Flexors	Flexor digitorum brevis 2 (FDB2)	53	15.4
	Flexor digitorum brevis 3 (FDB3)	45	11.7
	Flexor digitorum brevis 4 (FDB4)	38	7
	Flexor digitorum brevis 5 (FDB5)	10	7
	Flexor hallucis longus (FHL)	320	10
	Flexor digitorum longus (FDL)	310	7

<sup>a</sup> All muscle properties are for representative model (body weight—75 kg and height—1.44 m).  
<sup>b</sup>  $\gamma$ —Pennation angle.

Fig. 4.14 Muscoli considerati nel modello (Saraswat et al., 2010)



Oltre a muscoli, tendini e ossa sono stati attentamente inseriti nel modello anche i principali otto legamenti della gamba e del piede. Il modello di base è stato effettuato con dati rilevati da un soggetto adulto ma, tuttavia, volendo l'autore adattare lo stesso per eseguire diagnosi pediatriche i valori ottenuti sono stati opportunamente scalati, attraverso il modello uniforme di scala, per ottenere quelli desiderati. I movimenti del piede e le forze esterne agenti sul modello sono stati ricavati attraverso l'analisi del GC e utilizzando piattaforme di forza. Il modello totale dell'arto inferiore possiede 16 gradi di libertà. Lo scopo di questo lavoro è quello di fornire un primo modello che, opportunamente migliorato, possa portare allo sviluppo di metodi precisi da utilizzare per diagnosi cliniche del moto. Il modello presentato da Saraswat et al., 2010 è adattabile all'analisi del movimento di soggetti specifici essendo stato perfezionato attraverso metodi di ottimizzazione e correzione per limitare gli errori che possono subentrare nel calcolo della forza muscolare da rilevazioni EMG per via della diversa anatomia muscolare di ciascuna persona (Saraswat et al., 2010). Lo scopo dello sviluppare modelli numerici del piede, soprattutto in condizioni dinamiche, è quello di fornire uno strumento dal quale si possano capire le patologie proprie di ogni paziente dal momento che, i dati rilevati sia per quanto riguarda l'anatomia che per quanto riguarda il movimento vero e proprio, possono essere rilevati in vivo ed inseriti nel modello stesso. La caratteristica principale che deve avere la modellazione è, quindi, quella di essere personalizzabile in modo da permettere la valutazione individuale di eventuali sovraccarichi, sovratensioni, etc. per poter intervenire nella maniera più adeguata. Per questi motivi più valori sono inseriti nei modelli più ci si avvicinerà ad una simulazione corretta del comportamento del piede ma, dal momento che l'arto inferiore in generale possiede una struttura complessa, risulta difficile tenere in considerazione tutte le varie caratteristiche scheletriche, muscolari, tessutali, etc.

Uno studio è stato svolto da Dai et al. 2006 per analizzare la relazione che intercorre tra utilizzo di calzature appropriate, calzini e lesioni plantari nel caso il soggetto in questione soffra di disturbi plantari come ad esempio il piede diabetico etc. Per il piede è stato utilizzato un modello agli elementi finiti la cui geometria è stata ricostruita attraverso risonanza magnetica. Al fine di studiare le frizioni che insorgono tra la pianta del piede e il suolo si è analizzata, in particolare, l'intervallo della fase di stance del gait cycle compreso tra midstance e push-off. Per quanto

riguarda i carichi agenti sulla caviglia e sul piede sono stati presi da letteratura e sono mostrati in Fig. 4.15.

