

---

Alla Giovi perché non mi dimentico della dedica nella sua tesi  
Alle nonne in particolare alla Vitto a cui faccio tanti auguri e  
che andrò a trovare subito  
Al Cugino perché non sono riuscito ad andare alla sua laurea  
Ad Angelo e Stefania  
A tutti gli zii, le zie, i cugini e le cugine che sono sempre presenti  
Agli amici di vecchia data, di scuola, di università, di viaggio perché  
mi fanno sempre divertire  
All'Ing. Fontanella  
A Chiara Giulia

# Analisi morfologica e strutturale della regione anteriore del piede

Giacomo Cecchinato

23 novembre 2010

# Indice

<b>Introduzione</b>	<b>13</b>
<b>I Anatomia dell'avampiede</b>	<b>15</b>
<b>1 Ossa dell'avampiede</b>	<b>19</b>
1.1 Segmenti ossei . . . . .	21
1.2 Falangi . . . . .	26
1.3 Ossa sesamoidi . . . . .	28
<b>2 Articolazioni e tessuti legamentosi</b>	<b>31</b>
2.1 articolazioni tarso–metatarsali . . . . .	31
2.2 Articolazioni intermetatarsali . . . . .	34
2.3 Articolazioni metatarso–falangee e interfalangee . . . . .	35
<b>3 Tessuti muscolari e tendinei</b>	<b>37</b>
3.1 I muscoli estrinseci del piede . . . . .	37
3.1.1 Muscoli anteriori della gamba . . . . .	38
3.1.2 Muscoli laterali della gamba . . . . .	42
3.1.3 Muscoli posteriori della gamba: strato superficiale . . . . .	42
3.1.4 Muscoli posteriori della gamba: strato profondo . . . . .	45
3.2 Muscoli intrinseci del piede . . . . .	48
3.2.1 Muscoli dorsali . . . . .	49
3.2.2 Muscoli plantari del piede . . . . .	50
<b>4 Fasce del piede</b>	<b>57</b>
4.1 Vasi sanguigni . . . . .	58
4.1.1 Arterie . . . . .	58
4.1.2 Sistema venoso superficiale e profondo del piede . . . . .	60
4.2 Terminazioni nervose . . . . .	60
4.3 Pelle . . . . .	63
4.4 Tessuto adiposo specializzato . . . . .	64
<b>5 Gli archi</b>	<b>67</b>
5.1 Arco longitudinale mediale . . . . .	67
5.2 Arco longitudinale laterale . . . . .	68
5.3 Arco trasversale . . . . .	69

<b>II</b>	<b>Ruolo dell'avampiede nella stazione e nelle differenti modalità di locomozione</b>	<b>71</b>
<b>6</b>	<b>I movimenti del piede</b>	<b>75</b>
6.1	Abduzione ed adduzione . . . . .	75
6.2	Flessione dorsale (flessione) e flessione plantare (estensione) . . . . .	76
6.3	Inversione ed eversione . . . . .	76
<b>7</b>	<b>Analisi della stazione, e delle fasi della deambulazione e della corsa</b>	<b>79</b>
7.1	La stazione eretta . . . . .	79
7.2	La deambulazione . . . . .	80
7.3	La corsa . . . . .	83
<b>8</b>	<b>Muscoli del piede che intervengono nelle fasi del ciclo del passo</b>	<b>85</b>
<b>9</b>	<b>Ruolo dell'avampiede nelle tre fasi: area e durata di contatto col suolo delle strutture</b>	<b>91</b>
9.1	Area di contatto . . . . .	91
9.1.1	Area di contatto nello stazionamento . . . . .	91
9.1.2	Area di contatto nella locomozione . . . . .	93
9.1.3	Contatto iniziale . . . . .	94
9.2	Cadenza al variare della velocità . . . . .	96
9.3	Durata del contatto con il suolo delle varie parti nella locomozione . . . . .	97
<b>10</b>	<b>Risposta dei tessuti molli alle sollecitazioni imposte</b>	<b>101</b>
10.1	Variazione dello spessore dei tessuti molli . . . . .	101
10.2	Considerazioni sullo spostamento di tessuto . . . . .	108
10.3	Considerazioni sulle capacità ammortizzatrici dell'avampiede . . . . .	109
<b>11</b>	<b>Rotazione delle articolazioni per differenti velocità di locomozione</b>	<b>111</b>
<b>III</b>	<b>Sollecitazioni a cui è soggetto l'avampiede</b>	<b>115</b>
<b>12</b>	<b>Forza di reazione al suolo</b>	<b>119</b>
12.1	GRF in stazione eretta . . . . .	119
12.2	GRF durante la deambulazione . . . . .	121
12.3	GRF per diverse velocità di deambulazione e di corsa . . . . .	122
<b>13</b>	<b>Pressioni e forze che si verificano sulle strutture dell'avampiede</b>	<b>127</b>
13.1	Stazione . . . . .	127
13.2	Deambulazione . . . . .	129
13.3	Corsa . . . . .	138
<b>14</b>	<b>Analisi delle forze durante l'appoggio finale</b>	<b>141</b>
14.1	Calcolo realizzato da H.A.C. Jacob . . . . .	141
14.2	Osservazioni e conclusioni . . . . .	153
14.3	Stokes . . . . .	156
14.4	Conclusioni ottenute dal confronto delle due prove . . . . .	163



---

<b>IV</b>	<b>Modelli solidi e numerici del piede</b>	<b>167</b>
15	Studio del primo raggio del piede	171
16	Studio delle tensioni nelle ossa del metatarso per diversi gradi di inversione del piede nel contatto iniziale	177
17	Distribuzione delle pressioni plantari nel piede durante l'appoggio finale a seconda del modello	181
	Conclusioni	187
	Bibliografia	189



# Elenco delle figure

1	Sezioni del piede . . . . .	13
1.1	Ossa del piede: piano trasversale . . . . .	19
1.2	Ossa del piede: piano sagittale . . . . .	20
1.3	Ossa metatarsali dalla prima alla quinta da sx a dx, più la falange prossimale del primo dito a dx: in basso le relative sezioni . . . . .	21
1.4	Prima e Seconda metatarsale . . . . .	21
1.5	Volume in $[cm^3]$ (S.D.) dove M1,...,M5 sono le cinque metatarsali, e M1/M2,...,M1/M5 rappresentano il rapporto tra il volume del primo metatarsale le altre metatarsali . . . . .	24
1.6	Diametro medio misurato della sezione dei metatarsi[mm](S.D.) . . . . .	24
1.7	Area media della sezione dei metatarsi $[cm^2]$ (S.D.): Dist: distale; Midl: mediale; Prox: prossimale . . . . .	25
1.8	Classificazione delle falangi . . . . .	26
1.9	Avampiede, particolare falangi . . . . .	27
2.1	articolazioni tarso–metatarsali di destra: il piano di sezione sagittale, visto dall’alto, dimostra le articolazioni del tarso e quelle tarso metatarsali. Le due linee rosse, prossimale e distale, indicano rispettivamente l’articolazione trasversa del tarso e le articolazioni tarso metatarsali . . . . .	32
2.2	Articolazioni del piede . . . . .	33
2.3	articolazioni intermetatarsali . . . . .	34
2.4	Capsule articolari e legamenti delle articolazioni metatarso–falangea e interfalangea, visti lateralmente . . . . .	35
3.1	muscoli della gamba visti anteriormente . . . . .	38
3.2	Muscoli anteriori e laterali della gamba . . . . .	40
3.3	muscoli anteriori e laterali della gamba . . . . .	41
3.4	Muscoli posteriori della gamba: "gemelli" è un altro nome per il gastrocnemio; gemelli e soleo formano il tricipite della sura . . . . .	43
3.5	Muscoli superficiali della gamba visti posteriormente . . . . .	44
3.6	muscoli profondi della gamba visti posteriormente . . . . .	46
3.7	estensore breve delle dita del piede ed estensore breve dell’alluce . . . . .	49
3.8	Abduttore dell’alluce . . . . .	50
3.9	Flessore breve dell’alluce . . . . .	50
3.10	Adduttore dell’alluce . . . . .	51
3.11	Abduttore del 5° dito . . . . .	51
3.12	muscolo flessore breve del 5° dito del piede . . . . .	52
3.13	muscolo opponente del 5° dito del piede . . . . .	52
3.14	muscolo flessore breve delle dita del piede . . . . .	53
3.15	muscolo quadrato della pianta del piede . . . . .	53
3.16	muscoli lombricali del piede . . . . .	54

3.17	muscoli interossei del piede: a sx i dorsali, a dx i plantari . . . . .	54
3.18	Origini ed inserzioni: NON sono illustrati secondo i criteri di classificazione . .	55
3.19	muscoli del primo strato della pianta del piede . . . . .	56
3.20	muscoli del terzo strato della pianta del piede . . . . .	56
3.21	muscoli del secondo strato della pianta del piede . . . . .	56
3.22	muscoli del quarto strato della pianta del piede: interossei . . . . .	56
4.1	fasce del piede . . . . .	57
4.2	vasi sanguigni del piede visti dorsalmente . . . . .	58
4.3	vasi sanguigni del piede visti plantarmente . . . . .	59
4.4	Terminazioni nervose del piede . . . . .	61
4.5	Sezione trasversale del mesopiede . . . . .	64
5.1	Archi del piede: vista mediale. . . . .	67
5.2	Archi del piede: vista dorsale. . . . .	68
6.1	Piani del corpo umano. . . . .	75
6.2	Abduzione e adduzione. . . . .	76
6.3	Eversione inversione, flessione dorsale e flessione plantare. . . . .	77
7.1	Direzione del vettore peso corporeo. . . . .	79
7.2	Posizione naturale dei piedi durante la stazione [3] . . . . .	80
7.3	Schema delle fasi della deambulazione. . . . .	81
7.4	Zone di contatto del piede con il suolo in tutta la fase di appoggio [8]. . . . .	82
7.5	Fasi della corsa. . . . .	83
7.6	Proporzione delle varie fasi rispetto al ciclo totale nel cammino nella corsa e nella corsa veloce (sprint); LR:risposta al carico, MSt: appoggio intermedio, TSt: appoggio finale, PS: preoscillazione, PSw: preoscillazione, ISw: oscillazione iniziale, MSw: oscillazione intermedia, TSw: oscillazione finale. . . . .	84
7.7	Durata[s] dell'intero ciclo nella camminata (1.2m/s), nella corsa (3.2m/s) e nella corsa veloce (3.29m/s)(sprint) e nella corsa di atleti professionisti(elite sprint (9.0m/s)):LR:risposta al carico, MSt: appoggio intermedio, TSt: appoggio finale, PS:preoscillazione, PSw: preoscillazione, ISw: oscillazione iniziale, MSw: oscillazione intermedia, TSw: oscillazione finale. . . . .	84
8.1	Muscoli che flettono dorsalmente la caviglia: tibiale anteriore, estensore lungo dell'alluce e estensore lungo delle dita. Il grafico riporta l'intensità della forza in MMT in funzione della fase del cammino: IC: contatto iniziale, LR:risposta al carico, MSt: appoggio intermedio, TSt: appoggio finale, PS: preoscillazione, PSw: preoscillazione, ISw: oscillazione iniziale, MSw: oscillazione intermedia, TSw: oscillazione finale. . . . .	86
8.2	Muscoli che flettono plantarmente la caviglia: tibiale anteriore, estensore lungo dell'alluce e estensore lungo delle dita. Il grafico riporta l'intensità della forza in MMT in funzione della fase del cammino: IC: contatto iniziale, LR:risposta al carico, MSt: appoggio intermedio, TSt: appoggio finale, PS: preoscillazione, PSw: preoscillazione, ISw: oscillazione iniziale, MSw: oscillazione intermedia, TSw: oscillazione finale. . . . .	87
8.3	Azione di alcuni muscoli intrinseci del piede durante l'appoggio in funzione del tempo espresso in percentuale del ciclo totale. . . . .	88

8.4	Forze espresse da alcuni muscoli intrinseci ed estrinseci dell'avampiede secondo Gefen et al. Questi riportano valori delle forze sviluppate in ogni muscoli durante la fase di appoggio presi dalla letteratura. In questi lavori, non essendo possibile una misura delle forze in vivo si usa una tecnica di ottimizzazione, secondo i paramtri fisiologici come la sezione, la massa, la lunghezza delle fibre, la lunghezza stessa dei muscoli. Essendo questi parametri molto soggettivi si può arrivare a differenze del 30%. Altri valori non presenti in letteratura vengono estrapolati/interpolati come prima approssimazione usando le intensità più vicine come valori di riferimento. Anche questi valori sono corretti entro il 30%. . . . .	89
9.1	Numero e percentuale dei 155 soggetti che utilizzano le dita nell'appoggio da fermo, in particolare: piede sx (left), piede dx (right), entrambi i piedi (both foot), almeno uno (one foot), nessuno dei due (neither foot) [8]. . . . .	92
9.2	Sx: area di contatto al suolo (in pixel) in funzione del tempo [8]. . . . .	93
9.3	Numero dei soggetti, tra 160, che tocca il terreno con tutte le dita, con nessun dito, dell'uno e dell'altro piede, durante una naturale camminata. [8] . . . . .	93
9.4	Posizione di contatto del piede con il terreno nelle diverse andature. . . . .	94
9.5	Grafico che illustra la percentuale dei soggetti per i quali il contatto iniziale avviene con: avampiede (forefoot), mesopiede (midfoot), retropiede (rearfoot), al variare della velocità. . . . .	95
9.6	Durata della fase di appoggio[s] per le tre velocità di cammino di 100 test. . . . .	96
9.7	Tempo di contatto a terra delle dita, del metatarso e del tallone in proporzione alla fase di appoggio durante la camminata (le due linee sono sx e dx corrispondono al piede sx e al piede dx): H=tallone (heel); M1,..,M5=cinque metatarsali; T1,..T5=cinque dita; B5=base del quinto metatarsale. [8] . . . . .	97
9.8	Tempo di contatto medio (S.D.) in [ms] per le tre differenti velocità, delle 10 zone esaminate. . . . .	98
9.9	Tempo di contatto medio (S.D.) in percentuale della fase di appoggio per le tre differenti velocità, delle 10 zone esaminate. . . . .	99
9.10	Differenze rilevanti del tempo di contatto delle regioni di interesse con il suolo, in percentuale della durata complessiva dell'appoggio, dall'alto in basso, tra velocità: lenta-normale, normale-veloce, lenta-veloce. La freccia in su rappresenta un incremento e la freccia in giù un decremento. . . . .	99
10.1	Suddivisione delle aree delle immagini frontali. . . . .	101
10.2	Suddivisione delle aree delle immagini trasversali. . . . .	102
10.3	Suddivisione delle aree delle immagini sagittali. . . . .	102
10.4	Differenze di volume tra tessuto scarico e carico in percentuale del volume scarico. Sono indicati i segmenti: mediale, 1-2,..,4-5, laterale, e nella figura: A regione metatarso-falangea, B falangea e metatarsale, C metatarsale dorsale e plantare. Il quadrato scuro indica una differenza di volume non significativa. . . . .	104
10.5	Spostamento[mm] dell'articolazione metatarso-falangea nella direzione antero-posteriore (tutti gli spostamenti sono in avanti). . . . .	105

10.6	(a) Immagini ecografiche acquisite: la prima riguarda la fase di calibrazione e le altre sono cinque immagini prese dal momento del contatto al momento del distacco. A: non ancora carico, si vede la curvatura della pianta del piede; B: l'avampiede è completamente a contatto con il suolo e la compressione ha inizio; C: la testa del secondo metatarsale è orientata più orizzontalmente; D: immagine relativa alla massima compressione; E: contatto finale. È il risultato di due scansioni a causa del rapido movimento del piede dalla superficie (b) Immagine schematica delle strutture monitorate: la parte evidenziata in nero è la parte del metatarso visibile nelle immagini. . . . .	106
10.7	Grafico di una serie di valori di spessore del tessuto in funzione del tempo, dal contatto iniziale del metatarso con la sonda, fino al momento di stacco. . . . .	107
10.8	Grafico della forza rilevata in funzione dello spostamento di tessuto. . . . .	107
10.9	Tabella in cui vediamo nelle righe i dati relativi ai 5 pazienti nelle tre prove eseguite. Spessore iniziale[mm] deformazione massima[mm] deformazione massima[%], deformazione massima media[mm], deformazione massima media[%]. . . . .	108
11.1	Media temporale (espressa in percentuale della fase di appoggio) dei profili di rotazione degli angoli tra calcagno e metatarso per tre differenti velocità: dall'alto al basso: dorsi-flessione/flessione plantare; eversione-inversione; abduzione-adduzione. . . . .	111
11.2	Rotazioni tra calcagno e metatarso[deg] rispetto ai piani: sagittale (DP), fronta (EI) e trasversale (AA). alle tre diverse velocità e per 7 intervalli della fase di appoggio (%). L'asterisco significa una differenza rilevante tra le rotazioni a varie velocità: p1: tra lenta e media; p2: tra lenta e veloce; p3: tra media e veloce. . . . .	112
11.3	Rotazione dell'avampiede nei tre piani, durante la camminata, la corsa lenta, la corsa ad una media velocità e ad una corsa veloce. . . . .	113
12.1	Direzione della forza peso nel piano frontale. . . . .	119
12.2	Direzione della forza peso nel piano trasversale. . . . .	120
12.3	Proporzione della distribuzione del peso secondo Kapandji. . . . .	120
12.4	Andamento della forza di reazione al suolo. F1: picco nella risposta al carico. F2: minimo nell'appoggio medio. F3: picco dell'appoggio finale. Si vedono poi le varie fasi: IC: contatto iniziale, LR:risposta al carico, MSt: appoggio intermedio, TSt: appoggio finale, PS: preoscillazione, TO: toe off. . . . .	121
12.5	Variazione della forza di reazione al suolo a secondo della velocità: camminata lenta, camminata naturale, corsa. . . . .	122
12.6	Curve relative alla forza di reazione al suolo in funzione della velocità e della percentuale della fase di appoggio. I picchi reali di impatto non sono ben rappresentati per via della procedura usata nell'elaborazione dati. . . . .	123
12.7	GRF nei piani (dall'alto in basso): verticale, antero-posteriore, medio-laterale. Indicate le differenti velocità di deambulazione. . . . .	124
12.8	Valori riportati da Keller et al. della forza di reazione al suolo alle varie velocità: gli incrementi massimi si hanno nelle fasi intermedie tra camminata e corsa. . . . .	125
12.9	Grafico che riporta la forza verticale di spinta massima e la velocità. . . . .	126
13.1	Valori massimi di pressione misurati nelle zone di interesse durante la stazione (Hughes et al.). . . . .	127
13.2	Grafico delle pressioni plantari durante la stazione eretta. . . . .	128
13.3	Aree di interesse. . . . .	129

13.4	In alto: picchi di pressione relativi alle zone di interesse. In basso: forze di carico relative alle zone di interesse. . . . .	130
13.5	Forza di reazione al carico (GRF) durante il ciclo del cammino: evidenziato l'istante di rilevazione. . . . .	130
13.6	Grafico dei picchi di pressione durante il cammino. . . . .	131
13.7	Sx: picchi di pressione durante il cammino relativi alle dita. Dx: forze relative alle dita durante il cammino. . . . .	131
13.8	Pressioni[kPa] (S.D.) $\times 10^{-1}$ misurate da Taylor et al. nelle varie zone del piede per le tre differenti velocità. . . . .	132
13.9	Forze[N] (S.D.) misurate da Taylor et al. nelle varie zone del piede per le tre differenti velocità. . . . .	132
13.10	differenze, dall'alto in basso, tra velocità: lenta-normale, normale-veloce, lenta-veloce. La freccia in su rappresenta un incremento rilevante e la freccia in giù un decremento rilevante del particolare parametro rappresentato. . . . .	133
13.11	Integrale forza-tempo nelle varie zone di interesse. . . . .	133
13.12	Integrale pressione-tempo nelle varie zone di interesse. . . . .	134
13.13	Divisione delle regioni di interesse nella prova di Pataky. . . . .	135
13.14	Valori massimi delle pressioni: a sx valori massimi nei singoli pixel, a dx i valori massimi raggiunti in ogni regione. . . . .	136
13.15	Pressioni medie rilevate nelle tre velocità di deambulazione. l'asterisco indica i pixel scelti per tracciare il grafico in Figura 13.16. . . . .	136
13.16	Legame tra pressione plantare e velocità, con retta di regressione. . . . .	136
13.17	Regioni in cui I-Ju Ho et al. dividono la pianta del piede nel loro studio. . . . .	138
13.18	Valori massimi di pressione nelle regioni di interesse durante la corsa a differenti velocità; He: tallone, MM: mesopiede mediale, LM: mesopiede laterale, MF: metatarsali mediali, CF: metatarsali centrali, LF: metatarsali laterali, Ha: primo dito, To: altre quattro dita. . . . .	138
13.19	Valori massimi di forza calcolati nelle regioni di interesse durante la corsa a differenti velocità; He: tallone, MM: mesopiede mediale, LM: mesopiede laterale, MF: metatarsali mediali, CF: metatarsali centrali, LF: metatarsali laterali, Ha: primo dito, To: altre quattro dita. . . . .	139
13.20	Grafico dei valori massimi di pressione nelle regioni di interesse durante la corsa a differenti velocità. . . . .	139
14.1	Misurazioni antropometriche relativamente al primo raggio. 1) flessore lungo dell'alluce, 2) flessore breve dell'alluce, 3) abduktore dell'alluce, 4) peroneo lungo, 5) add. dell'alluce, 6) testa trasversale dell'adduttore dell'alluce. . . . .	142
14.2	Misurazioni antropometriche relativamente al secondo raggio. 1) flessore lungo delle dita, 2) flessore breve delle dita, 3) interossei, 4) estensore breve delle dita. . . . .	142
14.3	Diagramma a corpo libero dell'articolazione interfalangea del primo raggio. . . . .	145
14.4	Diagramma a corpo libero dell'articolazione metatarso-falangea del primo raggio. . . . .	146
14.5	Diagramma a corpo libero dell'articolazione tarso-metatarsale del primo raggio. . . . .	147
14.6	Diagramma a corpo libero della testa del primo metatarsale. . . . .	148
14.7	Diagramma a corpo libero dell'articolazione interfalangea distale del secondo raggio. . . . .	150
14.8	Diagramma a corpo libero dell'articolazione interfalangea prossimale del secondo raggio. . . . .	151
14.9	Diagramma a corpo libero della testa del secondo metatarsale. . . . .	151
14.10	Diagramma a corpo libero dell'articolazione metatarso-falangea del secondo raggio. . . . .	151

14.11	Diagramma a corpo libero dell'articolazione tarso-metatarsale del secondo raggio.	152
14.12	Alcune forze, espresse in percentuale del peso del corpo, agenti nel primo raggio nella configurazione considerata. . . . .	154
14.13	Alcune forze, espresse in percentuale del peso del corpo, agenti nel secondo raggio nella configurazione considerata. . . . .	155
14.14	Dati antropometrici relativi ai soggetti; viene anche riportato il fattore di scala delle utilizzato per ricavare le dimensioni delle ossa metatarsali. Il punto sta per virgola. . . . .	156
14.15	Schema che illustra la tecnica di rilevazione delle pressioni plantari utilizzata da Stokes et al. . . . .	157
14.16	Immagine che illustra le grandezze utilizzate per descrivere i profili delle cinque ossa metatarsali. . . . .	158
14.17	Tabella che illustra le grandezze utilizzate per descrivere i profili delle cinque ossa metatarsali. . . . .	158
14.18	Diagramma a corpo libero con le forze considerate. . . . .	159
14.19	Diagramma a corpo libero con le dimensioni considerate. . . . .	159
14.20	Diagramma a corpo libero utilizzato nel calcolo delle forze sotto le dita, e il triangolo delle forze usate per calcolare la forza agente sull'articolazione metatarso-falangea e sul flessore del dito. . . . .	160
14.21	Forze agenti sul metatarsale durante il cammino. . . . .	160
14.22	Valori calcolati delle forze sull'articolazione metatarso-falangea e le tre componenti delle forze nelle ossa metatarsali. . . . .	162
14.23	Forze[N] delle articolazioni metatarso-falangee dei cinque raggi, agenti durante la fase di appoggio della deambulazione. . . . .	163
14.24	Carico assiale[N] sugli assi delle ossa metatarsali dei cinque raggi, agenti durante la fase di appoggio della deambulazione. . . . .	164
14.25	Forze[N] trasversali sulle ossa metatarsali dei cinque raggi, agenti durante la fase di appoggio della deambulazione. . . . .	164
14.26	Momento torcente[Nxm] sulle ossa metatarsali dei cinque raggi, agenti durante la fase di appoggio della deambulazione. . . . .	165
15.1	Rappresentazione tridimensionale del modello agli elementi finiti utilizzato per lo studio corrente. . . . .	171
15.2	Confronto tra le curve ottenute dalla simulazione della fase di appoggio finale e dai valori rilevati dalle misurazioni sperimentali. . . . .	173
15.3	Differenze nella simulazione utilizzando tre diversi ripi di mesh: a) nelle pressioni, b) nel momento in cui si verifica il picco di pressione sotto il primo dito. . . . .	173
16.1	Rappresentazione del modello posizionato da sx: in un appoggio normale, in inversione di 10°, in inversione di 20°. . . . .	177
16.2	Modello solido del piede. . . . .	178
16.3	Proprietà dei materiali assunte nel modello dei tessuti del piede. . . . .	178
16.4	Confronto sulla distribuzione delle pressioni plantari all'angolo di inversione nel contatto di 10°, prendendo i risultati del modello e quelli sperimentali. Come si vede dalle immagini del contorno, la forma della distribuzione delle pressioni plantari predette approssima bene i risultati sperimentali. Una pressione massima di 292kPa è predetta nel modello nella regione laterale della testa metatarsale, mentre il valore massimo misurato è di circa 276kPa in questa regione. . . . .	179



16.5	Distribuzione delle tensioni di von Mises entro i metatarsali durante l'appoggio a differenti angoli di inversione. Questa dimostra chiaramente che sia la forma totale delle tensioni di von Mises delle distribuzioni che le posizioni ove si concentra la tensione sono fortemente influenzate dall'angolo di inversione. Se l'angolo di inversione si sposta da una posizione normale di contatto iniziale fino a 20°, la zona sulla quale risulterà la massima tensione si sposterà dal secondo al quinto metatarsale. . . . .	180
16.6	Valori massimi di tensione nelle cinque ossa metatarsali a differenti angoli di inversione. Nelle condizioni normali una larga porzione delle forze sono sostenute dai metatarsali centrali. I valori più alti della tensione sono 6.65MPa nel collo del secondo metatarsale, seguite dal terzo 5.83MPa, dal quarto 5.36MPa dal primo 3.69MPa e dal quinto 2.21MPa. La distribuzione di von Mises varia significativamente quando la piattaforma si avvicina al piede da una posizione di inversione. I metatarsali laterali iniziano ad avere un ruolo importante nel load bearing con il picco di tensione spostato sul quinto metatarsale. La posizione del picco entro ogni metatarsale si sposta in ogniuno all'aumentare dell'angolo di inversione. Come mostrato nella figura 6 le forze nel quarto e quinto metatarsale sono molto più alte rispetto all'appoggio normale. . . . .	180
17.1	Modello di maggiore complessità tra quelli utilizzati. . . . .	183
17.2	Confronto tra le distribuzioni di pressione simulate per differenti assunzioni e quelle misurate, per il soggetto 1 secondo raggio. . . . .	184
17.3	Confronto tra le distribuzioni di pressione simulate per differenti assunzioni e quelle misurate, per il soggetto 2 terzo raggio. . . . .	184



# Introduzione

Il piede umano è l'ultima parte dell'arto inferiore ed è strutturato al fine di ottimizzare l'equilibrio durante la stazione eretta e per permettere il mantenimento della velocità di locomozione, tramite un'azione di spinta che esercita essendo costituito come una leva.

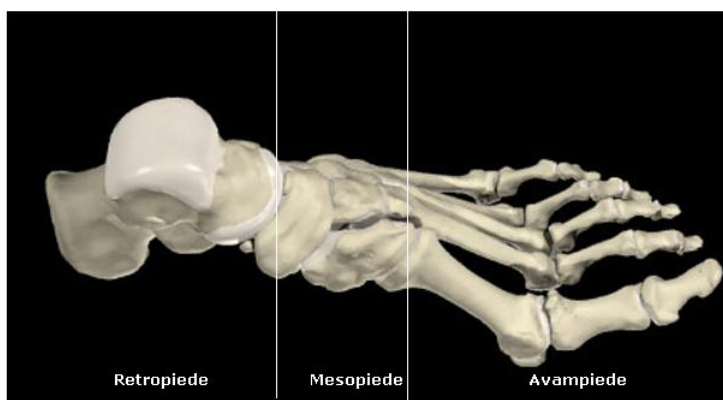


Figura 1: Sezioni del piede

Può essere diviso in tre sezioni in base ai segmenti ossei che lo compongono (Figura 1):

- retropiede: astragalo e calcagno;
- mesopiede: i tre cuneiformi il cuboide e gli scafoidi;
- avampiede: metatarsi e falangi.

Questo lavoro si concentra sulla parte anteriore del piede. Si vuole infatti comprenderne la morfologia ed il comportamento biomeccanico per raccogliere conoscenze utili per la costruzione di modelli solidi.

A questo scopo nella prima parte si studia la complessa anatomia analizzando le componenti ossee ed i tessuti molli. Tra questi i muscoli intrinseci ed estrinseci del piede, in particolare quelli che hanno un ruolo nell'avampiede, ed i loro legamenti, che permettono il raffinato ma intenso movimento dei segmenti ossei.

Si considerano le fasce del piede, i vasi sanguigni, le innervazioni ed in particolare la pelle ed i tessuti adiposi che agiscono insieme nell'assorbimento dei carichi.

Esaurita la parte anatomica nella seconda parte si analizzano le condizioni comuni in cui l'avampiede si trova a dover esercitare la sua funzione, in particolare la stazione eretta, la deambulazione e la corsa, per definire l'effettivo utilizzo della struttura stessa.

Dopo aver descritto brevemente i movimenti che il piede può compiere isolandolo, si affrontano dettagliatamente le modalità con le quali si verificano le tre condizioni descritte, confrontandole tra di loro in vari aspetti. Si è valutata l'attività muscolare durante la deambulazione ed in particolare l'intensità e le tempistiche con le quali si attivano.

Si sono esaminati differenti aspetti relativi alle modalità di stazione e di movimento, come le zone dell'avampiede che entrano a contatto con il suolo, il tempo di contatto con lo stesso, le modalità di contatto iniziale ed altro.

Questo lavoro infine si occupa delle deformazioni dei tessuti molli in presenza di carichi sull'avampiede, con attenzione alla comprensione di come il volume del tessuto varia e cosa questo comporti, e come ruotano le articolazioni alle differenti velocità di cammino e di corsa.

Viste le modalità di utilizzo dell'avampiede è interessante comprendere a quali carichi esso sia sottoposto. Le misurazioni in letteratura relativamente alla forza di reazione al suolo e alle pressioni plantari ci permettono di capire quanto la struttura complessiva ed i suoi segmenti siano effettivamente sollecitati.

Tutto quello che si è studiato può essere utile per il calcolo di quei parametri che non possono essere rilevati tramite misurazioni in vivo o in vitro: quindi sfruttando le conoscenze acquisite relativamente alla morfologia, al modo in cui l'avampiede si dispone durante il movimento e alle forze che agiscono sulla parte possiamo impostare dei diagrammi che riassumano tutto questo, ed utilizzarli ad esempio per calcolare le forze ed i momenti che si verificano sulle articolazioni, sulle strutture ossee e l'intensità dell'azione muscolare.