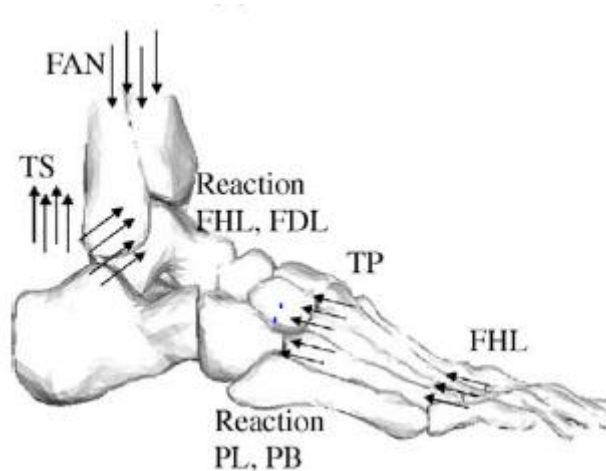


Fig. 4.15 Carichi agenti a livello della caviglia e del piede imposti soprattutto dai muscoli durante la fase di mid-stance (Dai et al., 2006)

Si sono considerate soltanto le forze in corrispondenza delle articolazioni oppure imposte dall'attività muscolare. La forza in corrispondenza della caviglia (FAN) è stata stabilita essere di 2100 N, il tricipite della sura (TS) impone 550 N sulla superficie posteriore del calcagno mentre la reazione all'azione del flessore lungo delle dita (FDL) e del muscolo flessore lungo dell'alluce (FHL), detta puleggia astragalica è stata stimata in 645 N. Il muscolo tibiale posteriore (TP) sviluppa una forza, in corrispondenza della base delle ossa metatarsali, pari a circa 290 N mentre la reazione ai muscoli peroneo lungo e peroneo breve (PL, PB) risulta all'incirca 256 N. Infine, l'azione del flessore lungo dell'alluce impone una forza di 143 N sulla propria sede di aggancio. Lo studio ha poi stimato le pressioni plantari in corrispondenza delle due fasi del GC analizzate e sono state confrontate con le pressioni misurate durante un'analisi in laboratorio. Si è evinto che il picco delle pressioni misurate risulta essere minore di quelle previste dal modello. Per quanto riguarda, invece, la distribuzione delle stesse pressioni plantari si sono ottenuti risultati pressoché omogenei sia dalle misurazioni dirette che dalla previsione attraverso modello (Dai et al., 2006). Queste ultime affermazioni sono evidenti in Fig. 4.16.

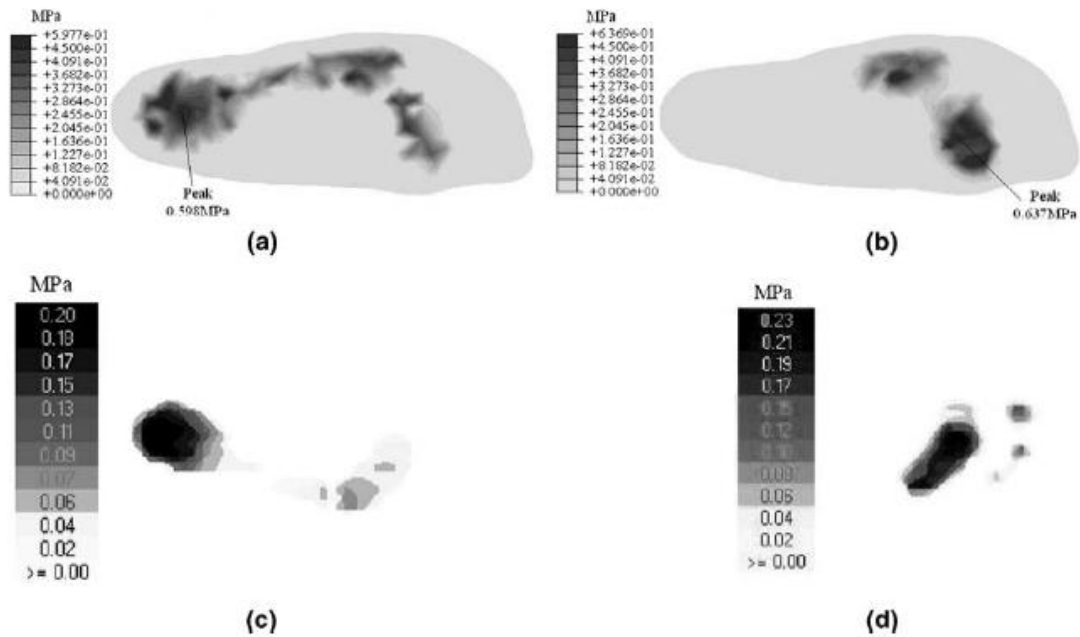


Fig. 4.16 Distribuzione delle pressioni plantari: (a): previste dal modello FE durante la fase di mid-stance; (b): previste dal modello FE durante la fase di push-off; (c): misurate durante la fase di mid-stance; (d): misurate durante la fase di push-off. (Dai et al., 2006)

Quel che interessa per questo lavoro è, tuttavia, l'entità della forza sviluppata da ciascun muscolo e trasmessa alla componente scheletrica nel punto di aggancio del tendine. I valori di forza utilizzati in questo studio non risultano del tutto confrontabili con quelli presentati da Geffen et al., 2000 e riportati in Fig. 4.8 tranne nel caso del tricipite della sura che in entrambi i lavori sviluppa una forza di 550 N. L'incongruenza tra valori può essere dovuta alla diversità dei parametri utilizzati per il calcolo delle forze che, essendo numerosi, complicano significativamente gli algoritmi di calcolo delle forze stesse.



## Conclusione

Il lavoro svolto ha messo in evidenza la straordinaria complessità del piede ed in particolare delle strutture tendinee ad esso annesse. Si è potuto constatare quanto sia complicato lo studio biomeccanico dei tendini dal momento che, ad esempio nella giunzione miotendinea, il tessuto tendineo è direttamente in relazione con il muscolo presentando quindi una regione in cui il comportamento tenso-deformativo dipende anche dal particolare comportamento del muscolo in questione. Per quanto riguarda la valutazione del comportamento biomeccanico dei tendini attraverso analisi sperimentali sono emersi risultati diversi anche analizzando due strutture omologhe provenienti però da diversi donatori dal momento che le caratteristiche meccaniche dipendono da un grande numero di fattori tra cui l'età, la condizione di allenamento, le dimensioni del tendine, etc. e risulta estremamente difficile (o impossibile) soddisfarli tutti. In particolare, l'analisi isologica ha evidenziato l'importanza della geometria della zona di passaggio fra tessuto muscolare e tendine e fra tessuto tendineo e osso, in quanto regioni soggette a tensioni notevoli, per evitare lesioni. Il confronto di diversi lavori presenti in letteratura ha permesso di evidenziare, invece, la principale caratteristica dei tendini che risulta essere la viscoelasticità che è stata presentata attraverso i test caratteristici di questo tipo di materiali (creep, stress relaxation, isteresi). Si è notato che i risultati delle varie prove sperimentali risultano essere diversi in base alla modalità di test effettuato (in vivo o in vitro) in quanto presentano la fondamentale differenza che le misurazioni sono eseguite su strutture tendinee nella loro collocazione anatomica oppure in laboratorio in quanto estratte da cadavere. Le differenze che sussistono sono notevoli per via della presenza, in vivo, di tutte le strutture circostanti che forniscono un parametro impossibile da simulare per quanto riguarda i test in vitro. In vivo risulta non determinabile il punto di rottura del tendine di cui si possono stabilire soltanto le caratteristiche fisiologiche. In vitro, tuttavia, il risultato delle misurazioni è influenzato da un grande numero di parametri che, se non rispettati, impediscono un totale confronto tra strutture diverse. Dall'analisi dei tracciati EMG, invece, si è notato che durante la stasi eretta l'attività dei muscoli della gamba, peraltro limitata, è mirata all'impedire le perdite di stabilità

mentre durante il ciclo del passo risulta molto più marcata ed è necessaria per regolare l'angolo a livello della caviglia, per limitare gli urti iniziali e per fornire la spinta necessaria all'esecuzione del passo. I muscoli maggiormente attivi risultano essere i muscoli del tricipite della sura, il tibiale anteriore e i muscoli peronei che, in base alla loro posizione, sono attivi nelle due principali fasi del ciclo del passo. Dall'analisi dei modelli numerici presenti in letteratura, infine, si è confermato il fatto che le tensioni che insorgono nel piede sono dovute solo minimamente all'azione muscolare e sono, invece, attribuibili soprattutto agli urti con il suolo, allo stiramento delle fasce plantari ed alle flessioni articolari inevitabili durante il ciclo del passo.