Questi calcoli possono essere utili nella costruzione dei modelli solidi ed agli elementi finiti, che ampliano lo studio delle strutture biologiche permettendo il calcolo di una serie di parametri altrimenti di difficile valutazione.

Parte I

Anatomia dell'avampiede



---

Analizziamo la struttura anatomica partendo dalle componenti ossee che rappresentano la parte più interna della parte, procedendo poi con l'individuazione delle articolazioni e dei legamenti che ne fanno parte per comprendere le possibilità di movimento. Vediamo quindi il tessuto muscolare e tendineo considerando i muscoli che hanno un'influenza sull'avampiede, e in seguito gli altri tessuti molli, quali vasi sanguigni, innervazioni, pelle e tessuti adiposi.





# Capitolo 1

## Ossa dell'avampiede

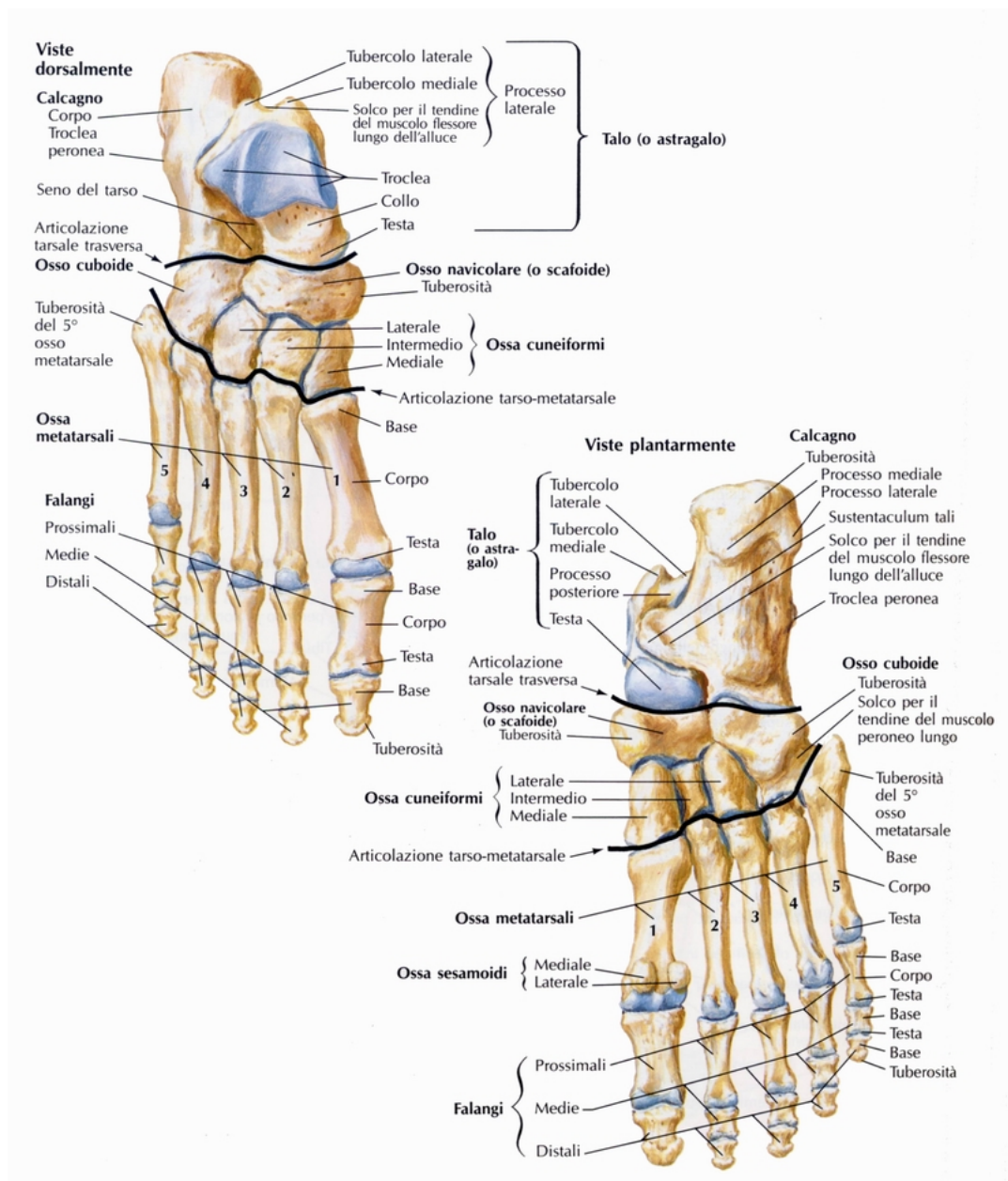


Figura 1.1: Ossa del piede: piano trasversale

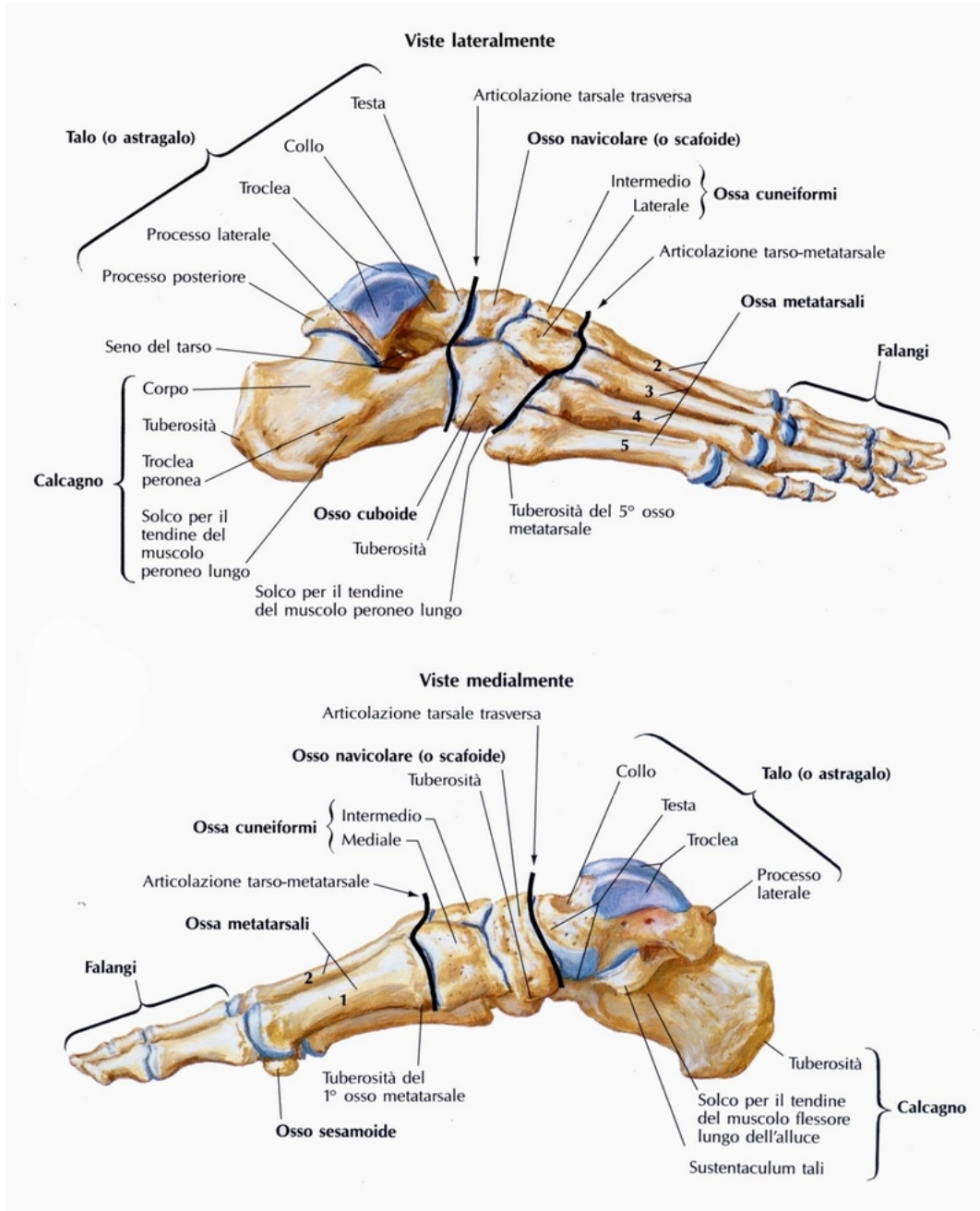


Figura 1.2: Ossa del piede: piano sagittale

## 1.1 Segmenti ossei

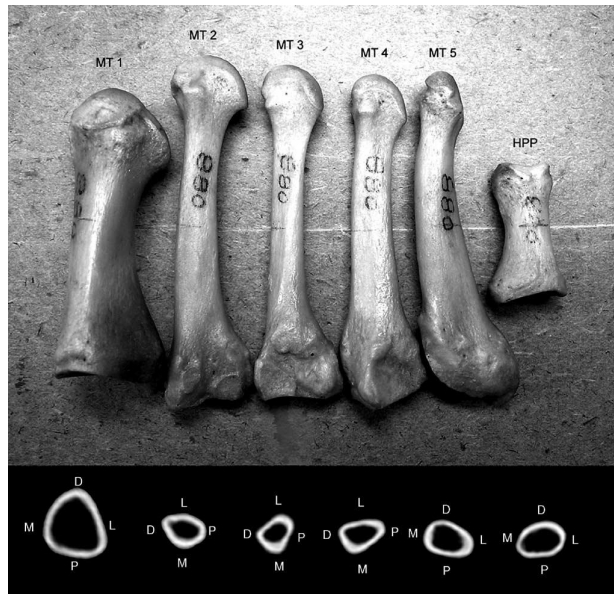


Figura 1.3: Ossa metatarsali dalla prima alla quinta da sx a dx, più la falange prossimale del primo dito a dx: in basso le relative sezioni

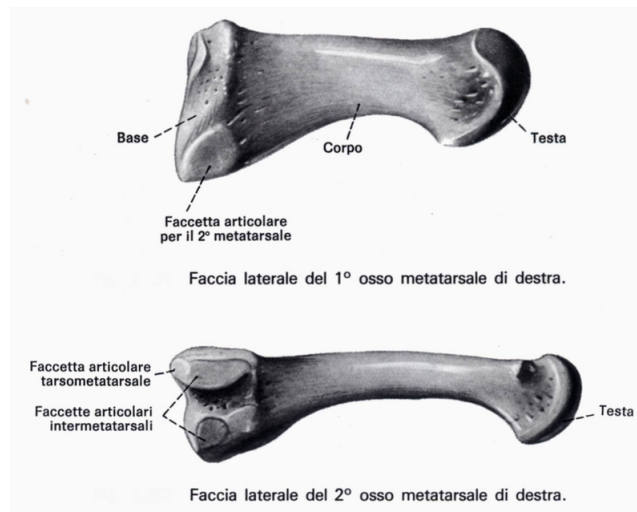


Figura 1.4: Prima e Seconda metatarsale

Le cinque ossa metatarsali ( Figura 1.1, Figura 1.2 , Figura 1.3) collegano il tarso alle falangi. Le ossa metatarsali sono cinque ossa lunghe che costituiscono assieme alle falangi la metà distale del piede. Ognuna si articola mediante la propria testa con una falange prossimale e con la propria base ad una delle ossa cuneiformi, o all'osso cuboide. Tutte le ossa metatarsali hanno forma prismatica, possiedono diafisi allungate, convesse nella parte dorsale e concave nella parte plantare. Le teste sono convesse sulla loro superficie dorsale e plantare ma piatte su quelle mediale e laterale. Quando articolate sono tutte leggermente inclinate lateralmente rispetto all'asse longitudinale del piede.

**Primo osso metatarsale** (Vedi anche Figura 1.4). É il più voluminoso ma anche il più corto, possiede una diafisi di forma prismatica. Presso l'epifisi prossimale si articola, mediante

una faccetta incisa sui margini mediale e laterale, con il primo osso cuneiforme. Lateralmente a questa può essere presente un'altra faccetta articolare più piccola o un'area liscia che gli permette di articolarsi anche con il secondo osso metatarsale. La testa è più voluminosa della base e presenta una faccetta articolare che la connette con la prima falange. Sulla superficie plantare è presente un'ulteriore faccetta divisa da una cresta in due aree dove si inseriscono le due ossa sesamoidi dell'alluce. Sulla faccia laterale del primo osso metatarsale si inserisce il primo muscolo interosseo dorsale, all'incirca dall'epifisi prossimale per tutta la prima metà della diafisi. Sulla superficie plantare, sulla base e medialmente, si inserisce un fascio del tendine del tibiale anteriore, lateralmente invece uno del peroneo lungo; sulle due ossa sesamoidi si inserisce il muscolo flessore dell'alluce. È vascolarizzato dalla prima arteria dorsale metatarsale e dalla corrispondente plantare, ma anche da un ramo dell'arteria plantare mediale, mentre è innervato dal nervo peroneo profondo e dal nervo plantare mediale.

**Secondo osso metatarsale** (Vedi anche Figura 1.4). È il più lungo della sua famiglia, ma spesso è anche il più sottile. Presso la sua base vi sono quattro faccette articolari, rispettivamente una posteriore di forma triangolare e concava, che si articola con il secondo osso cuneiforme, una supero-mediale che si articola con il primo osso cuneiforme, due laterali, divise da una cresta, a loro volta suddivise da un'ulteriore cresta in due semifaccette che si articolano postero-lateralmente con il secondo cuneiforme e lateralmente con il terzo osso metatarsale. Non sempre le due faccette sono ulteriormente suddivise. La faccetta articolare dell'epifisi distale è di forma ovale e si articola con la seconda falange. Sulla diafisi di quest'osso si inserisce medialmente il primo muscolo interosseo dorsale e plantare, lateralmente il secondo muscolo interosseo dorsale e plantare, sulla superficie plantare presso la base il capo obliquo dell'adduttore dell'alluce ed infine, poco al di sotto di esso, un fascio del tibiale posteriore. La vascolarizzazione e l'innervazione sono simili a quelle del primo osso metatarsale, così come al terzo e quarto.

**Terzo osso metatarsale** È spesso il più corto e talvolta il più sottile, con una diafisi di forma simile a quella del secondo metatarsale, ma una base triangolare e piatta. Questa possiede quattro faccette, una si articola posteriormente con il terzo osso cuneiforme, due supero-medialmente e infero-medialmente con il secondo metatarsale, e una lateralmente con il quarto metatarsale. Distalmente si articola con una faccetta alla terza falange. Sulla superficie mediale della diafisi si inserisce il secondo muscolo interosseo dorsale e plantare, su quella laterale il terzo muscolo interosseo dorsale e plantare. Sulla base si inseriscono il capo obliquo dell'adduttore dell'alluce e un fascio del tibiale posteriore. È innervato dal nervo plantare laterale invece che dal plantare mediale, ma sempre dal peroneo profondo come nelle ossa precedenti.

**Quarto osso metatarsale** Possiede una base triangolare con tre faccette articolari, una posteriore quadrilatera piatta con l'osso cuboide, medialmente una ovale per il terzo osso metatarsale, lateralmente una per il quinto osso metatarsale. Distalmente si articola con una faccetta ovale con la quarta falange. Sulla diafisi si inserisce medialmente il terzo muscolo interosseo dorsale e plantare, lateralmente il quarto muscolo interosseo dorsale e plantare. Sulla superficie plantare, presso la base, si inseriscono il capo obliquo del muscolo adduttore dell'alluce e un capo del muscolo tibiale posteriore. L'innervazione è simile a quella del terzo metatarsale.

**Quinto osso metatarsale** Possiede la base più voluminosa di tutte le metatarsali eccetto la prima, essa è di forma triangolare, con un'ampia superficie articolare se proporzionata a

quelle delle altre metatarsali. Si articola postero–medialmente mediante una faccia triangolare con l'osso cuboide, con un'altra a forma di goccia più mediale al quarto metatarsale. La base presenta inferiormente una tuberosità che può essere palpata sul margine laterale del piede e spesso è visibile. Sul margine mediale della diafisi si inserisce il quarto muscolo interosseo, mentre su quello superiore in prossimità della base e della prima porzione della diafisi il muscolo peroneo terzo. Sulla tuberosità si inserisce il muscolo peroneo breve nonché, sul margine infero–laterale della superficie plantare il muscolo abduuttore del quinto dito e poco più lateralmente, sul margine laterale, il muscolo opponente del quinto dito. Sulla base, sempre presso la superficie plantare, è inserito il muscolo flessore del quinto dito, la cui inserzione però prosegue posteriormente anche sul cuboide e medialmente ad esso un capo del tibiale posteriore. Oltre ad essere innervato dal nervo peroneo superficiale e dal plantare laterale, lo è anche da rami del nervo surale.

Per avere un'idea delle dimensioni si riportano valori del volume, del diametro e della sezione delle ossa metatarsali, rilevati tramite misurazioni di 7 piedi (2 destri e 5 sinistri) Figura 1.5, scelti da cadaveri imbalsamati di soggetti scelti da un campione di cadaveri utilizzabili per la sezione, in particolare soggetti di entrambi i sessi di età tra i 75 e gli 85 anni, in cui non vi erano indicazioni di eventuali patologie. Lo stato di conservazione delle ossa è stato considerato eccellente. I tessuti molli, eccetto la cartilagine sono stati rimossi dalle ossa metatarsali. Prima è stata misurata a mano, tramite un calibro (risoluzione 0.5mm), la lunghezza (tra i centri della zona prossimale e distale delle articolazioni) e il diametro (dorsale e laterale per ogni livello: base, centro della diafisi, testa) Figura 1.6 e Figura 1.7. Tramite una biometria computerizzata (Computer-aided Biometry) ed elaborazione tramite opportuni software è stato possibile ottenere i dati desiderati. [1]

I dati sono limitati dal fatto di essere comunque ossa appartenenti ad una fascia di età limitata, e probabilmente ad un'etnia limitata, ma può essere utile per rendere un'idea, soprattutto per quanto riguarda i rapporti tra i metatarsali, che probabilmente tendono ad essere più costanti che non le molto più soggettive dimensioni singole.

	Means
Dist. ROI volume	
M1	$0.99 \pm 0.19$
M2	$0.41 \pm 0.09$
M3	$0.29 \pm 0.11$
M4	$0.32 \pm 0.06$
M5	$0.26 \pm 0.05$
Midl. ROI volume	
M1	$0.22 \pm 0.07$
M2	$0.08 \pm 0.02$
M3	$0.09 \pm 0.03$
M4	$0.10 \pm 0.02$
M5	$0.12 \pm 0.02$
Prox. ROI Volume	
M1	$1.27 \pm 0.31$
M2	$0.64 \pm 0.13$
M3	$0.59 \pm 0.12$
M4	$0.53 \pm 0.11$
M5	$0.62 \pm 0.12$
Dist. ROI	
M1/M2	$2.42 \pm 0.22$
M1/M3	$3.91 \pm 1.64$
M1/M4	$3.06 \pm 0.26$
M1/M5	$3.78 \pm 0.75$
Midl. ROI	
M1/M2	$2.69 \pm 0.59$
M1/M3	$2.53 \pm 0.37$
M1/M4	$2.25 \pm 0.27$
M1/M5	$1.96 \pm 0.38$
Prox. ROI	
M1/M2	$2.03 \pm 0.58$
M1/M3	$2.13 \pm 0.28$
M1/M4	$2.38 \pm 0.28$
M1/M5	$2.11 \pm 0.45$

Figura 1.5: Volume in  $[cm^3]$ (S.D.) dove M1,...,M5 sono le cinque metatarsali, e M1/M2,...,M1/M5 rappresentano il rapporto tra il volume del primo metatarsale le altre metatarsali

	M1	M2	M3	M4	M5
Cephalic diameter					
Dorsal view	$20.43 \pm 2.15$	$10.43 \pm 0.79$	$8.83 \pm 0.98$	$9.00 \pm 1.00$	$9.00 \pm 1.10$
Lateral view	$20.29 \pm 2.50$	$14.57 \pm 1.90$	$13.33 \pm 2.50$	$14.00 \pm 1.63$	$12.00 \pm 1.26$
Diaphysis diameter					
Dorsal view	$11.29 \pm 2.14$	$6.57 \pm 0.79$	$6.86 \pm 1.07$	$7.29 \pm 0.95$	$9.83 \pm 1.17$
Lateral view	$13.29 \pm 1.80$	$8.57 \pm 1.27$	$8.29 \pm 1.70$	$8.71 \pm 1.38$	$7.33 \pm 1.03$
Basis diameter					
Dorsal view	$17.14 \pm 3.02$	$15.90 \pm 1.15$	$12.86 \pm 1.21$	$15.00 \pm 1.53$	$20.33 \pm 1.75$
Lateral view	$27.71 \pm 2.21$	$18.14 \pm 1.95$	$17.71 \pm 1.89$	$15.71 \pm 2.43$	$12.67 \pm 1.21$

Figura 1.6: Diametro medio misurato della sezione dei metatarsi[mm](S.D.)

	Means
Dist. ROI CS area	
M1	2.48 ± 0.48
M2	1.03 ± 0.24
M3	0.71 ± 0.28
M4	0.81 ± 0.15
M5	0.65 ± 0.13
Midl. ROI CS area	
M1	1.12 ± 0.34
M2	0.42 ± 0.11
M3	0.44 ± 0.13
M4	0.49 ± 0.10
M5	0.58 ± 0.10
Prox. ROI CS area	
M1	3.17 ± 0.79
M2	1.60 ± 0.33
M3	1.48 ± 0.30
M4	1.33 ± 0.27
M5	1.54 ± 0.29

Figura 1.7: Area media della sezione dei metatarsi[ $cm^2$ ](S.D.): Dist: distale; Midl: mediale; Prox: prossimale

## 1.2 Falangi

Similmente alle dita della mano, nelle dita del piede sono presenti tre falangi per ciascun dito, fatta eccezione per l'alluce, che di norma ne possiede due. È Tuttavia possibile riscontrare casi in cui in un dito vi siano due sole falangi. Ciò è piuttosto frequente nel quinto dito mentre è molto raro nei restanti tre. Le falangi dei piedi si distinguono in falangi prossimali, che si articolano con l'osso metatarsale, falangi medie, che si articolano sia con le falangi prossimali, e falangi distali, che possiedono una sola articolazione con le falangi medie (Figura 1.9 , Figura 1.8, Figura 2.4). Le falangi prossimali sono quelle di lunghezza maggiore, seguite dalle medie e dalle distali. Tutte le falangi possiedono una diafisi schiacciata trasversalmente, una superficie dorsale convessa ed una superficie plantare concava. Sono tutte innervate dai nervi digitali dorsali e plantari.



Figura 1.8: Classificazione delle falangi

**Falange prossimale** La falange prossimale di un dito è detta anche falange, falange metatarsale o prima falange. La base della prima falange presenta una cavità articolare rivestita di cartilagine che costituisce la cavità glenoidea della base della falange prossimale. Essa si articola con la testa dell'osso metatarsale corrispondente nell'articolazione metatarso-falangea. La testa della prima falange presenta invece la troclea della falange prossimale che si articola con la base della corrispondente falange media nella prima articolazione interfalangea. La forma complessiva della prima falange è descrivibile come quella di una mezza clessidra dalla superficie inferiore concava. Sulla base della falange prossimale dell'alluce si inserisce centralmente il tendine dei muscoli estensore breve e flessore breve dell'alluce, mentre lateralmente si inserisce il tendine dell'adduttore dell'alluce. Sulla base della falange prossimale del secondo, terzo e quarto dito si inseriscono medialmente i muscoli interossei plantari, lateralmente gli interossei dorsali. Infine, sulla base della falange prossimale del quinto dito si inserisce medialmente il muscolo interosseo plantare e lateralmente l'abduktore del quinto dito. Sono vascolarizzate dalle arterie digitali dorsali. Si ossificano a partire dalla 1°–15° settimana.

**Falange media o intermedia** È detta anche falangina o seconda falange. Di norma è presente in tutte le dita tranne l'alluce. La falange media è simile alla falange prossimale, ma





Figura 1.9: Avampiede, particolare falangi

si presenta molto più corta, all'incirca la metà, e con una diafisi proporzionalmente più larga. La base della falange media presenta una cavità articolare rivestita di cartilagine e attraversata da una piccola cresta. Questa si continua sul margine plantare della base della falange nella fibrocartilagine articolare della falange media formando un'incisura che, articolandosi con la troclea della prima falange, forma la prima articolazione interfalangea. La testa della seconda falange, similmente alla testa della prima, presenta la troclea della testa della seconda falange che articolandosi con la base della terza falange forma la seconda articolazione interfalangea. Sulla faccia dorsale della base delle falangi intermedie si inseriscono i tendini dei muscoli estensori brevi delle dita mentre su quella plantare si inseriscono i muscoli flessori brevi delle dita. Le falangi medie sono vascolarizzate dalle arterie digitali dorsali e plantari e si ossificano a partire dalla 15° settimana.

**Falange distale** La falange distale di un dito è detta anche falangetta, terza falange o falange ungueale. La falange distale è la più breve, con un'ampia base che, similmente alla falange media, presenta una cavità articolare rivestita di cartilagine. La cavità articolare della base della falange è da una breve cresta che, continuandosi nella fibrocartilagine articolare della falange distale, forma un'incisura che, articolandosi con la troclea della seconda falange, forma la seconda articolazione interfalangea. La testa della terza falange invece si appiattisce ed assume forma triangolare, formando il triangolo della testa della terza falange. La superficie dorsale del triangolo funge da supporto per l'unghia, formandone il letto, mentre quella plantare funge da supporto per i polpastrelli delle dita del piede. Sulla base delle falangi distali delle ultime quattro dita del piede, presso la superficie dorsale, si inseriscono i tendini dei muscoli estensori lunghi delle dita mentre sulla superficie plantare si inseriscono i muscoli flessori lunghi delle dita. Sulla base della falange distale dell'alluce invece si inseriscono il muscolo estensore lungo dell'alluce ed il muscolo flessore lungo dell'alluce. Le falangi distali delle dita dei piedi sono vascolarizzate dalle arterie digitali plantari e si ossificano a partire dalla 9°–12° settimana.

### 1.3 Ossa sesamoidi

Un osso sesamoide è un osso presente con una certa frequenza nei tendini di alcuni dei muscoli degli arti superiori e degli arti inferiori. La maggior parte di queste ossa ha dimensioni di pochi millimetri e presenta grande somiglianza con i semi di sesamo, motivo per cui Galeno diede loro il nome di ossa sesamoidi. Tuttavia le più grandi tra queste possono essere considerate vere e proprie ossa, come nel caso dell'osso pisiforme o della patella. La funzione delle ossa sesamoidi è quella di rafforzare i punti deboli nella struttura del tendine e la presenza di un osso sesamoide comporta un aumento notevole della resistenza del tendine stesso alla trazione. Le ossa sesamoidi originano per ossificazione encondrale da abbozzi cartilaginei inclusi nel tendine, tuttavia alcuni di questi abbozzi possono non ossificare mai nella vita di un individuo. Ne consegue che le ossa sesamoidi possono essere distinte tra ossa sesamoidi costanti, che i cui abbozzi cartilaginei ossificano in tutti gli individui, ed ossa sesamoidi incostanti, i cui abbozzi cartilaginei ossificano solo in una parte degli individui. Numerosi possono essere gli ossi sesamoidi incostanti, in particolare a livello di mano e piede. La loro eventuale presenza è da conoscere e da ricercare, nel caso di patologia e di diagnosi differenziale.

**Ossa sesamoidi costanti del piede** Nel piede vi sono due ossa sesamoidi costanti Figura 1.1, che si trovano sulla superficie plantare della prima articolazione metatarso-falangea, sono denominate osso sesamoide tibiale (o mediale) e sesamoide fibulare (o laterale). Il sesamoide tibiale è di norma più grande del fibulare, con una lunghezza di 14–15mm e una larghezza di 8–10mm, il secondo infatti misura circa 10mm di lunghezza e 8mm di larghezza. Il piatto plantare, un'estensione del tendine del flessore breve dell'alluce, li collega alla superficie plantare, mentre la cresta intersesamoidale li separa. Sono poi ulteriormente stabilizzati da dal legamento intersesamoideo, che li connette, e da legamenti collaterali. Talvolta questi due sesamoidi possono presentarsi bipartiti, tripartiti o quadripartiti in vari segmenti ossei, questo fenomeno è più comune nel tibiale che non nel fibulare. Sui due si inseriscono i capi del muscolo flessore breve dell'alluce, sul mediale anche fibre dell'abducente dell'alluce, mentre sul laterale altre dell'adduttore dell'alluce. La vascolarizzazione dipende nella metà dei casi dall'arteria plantare mediale e dall'arco plantare insieme, in caso contrario vi contribuisce solo l'arco plantare o solo l'arteria plantare mediale. Sono innervati dai nervi digitali plantari.

**Ossa sesamoidi incostanti del piede** Oltre alle due ossa sesamoidi costanti (tibiale e fibulare) dell'alluce, ne esistono numerose altre incostanti, localizzate in particolare nelle aree più soggette al carico con la funzione di diminuire l'attrito e modificare la pressione locale e dunque quasi sempre sulla superficie plantare del piede. Segue un elenco delle principali ossa sesamoidi incostanti riscontrate.

- Il sesamoide interfalangeo è un piccolo osso tondeggiate, grande circa la metà rispetto al sesamoide tibiale, collocato nell'articolazione tra la falange prossimale e quella distale dell'alluce.
- I sesamoidi del secondo dito, molto piccoli e di forma ovale o allungata, sono collocati nelle articolazioni tra primo metatarso e falange prossimale o tra falange prossimale e intermedia del secondo dito.
- I sesamoidi del terzo dito, delle dimensioni di quelli del secondo dito, sono collocati nelle articolazioni tra falange prossimale e intermedia o tra questa e la distale.
- Il sesamoide del quarto dito è generalmente di forma ovale e collocato tra quarto metatarso e la sua falange prossimale.

- I sesamoidi del quinto dito sono collocati spesso tra il quinto metatarso e la sua falange prossimale.

Altre ossa sesamoidi, che non si trovano nella parte anteriore del piede sono:

- Il sesamoide del tibiale posteriore
- L' os peroneum,
- fabella
- cyamella



# Capitolo 2

## Articolazioni e tessuti legamentosi

### 2.1 articolazioni tarso–metatarsali

Le articolazioni tarso–metatarsali (Figura 2.1) sono artrodie che connettono le tre ossa cuneiformi e l'osso cuboide alle basi delle cinque ossa metatarsali. Il 1° osso metatarsale si articola con l'osso cuneiforme mediale, il 2° con i tre cuneiformi, il 3° con il cuneiforme laterale, il 4° e il 5° con la faccia anteriore del cuboide. Le superfici articolari sono rivestite da cartilagine ialina che continua con quella delle superfici articolari intermetatarsali. Si realizza così un'interlinea articolare che attraversa obliquamente la faccia dorsale dello scheletro del piede (interlinea di Lisfranc). I mezzi di unione sono rappresentati da una capsula articolare incompleta che consente comunicazioni fra le articolazioni tarso–metatarsali e intermetatarsali. La capsula articolare presenta una componente fibrosa rivestita internamente da tre membrane sinoviali indipendenti. La membrana sinoviale interna corrisponde all'articolazione tra il 1° osso metatarsale e il 1° osso cuneiforme, la media corrisponde all'articolazione del 2° e 3° metatarsale con il 1°, 2° e 3° cuneiforme e l'esterna corrisponde all'articolazione del 4° e 5° metatarsale con il cuboide. La capsula fibrosa è rinforzata dai legamenti tarsometatarsali dorsali e plantari e dai legamenti interossei.