Il lavoro svolto potrà fornire una base per lo sviluppo di modelli costitutivi in grado di descrivere il comportamento biomeccanico di queste strutture all'interno del piede durante il mantenimento della posizione eretta e durante l'esecuzione del passo.

La valutazione delle forze muscolari agenti, invece, potrà risultare di fondamentale importanza per quanto riguarda la definizione delle condizioni di carico all'interno del piede.

## Bibliografia

1. G.Azzali, R.D.Lockhart, G.F.Hamilton, F.W.Fyfe , “Anatomia del Corpo Umano” 3° Edizione, Casa Editrice Ambrosiana
2. Frank Netter, “Atlante di Anatomia, Fisiopatologia e Clinica”, Volume 8, Parte 2, Masson
3. P.Golano, J. Vega, P.A.J de Leeuw, F.Malangelada, M.C.Manzanares, V.Gotzens, C.Van Dijk “Anatomy of the Ankle ligaments:a pictorial essay”, “Knee surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy”, Springer 2010
4. G.Morvan, J.Busson,M. Wybier, P.Mathieu, “Ultrasound of the ankle”, “European Journal of Ultrasound”, 14; 73-82, Elsevier 2001
5. H.Gray, C.G.Clemente, “Antomy of the human Body”, Lea & Fabinger 1985
6. Gray, Henry. Pick, T. Pickering, & Howden, Robert, “Gray's Anatomy” (15th ed.), Barnes & Noble Books 1995
7. Balboni G. C., “Anatomia umana”, Ermes, 3°Edizione
8. Palastanga, Field, Soames “Anatomy and human movement: structure and function” (5th ed.). Elsevier Health Sciences, 2006
9. Frank H. Netter, “Atlante di anatomia umana”, terza edizione, Elsevier Masson, 2007
10. Cardellini, Ciani, Ciarcia, Cirotto et altri, “Citologia ed Istologia”, Idelson-Gnocchi
11. Blaustein, Kao, Matterson, “Cellular Physiology”, Elsevier-Mosby, 2004
12. D.Randall,W.Burggren,K.French, “Fisiologia Animale” seconda edizione, Zanichelli
13. Dispense prof. Salvatore Buzzelli, “Capire la forza muscolare con la pedana di bosco”, novembre 2000
14. Slide dott. Massimo Benfatti, “Modello meccanico-muscolare e metodica Mezieres”
15. Don W. Fawcett, “Bloom & Fawcett, Trattato di istologia”, 12°edizione, McGraw-Hill
16. Carlo Di Bello, “Biomateriali”, Pàtron Editore

17. Gilles Hayem, "Tenology. A new frontier" *Joint Bone Spine*; 68: 19-25, Elsevier 2001
18. James H.-C- Wang, "Mechanobiology of tendon" *Journal of Biomechanics*; 39: 1563-1582, Elsevier 2006
19. R. James et al. "Tendon: Biology, Biomechanics, Repair, Growth factors and evolving Treatment options", *Journal of Health Sciences*; 33A: 102-112, PSJ 2006
20. P.Sharma, "Basic Biology of tendon injury and healing" *The Surgeon*; 5: 309-316, Elsevier 2005
21. A. Kolliker, "Manual of Human Histology", 1852
22. John A. Trotter, "Structure-function considerations of muscle-tendon junctions" *Comparative Biochemistry and Physiology*; 133A: 1127-1133, Elsevier 2002
23. S. Thomopoulos, J. Marquez, B. Weinberger, V. Birman, G.Genin, "Collagen Fiber orientation at the tendon to bone insertion and its influence on stress concentrations" *Journal of Biomechanics*; 39: 1842-1851, Elsevier 2006
24. M.Benjamin, T. Kumai, S.Milz, B.M. Boszczyk, A.A. Boszczyk, J.R. Ralphs, "The skeletal attachment of tendons-tendon 'entheses'", *Comparative Biochemistry and Pysiology*; 133A:931-945, Elsevier 2002
25. T.W. Lin, L.Cardenas, L.J. Soslowsky, "Biomechanics of tendon injury and repair" *Journal of Biomechanics*;37: 865-877, Elsevier 2004
26. C.N. Maganaris,J.P.Paul, "In vivo human tendon mechanical properties" *Journal of Physiology*;521.1:307-313, Elsevier 1999
27. T.L. Donahue, S.M. Howell, M.L. Hull, C. Gregerson, "A Biomechanical Evaluation of anterior and posterior tibialis tendons as suitable single-loop anterior cruciate ligament grafts" *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*;Vol 18, n°6:589-597, Elsevier 2002
28. Slide "Resistenza dei biomateriali: Biomateriali naturali" UniRoma
29. Slide prof.ssa Stagni, Università degli studi di Bologna
30. Constantinos N. Maganaris, "Tensile properties of in vivo human tendinous tissue" *Journal of Biomechanics*;35:1019-1027, Elsevier 2002
31. J.L. Ugbo, B.Leeson, W.C.Hutton, "Tensile properties of fresh human calcaneal (Achilles) tendon" *Clinical Anatomy*;17:30-35, Wiley 2004
32. C.N. Maganaris,M.V. Narici, L.C. Almekinders, N. Maffulli, "Biomechanics and patophysiology of overuse tendon injury", *Sports Medicine*; 34:1005-1017, ADIS 2004



33. G.Lewis, K.M.Shaw, "Tensile properties of human tendo achillis:effect of donor age and strain rate" *The journal of foot and ankle surgery*;36:435-446,Elsevier 1997
34. K.M. Shaw, G.Lewis, "Tensile properties of humen Achilles tendon"
35. T.A.L.Wren, S.A. Yerby, G.S. Beauprè, D.R. Carter, "Mechanical properties of the humen Achilles tendon" *Clinical Biomechanics*;16:245-251,Elsevier 2001
36. J.M.Michael, A. Golshani, S. Gargac, T. Goshwami, "Biomechanics of the ankle joint and clinical outcomes of total ankle replacement", *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*;I:276-294, Elsevier 2008
37. J.Perry, "Gait Analysis: Normal and pathological function" Slack inc., 1992
38. D.A. Winter "Human balance and posture control during standing and walking" *Gait and Posture*;3 n°4:193-215, Elsevier 1995
39. I.D.Loram, C.M.Maganaris,M. Lakie, "Paradoxical muscle movements in human standing", *Physiology of motor control:healty and pathological human models*; chapter 11:S.68
40. S.J.Houtz, F.P.Walsh, "Electromyographic analysis of the function of the muscles acting on the ankle during weight-bearing with special reference to the triceps surae" *The journal of bone and joint surgery*;41:1469-1481, Stanford University Press 1959
41. T.M.M.Vieira, R.Merletti, D.Farina, "Intermittent Recruitment of motor units in the medial gastrocnemius muscle during quiet standing" *Journal of Gait & Posture* 2009;30S: 17-18
42. J.Joseph, A.Nightingale, "Electromyography of muscles of posture:leg muscles in males" *Journal of Physiology*;117:484-491, 1952
43. J.V. Basmajian "Muscles alive: their functions revealed by electromyography", The Williams & Wilkins Company
44. H. Yu, M. Alaqtash, E.Spier, T.Sarkodie-Gyan, "Analysis of muscle activity during gait cycle using fuzzy rule-based reasoning" *Journal of Measurment*; 43:1106-1114, Elsevier 2010
45. G.S.Murley, A.K.Buldt, P.J.Trump, J.B.Wickham, "Tibialis posterior EMG activity during barefoot walking in people with neutral foot posture", *Journal of Electromyography and Kinesiology*; 19: e69-e77, Elsevier 2009
46. G.A.Bekey, J.Perry, "EMG-Force relationship in skeletal muscle", *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, December:1-23, 1981