**legamenti tarsometatarsali dorsali:** sono otto, uno almeno per ogni articolazione:

- il 2° metatarsale articolandosi con i tre cuneiformi presenta tre legamenti;
- il 4° metatarsale unendosi al cuboide e al 3° cuneiforme presenta due legamenti; questi, piuttosto sottili, vanno dalla faccia dorsale delle basi metatarsali al dorso dei cuneiformi e del cuboide

**legamenti tarsometatarsali plantari:** sono costituiti da fasci superficiali e profondi. I fasci superficiali hanno direzione obliqua o trasversale, quelli profondi mostrano una disposizione simmetrica a quella dei legamenti dorsali.

**legamenti tarsometatarsali interossei:** sono tre e vengono indicati come legamenti cuneometatarsali interossei.

- il più importante è il cosiddetto legamento di Lisfranc che va dal 1° cuneiforme alla faccia mediale della base del 2° metatarsale;
- il 2° legamento interosseo va dal 3° cuneiforme alla base del 2° metatarsale
- il 3° legamento interosseo è teso dal 3° cuneiforme al 3° metatarsale e talvolta anche al 4°.

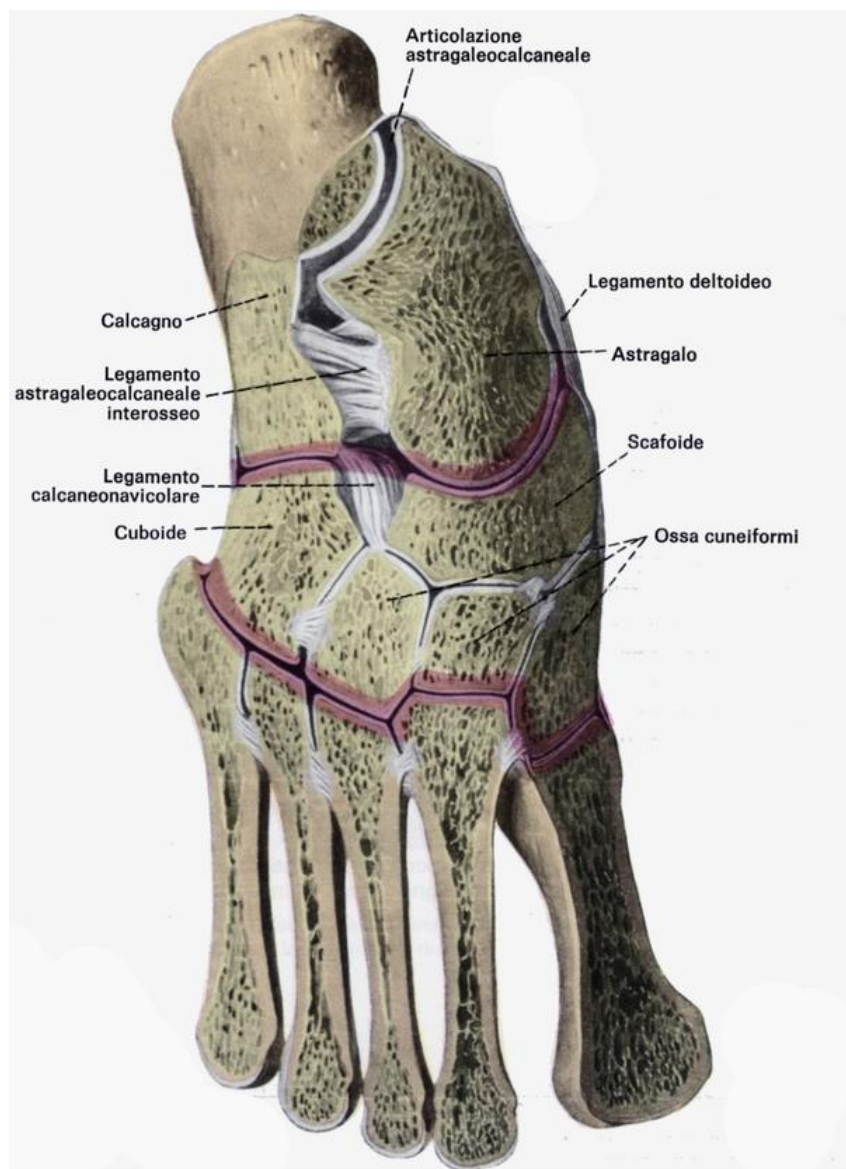


Figura 2.1: articolazioni tarso–metatarsali di destra: il piano di sezione sagittale, visto dall'alto, dimostra le articolazioni del tarso e quelle tarso metatarsali. Le due linee rosse, prossimale e distale, indicano rispettivamente l'articolazione trasversa del tarso e le articolazioni tarso metatarsali



Figura 2.2: Articolazioni del piede

## 2.2 Articolazioni intermetatarsali



Figura 2.3: articolazioni intermetatarsali

Le ultime quattro ossa metatarsali si articolano (Figura 2.3) con le loro basi per mezzo di artrodie, mentre la base del 1° metatarsale è connessa a quella del 2° soltanto ad opera di un legamento interosseo. La capsula articolare presenta la sinoviale in continuazione con quella delle articolazioni tarso metatarsali. La parte fibrosa della capsula è in continuità con quella delle articolazioni tarso-metatarsali e presenta tre legamenti di rinforzo:

**legamenti dorsali delle basi metatarsali:** tesi dorsalmente tra una base e l'altra delle ossa vicine;

**legamenti plantari delle basi dei metatarsali:** analoghi ai precedenti ma più robusti;

**legamenti interossei:** tesi fra le rugosità delle facce laterali delle basi dei metatarsali.

Un legamento a distanza è il legamento trasverso dei capitelli metatarsali che tiene unite fra loro le ossa del metatarso.



## 2.3 Articolazioni metatarso–falangee e interfalangee

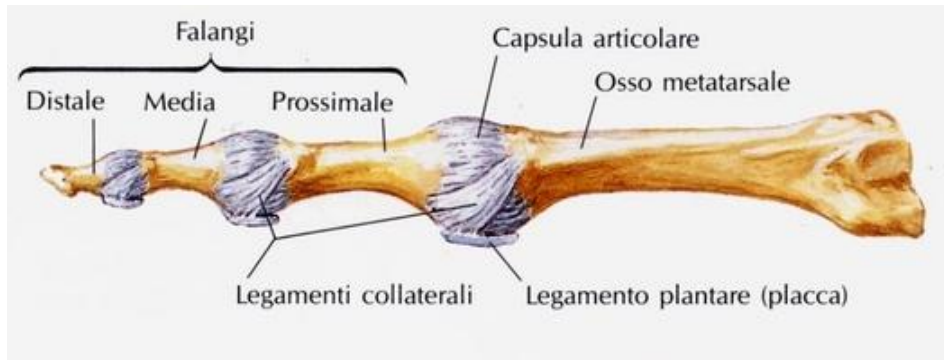


Figura 2.4: Capsule articolari e legamenti delle articolazioni metatarso–falangea e interfalangea, visti lateralmente

Le articolazioni metatarso–falangee (Figura 2.3) sono articolazioni condiloidee, analoghe alle metacarpo–falangee della mano. Ciascuna articolazione è circondata da una capsula articolare, rinforzata da un legamento plantare e da legamenti collaterali.

Le articolazioni interfalangee (Figura 2.3 e Figura 2.4) del piede sono articolazioni a ginglymo angolare conformate come quelle delle dita della mano. Ciascuna articolazione è provvista di una capsula articolare con un legamento plantare e legamenti collaterali.



# Capitolo 3

## Tessuti muscolari e tendinei

Vi sono diversi criteri di classificazione dei muscoli, per cui si è riportato il metodo più chiaro, facendo riferimento anche ad altre metodologie. Per quanto riguarda il piede, come anche per le altre strutture del corpo, posso distinguere i muscoli come:

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

### 3.1 I muscoli estrinseci del piede

I muscoli estrinseci della gamba sono classificati come segue:

- Muscoli anteriori della gamba:
  - Muscolo tibiale anteriore.
  - Muscolo estensore lungo delle dita del piede.
  - Muscolo estensore lungo dell'alluce.
  - Muscolo peroneo anteriore (o peroneo 3°).
- Muscoli laterali della gamba:
  - Muscolo peroneo lungo.
  - Muscolo peroneo breve.
- Muscoli posteriori della gamba:
  - Muscoli dello strato superficiale:
    - \* Muscolo tricipite della sura
    - \* Muscolo plantare
  - Muscoli dello strato profondo:
    - \* Muscolo popliteo
    - \* Muscolo flessore lungo delle dita del piede
    - \* Muscolo flessore lungo dell'alluce.
    - \* Muscolo tibiale posteriore.

Non interessano l'avampiede i muscoli posteriori dello strato superficiale, in quanto hanno inserzioni sulle ossa del tarso. Sono stati comunque inseriti per completezza.

### 3.1.1 Muscoli anteriori della gamba

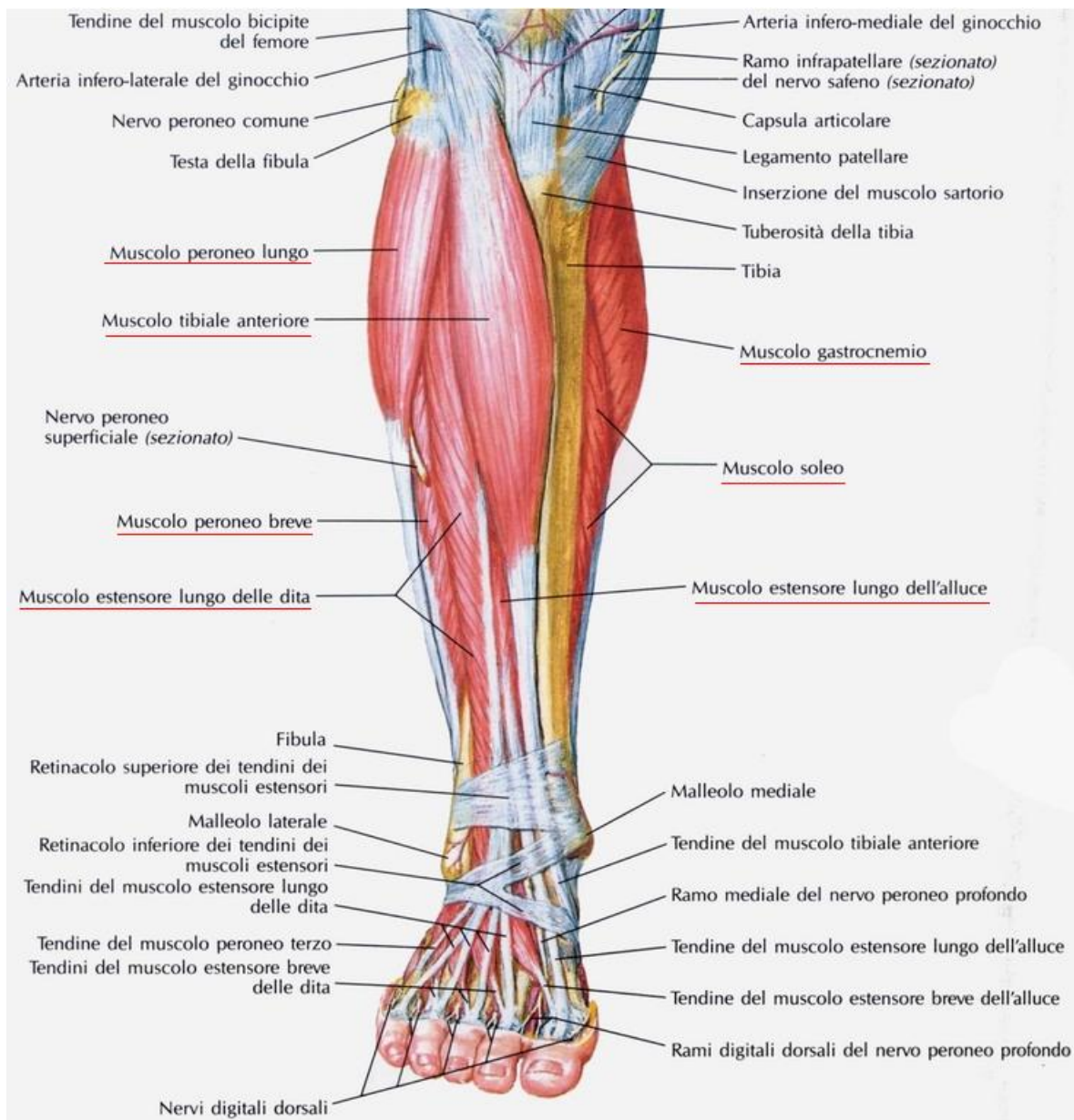


Figura 3.1: muscoli della gamba visti anteriormente

**Muscolo tibiale anteriore** Il muscolo tibiale anteriore (Figura 3.1, Figura 3.2, Figura 3.2) è il muscolo più mediale dei quattro muscoli anteriori della gamba. È innervato dal nervo peroneo profondo (L4–S1); flette dorsalmente, adduce e ruota medialmente il piede. Origina dal condilo laterale e dalla metà superiore della faccia laterale della tibia, dalla porzione supero–mediale della membrana interossea della gamba, dalla fascia crurale che avvolge tutti i muscoli della gamba e dal vicino setto intermuscolare. I suoi fasci si portano verticalmente in basso e, giunti nella porzione inferiore della gamba, continuano nel tendine d’inserzione; questo si dirige medialmente e va a fissarsi al tubercolo del 1° osso cuneiforme e alla base del 1° osso metatarsale. Il muscolo tibiale anteriore, nella gamba, ha rapporto superficialmente con la fascia crurale, profondamente con la membrana interossea; medialmente è applicato contro la tibia e lateralmente ha i muscoli estensori delle dita e dell’alluce. Nel piede, il tendine d’inserzione passa sotto ai retinacoli dei muscoli estensori che lo separano dalla cute,

sormonta l'articolazione tibiotarsica e discende medialmente all'arteria dorsale del piede o pedidia.

**Muscolo estensore lungo delle dita del piede** Il muscolo estensore lungo delle dita (Figura 3.1, Figura 3.2, Figura 3.2) è un muscolo anteriore della gamba. È innervato dal nervo peroneo profondo (L4–S1). Contraendosi, estende le ultime quattro dita e contribuisce alla flessione dorsale, all'abduzione e alla rotazione esterna del piede. Si trova lateralmente al muscolo tibiale anteriore. Origina dal condilo laterale della tibia, dalla testa e dai 2/3 superiori della faccia mediale della fibula, dalla porzione laterale della membrana interossea, dalla fascia crurale e dai setti intermuscolari circostanti. I fasci muscolari volgono in basso e continuano con un robusto tendine che, passato sotto ai retinacoli dei muscoli estensori, si divide in quattro tendini secondari. Ciascuno di essi, destinato a ognuna delle quattro ultime dita, si suddivide, a livello dell'articolazione metatarso–falangea, in tre linguette di cui quella intermedia termina sulla faccia dorsale della base della 2<sup>a</sup> falange, mentre quella laterale e quella mediale si riuniscono per fissarsi alla base della 3<sup>a</sup> falange. Nella gamba il muscolo corrisponde superficialmente alla fascia crurale e profondamente alla membrana interossea e alla fibula; lateralmente è affiancato dai muscoli peronieri e medialmente dai muscoli tibiale anteriore ed estensore lungo dell'alluce. Nel piede i tendini sono separati dalla cute mediante la fascia dorsale superficiale e, profondamente, sono in rapporto con il muscolo estensore breve delle dita.

**Muscolo estensore lungo dell'alluce** Il muscolo estensore lungo dell'alluce (Figura 3.1, Figura 3.2, Figura 3.2) è un muscolo anteriore della gamba. È innervato dal nervo peroneo profondo (L4–S1); estende l'alluce e partecipa ai movimenti di flessione dorsale e di adduzione del piede. Origina dal terzo medio della faccia mediale della fibula e dalla corrispondente porzione della membrana interossea. Si porta in basso, proseguendo nel tendine d'inserzione a livello del terzo inferiore della gamba. Questo tendine passa sotto ai retinacoli e va a inserirsi alla faccia dorsale della 1<sup>a</sup> falange e alla base della 2<sup>a</sup> falange dell'alluce. Nella sua parte superiore il muscolo occupa una situazione profonda, tra il muscolo tibiale anteriore e il muscolo estensore lungo delle dita. Nella parte inferiore della gamba si fa superficiale ed è ricoperto dalla fascia crurale. L'arteria tibiale anteriore gli decorre lungo il margine mediale. Nel piede, il tendine d'inserzione è ricoperto dalla fascia dorsale e passa sull'astragalo, sullo scafoide, sul 1° osso cuneiforme e sul 1° osso metatarsale; l'arteria dorsale del piede gli decorre lateralmente.

**Muscolo peroneo anteriore (o peroneo 3°)** Il muscolo peroneo anteriore (o peroneo 3°) (Figura 3.2) è un muscolo anteriore della gamba. È innervato dal nervo peroneo profondo (L4–S1). Flette dorsalmente, abduce e ruota esternamente il piede. Occupa la parte infero–laterale della regione anteriore della gamba ed è posto lateralmente al muscolo estensore lungo delle dita con il quale talvolta è fuso. Origina dal terzo inferiore della faccia mediale della fibula e dalla corrispondente porzione della membrana interossea. Il suo tendine passa al di sotto dei retinacoli dei muscoli estensori e si inserisce alla superficie dorsale della base del 5° osso metatarsale. Il muscolo peroneo 3°, nella gamba, è in rapporto anteriormente con la fascia crurale, posteriormente con la fibula, lateralmente con il muscolo peroneo breve e medialmente con l'estensore lungo delle dita. Il suo tendine d'inserzione decorre, nel piede, al di sopra del muscolo estensore breve delle dita.

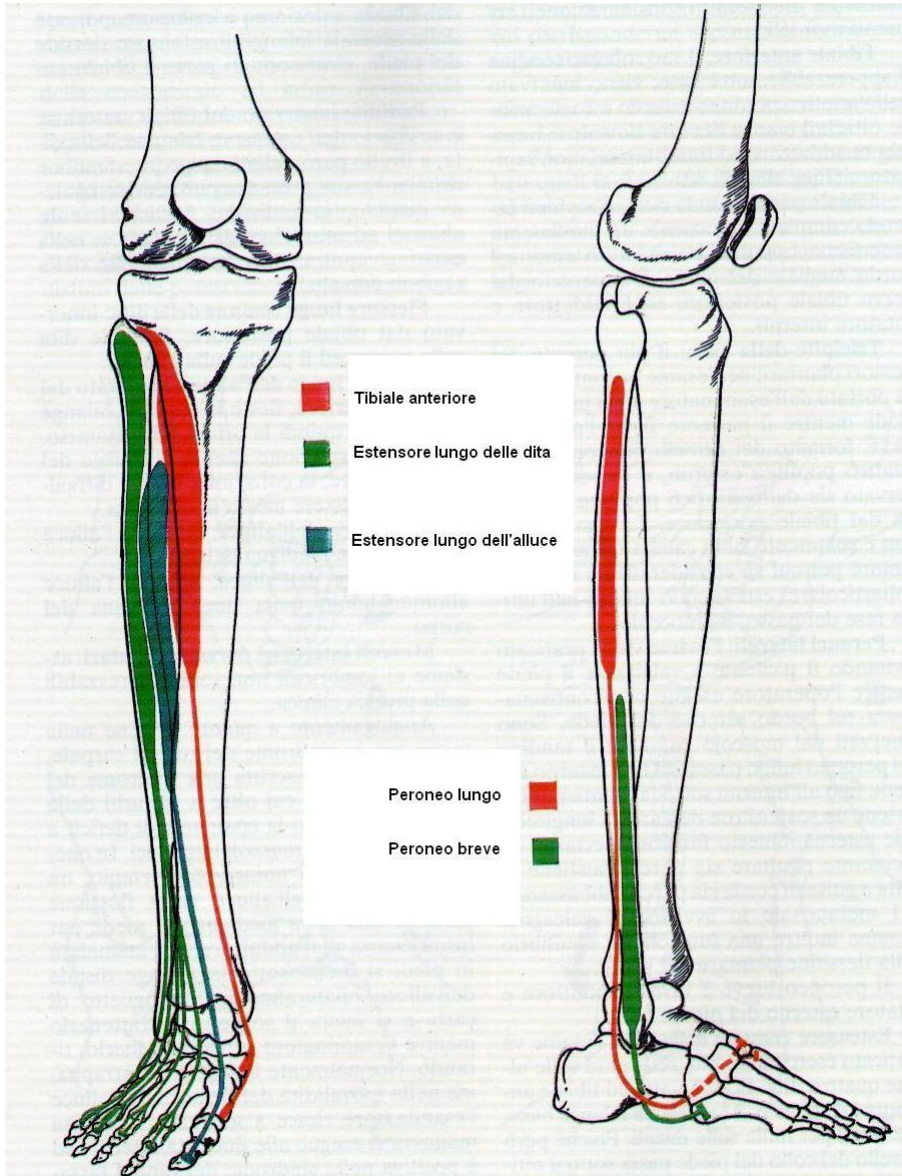


Figura 3.2: Muscoli anteriori e laterali della gamba

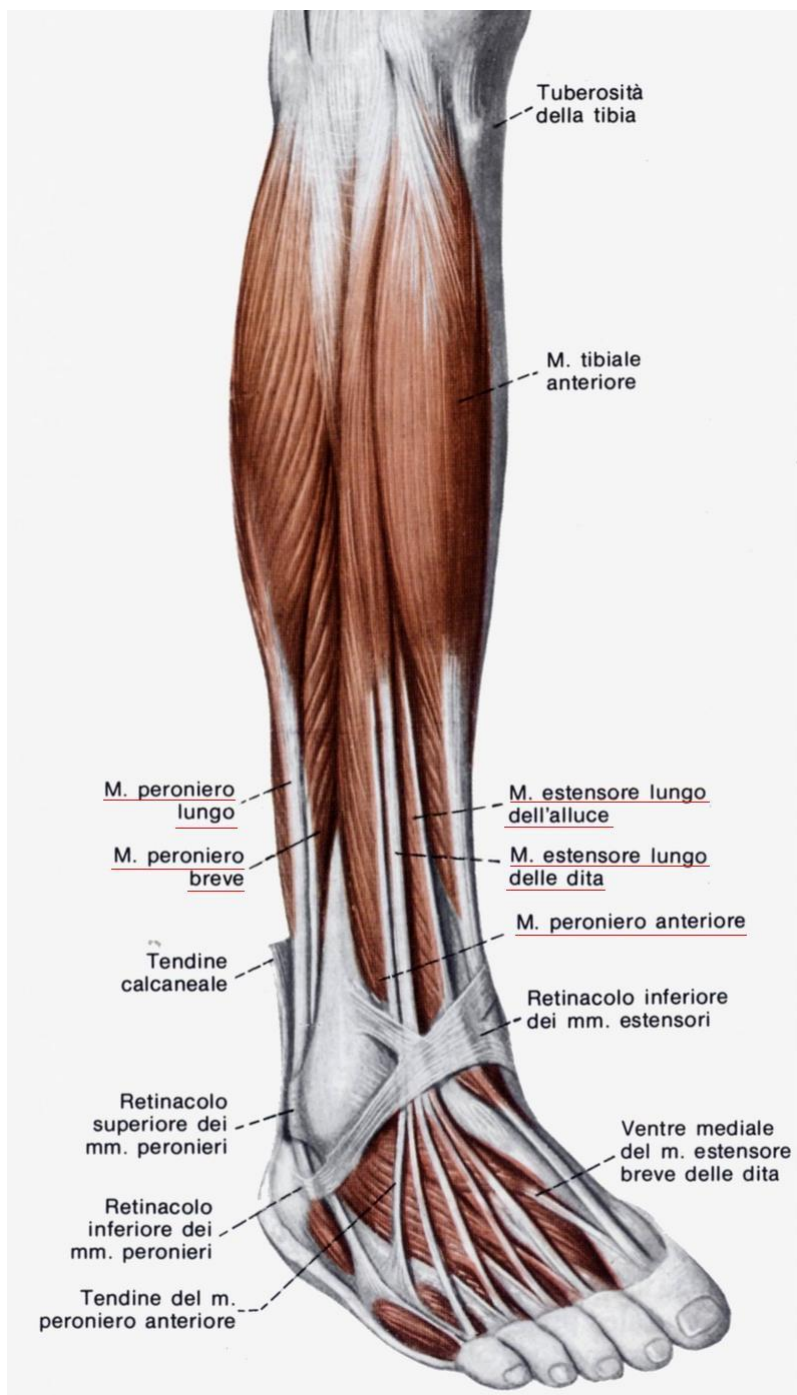


Figura 3.3: muscoli anteriori e laterali della gamba

### 3.1.2 Muscoli laterali della gamba

**Muscolo peroneo lungo** Il muscolo peroneo lungo (Figura 3.1, Figura 3.2, Figura 3.2) è il più superficiale e il più lungo dei due muscoli laterali della gamba. È innervato dal nervo peroneo superficiale (L4–S1) e con la sua azione flette plantarmente, abduce e ruota all'esterno il piede. Agisce anche sulla volta plantare accentuandone la curvatura. Origina dalla porzione antero-laterale della testa della fibula, dal terzo superiore della faccia e del margine laterale dello stesso osso, nonché dal condilo laterale della tibia, dalla fascia crurale e dai circostanti setti intermuscolari. I fasci muscolari si portano verticalmente in basso; continuano in un lungo tendine d'inserzione che passa dietro al malleolo laterale, lo circonda da dietro in avanti, attraversa in direzione antero-mediale la faccia plantare del piede e va a terminare sulla tuberosità del 1° osso metatarsale, sul 1° osso cuneiforme e sulla base del 2° osso metatarsale. Nella gamba è in rapporto anteriormente con i muscoli estensore lungo delle dita e peroneo anteriore; posteriormente corrisponde al muscolo soleo e al muscolo flessore lungo dell'alluce. Nel collo del piede ricopre il muscolo peroneo breve, con il quale è contenuto in una guaina fibrosa (retinacoli dei muscoli peronieri) inizialmente unica ma che successivamente, a livello del calcagno, si sdoppia in due guaine distinte entro le quali i tendini possono scorrere grazie alla presenza di una guaina mucosa. Nella pianta del piede il tendine del peroneo lungo, ricoperto dal legamento calcaneocuboideo, percorre il solco dell'osso cuboide dove è circondato da una seconda guaina mucosa.

**Muscolo peroneo breve** Il muscolo peroneo breve (Figura 3.1, Figura 3.2, Figura 3.2) è il più profondo e il più corto dei due muscoli laterali della gamba. È innervato dal nervo peroneo superficiale (L5–S1). Contraendosi, abduce e ruota all'esterno il piede. Origina dal 3° medio della faccia laterale della fibula nonché dai circostanti setti intermuscolari. I fasci decorrono verticali in basso, continuando in un tendine che passa dietro al malleolo laterale, lo circonda in basso e in avanti e va a fissarsi alla parte dorsale della base del 5° osso metatarsale. È ricoperto dal muscolo peroneo lungo e medialmente è in rapporto con la fibula.

### 3.1.3 Muscoli posteriori della gamba: strato superficiale

**Muscolo tricipite della sura** Il muscolo tricipite della sura (Figura 3.1, Figura 3.4, Figura 3.5, Figura 3.6) è uno dei due muscoli posteriori dello strato superficiale della gamba; è innervato dal nervo tibiale (L4–S1) e, contraendosi, flette plantarmente il piede e lo ruota all'interno; concorre, con il muscolo gastrocnemio, alla flessione della gamba sulla coscia. Facendo perno sull'avampiede, il tricipite estende la gamba sul piede (muscolo antigravitario). È formato da due muscoli, il gastrocnemio e il soleo che in basso convergono su un unico grosso tendine d'inserzione, il tendine calcaneale (o di Achille) che s'inserisce sul terzo medio della faccia posteriore del calcagno. Il tendine calcaneale corrisponde superficialmente alla cute, mentre risulta separato anteriormente dall'articolazione tibiotarsica mediante un piano adiposo e dalla faccia posteriore del calcagno mediante una borsa mucosa.

- Il muscolo gastrocnemio è formato da due ventri muscolari, i gemelli della gamba. Di essi, il laterale origina dall'epicondilo laterale del femore, dal piano popliteo e dalla porzione posteriore della capsula articolare del ginocchio; il mediale si stacca dall'epicondilo mediale, dal piano popliteo e dalla corrispondente porzione della capsula articolare del ginocchio. A livello del ginocchio, il margine mediale del gemello laterale e il margine laterale del gemello mediale sono separati da uno spazio angolare aperto in alto e rappresentano i limiti inferiori della fossa poplitea. Il gemello laterale è incrociato dal tendine del muscolo bicipite e dal nervo peroneo comune; il gemello mediale corrisponde ai muscoli semimembranoso e semitendinoso. Profondamente i due gemelli sono a



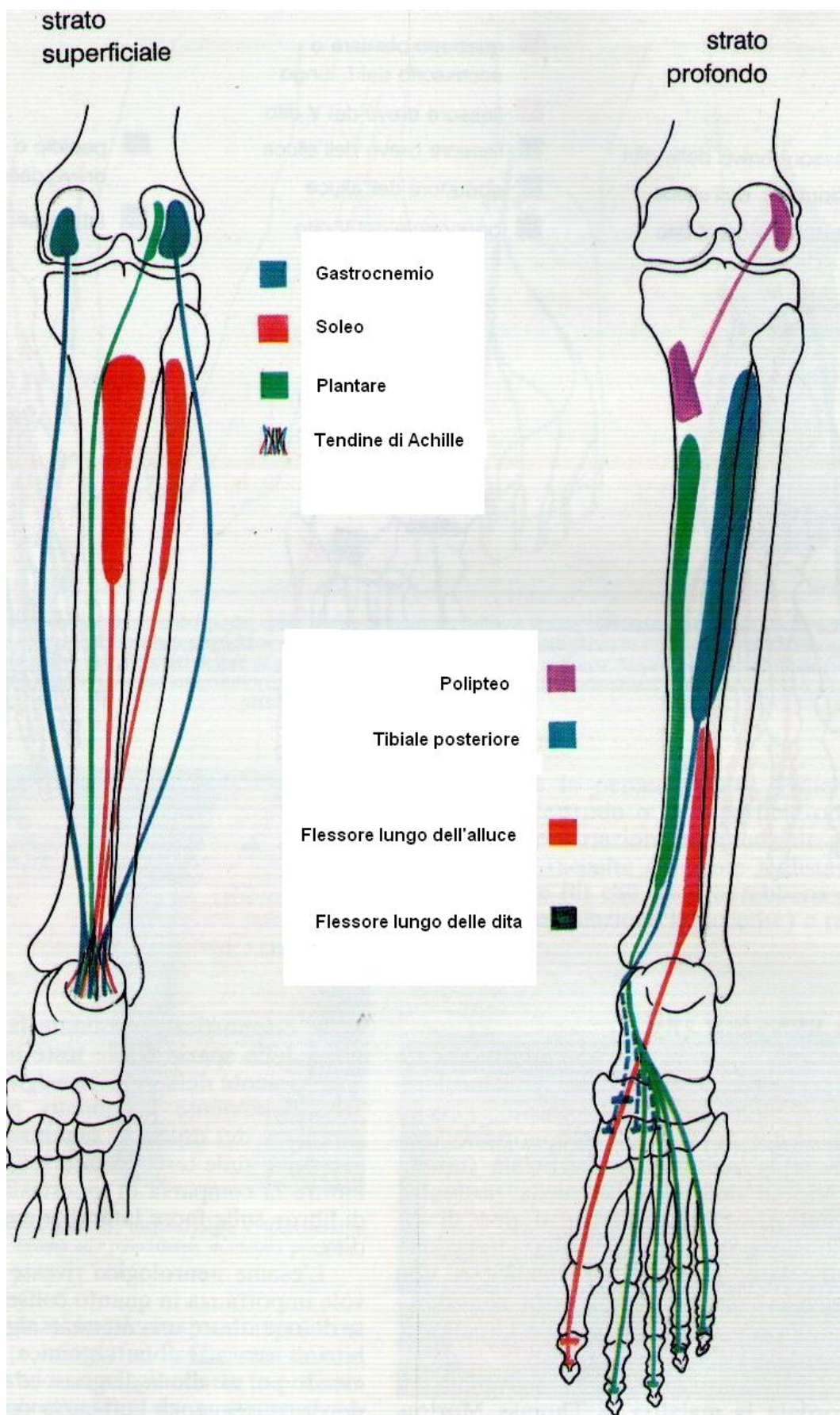


Figura 3.4: Muscoli posteriori della gamba: "gemelli" è un altro nome per il gastrocnemio; gemelli e soleo formano il tricipite della sura

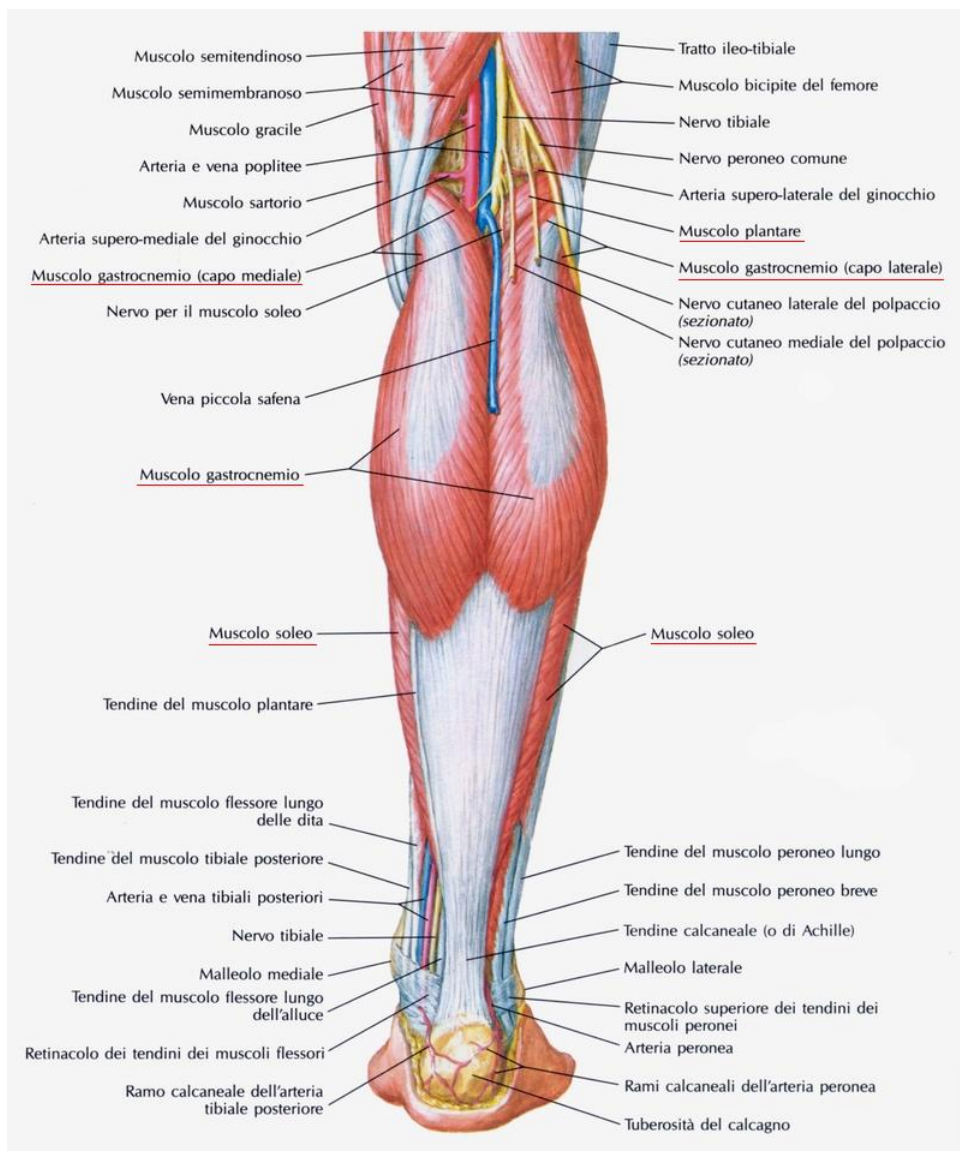


Figura 3.5: Muscoli superficiali della gamba visti posteriormente

contatto con la capsula articolare. Tra essi decorre il fascio vascolonervoso della gamba costituito, dalla superficie in profondità e latero—medialmente, dal nervo tibiale, dalla vena e dall'arteria poplitea. Più in basso i gemelli sono in rapporto superficialmente con la fascia crurale, con il sottocutaneo e quindi con la cute, profondamente con il muscolo soleo.

- Il muscolo soleo, sito profondamente al muscolo gastrocnemio, origina dalla parte superiore della testa, della faccia dorsale e del margine laterale della fibula, dalla linea obliqua e dal terzo medio del margine mediale della tibia, da un'arcata fibrosa tesa fra testa della fibula e linea obliqua della tibia, l'arcata del muscolo soleo. Il muscolo soleo corrisponde posteriormente al muscolo gastrocnemio e al muscolo plantare; anteriormente è in rapporto con i muscoli flessore lungo dell'alluce, flessore lungo delle dita e tibiale posteriore, nonché con l'arteria e la vena tibiale posteriore e con il nervo tibiale.

**Muscolo plantare (gracile)** Il muscolo plantare (Figura 3.4, Figura 3.5, Figura 3.6) è uno dei due muscoli posteriori dello strato superficiale della gamba. È innervato dal nervo tibiale (L4—S1) e ha un'azione simile a quella del tricipite della sura, anche se meno potente: flette plantarmente il piede e lo ruota all'interno; concorre, con il muscolo gastrocnemio, alla flessione della gamba sulla coscia. Facendo perno sull'avampiede, il tricipite estende la gamba sul piede (muscolo antigravitario). È un piccolo muscolo, talora assente, posto profondamente al gemello laterale, sulla faccia posteriore dell'articolazione del ginocchio. Origina dal ramo laterale della linea aspra del femore e dalla capsula articolare del ginocchio. Il breve corpo muscolare è seguito da un tendine lungo e sottile che decorre tra il gastrocnemio e il soleo inizialmente e quindi sul margine mediale del tendine calcaneale, per terminare sulla faccia mediale del calcagno.

### 3.1.4 Muscoli posteriori della gamba: strato profondo

**Muscolo popliteo** Il muscolo popliteo (Figura 3.4, Figura 3.6) è un muscolo posteriore dello strato profondo della gamba. È innervato dal nervo tibiale (L4—S1) e con la sua azione flette e ruota all'interno la gamba. È un muscolo appiattito, posto sotto al muscolo plantare e ai gemelli del muscolo gastrocnemio. Origina dalla faccia esterna del condilo laterale del femore e dalla corrispondente porzione della capsula articolare del ginocchio. S'inserisce sul labbro superiore della linea obliqua e sulla faccia posteriore della tibia, al di sopra di tale linea. È in rapporto anteriormente con il condilo laterale del femore, con l'articolazione del ginocchio e con la parte alta della faccia posteriore della tibia; posteriormente gli si pongono i muscoli plantare e gastrocnemio, i vasi poplitei e il nervo tibiale.

**Muscolo flessore lungo delle dita del piede** Il muscolo flessore lungo delle dita del piede (Figura 3.4, Figura 3.6) è il più mediale dei muscoli dello strato profondo della gamba. È innervato dal nervo tibiale (L5—S1); insieme al muscolo della pianta del piede, flette le ultime quattro dita e concorre alla flessione plantare del piede. Origina dalla linea obliqua e dal terzo medio della faccia posteriore della tibia e dai circostanti setti intermuscolari. I fasci muscolari si portano in basso e, in corrispondenza del terzo inferiore della gamba, proseguono in un lungo tendine. Questo circonda indietro il malleolo mediale e scorre nella doccia calcaneale mediale, mantenuto nella sua sede dal retinacolo dei muscoli flessori. Attraversa quindi la regione plantare del piede obliquamente in avanti e lateralmente, incrocia il tendine del muscolo flessore lungo dell'alluce e infine si divide nei quattro tendini terminali che si fissano alla base della 3<sup>a</sup> falange delle ultime quattro dita. Il muscolo flessore lungo delle dita è in rapporto anteriormente con la tibia e con il muscolo tibiale posteriore, posteriormente con il muscolo

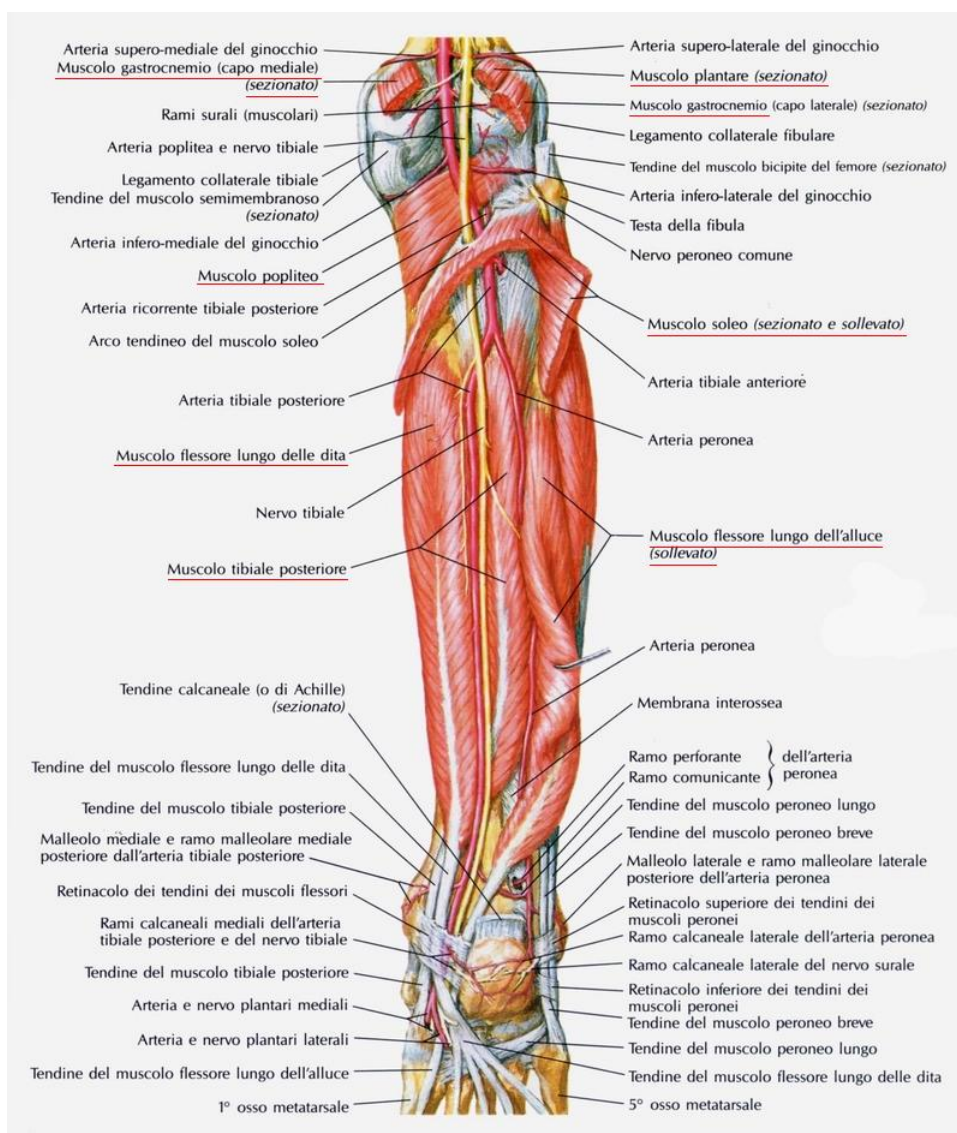


Figura 3.6: muscoli profondi della gamba visti posteriormente



soleo. Nella pianta del piede il tendine d'inserzione decorre tra l'abducente dell'alluce e il flessore breve delle dita che gli stanno inferiormente ed entra in rapporto con l'adduttore dell'alluce e il flessore lungo dell'alluce che gli stanno superiormente. In corrispondenza delle prime falangi, ciascun tendine terminale attraversa un occhiello formato dai rispettivi tendini del muscolo flessore breve delle dita.

**Muscolo flessore lungo dell'alluce** Il muscolo flessore lungo dell'alluce (Figura 3.4, Figura 3.6) è il più laterale dei muscoli dello strato profondo della gamba. È innervato dal nervo tibiale (L5–S1). Con la sua azione, flette l'alluce e concorre alla flessione delle altre dita e alla flessione plantare del piede. Origina dai 2/3 inferiori della faccia posteriore e del margine laterale della fibula, dalla membrana interossea e dai setti intermuscolari circostanti. I fasci si portano in basso e finiscono su un lungo tendine che, passato sotto al malleolo mediale, decorre dapprima in un solco della faccia posteriore dell'astragalo e quindi della faccia mediale del calcagno, profondamente al retinacolo dei muscoli flessori. Giunto nella regione plantare, il tendine d'inserzione si porta in avanti e medialmente, incrocia il tendine del muscolo flessore lungo delle dita del piede e va a fissarsi alla base della falange distale dell'alluce. All'incrocio tra i tendini del muscolo flessore lungo delle dita e del muscolo flessore lungo dell'alluce si trova una lacina fibrosa di connessione; pertanto, la contrazione del muscolo flessore lungo dell'alluce determina una flessione delle altre quattro dita.

**Muscolo tibiale posteriore** Il muscolo tibiale posteriore (Figura 3.4, Figura 3.6) è un muscolo posteriore dello strato profondo della gamba. È innervato dal nervo tibiale (L5–S1). Agisce flettendo plantarmente il piede e partecipa ai movimenti di adduzione e di rotazione interna del piede; accentua anche la curvatura della volta plantare. È situato profondamente rispetto ai due muscoli flessori lunghi delle dita del piede e dell'alluce. Origina dal labbro inferiore della linea obliqua e dalla faccia posteriore della tibia, dalla parte superiore della membrana interossea, dalla faccia mediale della fibula e dai setti intermuscolari circostanti. Continua quindi in un tendine d'inserzione che, passato dietro al malleolo tibiale, va a terminare sul tubercolo dell'osso scafoide tarsale, sulla superficie plantare delle tre ossa cuneiformi e dell'estremità prossimale del 2°, 3° e 4° osso metatarsale. È in rapporto anteriormente con le facce posteriori della fibula e della tibia e corrisponde alla membrana interossea; posteriormente è ricoperto dai muscoli soleo, flessore lungo delle dita del piede e flessore lungo dell'alluce ed entra in rapporto con l'arteria e la vena tibiale posteriore e con il nervo tibiale. Nel collo del piede, il tendine del tibiale posteriore scorre in una doccia osteofibrosa formata dal retinacolo dei muscoli flessori.

## 3.2 Muscoli intrinseci del piede

Per quanto riguarda i muscoli intrinseci, essi si distinguono in:

- Dorsali
- Plantari

Si sono individuati due criteri principali di classificazione dei muscoli plantari:

- divisi in tre gruppi: mediali, laterali, intermedi (suddivisione scelta da noi)
- divisi in quattro strati: primo, secondo, terzo e quarto strato (divisione dovuta all'ordine in cui si incontrano durante la sezione)

Oltre a differenze nella classificazione vi sono anche molte varianti nella nomenclatura: inoltre diversi muscoli in alcuni testi sono considerate strutture a se mentre in altri vengono ritenuti parti o diramazioni di una stessa struttura.

Di seguito sono riportati i muscoli intrinseci del piede. Tra parentesi sono riportati nomi alternativi che si possono trovare in letteratura. I plantari sono suddivisi in mediali, laterali e intermedi: tra parentesi viene indicato il numero dello strato a cui appartengono secondo il criterio della sezione, nel caso dovesse servire. L'alluce può essere indicato come tale o come "1° dito"; allo stesso modo il mignolo può essere indicato come tale o come "5°" (in inglese "diti minimi").

- Muscoli dorsali del piede:
  - Muscolo estensore breve delle dita (o pedidio) e estensore breve dell'alluce (considerato autonomamente o meno rispetto all'estensore breve delle dita).
- Muscoli plantari del piede:
  - Muscoli plantari mediali, tra cui:
    - \* Muscolo abduttore dell'alluce (1).
    - \* Muscolo flessore breve dell'alluce (3).
    - \* Muscolo adduttore dell'alluce (3).
  - Muscoli plantari laterali, tra cui
    - \* Muscolo abduttore del 5° dito (1).
    - \* Muscolo flessore breve del 5° dito (3).
    - \* Muscolo opponente del 5° dito del piede (a volte considerato come facente parte del flessore breve del 5° dito) (3).
  - Muscoli plantari intermedi, tra cui:
    - \* Muscolo flessore breve delle dita del piede (1).
    - \* Muscolo quadrato (della pianta del piede o plantare), (o flessore accessorio delle dita)(2) .
    - \* Muscoli lombricali (nel  $n^{\circ}$  di quattro)(2).
    - \* Muscoli interossei (nel  $n^{\circ}$  di sette)(4).
      - plantari (nel  $n^{\circ}$  di tre)
      - dorsali (nel  $n^{\circ}$  di quattro)

### 3.2.1 Muscoli dorsali

**Muscolo estensore breve delle dita (o pedidio) e estensore breve dell'alluce (considerato autonomamente o meno rispetto all'estensore breve delle dita)** Il muscolo estensore breve delle dita (Figura 3.7) è l'unico muscolo dorsale del piede. È innervato dal nervo peroneo profondo (L4-S1) e, contraendosi, estende le prime quattro dita. È un muscolo piatto che origina dalla faccia superiore e laterale del calcagno, si porta in avanti e medialmente per suddividersi in quattro capi muscolari ciascuno dei quali termina con un tendine proprio. Quello del 1° dito s'inserisce alla base della falange prossimale dell'alluce; gli altri tre si fondono con i tendini del muscolo estensore lungo delle dita destinati al 2°, 3° e 4° dito. Il muscolo è ricoperto superficialmente dai tendini dell'estensore comune delle dita e dal muscolo peroneo anteriore; profondamente ricopre il tarso, il metatarso e gli spazi interossei con i dispositivi articolari. Lungo il suo margine mediale decorre l'arteria dorsale del piede.

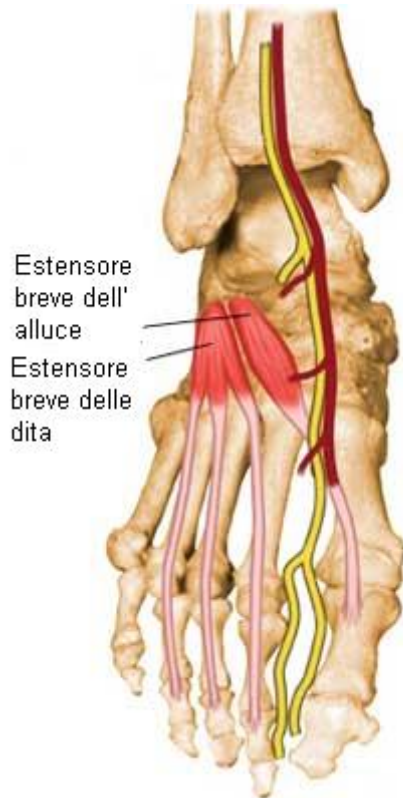


Figura 3.7: estensore breve delle dita del piede ed estensore breve dell'alluce

### 3.2.2 Muscoli plantari del piede

**Muscolo abduuttore dell'alluce(1)** Il muscolo abduuttore dell'alluce (Figura 3.8) è il più superficiale e il più lungo dei muscoli plantari mediali del piede. È innervato dal nervo plantare mediale (L5–S1) e, contraendosi, abduce e flette l'alluce. Origina dal processo mediale della tuberosità del calcagno, dal retinacolo dei muscoli flessori, dalla faccia profonda della fascia plantare e dal setto intermuscolare che lo separa dal muscolo flessore breve delle dita; s'inscrive sulla porzione mediale della base della falange prossimale dell'alluce. Di regola manda un'espansione anche al tendine del muscolo estensore dello stesso dito. Il muscolo abduuttore dell'alluce è situato profondamente all'aponeurosi plantare, tra il muscolo flessore breve e il muscolo flessore lungo dell'alluce.

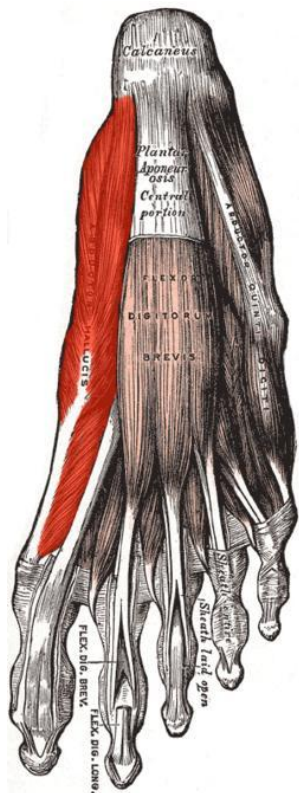


Figura 3.8: Abduuttore dell'alluce

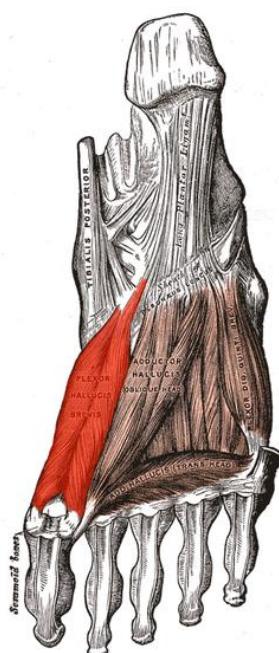


Figura 3.9: Flessore breve dell'alluce

**Muscolo flessore breve dell'alluce (3)** Il muscolo flessore breve dell'alluce (Figura 3.9) è un muscolo plantare mediale del piede. È innervato dai nervi plantare mediale (fascio mediale) e plantare laterale (fascio laterale) (L5–S2); contraendosi, flette l'alluce. Origina dalla faccia plantare delle tre ossa cuneiformi nonché dal legamento calcaneocuboideo plantare. Il muscolo si porta in avanti e si divide in due fasci di cui uno mediale va a unirsi al tendine del muscolo abduuttore e uno laterale raggiunge il capo obliquo dell'adduttore. Il muscolo flessore breve dell'alluce è in rapporto superficialmente con il muscolo abduuttore dell'alluce e con l'aponeurosi plantare; profondamente appoggia sul 1° osso metatarsale e sul tendine del muscolo peroneo lungo.



**Muscolo adduttore dell'alluce (3)** Il muscolo adduttore dell'alluce (Figura 3.10) è il più profondo dei muscoli plantari mediali del piede. È innervato dal nervo plantare laterale (S1–S2) e, contraendosi, flette e adduce l'alluce. Origina con un capo obliquo e un capo trasverso. Il capo obliquo sorge dall'osso cuboide, dal 3° osso cuneiforme, dalla base del 2°, del 3° e 4° metatarsale, dal legamento plantare lungo e si porta in avanti e medialmente. Il capo trasverso origina dalla 3<sup>a</sup>, 4<sup>a</sup> e 5<sup>a</sup> articolazione metatarso–falangea e continua medialmente. Le inserzioni sono indipendenti per i due capi. Il tendine del capo obliquo si fonde con il tendine del fascio laterale del muscolo flessore breve dell'alluce raggiungendo la base della falange; il tendine del capo trasverso si unisce al tendine del muscolo flessore lungo dell'alluce.

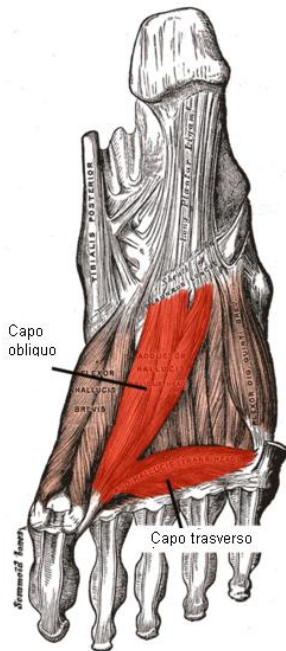


Figura 3.10: Adduttore dell'alluce

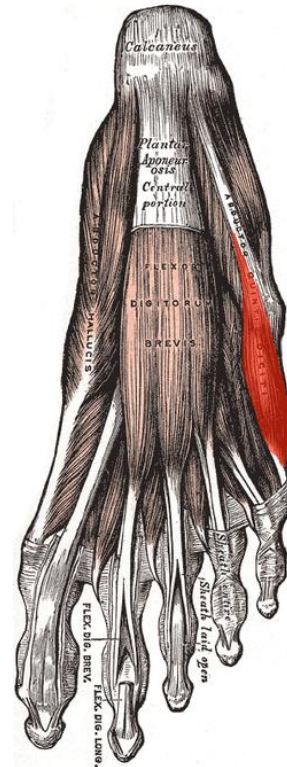


Figura 3.11: Abduttore del 5° dito

**Muscolo abduttore del 5° dito (1)** Il muscolo abduttore del 5° dito del piede (Figura 3.11) è il più superficiale dei muscoli plantari laterali del piede. È innervato dal nervo plantare laterale (S1–S2) e con la sua azione flette e abduce il 5° dito. Origina dal processo laterale della tuberosità del calcagno, dalla fascia plantare e dal setto intermuscolare che lo separa dal flessore breve delle dita. Di qui i fasci si portano in avanti, seguendo il margine laterale del piede e vanno a terminare su un tendine che prende inserzione alla tuberosità del 5° osso metatarsale e alla base della falange prossimale del 5° dito. Il muscolo ricopre il legamento calcaneocuboideo, il tendine del peroneo lungo e il flessore breve del 5° dito; è ricoperto dall'aponeurosi plantare.

**Muscolo flessore breve del 5° dito (3)** Il muscolo flessore breve del 5° dito del piede (Figura 3.12) è un muscolo plantare laterale del piede. È innervato dal nervo plantare laterale (S1–S2) e, contraendosi, flette il 5° dito. Occupa una posizione profonda rispetto al muscolo abduttore del 5° dito. Nasce dalla base del 5° osso metatarsale e dal legamento plantare lungo; si porta in avanti e s'inserisce alla base della falange del 5° dito e sulla corrispondente articolazione metatarso–falangea. È ricoperto superficialmente dal muscolo abduttore mentre

profondamente corrisponde al 5° osso metatarsale. In alcuni casi alcune delle sue fibre più profonde si estendono sulla parte laterale della metà distale del 5° metatarsale, costituendo quello che può essere descritto come un muscolo distinto, appunto il muscolo opponente del 5° dito del piede.

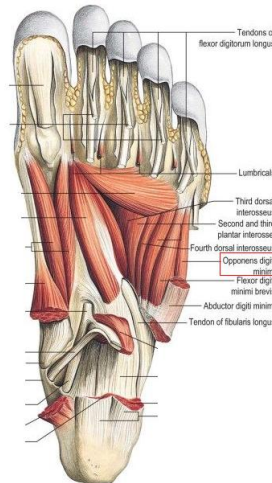
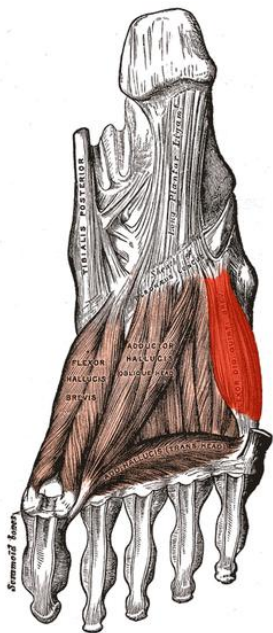


Figura 3.12: muscolo flessore breve del 5° dito del piede

Figura 3.13: muscolo opponente del 5° dito del piede

**Muscolo opponente del 5° dito del piede (a volte considerato come facente parte del flessore breve del 5° dito)(3)** Il muscolo opponente del 5° dito del piede (Figura 3.13) è un muscolo plantare laterale del piede. È innervato dal nervo plantare laterale (S1–S2) e, con la sua azione, flette e adduce il 5° dito. Si trova medialmente al muscolo flessore breve del 5° dito con il quale è parzialmente unito; origina dal legamento plantare lungo e termina sul margine laterale del 5° osso metatarsale. È ricoperto superficialmente dal muscolo abditore mentre profondamente corrisponde al 5° osso metatarsale.

**Muscolo flessore breve delle dita del piede (1)** Il muscolo flessore breve delle dita del piede (Figura 3.14) è il più superficiale muscolo intermedio del piede. È innervato dal nervo plantare mediale (L5–S1) e agisce flettendo la 2ª falange delle ultime quattro dita. Origina dal processo mediale della tuberosità calcaneale, dalla fascia plantare e dai circostanti setti intermuscolari. Le sue fibre si portano in avanti e, giunte circa a metà del piede, si dividono in quattro fasci muscolari cui seguono altrettanti tendini. Ciascuno di essi termina con due linguette sul margine laterale e su quello mediale della faccia plantare della 2ª falange delle ultime quattro dita. 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.

**Muscolo quadrato (della pianta del piede o plantare), (o flessore accessorio delle dita)(2)** Il muscolo quadrato della pianta del piede (Figura 3.15) è un muscolo intermedio del piede. È innervato dal nervo plantare laterale (S1–S2) e, insieme al muscolo flessore lungo delle dita del piede, flette le ultime quattro dita e concorre alla flessione plantare del

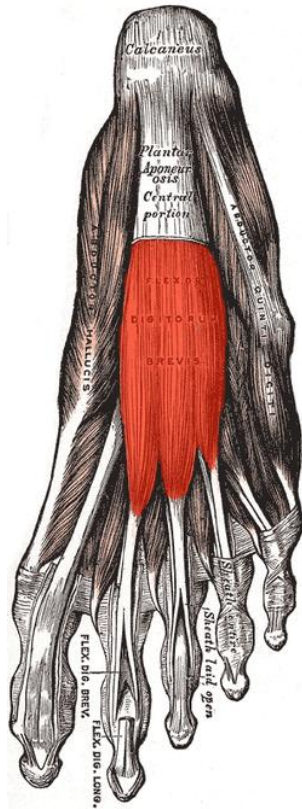


Figura 3.14: muscolo flessore breve delle dita del piede

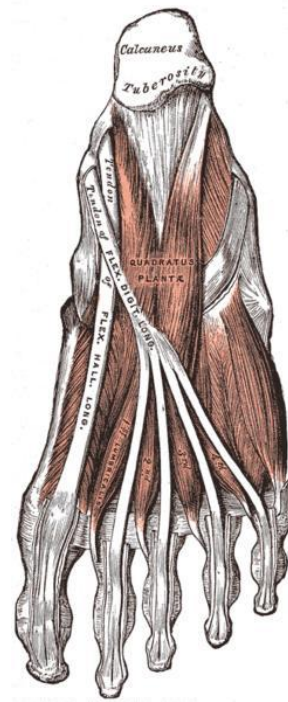


Figura 3.15: muscolo quadrato della pianta del piede

pie. Origina mediante due capi, laterale e mediale. Il primo nasce dalla faccia inferiore del calcagno, in prossimità del processo laterale della tuberosità calcaneale, il secondo dalla faccia mediale del calcagno. I due capi convergono e si fondono in una lamina che va a inserirsi sul tendine del muscolo flessore lungo delle dita.