47. S.Heintz, E.M. Gutierrez-Farewik, "Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-Forceprocessing approach" *Journal of Gait & Posture*;26: 279-288, Elsevier 2007
48. D.N. Bassett, A. Archiletti, E. De Canonico, A.M. Orsolino, G.G. Cerulli, "Clinically applicable EMG-driven muscle force estimation" *Journal of Gait & Posture*;30S: 26-74, Elsevier 2009
49. F.C. Anderson, M.G. Pandy, "Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent" *Journal of Biomechanics*;34:153-161, Elsevier 2001
50. A.Gefen, "Biomechanical analysis of fatigue-related foot injury mechanisms in athletes and recruits during intensive marching" *Medical & Biological Engineering & Computing*; 40:302-310, Springer 2002
51. A.Gefen, M. Megido-Ravid, Y. Itzhak, M.Arcan, "Biomechanical Analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical application" *Journal of Biomechanical Engineering*; 122: 630-640, ASME 2000
52. J.T. Cheung, M. Zhang, A.K. Leung, Y.Fan, "Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing- a material sensitivity study" *Journal of Biomechanics*;38:1045-1054, Elsevier 2005
53. W.Chen, T.Lee, P. Vee-Sin Lee, J.W.Lee, S.J.Lee, "Effects of internal stress concentrations in plantar soft tissue- A preliminary three dimensional finite element analysis" *Medical Engineering & Physics*; 32:324-331, Elsevier 2010
54. D.Lemmon, P.Cavanagh, "Finite element modelling of plantar pressure beneath the second ray with flexor muscle loading" *Clinical Biomechanics*; 12 n°3:S13-S14, Elsevier 1997
55. P.Saraswat, M.S.Anderson, B.A.Mac Williams, "A musculoskeletal foot model for clinical gait analysis" *Journal of Biomechanics*; 43:1645-1652, Elsevier 2010
56. X.Q. Dai, Y. Li, M. Zhang, J. Cheung, "Effect of sock on biomechanical response of foot during walking" *Clinical Biomechanics*; 21: 314-321, Elsevier 2006

## Ringraziamenti

Volevo ringraziare, innanzitutto, il prof. Natali per avermi dato la possibilità di svolgere il mio lavoro di tesi presso il CMBM e sviluppare così un argomento di mio interesse.

Un ringraziamento doveroso va sicuramente all'Ing. Antonella Forestiero per tutto il tempo e la pazienza dedicatemi, per i consigli che ha saputo darmi e per avermi seguito costantemente durante il periodo di sviluppo del lavoro.

Ovviamente il 'grazie' più grosso è per i miei genitori, Attilio e Maria, per i miei fratelli, Francesco e Andrea e per tutto il resto della mia famiglia (zia Oli, zia Marci, zio Stefano e Hahn) che non hanno mai smesso di supportarmi, incoraggiandomi affinché potessi raggiungere questo obiettivo nonostante qualche difficoltà di percorso durante questi tre anni.

In particolare, un grazie enorme va alla nonna Silvia che si è sempre ricordata di ogni mio esame e mi ha sempre aiutato economicamente con le sue 'mance' di cui tutti dovevano rimanere all'oscuro.

Non posso dimenticare Giorgia, fra le persone che ritengo più importanti. Anche lei mi è sempre stata accanto durante gli anni di università (e non solo) mi ha sempre supportato (e sopportato) e con cui ho trascorso un'infinità di tempo, momenti indimenticabili fra concerti, cene, serate bellissime e giornate in aula studio. Ti voglio bene.

Un ringraziamento speciale va Luca, Lele, Vale per il bellissimo periodo in casa assieme che ancora mi manca; Dome, GB, Martina, LucaGandolfo, Pelo, Pancio, Enrico, Bea (con cui sono riuscito a laurearmi), Paolo, Nicolò, Davide, Gabry, Tiziano etc, etc, etc. per tutto ciò che abbiamo combinato di bello e di brutto durante tutti questi bellissimi anni.