**Muscoli lombricali (nel n° di quattro) (2)** I muscoli lombricali del piede (Figura 3.16) sono quattro; il 1° e il 2° sono innervati dal nervo plantare mediale (L5–S1); il 3° e il 4° sono forniti dal nervo plantare laterale (S1–S2). I muscoli lombricali flettono la 1<sup>a</sup> falange ed estendono la 2<sup>a</sup> e la 3<sup>a</sup> falange delle ultime quattro dita. Ciascuno nasce dai tendini contigui del muscolo flessore lungo delle dita, con l'eccezione del 1°, il più mediale, che origina esclusivamente dal margine mediale del tendine destinato al 2° dito. Dall'origine, essi si portano in avanti e terminano sul lato mediale dell'estremità prossimale della 1<sup>a</sup> falange delle ultime quattro dita e sui tendini del muscolo estensore lungo delle dita. Sono situati profondamente rispetto al muscolo flessore breve delle dita e superficialmente rispetto ai muscoli interossei.

**Muscoli interossei (nel n° di sette)(4)** I muscoli interossei del piede (Figura 3.22) sono sette e sono distinti in tre plantari e quattro dorsali.

I tre muscoli interossei plantari sono innervati dal nervo plantare laterale (S1–S2). Con la loro azione flettono la 1<sup>a</sup> falange ed estendono le restanti due falangi del 3°, 4° e 5° dito; portano inoltre medialmente queste stesse dita. Occupano il 2°, il 3° e il 4° spazio intermetatarsale. Originano dalla faccia mediale del 3°, 4° e 5° osso metatarsale e dalla faccia inferiore della rispettiva base. Si portano in avanti e vanno a terminare sulla porzione mediale della base della falange prossimale del dito corrispondente, inviando anche un'espansione al tendine del muscolo estensore lungo delle dita

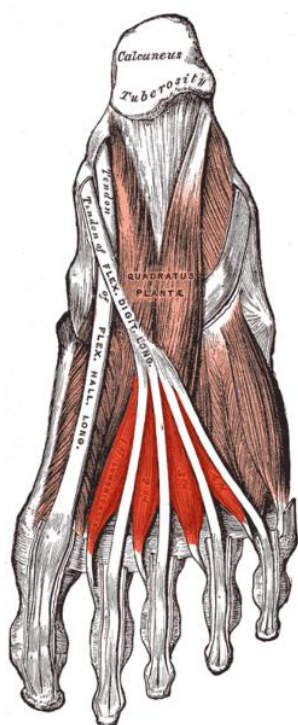


Figura 3.16: muscoli lombricali del piede

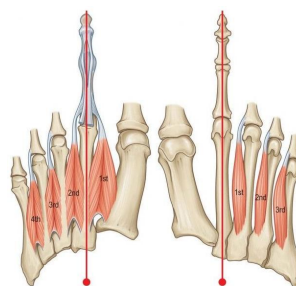


Figura 3.17: muscoli interossei del piede: a sx i dorsali, a dx i plantari

I quattro muscoli interossei dorsali sono innervati dal nervo plantare laterale (S1–S2). Contraendosi, flettono la 1<sup>a</sup> falange ed estendono le altre due falangi del 2°, 3° e 4° dito; allontanano il 3° e 4° dito dal 2°. Occupano la parte dorsale dei quattro spazi intermetatarsali. Originano dalle facce affrontate delle ossa metatarsali e si inseriscono alla base delle falangi prossimali. Il 1° e il 2° muscolo terminano rispettivamente sui lati mediale e laterale della falange prossimale del 2° dito; il 3° e il 4° vanno alla faccia laterale della falange prossimale del dito corrispondente. Inviano inoltre un'esile espansione al tendine del muscolo estensore lungo delle dita.

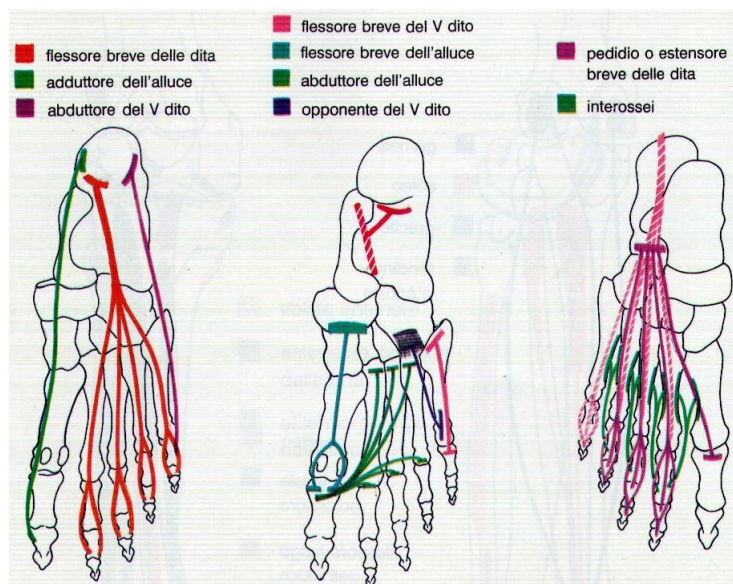


Figura 3.18: Origini ed inserzioni: NON sono illustrati secondo i criteri di classificazione



**Tavole** Riportiamo anche quattro immagini (Figura 3.19, Figura 3.20, Figura 3.21, Figura 3.22) più generali dei muscoli dei piedi, divisi nei più una schematica (Figura 3.18) per visualizzare bene dove originano e dove si inseriscono.

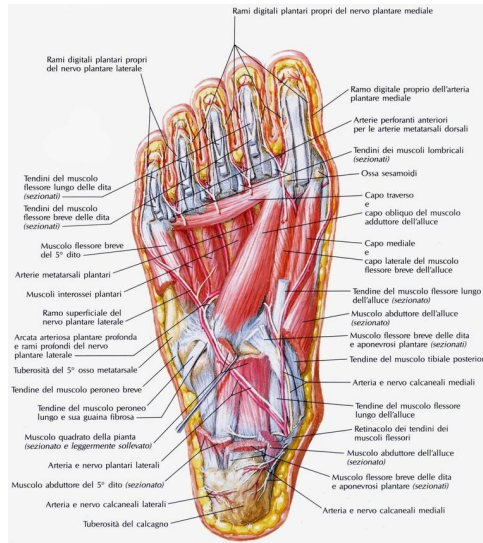
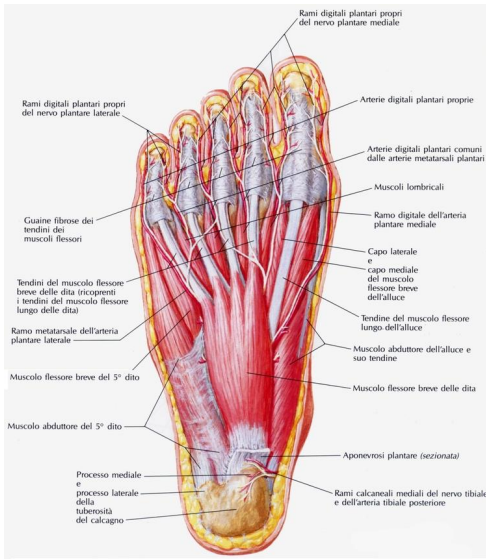


Figura 3.19: muscoli del primo strato della pianta del piede

Figura 3.20: muscoli del terzo strato della pianta del piede

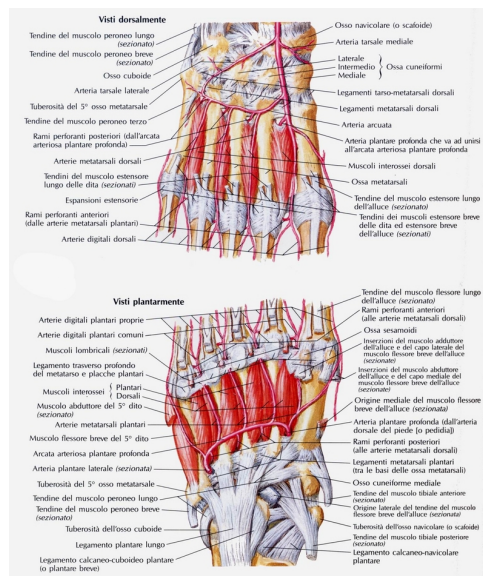
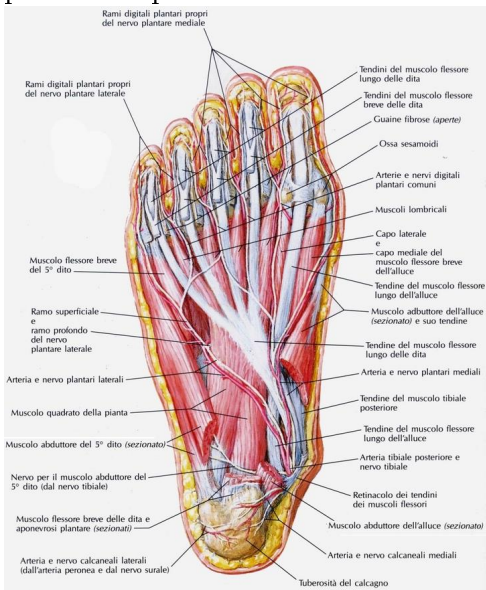


Figura 3.21: muscoli del secondo strato della pianta del piede

Figura 3.22: muscoli del quarto strato della pianta del piede: interossei

# Capitolo 4

## Fasce del piede

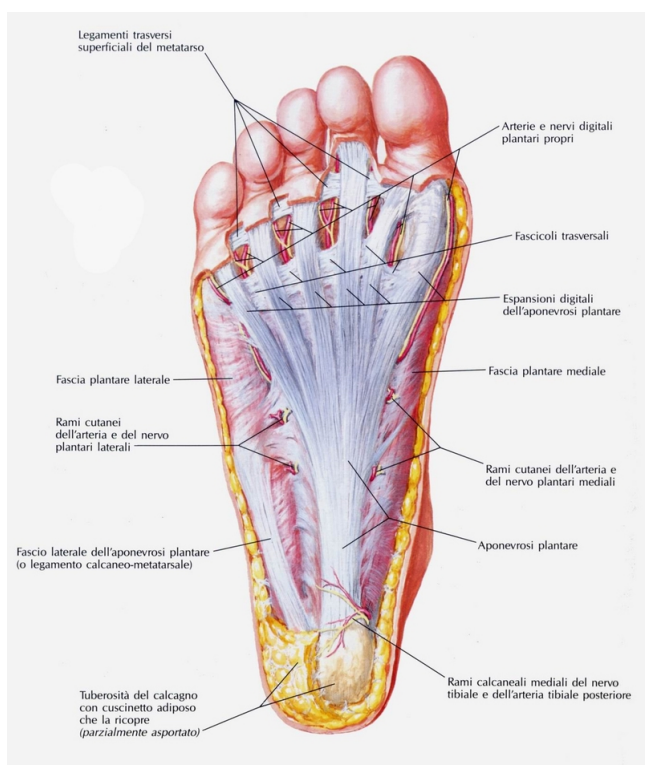


Figura 4.1: fasce del piede

Nel dorso del piede si trovano le fasce dorsali superficiale e profonda e la fascia del muscolo estensore breve delle dita. Nella regione plantare è distesa superficialmente l'aponevrosi plantare; a livello del piano scheletrico si trova la fascia plantare profonda.

**fascia dorsale superficiale:** si dispone tra lo strato sottocutaneo e i tendini dei muscoli estensori lunghi delle dita e dell'alluce. Posteriormente si unisce alla parte superficiale del retinacolo degli estensori, anteriormente si dirama sulle dita; lateralmente e medialmente passa nell'aponevrosi plantare.

**fascia dorsale profonda:** è distesa sulle ossa metatarsali e sui muscoli interossei dorsali.

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

**aponeurosi plantare(o fascia plantare superficiale):** occupa il piano superficiale della pianta, al di sotto dello strato sottocutaneo. Si divide in tre parti, intermedia, laterale e mediale che ricoprono i tre corrispondenti gruppi di muscoli plantari. La parte intermedia è triangolare, con l'apice del tronco posteriore che si fissa ai processi laterale e mediale della tuberosità del calcagno; la base corrisponde alle articolazioni metatarso-falangee e dà origine a cinque bande che si portano in avanti, fissandosi al derma e ai tendini sovrastanti. A livello delle pieghe interdigitali partono, dalle bande, ispessimenti trasversali, denominati fascicoli trasversi. Le parti laterale e mediale dell'aponeurosi plantare prolungano la parte intermedia; si staccano dalla linea di confine con quest'ultima e si portano in profondità ad un setto laterale e ad un setto mediale. Il setto laterale si fissa al 5° osso metatarsale; il setto mediale si connette allo scafoide, al 1° osso cuneiforme e al 1° osso metatarsale; si delimitano così le logge laterale, intermedia e mediale che accolgono i rispettivi muscoli plantari.

**fascia plantare profonda:** è distesa sulle ossa metatarsali e sui muscoli interossei plantari; anteriormente si ispessisce formando il legamento trasverso della testa delle ossa metatarsali.

## 4.1 Vasi sanguigni

### 4.1.1 Arterie

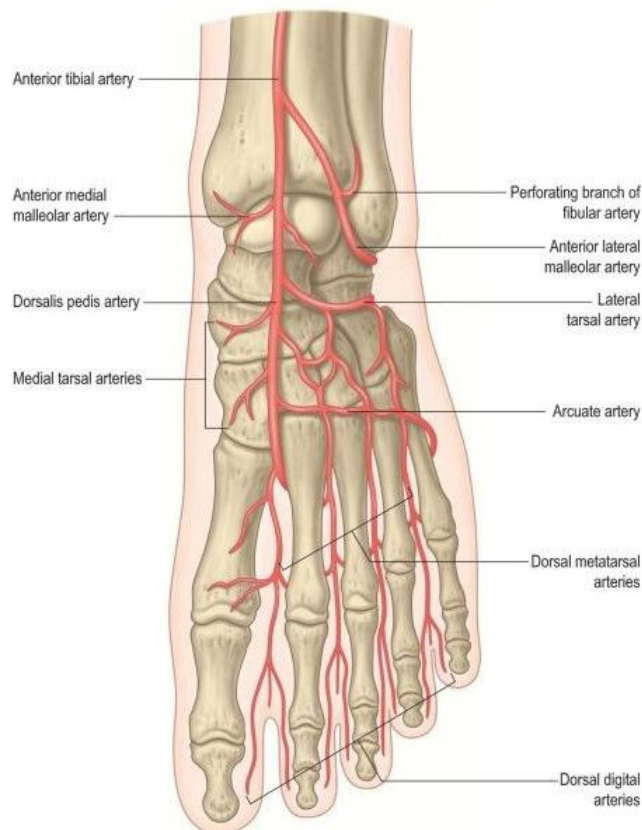


Figura 4.2: vasi sanguigni del piede visti dorsalmente

**arteria dorsale del piede:** l'arteria dorsale del piede è la continuazione dell'arteria tibiale distale. Passa dalla fine del primo spazio intermetatarsale dove gira attorno alla suola



tra le teste del primo muscolo dorsale interosseo e completa l'arco plantare, e fornisce la prima arteria metatarsale. Le sue diramazioni sono:

- le arterie tarsali
- l'arteria arcuata
- la prima arteria dorsale metatarsale
- i vasi cutanei dall'arteria dorsale del piede

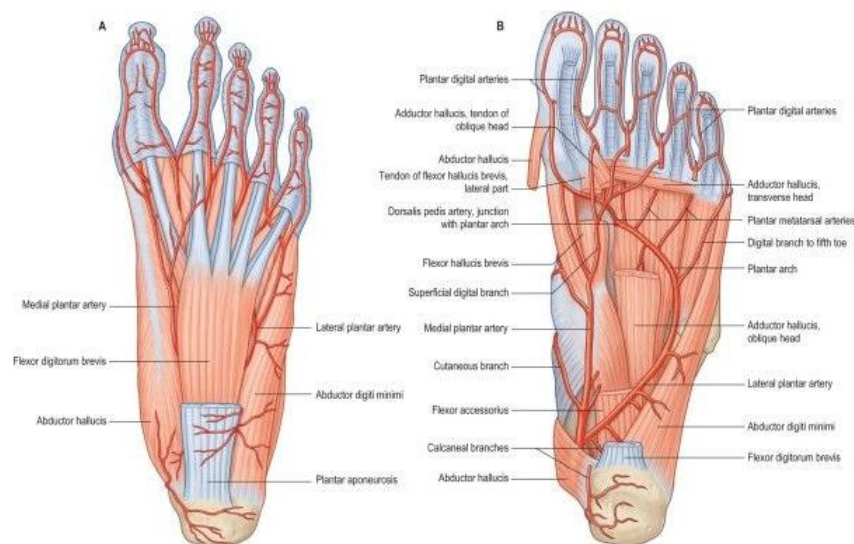


Figura 4.3: vasi sanguigni del piede visti plantarmente

**arco plantare:** l'arco plantare è situato in profondità e si estende dalla quinta base metatarsale alla zona prossimale del primo spazio interosseo. Distalmente è convessa e è situata plantarmente rispetto alle basi del secondo terzo e quarto metatarsali ed agli interossei corrispondenti, ma è dorsale rispetto alla parte obliqua dell'adduttore dell'alluce. Da luogo a tre diramazioni metatarsali perforanti e quattro plantari, e a numerosi rami che irrorano la pelle, le fascie e i muscoli della suola. I tre rami perforanti salgono attraverso le estremità prossimali del secondo, terzo e quarto spazio intermetatarsale, tra le teste degli interossei dorsali e anastomosi e vi sono anastomosi con le arterie dorsali metatarsali. Quattro arterie plantari metatarsali di estendono distalmente tra le ossa metatarsali a contatto con gli interossei. Ogniuna si divide in due arterie plantari digitali, irrorandone le superfici digitali adiacenti. Vicino alla sua divisione, ogni arteria plantare metatarsale manda ai suoi rami distali perforanti a collegarsi con l'arteria metatarsale dorsale. La prima arteria metatarsale sfocia dalla giunzione tra le arterie plantari laterali e dorsali del piede, e manda un ramo digitale alla zona mediale dell'alluce. Il ramo laterale per il quinto dito arriva direttamente dall'arteria plantare laterali, vicina alla quinta base metatarsale.

**arteria tibiale posteriore:** prima che l'arteria tibiale posteriore si divida nelle sue diramazioni principali, da origine ad un ramo comunicante che decorre posteriormente attraverso la tibia, circa 5cm sopra la sua terminazione distale, in profondità nel flessore lungo del primo dito e raggiunge con un ramo comunicante l'arteria fibolare; i rami calcaneari che salgono dalla zona prossimale della terminazione dell'arteria tibiale posteriore, sfiorano nel retinacolo flessore ed irrorano la pelle e l'adipe dietro al tendine calcaneare. I rami terminali dell'arteria tibiale posteriore sono le arterie plantari e laterali

- arteria plantare mediale
- arteria plantare laterale

### 4.1.2 Sistema venoso superficiale e profondo del piede

Le vene plantari digitali salgono dai plessi nelle regioni plantari delle dita. Si connettono alle vene digitali dorsali dalle quattro vene plantari metatarsali che decorrono prossimalmente negli spazi intermetatarsali e connettono attraverso vene perforanti le vene dorsali; quindi continuano a formare l'arco venoso plantare profondo che è situato lungo l'arco arterioso plantare. Da questo arco venoso, vene plantari mediali e laterali decorrono vicino alle arterie corrispondenti e, dopo essere entrate in comunicazione con la grande e la piccola vena safena, formano le vene tibiali posteriori dietro al malleolo mediale. Le vene principali tra quelle superficiali sono la grande e la piccola vena safena. Le loro diramazioni sono per la maggior parte senza nome. Le vene digitali ricevono rami dalle vene digitali plantari nelle aperture tra le dita, e quindi si collegano a formare le vene dorsali metatarsali, che sono unite attraverso le parti prossimali delle ossa metatarsali nell'arco venoso dorsale. Prossimalmente a questo arco, una rete di vene dorsali irregolari riceve diramazioni dalle vene profonde e continua prossimalmente con una rete venosa nella gamba. Ad ogni lato del piede, questa rete si connette con le vene marginali mediali e laterali che sono entrambe formate principalmente dalle vene delle zone superficiali della suola. Nella suola, le vene superficiali dall'arco plantare cutaneo attraversano le radici delle dita e si immettono nelle vene marginali mediali e laterali. Prossimalmente all'arco plantare vi è un plesso venoso plantare cutaneo particolarmente denso nel tessuto adiposo del tallone. Questo si connette con l'arco venoso plantare cutaneo e ad altre vene profonde, ma si immette soprattutto nelle vene marginali. Le vene della suola sono una parte importante dell'arto inferiore, a formare una pompa venosa che permette la propulsione del sangue verso l'alto. La compressione intermittente del piede è un fenomeno che permette il flusso del sangue e riduce il rischio di trombosi durante i periodi di maggior rischio, come in seguito ad interventi chirurgici.

## 4.2 Terminazioni nervose

**nervo peroneo superficiale:** nervo peroneo superficiale: inizia alla biforcazione del nervo peroneo comune. Giace inizialmente in profondità al peroneo lungo, quindi passa antero-inferiormente tra il peroneo lungo e il breve e l'estensore lungo delle dita e forse la fascia profonda nel terzo distale della gamba. Si divide in un largo nervo cutaneo mediale dorsale e uno più piccolo, situato più lateralmente, il nervo cutaneo dorsale intermedio, solitamente dopo aver forato la fascia crurale, ma a volte mentre è ancora fino alla fascia. Poiché il nervo giace tra i muscoli, connette il peroneo lungo, il peroneo breve e la pelle della bassa gamba. La parte più profonda e la distribuzione periferica delle dita del nervo peroneo superficiale è soggetta a considerevoli variazioni. Diramazioni: il nervo cutaneo dorsale mediale passa anteriormente alla caviglia, e si divide in due rami digitali, uno che connette la zona mediale del primo dito e l'altro che la zona adiacente del secondo e del terzo dito. Comunica con i nervi safeno e il nervo peroneo profondo. Il ramo più piccolo intermedio attraversa lateralmente il dorso del piede. Si divide nei rami dorsali digitali che connettono le zone contigue dal terzo al quinto dito e la pelle della faccia laterale della caviglia, dove si connette con il nervo surale.

**nervo peroneo profondo:** comincia alla biforcazione del nervo peroneo comune, tra il peroneo e la parte prossimale del peroneo lungo. Passa obliquamente in avanti fino all'estensore lungo delle dita fino alla membrana degli interossei e raggiunge l'arteria tibiale

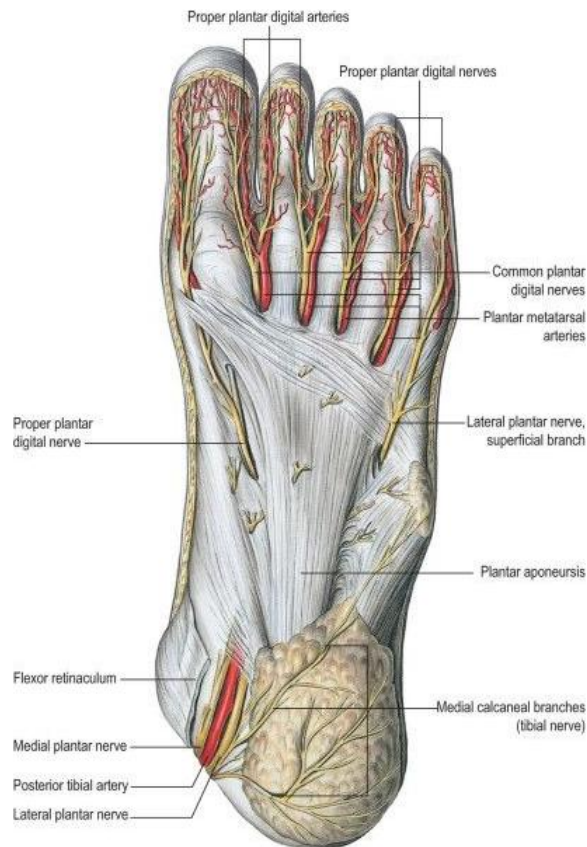


Figura 4.4: Terminazioni nervose del piede

anteriore nel terzo prossimale della gamba. Scende con l'arteria fino alla caviglia, dove si divide nei rami terminali mediale e laterale. Il nervo scendendo passa lateralmente all'arteria, quindi anteriormente e infine ancora lateralmente alla caviglia. Diramazioni: il nervo peroneo innerva i rami del tibiale anteriore, dell'estensore lungo del primo dito, dell'estensore lungo delle dita e del peroneo terzo e un ramo articolare della caviglia. Il ramo laterale attraversa la caviglia fino all'estensore breve delle dita, si allarga come un pseudoganglio e connette l'estensore breve delle dita. Tre piccoli rami interossei si dipartono dall'allargamento per connettere le articolazioni tarsali e metatarso-falangei delle tre dita centrali. Il ramo terminale mediale decorre distalmente sul dorso laterale del piede all'arteria dorsale del piede, e si connette con il ramo mediale del nervo peroneo superficiale nel primo spazio interosseo. Si divide quindi nei due nervi dorsali digitali che connettono zone adiacenti del primo e del secondo dito. Prima di dividersi, da origine ad un ramo interosseo che connetter l'articolazione metatarso-falangea. Il nervo peroneo profondo può terminare in tre rami

**nervo tibiale:** nella gamba il nervo tibiale scende con i vasi tibiali posteriori e giace tra il tallone e il malleolo mediale. Prossimalmente arriva dal soleo e dal gastrocnemio, ma nel suo terzo distale è coperto solo dalla fascia e dalla pelle, sovrapposto a volte dal flessore lungo del primo dito. Inizialmente è mediale ai vasi tibiali posteriori, e li attraversa dietro di questi e scende lateralmente a questi fino a dividersi in due. Giace sul tibiale posteriore per la maggior parte del corso tranne a livello distale, dove si congiunge alla faccia posteriore della tibia. Il nervo tibiale finisce dietro al flessore del retinacolo dividendosi nei nervi plantari mediali e laterali

Diramazioni: i rami del tibiale sono i nervi:

- articolari: accompagnano dalle arterie genicolari superiore ed inferiore mediale dal ginocchio. Formano un plesso con un ramo dal nervo otturatore e connettono il legamento popliteo obliquo. I rami accompagnano le arterie genicolari superiore ed inferiore e connettono anche la parte mediale della capsula. Appena prima che il nervo tibiale si biforchi connette anche la caviglia.
- muscolari: i rami muscolari prossimali salgono tra le teste del gastrocnemio e connettono il gastrocnemio, il plantare, il soleo e il popliteo. Il nervo dal soleo entra nella sua faccia superficiale. I rami dal popliteo scendono obliquamente attraverso i vasi poplitei, ruotando attorno al bordo distale del muscolo nella sua faccia anteriore. Innerva anche il tibiale posteriore, l'articolazione tibio-peronea prossimale e la tibia, e da luogo al ramo interosseo che scende vicino al perone per raggiungere l'articolazione tibio-peronea distale. I rami muscolari nella gamba, sia indipendenti o meno al tronco comune, innervano il soleo, nella sua superficie profonda, il ribiale posteriore, il flessore lungo delle dita e il flessore lungo del primo dito. I rami del flessore lungo del primo dito accompagnano i vasi peronei
- mediale calcaneare: il nervo calcaneare mediale sale dal nervo tibiale e fora il flessore del retinacolo per The medial calcaneal nerve arises from the tibial nerve and perforates the flexor retinaculum to supply the skin of the heel and medial side of the sole.
- plantare mediale: è il più largo ramo terminale del nervo tibiale, e giace lateralmente all'arteria plantare mediale. Dalla sua origine sotto il flessore del retinacolo, passa fino all'abduktore dell'alluce, e quindi compare tra questo e il flessore breve delle dita, e da origine al nervo mediale digitale del primo dito e si divide vicino alle basi dei metatarsi in tre nervi plantari digitali. I rami cutanei forano l'aponeurosi plantare tra l'abduktore del primo dito e il flessore breve delle dita per innervare la pelle della pianta del piede. I rami muscolari connettono l'abduktore del primo dito, del flessore breve delle dita, del flessore breve del primo dito e del primo lombricale. I primi due salgono vicino all'origine del nervo ed entrano nella superficie profonda dei muscoli. rami del flessore breve del primo dito va dal nervo digitale mediale del primo dito e quello del primo lombricale dal primo nervo plantare digitale comune. I rami articolari connettono le articolazioni del tarso e del metatarso. I tre nervi plantari comuni passano tra i lembi dell'aponeurosi plantare, ciascuno dividendosi in due rami digitali. Il primo connette le zone adiacenti del primo e del secondo dito e il secondo connette le zone adiacenti del secondo e del terzo; il terzo connette le zone adiacenti del terzo e del quarto dito, e si connette anche con il nervo laterale plantare. Il primo da un ramo al primo lombricale. Ogni nervo digitale ha rami cutanei e articolari: vicino alle falangi distali e dorsali dei rami connettono le strutture attorno alle unghie, e la terminazione di ogni nervo connette la punta delle dita. I rami digitali comuni del nervo plantare mediale sono distribuiti in una maniera simile a quelli del nervo mediano, come i rami motori dei due nervi. L'abduktore del primo dito, il flessore breve delle dita e il primo lombricale sono connessi dal lombricale mediale e plantare.
- plantare laterale: il nervo plantare laterale connette la pelle del quinto dito, la metà laterale del quarto dito e la maggior parte dei muscoli profondi del piede. Passa lateralmente e anteriormente dall'arteria mediale alla plantare, attraverso il tubercolo del quinto metatarsale. Quindi passa tra il flessore breve delle dita e l'accessorio, e termina tra il flessore breve del quinto dito e l'abduktore del quinto dito dividendosi in rami profondi e superficiali. Prima di dividersi innerva il flessore breve accessorio e l'abduktore del quinto dito e da origine ai piccoli rami che forano

la fascia plantare per innervare la pelle della parte laterale della suola. Il ramo superficiale si divide in due nervi plantari comuni: il laterale innerva la zona laterale del quinto dito, il flessore breve delle dita e i due interossei nel quarto spazio intermetatarsale; il mediale connette con il terzo ramo plantare comune del nervo plantare mediale e si divide in due per innervare le zone adiacenti del quarto e del quinto dito. Il ramo profondo accompagna l'arteria plantare laterale fino al tendine flessore e all'adduttore del primo dito e connette il secondo e il quarto lombricale, l'adduttore del primo dito e tutti gli interossei, tranne quelli del quarto spazio intermetatarsale. I rami del secondo e del terzo lombricale passano distalmente fino alla testa trasversa dell'adduttore dell'alluce, girano attorno al suo bordo distale e li raggiungono.

- nervo surale: scende tra le teste del gastrocnemio, fora la fascia profonda prossimalmente nella gamba, e è raggiunto ad un livello variabile, dal ramo comunicante del nervo peroneo comune. Alcuni autori fanno terminare questo ramo nel nervo cutaneo laterale surale, e il tronco principale nel nervo surale mediale cutaneo. Il nervo surale scende lateralmente al tendine calcaneare, vicino alla vena safena corta, attraverso la regione tra il malleolo laterale e il calcagno e connette la pelle posteriore e laterale del terzo distale della gamba. Questo poi passa distalmente fino al malleolo laterale lungo la zona laterale del piede e del quinto dito, innervando la pelle che lo riveste. Si connette con il nervo femorale cutaneo posteriore nella gamba e con il nervo peroneo superficiale nel dorso del piede. La superficie che

## 4.3 Pelle

**Vasi sanguigni e dotti linfatici** La pelle attorno alla caviglia è irrorata:

- dalle arterie antero-laterali e antero-mediali malleolari dell'arteria tibiale anteriore,
- dalle diramazioni mediali malleolari dell'arteria tibiale posteriore,
- dal lembo perforante delle arterie tibiali e fibolari anteriori e posteriori.

La maggior parte del volume sanguigno proviene dalla zona mediale del tallone e dalle diramazioni mediali-calcaneari dell'arteria plantare laterale passante attraverso il flessore del retinacolo; la pelle della zona laterale del tallone è irrorata dalle diramazioni calcaneali dell'arteria fibolare e dell'arteria tarsale laterale. La pelle del piede è molto irrorata da sangue arterioso che arriva dalle diramazioni dell'arteria dorsale del piede (la diretta continuazione dell'arteria tibiale), dall'arteria posteriore tibiale e dalle arterie fibolari. La pelle che ricopre il dorso del piede è irrorata dall'arteria dorsale del piede, e dalla sua continuazione, cioè la prima arteria dorsale metatarsale, con un piccolo contributo dal ramo del lembo perforante anteriore dell'arteria fibolare e dalle arterie anastomotiche marginali sui bordi mediali e laterali del piede. La pelle della pianta è irrorata dai rami perforanti delle arterie plantari mediali e laterali (i rami terminali dell'arteria tibiale posteriore). La pelle dell'avampiede è irrorata da diramazioni cutanee delle arterie sagittali comuni

Il flusso venoso cutaneo avviene attraverso archi venosi dorsali e plantari, i quali affluiscono nelle vene marginali mediali e laterali. A livello plantare la rete di vene superficiali formano un reticolo intradermico e sottodermico che affluisce alle vene marginali mediali e laterali. Le diramazioni che seguono le arterie plantari mediali e laterali nascono da una rete venosa profonda. Unicamente all'interno dell'arto inferiore, sangue venoso affluisce al piede in due direzioni. Tuttavia, quando sono presenti delle valvole, il flusso va dal sistema plantare al

sistema superficiale. Da qui il sangue lascia il piede nelle vene superficiali e profonde dell'arto inferiore.

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

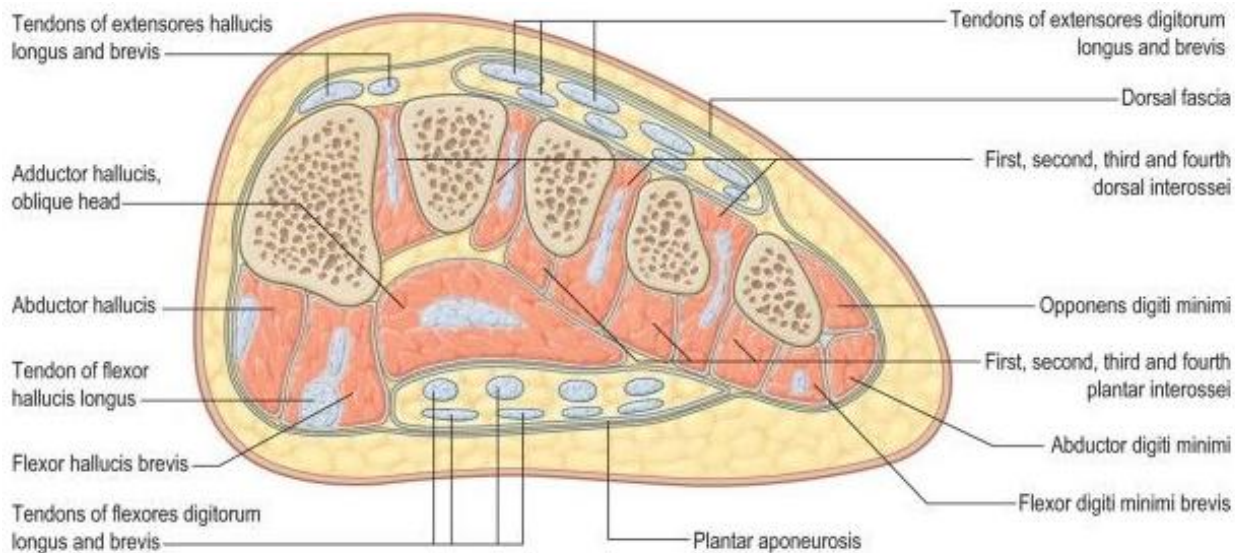


Figura 4.5: Sezione trasversale del mesopiede

**Innervazioni cutanee** La pelle che copre la caviglia è connessa dal quarto e quinto nervo lombare spinale e dal primo nervo sacrale spinale. Le innervazioni del dorso del piede sono provviste medialmente dal nervo safeno, centralmente dal nervo fibolare superficiale e lateralmente dal nervo della sura; le innervazioni del dorso del primo spazio della rete sono costituite dal nervo fibolare profondo. Diramazioni dorsali dei nervi plantari mediali e laterali collegano i letti ungueali. La zona plantare è collegata dai nervi plantari mediali e laterali che nascono come rami terminali del nervo tibiale. Il nervo plantare mediale sensibilizza la zona plantare dell'alluce, del secondo e del terzo dito e della metà mediale del quarto dito. Il nervo plantare laterale collega le aree laterali del quarto dito e l'intero quinto dito. Il tallone è innervato dai rami calcaneari del nervo tibiale.

#### 4.4 Tessuto adiposo specializzato

Il cuscinetto situato in corrispondenza del tallone è soggetto ad intense sollecitazioni ripetute e per questo è adattato a sopportare questo tipo di pressioni. Nell'adulto il cuscinetto ha uno spessore medio di 18mm e l'epidermide ha uno spessore medio di 0,64mm, quando lo spessore medio dell'epidermide nella zona dorsale del piede è di 0,069mm. Il cuscinetto contiene tessuto adiposo elastico organizzato in una configurazione a fibre a spirale legate tra di loro oltre che al tallone a alla pelle. La configurazione delle fibre adipose ottimizza la resistenza alla compressione e all'interno è rinforzato da fibre elastiche diagonali e trasversali che separano l'adipe in compartimenti. Nell'avampiede il tessuto sottocutaneo consiste in tessuto fibroso lamellare organizzato a spirale contenente tessuto adiposo attaccato superficialmente al derma, tramite fibre verticali, e internamente all'aponeurosi plantare. L'adipe è particolarmente spesso nella regione delle articolazioni metatarso-falangea, e attutisce il

piede durante la fase dello stacco delle dita della locomozione. Analogamente al cuscinetto del tallone, il cuscinetto dell'avampiede è strutturato per sopportare forze di compressione o tangenziali. La loro eventuale atrofia può manifestarsi con dolore persistente nella regione plantare distale.





# Capitolo 5

## Gli archi

Gli archi consentono ai piedi di sopportare il peso del corpo e le sollecitazioni della locomozione, e sono tali da massimizzare la loro funzionalità minimizzando la quantità di tessuti necessari alla struttura. Sono formati dalle ossa del piede e resi resistenti dai legamenti. Se ne individuano tre: arco longitudinale mediale, arco longitudinale laterale, arco trasversale.

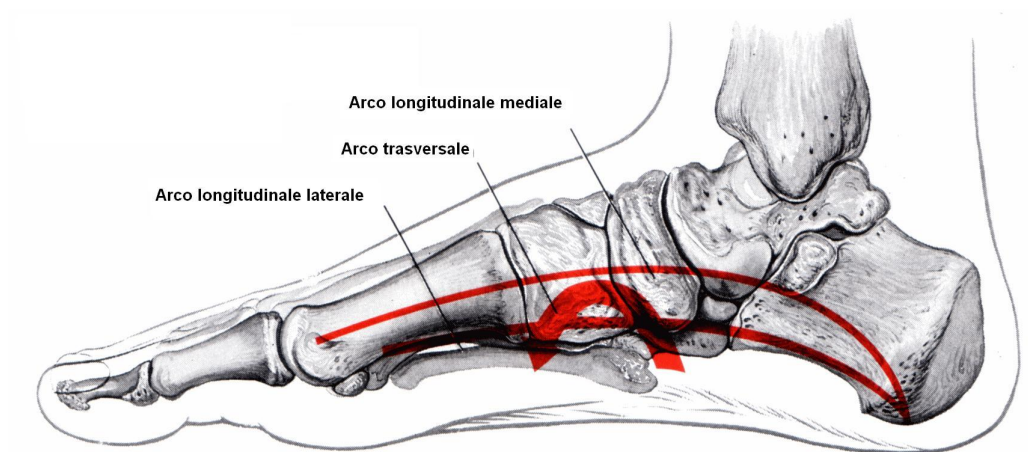


Figura 5.1: Archi del piede: vista mediale.

### 5.1 Arco longitudinale mediale

Il margine mediale del piede si inarca tra la zona prossimale del tallone e la zona mediale delle tre articolazioni metatarsofalangee, a formare un arco visibile, formato dal calcagno, dalla testa dell'astragalo, dal navicolare, dai tre cuneiformi e dai tre metatarsi più mediali. I pilastri posteriore ed anteriore sono rispettivamente la parte posteriore della superficie inferiore del calcagno e le tre teste dei metatarsi dei primi tre raggi. La stabilità dell'arco è dovuta in parte alle ossa stesse, ma soprattutto al contributo dei legamenti. La più importante struttura legamentosa è l'aponeurosi plantare, che lega i due pilastri di supporto. La flessione dorsale, soprattutto per quanto riguarda l'alluce, tende ad avvicinare i due pilastri, inarcando così

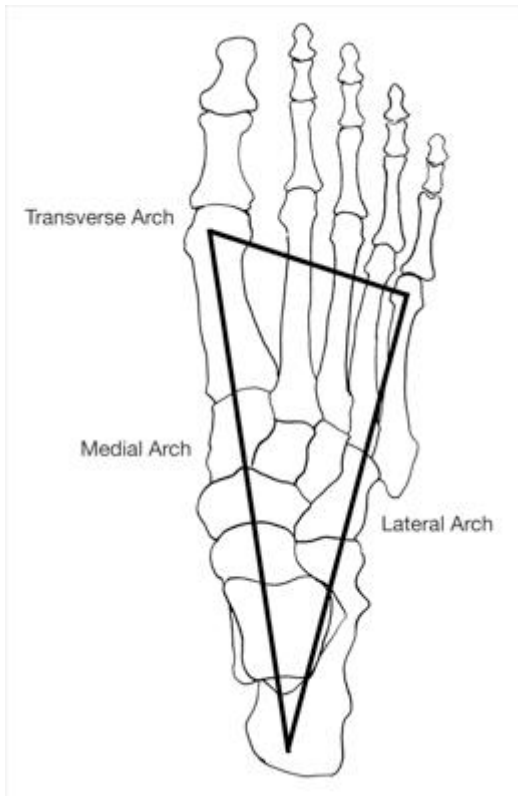


Figura 5.2: Archi del piede: vista dorsale.

l'arco: si tratta del cosiddetto "windlass mechanism" (meccanismo a verricello). Importante è anche il legamento plantare calcaneo navicolare, che supporta la testa dell'astragalo: se questo legamento cede, il navicolare e il calcagno si separano, permettendo alla testa dell'astragalo, che è il punto più alto dell'arco, di scendere. Contribuiscono alla stabilità dell'arco anche il legamento astragalocalcaneare e le fibre anteriori del legamento deltoide, dalla tibia al navicolare. I muscoli hanno un ruolo nel sostegno dell'arco longitudinale mediale. Il flessore lungo dell'alluce agisce come la corda di un arco. Contribuiscono al sostegno, anche se in minor misura, anche il flessore lungo delle dita, l'abducente dell'alluce e la metà mediale del flessore breve delle dita. Il tibiale posteriore e anteriore invertono e adducono il piede, e ciò facilita l'innalzamento del bordo mediale. L'importanza del tibiale posteriore è manifesta quando l'arco longitudinale mediale collassa a causa del cedimento del suo tendine.

## 5.2 Arco longitudinale laterale

L'arco laterale longitudinale è molto meno pronunciato del mediale. Le ossa che costituiscono l'arco longitudinale mediale sono il calcagno, il cuboide e il quarto e il quinto metatarsale: questi contribuiscono in parte alla stabilità dell'arco. I pilastri sono il calcagno, posteriormente, e la testa dei due metatarsali, anteriormente. I legamenti hanno un ruolo più importante nella stabilizzazione dell'arco, in particolare la parte laterale dell'aponeurosi (o fascia) plantare e i legamenti plantari lungo e corto. Tuttavia il maggior contributo al sostegno dell'arco laterale è dovuto al tendine tibiale lungo. Al sostegno dell'arco contribuiscono anche i due legamenti laterali del flessore lungo delle dita (e del flessore accessorio), i muscoli del primo strato (la metà laterale del flessore breve delle dita e dell'abducente del 5° dito) e il tibiale breve e il peroneo terzo.

## 5.3 Arco trasversale

Le ossa coinvolte nell'arco trasversale sono le basi delle cinque metatarsali, il cuboide e le cuneiformi. Le cuneiformi intermedia e mediale hanno forma di cuneo e sono quindi adatti al sostegno dell'arco trasversale. La stabilità dell'arco è principalmente attuata dai legamenti, che fasciano le cuneiformi e le basi dei metatarsali, e anche dai tendini del muscolo tibiale lungo, che tendono ad avvicinare i bordi mediale e laterale del piede. Un arco superficiale è mantenuto a livello della testa del metatarso grazie al legamento trasverso profondo, fibre trasverse che legano insieme le inserzioni dell'aponeurosi plantare (anche detta ligamento arcuato), e, in piccola parte anche grazie alla testa trasversa dell'adduttore dell'alluce.



## Parte II

**Ruolo dell'avampiede nella stazione e  
nelle differenti modalità di locomozione**



---

Dopo aver studiato l'anatomia dell'avampiede ci interessa capire quale sia la sua funzione e come esso la svolga. Le attività tipiche che coinvolgono tale struttura sono quelle della stazione eretta e della locomozione: di quest'ultima ne analizziamo la deambulazione e la corsa. Non bisogna trascurare che possono esserci differenze rilevanti anche tra differenti velocità di cammino o di corsa. Queste sono attività compiute dalla maggior parte delle persone, anche se esistono molte discipline nelle quali l'avampiede viene utilizzato in modi spesso molto differenti rispetto a quelli per cui sarebbe maggiormente predisposto, e che necessiterebbero di una trattazione più specifica. Altrettanto si potrebbe fare per quanto riguarda soggetti aventi patologie o anomalie nelle strutture che coinvolgono l'apparato locomotore. Limitandoci al nostro ambito, dopo avere descritto brevemente i movimenti che il piede può compiere isolandolo dal resto dell'arto, vediamo come si svolgono la stazione eretta, la deambulazione e la corsa; quindi riportiamo alcuni parametri riguardanti le fasi in cui il piede è in appoggio discutendo come si svolge il contatto e infine ci soffermiamo sulla risposta delle strutture dell'avampiede, in particolare articolazioni, muscoli e tessuti molli in generale.





# Capitolo 6

## I movimenti del piede

Per i piedi come per il corpo umano in generale si considerano tre piani:

- Sagittale
- Trasversale
- Frontale

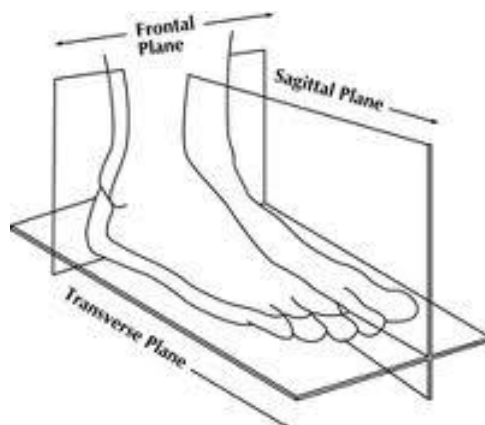


Figura 6.1: Piani del corpo umano.

### 6.1 Abduzione ed adduzione

La posizione di riferimento è con il piede sul piano orizzontale, in queste condizioni si ha un movimento di adduzione quando la punta del piede si porta in dentro, verso il piano di simmetria del corpo, mentre si ha un movimento di abduzione quando la punta del piede gira all'esterno e si allontana dal piano di simmetria Figura 6.2. L'ampiezza dei movimenti di adduzione–abduzione eseguiti unicamente nel piede varia dai  $35^\circ$  ai  $45^\circ$ . Va tenuto presente che il movimento del piede sul piano orizzontale può essere aumentato grazie alla somma delle rotazioni esterne–interne del ginocchio e dell'anca che possono portare il piede ad abduzioni di  $90^\circ$ .

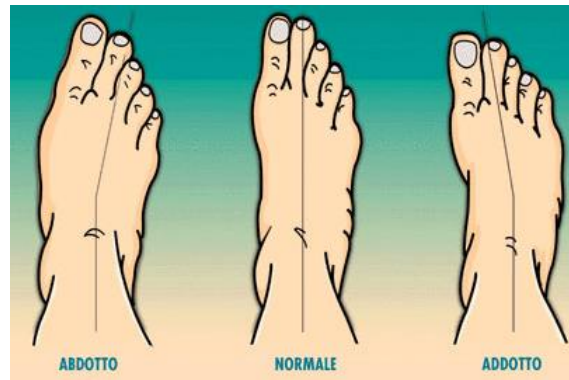


Figura 6.2: Abduzione e adduzione.

## 6.2 Flessione dorsale (flessione) e flessione plantare (estensione)

La posizione di riferimento per la flessione–estensione del piede si realizza quando il piano plantare è perpendicolare all’asse longitudinale della gamba Figura 6.3. Partendo da questa posizione, la flessione del piede, è il movimento che avvicina il dorso del piede alla faccia anteriore della gamba, mentre l’estensione del piede allontana il dorso dello stesso dalla faccia anteriore della gamba e lo porta a disporsi sul prolungamento della stessa. L’angolo di flessione–estensione del piede viene misurato come l’angolo che la pianta del piede forma con l’asse verticale della gamba. In flessione questo angolo ha valori massimi tipici che variano da  $20^\circ$  a  $30^\circ$ , mentre in estensione la sua ampiezza varia da  $30^\circ$  a  $50^\circ$  gradi.

\* Inversione ed estensione per il piede corrispondono rispettivamente all’eversione e all’inversione delle dita del piede; ad esempio l’estensore breve delle dita del piede estende le dita del piede, cioè le avvicina al corpo, ma allo stesso tempo partecipa alla flessione del piede. Si può notare infatti che i muscoli del piede, intrinseci ed estrinseci, siano detti flessore (breve o lungo, dell’alluce, delle dita ecc.) ma abbiano il ruolo di estensori del piede, e viceversa.

## 6.3 Inversione ed eversione

La posizione di riferimento è quella definita per il movimento di flessione–estensione Figura 6.3. La rotazione interna è il movimento che orienta la pianta del piede verso l’interno, questo movimento viene indicato come inversione. L’ampiezza di questo movimento è di circa  $50^\circ$ . La rotazione esterna è il movimento che orienta la pianta del piede verso l’esterno, viene indicato come movimento di eversione. L’ampiezza di questo movimento è circa la metà di quello di inversione e varia dai  $20^\circ$  ai  $25^\circ$ .

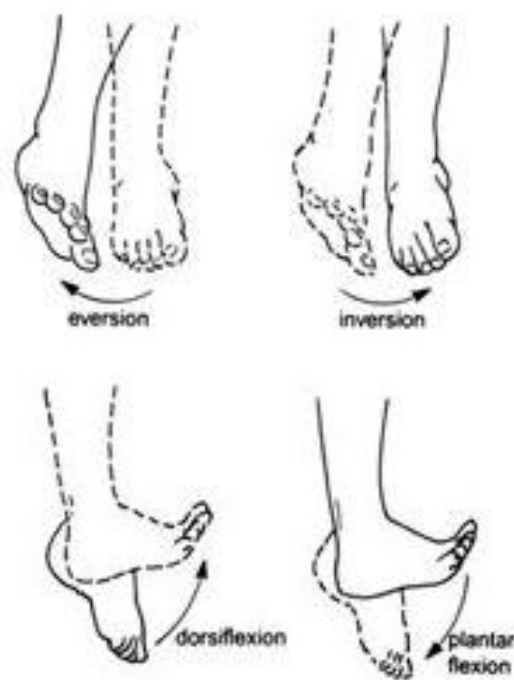


Figura 6.3: Eversione inversione, flessione dorsale e flessione plantare.



# Capitolo 7

## Analisi della stazione, e delle fasi della deambulazione e della corsa

Vediamo ora le condizioni sulla base delle quali vogliamo valutare l'utilizzo dell'avampiede. Descriviamo la stazione eretta, la deambulazione e la corsa soffermandoci sulle differenze tra queste tre fasi.

### 7.1 La stazione eretta

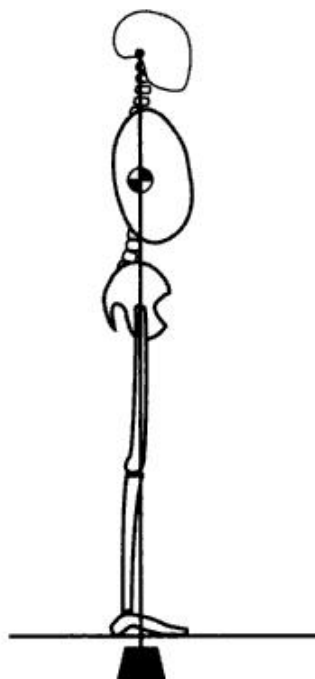


Figura 7.1: Direzione del vettore peso corporeo.

La stabilità nella stazione è determinata dall'insieme dell'allineamento del corpo e dell'attività dei muscoli su ogni articolazione Figura 7.1. Questo perché la struttura ossea e legamentosa è più adatta alla mobilità che alla stabilità: infatti le ossa sono lunghe e le articolazioni sono sferiche, il che significa che per mantenere la stabilità è necessario applicarvi delle forze: se le articolazioni fossero state cubiche sarebbero state necessarie forze minime. Tre fattori possono mettere alla prova la stabilità. Per prima cosa il rapporto tra la massa

che viene trasportata e la massa che costituisce il sistema locomotore: infatti l'apparato locomotore determina solamente il 30% della massa del corpo. Importante è anche la natura multisegmentata delle strutture di supporto e il profilo delle articolazioni degli arti inferiori. Le forze che agiscono sulle articolazioni sono: il peso del corpo, le tensioni dei legamenti e l'attività muscolare.

In ogni segmento del corpo si può individuare un centro di massa: si ha stabilità di un segmento quando il suo centro di massa si trova allineato direttamente al centro dell'articolazione di supporto: ogni parte del corpo tenderebbe a cadere se tali fattori venissero a mancare.

Con il corpo eretto e il peso distribuito tra i due piedi, la richiesta di lavoro muscolare è minima, e non si ha accelerazione in quanto la velocità di locomozione è nulla. In teoria la stazione dovrebbe poter essere ottenuta senza l'azione dei muscoli, ma in pratica nessuna articolazione è perfettamente bloccata e quindi lo scivolamento può sbilanciare ogni segmento.

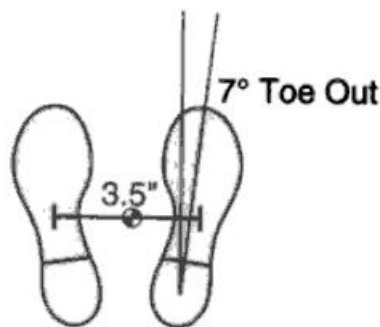


Figura 7.2: Posizione naturale dei piedi durante la stazione [3]

Nel piano frontale la larghezza dell'area di supporto del piede è determinata dalla distanza tra i margini laterali dei piedi. I classici 7° di inclinazione per ogni piede Figura 7.2 fanno sì che l'area dell'avampiede sia più grande di quella relativa al retro piede. La distanza media tra i centri dei piedi è di circa 7-8cm.

La posizione durante la stazione è simile a quella dell'appoggio intermedio della deambulazione, da cui segue che da come una persona si regge in piedi si può intuire quale sia la sua abilità nel camminare

Anche a riposo si rileva un continuo e lento movimento nel piano frontale e sagittale dovuto allo spostamento del peso tra i due arti. Ciò è dovuto alla dinamica cardiaca e alla non assoluta propiocezione, cioè assoluta capacità del corpo di percepire la propria posizione [3].

## 7.2 La deambulazione

Abbiamo scelto la suddivisione del ciclo del cammino riportata da J. Perry et al. (1992) Figura 7.3. Non esiste volontarietà nel cammino se non nel suo avvio, nelle variazioni di percorso e nella decisione di arrestarsi. Tuttavia, durante la camminata il nostro corpo si trova costretto a gestire alcune situazioni molto importanti:

- generazione di una forza propulsiva da parte dei muscoli;
- mantenimento dell'equilibrio e stabilità del corpo nonostante le continue variazioni posturali;
- assorbimento del trauma causato dall'impatto del piede con il terreno;

- ottimizzazione del gesto atletico in modo da renderlo automatico e poco dispendioso per l'organismo;

La deambulazione è quindi data da una successione ciclica di movimenti ritmici alternati che ci consente di spostare in avanti il nostro corpo. Per comprendere meglio la biomeccanica del cammino cerchiamo di analizzare il singolo ciclo della locomozione.

Viene definito ciclo del cammino il periodo che intercorre tra due appoggi successivi dello stesso piede al terreno. A sua volta questo ciclo può essere suddiviso come segue:

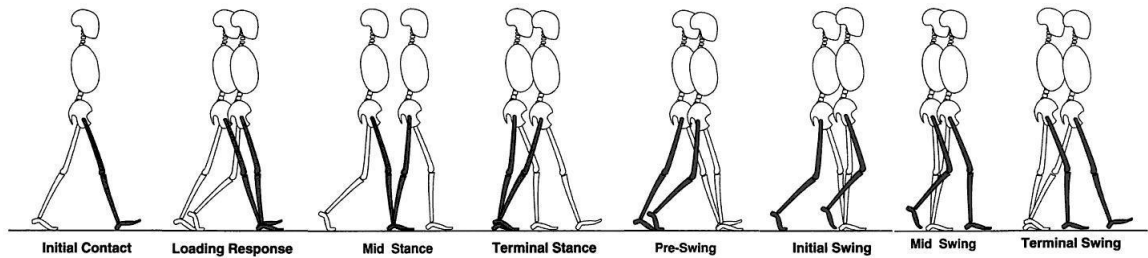


Figura 7.3: Schema delle fasi della deambulazione.

- Fase di Appoggio (Stance)(0-60%): il piede rimane a contatto con il suolo. Questa fase occupa circa il 60% del ciclo del passo e diminuisce sempre più mano a mano che si aumenta la velocità di deambulazione (nella corsa si riduce fino al 37% circa)
  - Accettazione del peso (weight acceptance)(0-10%)
    - Contatto iniziale (Initial contact o heel off)(0-2%): è il momento in cui il piede tocca il terreno con il tallone.  
Obiettivo: l'arto si prepara all'appoggio e a sostenere il peso;
    - Risposta al carico (Loading response o foot flat)(0-10%): il piede appoggia per intero: il peso è distribuito su due arti; finisce quando l'altro piede si stacca da terra.  
Obiettivo: assorbire l'urto dell'appoggio, trovare l'equilibrio, mantenere la progressione;
  - Supporto su un solo arto (single limb support)(10-50%)
    - Appoggio intermedio (Mid stance)(10-30%): inizia quando l'altro piede si stacca e finisce quando il piede è allineato sull'avampiede.  
Obiettivo: mantenere la progressione e la stabilità;
    - Appoggio finale (Terminal stance o push off)(30-50%): fase finale del supporto singolo. Inizia quando il tallone si alza e finisce quando l'altro piede tocca il suolo; il peso si scarica verso l'avampiede. Obiettivo: mantenere la progressione e la stabilità sull'avampiede;
    - Pre-oscillazione (Pre-swing o toe off)(50-60%): è la fase finale dell'appoggio. Inizia quando l'altro piede tocca terra e finisce con lo stacco dal suolo(toe off).  
Obiettivo: il piede si prepara all'oscillazione;
- Oscillazione (Swing)(60-100%): l'arto viene sollevato e portato in avanti per prepararsi all'appoggio successivo;
  - Avanzamento (limb advancement)(60-100%)

- Oscillazione iniziale (Initial Swing)(60-73%): circa un terzo della fase di oscillazione. Inizia con lo stacco del piede dal suolo e finisce quando il piede si sovrappone a quello in appoggio.  
Obiettivo: avanzamento dell'arto;
- Oscillazione intermedia (Mid Swing)(73-87%): inizia quando il piede in oscillazione si sovrappone al piede in appoggio e finisce quando la tibia è in posizione verticale.  
Obiettivo: avanzamento dell'arto;
- Oscillazione finale (Terminal Swing)(87-100%):inizia quando la tibia si trova in posizione verticale al suolo e finisce quando il piede si appoggia al terreno.  
Obiettivo: completare l'oscillazione e preparare l'arto all'appoggio;

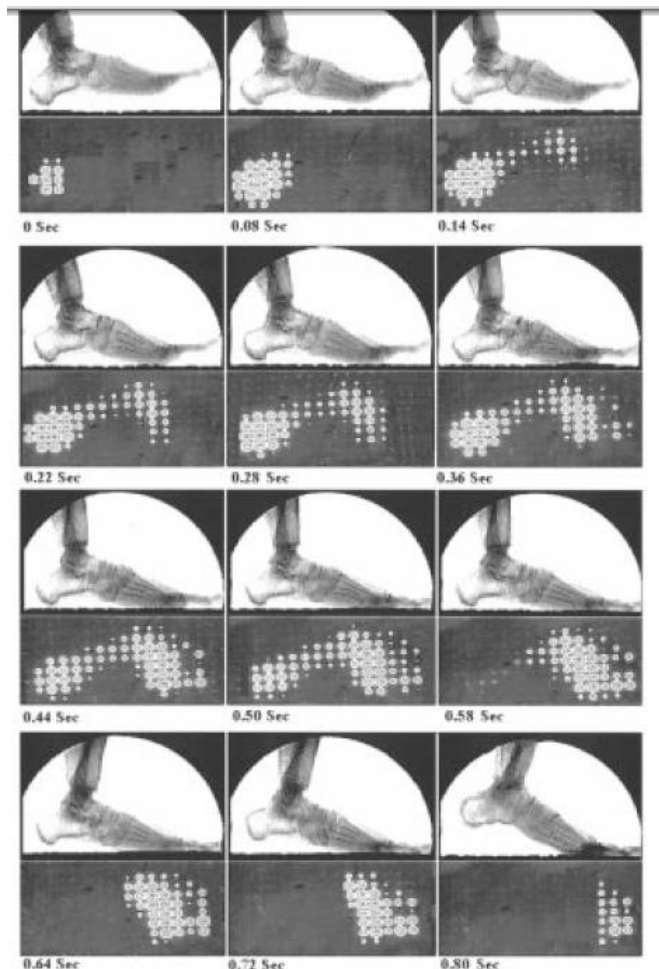


Figura 7.4: Zone di contatto del piede con il suolo in tutta la fase di appoggio [8].

Si vede che le fasi che interessano l'avampiede sono: risposta al carico, appoggio intermedio, appoggio finale, pre-oscillazione: è in contatto con il suolo dal 10% al 60% del ciclo totale, quindi coinvolge il 80-85% della fase di appoggio.



## 7.3 La corsa

Passiamo ora alla descrizione delle fasi della corsa.

L'aspetto fondamentale che differenzia la corsa dal cammino è la fase aerea. Durante questa fase, assente nella normale deambulazione, nessun piede rimane appoggiato a terra. Per un breve periodo di tempo il nostro corpo si trova pertanto "sospeso da terra" Figura 7.5.

Inoltre nella corsa l'appoggio del piede a terra non avviene in sequenza tallone-punta come nel cammino, in quanto come vedremo, la superficie di contatto iniziale dipende dalla velocità.

Considerando il passaggio di un arto da un appoggio sul terreno al successivo contatto con lo stesso, avremo:

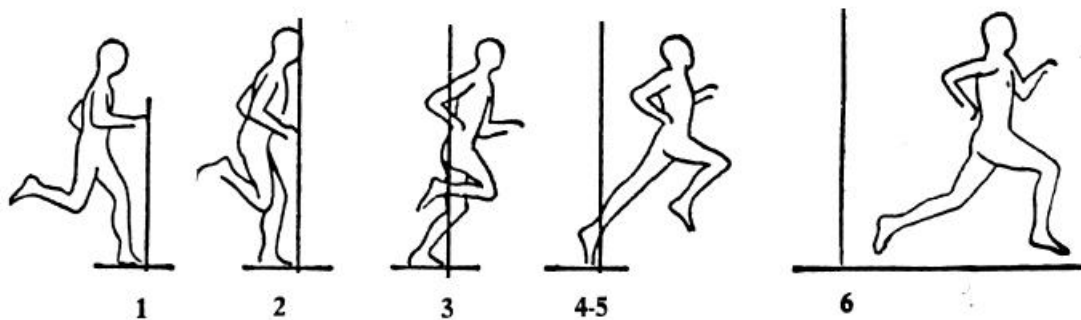


Figura 7.5: Fasi della corsa.

- Contatto con il terreno(1): Il piede prende contatto con il suolo con la parte esterna e l'urto viene ammortizzato nell'articolazione della caviglia, del ginocchio, dell'anca. Successivamente l'appoggio passa sull'intera pianta del piede, fino allo sfioramento del terreno con il tallone, permettendo il compiersi dell'ammortizzazione e del caricamento in preparazione dell'impulso di progressione. Alle diverse velocità con cui si realizza la corsa, corrisponde anche un diverso appoggio del piede sul terreno Figura 9.4.
- Ammortizzazione e caricamento dell'arto(2): il piede è a contatto con il suolo e il peso del corpo grava sull'arto portante; i muscoli agiscono come una molla che viene compressa, e il corpo assume una posizione che permetta la massima resa dalla distensione dei muscoli;
- Avanzamento del baricentro(3): il centro di massa supera per inerzia la verticale del punto di appoggio; inizia la rullata e la spinta del piede;
- Azione avanzante dell'arto libero(4): l'avanzamento dell'arto viene sfruttato per l'avanzamento del centro di massa;
- Spinta dell'arto portante(5): il piede agendo sul terreno determina, assieme alla distensione della gamba, la velocità di spostamento;
- Fase aerea(6): nessuna parte del corpo tocca terra, e il corpo è proiettato nella direzione di spinta; la muscolatura si distende e si coordina per trovare la posizione adatta per il contatto successivo;

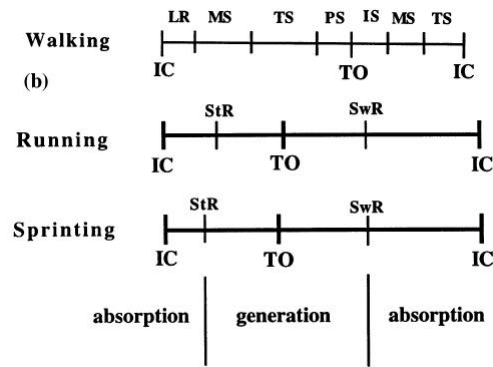


Figura 7.6: Proporzione delle varie fasi rispetto al ciclo totale nel cammino nella corsa e nella corsa veloce (sprint); LR:risposta al carico, MSt: appoggio intermedio, TSt: appoggio finale, PS:preoscillazione, PSw: preoscillazione, ISw: oscillazione iniziale, MSw: oscillazione intermedia, TSw: oscillazione finale.

Dalle figure Figura 7.6 e Figura 7.7 si evince come:

- la velocità sia inversamente proporzionale al tempo dell'intero ciclo, e di conseguenza alla durata delle varie fasi: notiamo però che varia anche la proporzione tra le varie fasi, in particolare la fase di appoggio che nella camminata copre circa il 60% si riduce al 30% nella corsa fino ad un 20% a velocità elevate;
- la fase aerea (swing) compare nella corsa ed aumenta di durata per velocità maggiori.

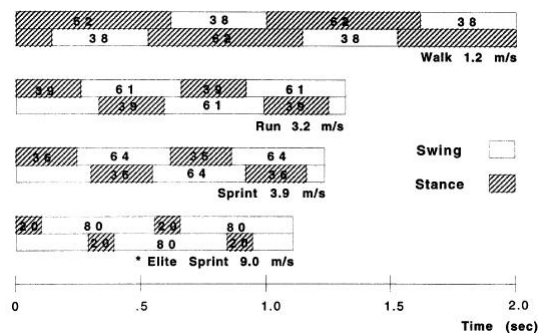


Figura 7.7: Durata[s] dell'intero ciclo nella camminata (1.2m/s), nella corsa (3.2m/s) e nella corsa veloce (3.29m/s)(sprint) e nella corsa di atleti professionisti(elite sprint (9.0m/s)):LR:risposta al carico, MSt: appoggio intermedio, TSt: appoggio finale, PS:preoscillazione, PSw: preoscillazione, ISw: oscillazione iniziale, MSw: oscillazione intermedia, TSw: oscillazione finale.

## Capitolo 8

# Muscoli del piede che intervengono nelle fasi del ciclo del passo

Riportiamo i dati riportati da J. Perry [3] relativamente all'azione dei muscoli coinvolti nelle differenti fasi della deambulazione, limitandoci ai muscoli trattati nella parte di anatomia, che sono quelli che si inseriscono nell'avampiede. I grafici rappresentano l'intensità di azione del muscolo in funzione del tempo. L'intensità è espressa in MMT (Manual Muscle Test), unità di misura utilizzata per valutare la capacità di contrazione di un muscolo.

- Muscoli anteriori della gamba
  - **Muscolo tibiale anteriore:** flessione dorsale, inversione, adduzione. È il muscolo principale nella fase di flessione dorsale, nonché quello di sezione maggiore;
  - **Muscolo estensore lungo delle dita del piede:** flessione dorsale, eversione, abduzione. Ha la stessa funzione del tibiale anteriore ma con un'intensità minore; è praticamente fuso assieme al peroneo terzo, con cui condivide; la sua massa, comprendendo anche il peroneo terzo è di circa il 40% del tibiale anteriore un tendine: la loro azione è considerata assieme;
  - **Muscolo estensore lungo dell'alluce:** flessione dorsale, inversione, adduzione. Ha una massa pari a circa il 20% rispetto al tibiale anteriore;
  - **Muscolo peroneo anteriore (o peroneo 3°):** flessione dorsale, eversione, abduzione. Ha una massa pari a circa il 20% rispetto al tibiale anteriore;
- Muscoli laterali della gamba
  - **Muscolo peroneo lungo:** Flessione plantare, eversione, abduzione;
  - **Muscolo peroneo breve:** Flessione plantare, eversione, abduzione;
- Muscoli posteriori della gamba
  - Muscoli dello strato superficiale,
    - \* **Muscolo tricipite della sura:** Flessione plantare;
    - \* **Muscolo plantare (gracile):** Flessione plantare;
  - Muscoli dello strato profondo
    - \* **Muscolo popliteo:** Flessione della gamba;
    - \* **Muscolo flessore lungo delle dita del piede:** Flessione plantare, inversione, sostegno volta plantare;

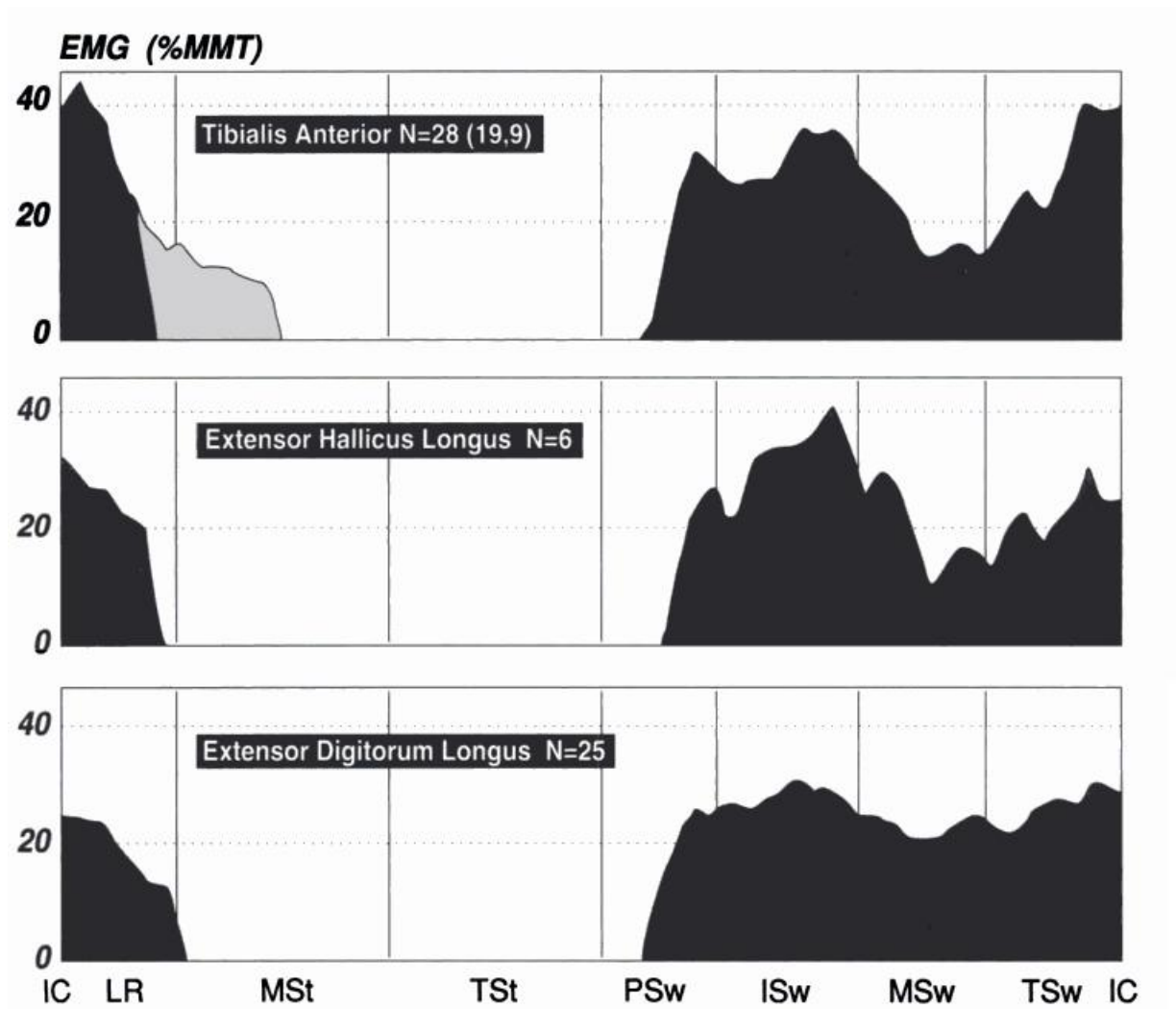


Figura 8.1: Muscoli che flettono dorsalmente la caviglia: tibiale anteriore, estensore lungo dell'alluce e estensore lungo delle dita. Il grafico riporta l'intensità della forza in MMT in funzione della fase del cammino: IC: contatto iniziale, LR:risposta al carico, MSt: appoggio intermedio, TSt: appoggio finale, PS: preoscillazione, PSw: preoscillazione, ISw: oscillazione iniziale, MSw: oscillazione intermedia, TSw: oscillazione finale.

- \* **Muscolo flessore lungo dell'alluce:** Flessione plantare, inversione, sostegno volta plantare;
- \* **Muscolo tibiale posteriore:** Flessione plantare, inversione, adduzione;

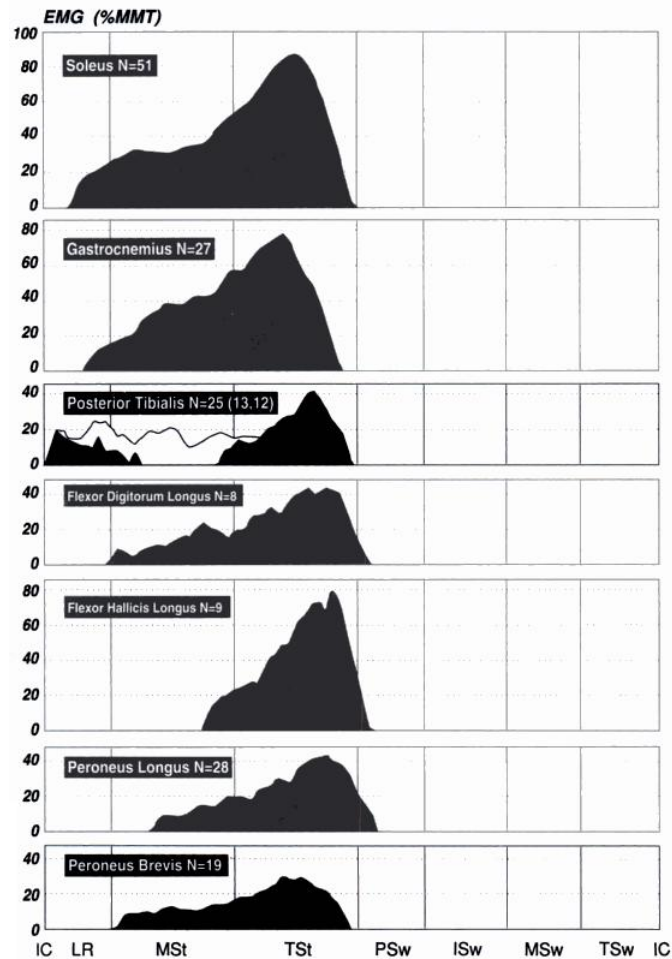


Figura 8.2: Muscoli che flettono plantarmente la caviglia: tibiale anteriore, estensore lungo dell'alluce e estensore lungo delle dita. Il grafico riporta l'intensità della forza in MMT in funzione della fase del cammino: IC: contatto iniziale, LR:risposta al carico, MSt: appoggio intermedio, TSt: appoggio finale, PS: preoscillazione, PSw: preoscillazione, ISw: oscillazione iniziale, MSw: oscillazione intermedia, TSw: oscillazione finale.

- Muscoli dorsali del piede:
  - **Muscolo estensore breve delle dita (o pedidio) e estensore breve dell'alluce (considerato autonomamente o meno rispetto all'estensore breve delle dita):** Eversione
- Muscoli plantari del piede:
  - Muscoli plantari mediali, tra cui:
    - \* **Muscolo abductore dell'alluce(1).**
    - \* **Muscolo flessore breve dell'alluce(3).**
    - \* **Muscolo adduttore dell'alluce(3).**
  - Muscoli plantari laterali, tra cui
    - \* **Muscolo abductore del 5° dito (1).**
    - \* **Muscolo flessore breve del 5° dito(3).**
    - \* **Muscolo opponente del 5° dito del piede (a volte considerato come facente parte del flessore breve del 5° dito)(3).**
  - Muscoli plantari intermedi, tra cui:
    - \* **Muscolo flessore breve delle dita del piede(1):** Flessione plantare, sostegno volta plantare
    - \* **Muscolo quadrato (della pianta del piede o plantare), (o flessore accessorio delle dita)(2) .**
    - \* **Muscoli lombricali (nel n° di quattro)(2).**
    - \* **Muscoli interossei (nel n° di sette)(4).**
      - plantari (nel n° di tre)
      - dorsali (nel n° di quattro)

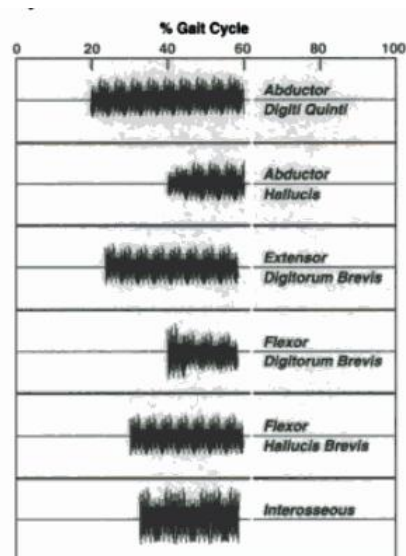


Figura 8.3: Azione di alcuni muscoli intrinseci del piede durante l'appoggio in funzione del tempo espresso in percentuale del ciclo totale.

#		<i>Initial- Contact</i>	<i>Heel- Strike</i>	<i>Midstance</i>	<i>Forefoot- Contact</i>	<i>Push- Off</i>	<i>Toe- Off</i>
		[N]	[N]	[N]	[N]	[N]	[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	300
13	Reaction at the medial pulley	-	-	645	755	865	-
14	Reaction at the lateral pulley	358	716	256	128	-	-

Figura 8.4: Forze espresse da alcuni muscoli intrinseci ed estrinseci dell'avampiede secondo Gefen et al. Questi riportano valori delle forze sviluppate in ogni muscoli durante la fase di appoggio presi dalla letteratura. In questi lavori, non essendo possibile una misura delle forze in vivo si usa una tecnica di ottimizzazione, secondo i paramtri fisiologici come la sezione, la massa, la lunghezza delle fibre, la lunghezza stessa dei muscoli. Essendo questi parametri molto soggettivi si può arrivare a differenze del 30%. Altri valori non presenti in letteratura vengono estrapolati/interpolati come prima approssimazione usando le intensità più vicine come valori di riferimento. Anche questi valori sono corretti entro il 30%.





# Capitolo 9

## Ruolo dell'avampiede nelle tre fasi: area e durata di contatto col suolo delle strutture

Esaminiamo quali aree del piede, in particolare riferendoci alle teste dei metatarsi e alle estremità distali delle dita, in corrispondenza cioè dei cuscinetti presenti sotto le falangi distali, toccano il suolo nelle tre condizioni. Per quanto riguarda la locomozione vediamo anche per quanto tempo le zone rimangono a contatto con il suolo.

### 9.1 Area di contatto

#### 9.1.1 Area di contatto nello stazionamento

Hughes et al.(1990)[8] compiono un lavoro atto a dimostrare l'importanza delle dita nel cammino, facendo differenti tipi di misurazioni.

**Soggetti:** 160 volontari dai 5 ai 78anni, presi come illustrato in Tabella 9.1. Alcuni soggetti, in particolare i più vecchi presentano anormalità comuni per l'età, come l'alluce valgo.

Fascia di età	N° Maschi	N° Femmine
5-10	10	10
11-15	10	10
16-20	10	10
21-30	10	10
30-78	10	10

Tabella 9.1: Numero di soggetti, per fascia di età, utilizzati nel test.

**Strumentazione:** Pedobarografo dinamico, che è un sistema ottico che consiste in una piastra di vetro sottile, avente trasduttori di forza sotto ogni angolo, supportato da uno specchio fissato a 45 gradi al vetro. Tubi fluorescenti illuminano il vetro dai due bordi. Quando una pressione, dovuta all'appoggio del piede, viene applicata ai fogli di plastica, vengono a mancare sulla superficie del vetro le condizioni necessarie per la riflessione totale, e quindi la luce può uscire. Ciò può essere osservato e registrato da una videocamera in bianco e nero puntata sullo specchio. La quantità di luce che esce è proporzionale alla pressione applicata.

**Modalità:** L'elaborazione numerica è stata sfruttata per studiare 12 aree di interesse.

- tallone(1)
- teste dei metatarsi(5)
- dita(5)
- base del quinto metatarsale(1)

Il test comprende tre misurazioni svolte con il soggetto che cammina sul pedobarografo e due misurazioni in stazione eretta.

Dalla Figura 9.1 si vede come:

- il 30% dei soggetti appoggia tutte le dita di entrambi i piedi, mentre solo l'1% non appoggia nessun dito.
- solo il 92% dei soggetti appoggia il primo dito di entrambi i piedi mentre solo il 37% appoggia il quinto dito di entrambi i piedi.

Si può dire quindi che per la stazione il quinto dito ha un ruolo inferiore rispetto a quello delle altre dita, in particolare rispetto al primo dito.

<b>Toe</b>	<b>Left</b>		<b>Right</b>		<b>Both feet</b>		<b>One foot</b>		<b>Neither foot</b>	
<b>Great</b>	147	95	147	95	143	92	151	97	4	3
<b>Second</b>	133	86	136	88	123	79	146	94	9	6
<b>Third</b>	138	89	145	94	135	87	148	96	7	5
<b>Fourth</b>	121	78	138	89	117	75	142	92	13	8
<b>Fifth</b>	74	48	84	54	57	37	101	65	54	35
<b>No toes</b>	3	2	4	3	2	1	5	3	150	97
<b>All toes</b>	31	20	17	11	47	30	95	61	60	39

Figura 9.1: Numero e percentuale dei 155 soggetti che utilizzano le dita nell'appoggio da fermo, in particolare: piede sx (left), piede dx (right), entrambi i piedi (both foot), almeno uno (one foot), nessuno dei due (neither foot) [8].

### 9.1.2 Area di contatto nella locomozione

L'area di totale di contatto viene misurata da Huges et al. [8] con un sistema di analisi di immagini. Le tracce sono state misurate in 20 soggetti selezionati a caso, e osservati tramite una telecamera. L'area di contatto è stata automaticamente misurata. Nel grafico si può vedere la variazione dell'area in funzione del tempo Figura 9.2. Si ha la massima area di contatto durante la fase di risposta al carico, in cui sia retro piede che avampiede toccano terra.

Si vede dalla Figura 9.3 che durante la deambulazione il 92% dei soggetti impatta il terreno con tutte le dita di entrambi i piedi; il rimanente 8% non ha contatto con una o più dita.

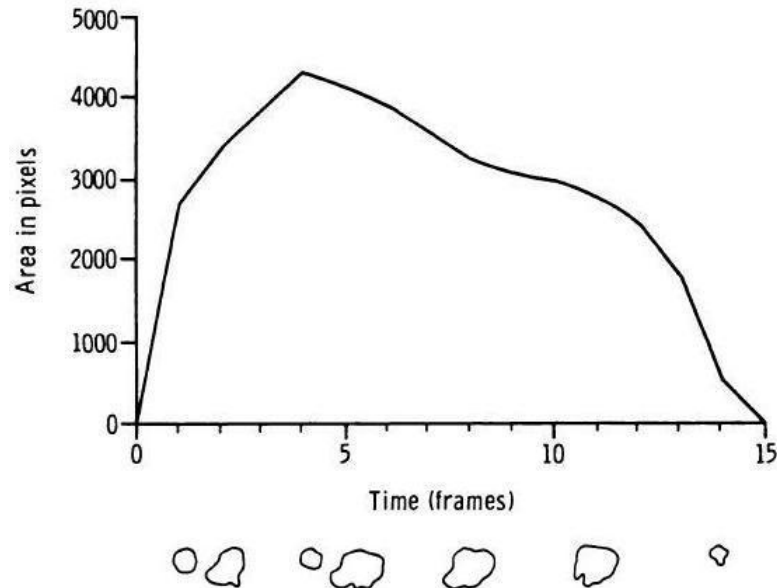


Figura 9.2: Sx: area di contatto al suolo (in pixel) in funzione del tempo [8].

<b>Right foot</b>			
<b>Left foot</b>	<b>All toes</b>	<b>Not all toes</b>	<b>Total</b>
All toes	147	5	152
Not all toes	5	3	8
<b>Total</b>	<b>152</b>	<b>8</b>	<b>160</b>

Figura 9.3: Numero dei soggetti, tra 160, che tocca il terreno con tutte le dita, con nessun dito, dell'uno e dell'altro piede, durante una naturale camminata. [8]

### 9.1.3 Contatto iniziale

Mentre la fase finale dell'appoggio riguarda in ogni condizione l'avampiede, il contatto iniziale subisce delle variazioni nella corsa, e può interessare retropiede, mesopiede o avampiede (Figura 9.4).

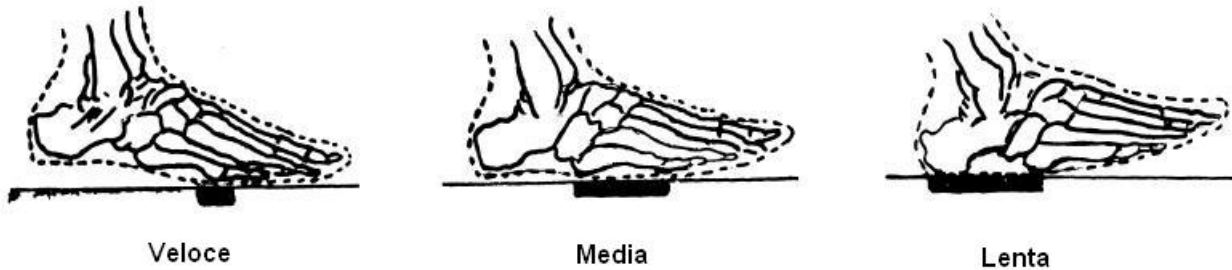


Figura 9.4: Posizione di contatto del piede con il terreno nelle diverse andature.

Per discutere la modalità di impatto con il suolo citiamo la prova di Keller et al(1996) i quali compiono uno studio su 23 soggetti (13 maschi e 10 femmine) atleti in varie discipline (calcio, basket, tennis, atletica leggera, sollevamento pesi ecc.), di rapporto altezza peso nella norma, tutti indossanti scarpe dello stesso tipo, con soles di identica fattura.

**Soggetti maschi:** 4 velocità di cammino (1.5, 2.0, 2.5, 3.0 m/s) e 4 velocità di corsa (3.5, 4.0, 5.0, 6.0 m/s) per i maschi.

**Soggetti femmine:** 4 velocità di cammino (1.5, 2.0, 2.5, 3.0 m/s) e velocità di corsa (3.5, 4.0 m/s) quindi a velocità via via maggiori a passi di 0.5m/s

**Strumentazione:** È stata usata una piattaforma di rilevazione di 508mm x 457mm. Oltre a concedere ai soggetti delle prove per far pratica, si è dato un minuto di riposo per ogni prova. È stata predisposta una fila di 20 led per ogni 0.5m impostati per accendersi in serie e per guidare il soggetto.

**Modalità:** Ai soggetti è stato chiesto di camminare e correre su di una piattaforma lunga 12m. Di questi 6m dedicati alle fasi di accelerazione e decelerazione. È stato inoltre chiesto di appoggiare sempre lo stesso piede sulla piattaforma (o il destro o il sinistro). Si è usata anche una telecamera, posizionata vicino alla piattaforma, per monitorare gli angoli di contatto e la modalità di appoggio, osservando la zona mediale (in caso di appoggio con il sinistro) o laterale (in caso di appoggio con il destro). Le varie velocità vengono misurate tramite fotocellule posizionate a 1m dal centro della piattaforma e azionate da un sensore posto sulla cintura dei soggetti. Vengono registrate fino a 10 prove per ogni velocità e vengono analizzate solo quelle in cui si ha un buon contatto del piede nella zona sensibile e a velocità entro  $\pm 0.2$ m/s rispetto alla velocità predefinita. Viene inoltre monitorato con quale parte dell'avampiede avviene il contatto iniziale.

**Corsa lenta:** A 12 soggetti è stato anche chiesto di correre ad una velocità di 1.5, 2.0, 2.5, 3.0 m/s. La corsa lenta si distingue dal cammino per l'assenza della fase di doppio supporto.

Viene dunque monitorato come avviene il contatto iniziale. In Figura 9.5 si vede che la maggior parte dei soggetti appoggia per primo il retropiede per velocità inferiori a 5.0m/s. A velocità superiori a 3.0m/s si ha un incremento della frequenza del contatto con mesopiede ed avampiede. L'86% dei soggetti impattano con tali zone alla velocità di 6.0m/s.

Dunque all'aumentare della velocità il contatto iniziale si sposta dal retro piede al mesopiede, e quindi all'avampiede per velocità elevate.

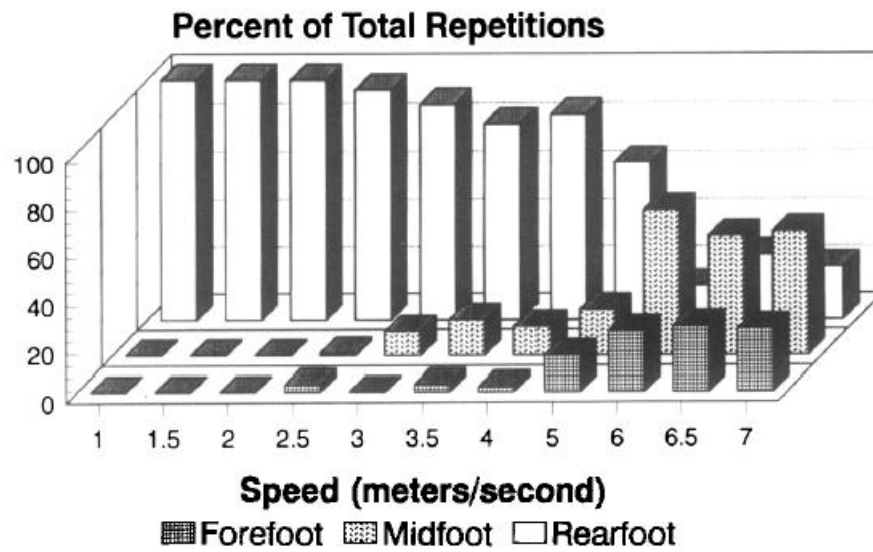


Figura 9.5: Grafico che illustra la percentuale dei soggetti per i quali il contatto iniziale avviene con: avampiede (forefoot), mesopiede (midfoot), retro piede (rearfoot), al variare della velocità.

## 9.2 Cadenza al variare della velocità

La cadenza è la frequenza del ciclo del passo. La velocità di locomozione può essere calcolata come la lunghezza di un passo per la cadenza. Caravaggi et al. (2010) [12] svolgono una prova volta a verificare le rotazioni reciproche tra le articolazioni per tre differenti velocità di cammino, e calcolano anche la frequenza del ciclo. Inoltre vengono anche effettuate misurazioni della forza di reazione al suolo (GRF) e della cadenza, cioè della frequenza dei cicli al variare della velocità.

**Soggetti:** 10 maschi di sana costituzione, di età  $29.3 \pm 6.4$ anni, altezza  $178.8 \pm 6$ cm e peso  $73.8 \pm 8.7$ kg.

**Strumentazione:** sensore di pressione posto su di una pedana di 6m.

**Modalità:** le velocità sono prestabilite (lenta, media, veloce), e i soggetti vengono addestrati per camminare in tale maniera, per poi effettuare 10 prove per ogni velocità.

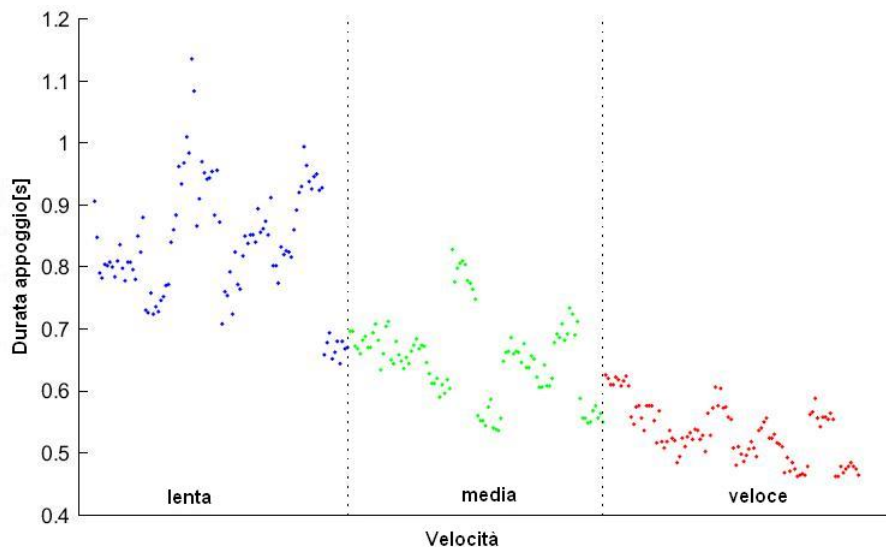


Figura 9.6: Durata della fase di appoggio[s] per le tre velocità di cammino di 100 test.

Si vede in Figura 9.6 come, all'aumentare della velocità di cammino, la cadenza aumenti e la durata dell'appoggio si riduca notevolmente.

### 9.3 Durata del contatto con il suolo delle varie parti nella locomozione

Per capire il ruolo delle strutture dell'avampiede nella locomozione può essere utile considerare per quanto tempo esse siano a contatto con il suolo. Hughes et al. [8] esprimono il tempo di contatto delle strutture dell'avampiede in proporzione alla fase di appoggio Figura 9.7. Questa misura fornisce un parametro per capire quanto un'area viene utilizzata. La misura riportata è il valore medio tra le misure effettuate, considerando i valori dal 5% al 95%, dove lo 0% è la durata di contatto minima misurata mentre il 100% è la durata di contatto massima misurata. Si rileva che:

- le dita rimangono a contatto con il suolo tanto quanto le teste dei metatarsi;
- le dita rimangono a contatto più a lungo del tallone e della base del quinto metatarsale;
- il tempo di contatto è decrescente tra il primo e il quinto dito;
- non vi sono relazioni tra questo dato e l'età o il peso del soggetto;

Le dita rimangono in contatto col suolo per circa 3/4 della fase di appoggio come i metatarsi, e sono soggette a sollecitazioni analoghe a quelle delle teste metatarsali [18].

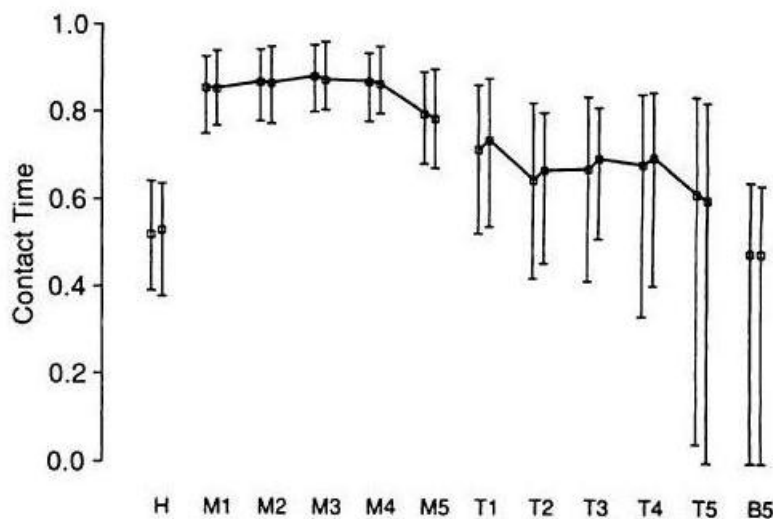


Figura 9.7: Tempo di contatto a terra delle dita, del metatarso e del tallone in proporzione alla fase di appoggio durante la camminata (le due linee sono sx e dx corrispondono al piede sx e al piede dx): H=tallone (heel); M1,..,M5=cinque metatarsali; T1,..T5=cinque dita; B5=base del quinto metatarsale. [8]

Per lo stesso fine viene svolta la prova di J. Taylor et al.(2003) [18].

**Soggetti:** 10 maschi e 10 femmine tra i 20 e i 37anni (media 27.5anni S.D. 5.2anni), sani e privi di qualsiasi problema neurologico o muscolo-scheletrico.

**Strumentazione:** piattaforma di 420mm × 417mm, e un sensore di 360mm × 190mm montata parallelamente al centro di una pedana di 10m. I dati vengono acquisiti con una velocità di campionamento di 50Hz.

**Modalità:** i partecipanti sono posizionati alla distanza di due passi dal bordo della piattaforma e vengono preparati perché possano camminare ad un andatura naturale centrando il sensore con il secondo passo. Vengono effettuate tre prove a tre velocità differenti: lenta, media, veloce: indicativamente vi è un 30% di velocità in più tra lento e medio, e tra medio e veloce. Le prove sono state ripetute nel caso in cui l'osservatore designato rilevasse delle anomalie rilevanti nel contatto con la pedana e nella posizione del piede. La velocità di cammino è stata misurata con un cronometro alla distanza di 7m, a partire dal contatto del piede con la piattaforma. Tre prove, ritenute buone per una valida stima delle pressioni sono state registrate per ogni velocità. Sono state scelte 10 regioni della superficie plantare per determinarne parametri.

	Walking speed		
	Slow	Normal	Fast
Medial heel	491.0 (85.9)	402.3 (59.7) <sup>†</sup>	319.7 (47.2)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Lateral heel	487.7 (88.2)	399.7 (62.5) <sup>†</sup>	316.0 (47.7)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Lateral midfoot	418.3 (114.3)	338.7 (115.0) <sup>†</sup>	243.9 (117.0)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
First MPJ	673.0 (84.6)	574.0 (53.9) <sup>†</sup>	476.3 (54.8)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Second MPJ	698.7 (85.0)	592.0 (53.9) <sup>†</sup>	491.7 (56.2)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Third–fifth MPJs	711.7 (90.4)	601.7 (56.0) <sup>†</sup>	500.0 (53.5)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Hallux	552.0 (141.5)	435.3 (101.9) <sup>†</sup>	361.3 (89.6)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Second toe	444.3 (140.6)	368.3 (78.1) <sup>†</sup>	313.3 (87.6)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Third–fifth toes	439.7 (135.4)	380.7 (84.2) <sup>†</sup>	317.0 (81.1)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Total	826.7 (111.2)	700.7 (52.7) <sup>†</sup>	584.7 (43.6)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>

Figura 9.8: Tempo di contatto medio (S.D.) in [ms] per le tre differenti velocità, delle 10 zone esaminate.

Dalle tabelle Figura 9.8 e Figura 9.9 si evince che il tempo di contatto aumenta del 15% tra lento e medio, del 16% da medio a veloce e da lento a veloce del 29%. La diminuzione è evidente nelle dita.

Per quanto riguarda il tempo espresso in percentuale della fase di appoggio, non vi sono variazioni rilevanti al variare della cadenza, in quanto anche il tempo globale della fase di appoggio diminuisce.



	Walking speed		
	Slow	Normal	Fast
Medial heel	59.4 (6.0)	57.2 (5.9)	54.6 (6.9)**, <sup>†</sup>
Lateral heel	58.9 (6.3)	56.8 (6.4)	54.0 (7.2)**, <sup>†</sup>
Lateral midfoot	50.6 (12.6)	48.1 (15.4)	41.0 (18.9)**, <sup>†,‡</sup>
First MPJ	81.7 (5.8)	82.0 (5.2)	81.4 (6.0)
Second MPJ	84.8 (4.8)	84.5 (4.3)	83.9 (4.9)
Third–fifth MPJs	86.2 (3.2)	85.8 (3.9)	85.3 (3.9)
Hallux	66.3 (13.0)	62.3 (14.8)	61.6 (13.7)
Second toe	53.2 (13.5)	52.7 (11.2)	53.5 (13.9)
Third–fifth toes	52.7 (13.6)	54.5 (12.5)	54.3 (12.9)
Total	NA	NA	NA

Figura 9.9: Tempo di contatto medio (S.D.) in percentuale della fase di appoggio per le tre differenti velocità, delle 10 zone esaminate.

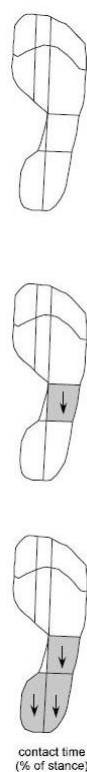


Figura 9.10: Differenze rilevanti del tempo di contatto delle regioni di interesse con il suolo, in percentuale della durata complessiva dell'appoggio, dall'alto in basso, tra velocità: lenta-normale, normale-veloce, lenta-veloce. La freccia in su rappresenta un incremento e la freccia in giù un decremento.



# Capitolo 10

## Risposta dei tessuti molli alle sollecitazioni imposte

### 10.1 Variazione dello spessore dei tessuti molli

Analizziamo quanto avviene nei tessuti molli quando l'avampiede supporta un carico per capire se questi abbiano un ruolo rilevante e se questo fatto determini cambiamenti significativi della configurazione della parte.

Weijers et al. effettuano una prova per verificare la variazione di spessore dei tessuti molli dell'avampiede.

**Soggetti:** 6 maschi e 6 femmine tra i 19 e i 51anni, di età media 35anni tutti sani e senza precedenti traumi o interventi ai piedi.

**Strumentazione:** Tomografia computerizzata e sensore di pressione

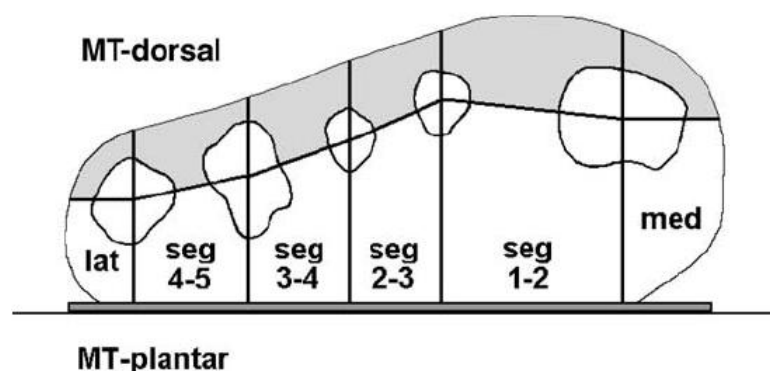


Figura 10.1: Suddivisione delle aree delle immagini frontali.

**Modalità:** Il piede destro dei soggetti viene scansionato mentre essi si trovano su di una pedana a piedi nudi in posizione eretta con l'altro piede posizionato in modo da avere una postura stabile. Viene segnato sulla pelle del piede destro, da scansionare, il punto corrispondente alla prima articolazione tarso-metatarsale, individuato tramite palpazione. Il piede destro viene scansionato in condizione di carico e scarico. La prima scansione viene effettuata con il piede a contatto imprime una forza non superiore a  $2\text{N}/\text{cm}^2$  per 15s. Quindi viene effettuata una scansione facendo gravare il più possibile il peso del corpo sul piede: la scansione viene effettuata quando la pressione massima dell'avampiede e del tallone sono uguali per 15s. Tra le due scansioni il piede non perde

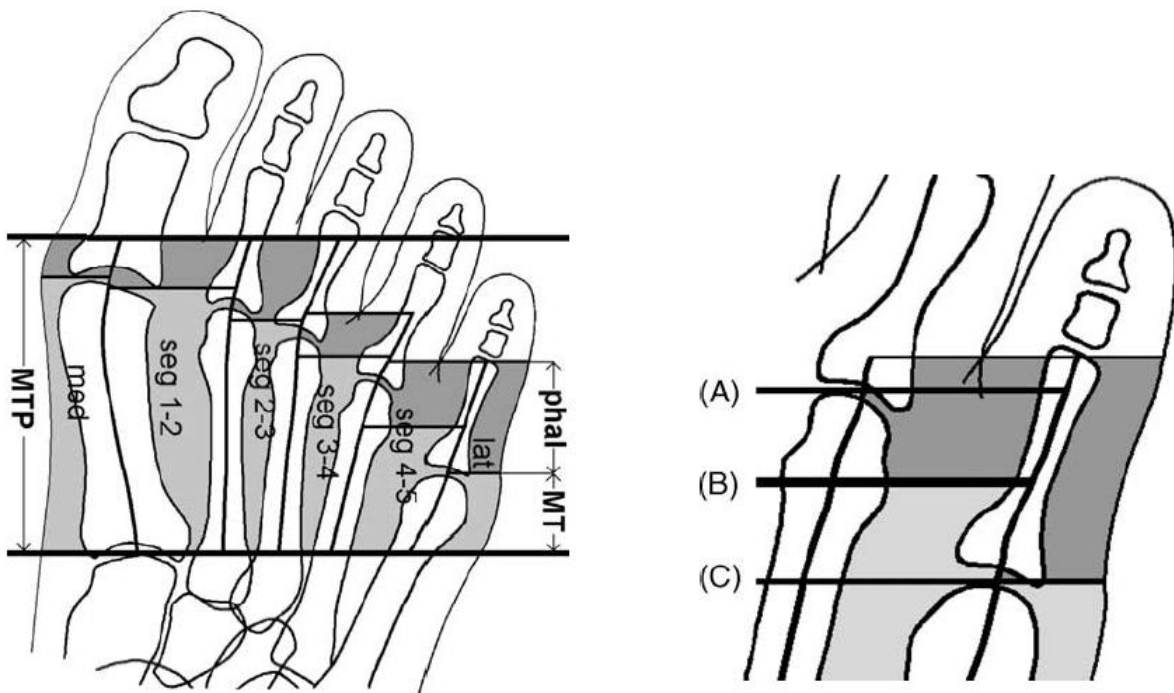


Figura 10.2: Suddivisione delle aree delle immagini trasversali.

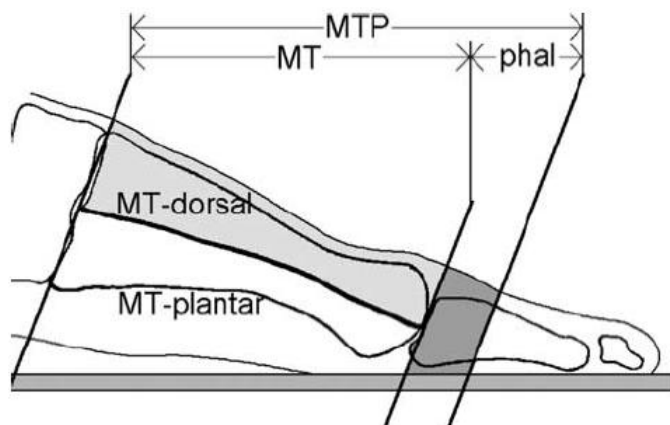


Figura 10.3: Suddivisione delle aree delle immagini sagittali.

contatto con il sensore. Per calcolare la distribuzione di tessuto molle si elaborano le immagini ottenute. In ogni immagine viene segnato il centroide tra l'osso metatarsale e la falange prossimale: il centroide viene considerato come il punto medio tra le coordinate x e y dei pixel dell'osso. Attraverso il centroide vengono condotte delle linee verticali separanti sei segmenti, due di bordo (mediale e laterale), e quattro centrali. Solo per quanto riguarda le regioni metatarsali ogni segmento viene ulteriormente diviso in zona plantare e dorsale da quattro linee che collegano i centroidi adiacenti e due orizzontali dal centroide del primo e del quinto metatarsale. Vengono contati i pixel in ogni regione. Le altre regioni di interesse vengono suddivise come nelle Figura 10.2, Figura 10.3, .

I risultati Figura 10.4 mostrano che:

- il 4.8% del volume totale della regione metatarso-falangea diminuisce durante il carico;
- ogni segmento contribuisce alla variazione;
- la perdita di volume nelle regioni falangeali è più evidente che non nelle zone dei metatarsi;
- la diminuzione nella regione metatarsale è il risultato di una lieve diminuzione nella zona dorsale e una più consistente nella zona plantare;
- la differenza nei volumi è significativa, tranne che per:
  - \* il segmento 3-4 della zona dorsale e il segmento di bordo del metatarso;
  - \* la zona dorsale del metatarso;
  - \* la zona plantare del metatarso;
- le zone metatarso-falangee, metatarsali e plantari del metatarso sembrano differire dai segmenti centrali.

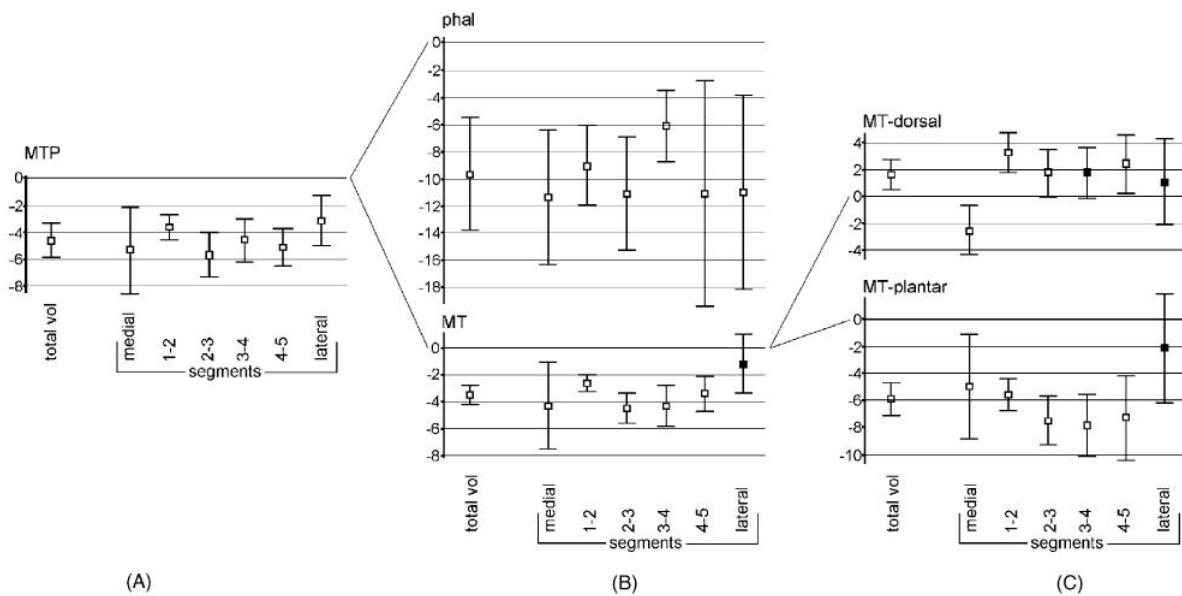


Figura 10.4: Differenze di volume tra tessuto scarico e carico in percentuale del volume scarico. Sono indicati i segmenti: mediale, 1-2,...,4-5, laterale, e nella figura: A regione metatarsofalangea, B falangea e metatarsale, C metatarsale dorsale e plantare. Il quadrato scuro indica una differenza di volume non significativa.

Viene valutato inoltre lo spostamento in avanti delle cinque articolazioni metatarso-falangee Figura 10.5.

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

Figura 10.5: Spostamento[mm] dell'articolazione metatarso-falangea nella direzione antero-posteriore (tutti gli spostamenti sono in avanti).

Differente è la tecnica che P.Cavanagh [22] propone per la misurazione dello spessore dell'avampiede in condizioni dinamiche, in particolare lo spessore del cuscinetto sotto la testa del secondo osso metatarsale durante il cammino, mediante ecografia.

**Soggetti:** 5: 2 femmine e 2 maschi, di età media  $36.6 \pm 10.6$ anni, altezza  $1.69 \pm 0.07$ m massa  $67.9 \pm 11$ kg, taglia del piede  $8.8 \pm 1.7$  (che significa un piede di lunghezza da 250 a 270mm circa o dal 39 al 43 secondo lo standard europeo) sani senza precedenti di patologie ai piedi.

**Strumentazione:** Un sensore viene posto a livello della superficie di rilevazione. La sonda ha un intervallo di ingresso di 38mm e arriva a 86mm di profondità. La sonda viene collegata ad un ecografo che presenta le immagini in due dimensioni. Le immagini vengono registrate. Viene installato un sistema per mantenere il piede nella posizione appropriata in quanto è necessario coprire le interfacce con il gel per minimizzare i disturbi dovuti al passaggio degli ultrasuoni nell'aria. Questo gel tende però a far scivolare il piede. Inoltre il corretto posizionamento del piede è importante perché si abbiano prove successive confrontabili.

**Modalità:** Preliminarmente viene effettuata una misurazione con il piede scarico: il soggetto siede su di una sedia e il piede viene posizionato e caricato in modo lieve. Il soggetto quindi toglie il piede, cosicché l'ultima immagine prima dello stacco dia un'immagine del tessuto plantare in assenza totale di carico. I soggetti si posizionano con il piede sulla struttura, e iniziano il passo da una posizione stazionaria. La registrazione comincia quando essi passano sulla zona sensibile e continua fino a che il piede non si stacca in conseguenza del normale ciclo del passo. Vengono visualizzate 60 immagini per secondo e posizionate le coordinate sui punti di interesse sulle ossa e sul suolo in modo da poter rilevare le variazioni di spessore Figura 10.6. La sonda viene posizionata parallela all'asse lungo del secondo metatarsale. Per ogni soggetto si fanno tre prove.

Si sono ottenute immagini di ottima qualità del condilo metatarsale e della parte plantare della diafisi metatarsale, soprattutto nelle prove in cui si è riusciti ad avere un posizionamento ottimale del piede e una regolazione dei parametri delle immagini. In Figura 10.7 si ha il grafico dello spessore del tessuto in funzione del tempo, dall'istante di contatto della testa del metatarso (che avviene nella fase di risposta al carico) fino allo stacco della stessa (tra l'appoggio finale e la preoscillazione). La prima misurazione viene fatta appena prima che il tessuto sia caricato: si ha una rapida compressione per i primi 250ms, quindi una compressione più lenta per i successivi 450ms fino a quando il metatarso si stacca. La compressione del tessuto nella parte in cui il contatto viene a mancare indica la presenza del fenomeno di creep. I dati in Figura 10.8 rappresentano la forza[N] in funzione della deformazione[mm]. Vengono

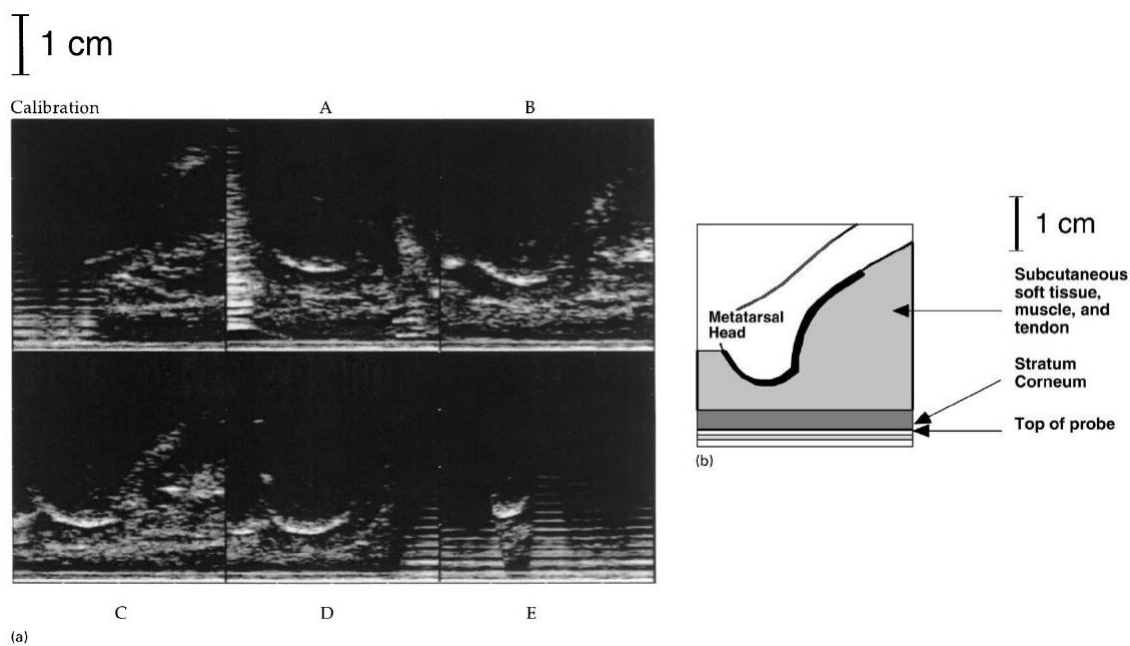


Figura 10.6: (a) Immagini ecografiche acquisite: la prima riguarda la fase di calibrazione e le altre sono cinque immagini prese dal momento del contatto al momento del distacco. A: non ancora carico, si vede la curvatura della pianta del piede; B: l'avampiede è completamente a contatto con il suolo e la compressione ha inizio; C: la testa del secondo metatarsale è orientata più orizzontalmente; D: immagine relativa alla massima compressione; E: contatto finale. È il risultato di due scansioni a causa del rapido movimento del piede dalla superficie (b) Immagine schematica delle strutture monitorate: la parte evidenziata in nero è la parte del metatarso visibile nelle immagini.



rilevati anche dati riguardanti la forza in funzione del tempo utilizzando la stessa procedura con una piattaforma differente, sensibile alle pressioni.

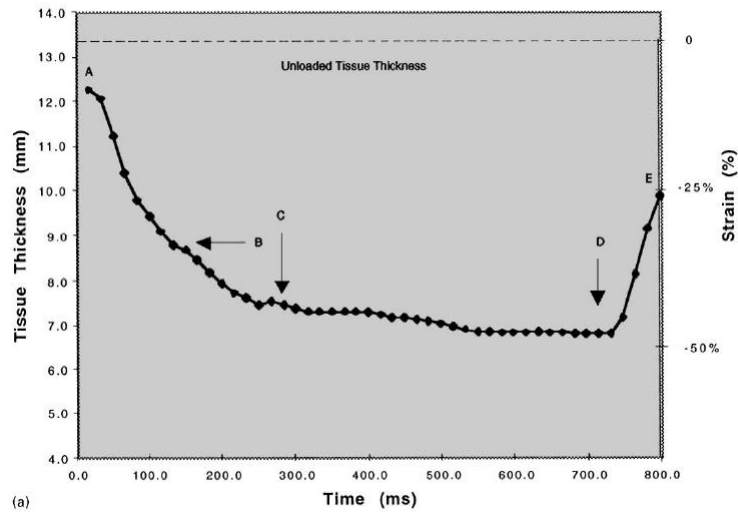


Figura 10.7: Grafico di una serie di valori di spessore del tessuto in funzione del tempo, dal contatto iniziale del metatarso con la sonda, fino al momento di stacco.

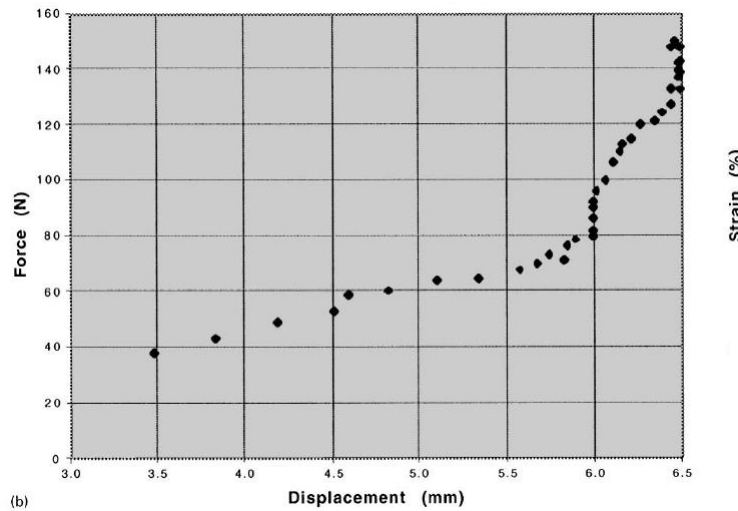


Figura 10.8: Grafico della forza rilevata in funzione dello spostamento di tessuto.

I valori medi ottenuti sono:

- spessore del tessuto scarico:  $15.2 \pm 1.6 \text{ mm}$
- compressione massima:  $-7.0 \pm 1.2 \text{ mm}$
- deformazione massima:  $-45.7\% \pm 6.7\%$

I valori di massima compressione sono molto simili tra i vari soggetti. La differenza massima rilevata nella compressione massima è di 0.8mm (5% della deformazione).

Alcuni limiti di questa prova sono la necessità di avere il piede scalzo e sempre posizionato bene e un vantaggio è quello che gli esami ecografici non comportano l'utilizzo delle radiazioni ionizzanti.

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

Figura 10.9: Tabella in cui vediamo nelle righe i dati relativi ai 5 pazienti nelle tre prove eseguite. Spessore iniziale[mm] deformazione massima[mm] deformazione massima[%], deformazione massima media[mm], deformazione massima media[%].

## 10.2 Considerazioni sullo spostamento di tessuto

A differenza dei gas, i fluidi ed i solidi non cambiano volume o densità se sottoposti a pressione, ma cambiano solo forma. Poiché si hanno delle variazioni di volume nella regione esaminata, questo significa che si ha uno spostamento di tessuto.

**Cause delle variazioni di volume:** la spiegazione più plausibile è uno spostamento di fluido (sangue) al di fuori del volume scansionato; infatti, durante il carico, le strutture venose vengono svuotate per compressione. Nella suola del piede, nel tessuto intradermico e sottocutanea, vi è un esteso reticolo di venule senza valvole. Le vene più larghe sono localizzate centralmente e contengono metà delle valvole della norma. In posizione eretta in condizioni di scarico le strutture venose sono piene: quando la struttura è carica la pressione plantare svuota le vene. Ripetute compressioni delle strutture venose permettono al sangue venoso di uscire dagli arti inferiori. Considerando la quantità di sangue coinvolto, le strutture venose della suola possono anche funzionare come pompe idro-meccaniche.

**Riduzione del volume:** si verifica una diminuzione del volume in tutte le zone esaminate, eccetto la zona metatarsale dorsale. Non tutti i segmenti delle regioni plantari metatarsali manifestano la stessa perdita di volume: infatti entrambi i segmenti laterali sono soggetti a riduzioni di volume inferiori rispetto ai segmenti centrali.

Nel segmento del bordo mediale del piede si manifesta una diminuzione significativa di volume anche se non si ha una spiegazione per questo.

**Zone in cui si ha un probabile spostamento di tessuto:** è probabile che la riduzione relativa ai segmenti laterali dovuta alla compressione venosa venga controbilanciata da uno spostamento del tessuto solido verso i segmenti eseterni. Questo non può essere provato dai dati, ma sembra trovare riscontro dal confronto con il modello di carico nella regione del tallone.

**Si esclude uno spostamento di volume:** nello spazio interdigitale distale, in quanto fa parte delle regioni scansionate; a livello prossimale oltre il bordo della regione metatarsofalangea, in quanto la diminuzione è uniforme nella lunghezza del segmento.

**Aumento del volume:** si verifica un aumento di volume del 1.6% nella regione dorsale durante il carico. In particolare è più accentuato centralmente che ai bordi. Questo

aumento può essere spiegato da uno spostamento del sangue dalla suola al dorso del piede attraverso le vene marginali.

**Modalità di spostamento:** è presumibile che come la relazione schiacciamento-tempo, e forza-schiacciamento non è lineare, non lo sia neanche la relazione spostamento di volume-tempo e forza-spostamento di volume, fatto in concordanza con le caratteristiche dei tessuti molli.

Nei volontari sani le variazioni di volume sono abbastanza consistenti da poter essere utilizzati per determinare danni al tessuto qualora siano sospetti.

### 10.3 Considerazioni sulle capacità ammortizzatrici dell'avampiede

Le esperienze viste fin qui registrate mostrano che:

- Durante la deambulazione le forze di carico sul piede arrivano ad essere 2-3 volte il peso del corpo;
- l'ammortizzazione è proporzionale alla velocità di deformazione;
- essendo il tessuto molle molto duttile, quando le dita si estendono e abducono durante l'appoggio finale l'architettura delle fibre elastiche interne all'avampiede cambiano quest'ultimo da una configurazione morbida ad una più rigida a formare una struttura che ancora la pelle alle strutture più dure;
- l'apertura del tessuto molle in direzione degli spazi interdigitali sembra essere controbilanciata dal movimento anteriore delle ossa rispetto al tessuto molle. Questo, assieme alla compressione venosa, risulta essere un 9.8% della diminuzione del volume totale della regione falangea;
- l'articolazione tarso-metatarsale si muove distalmente rispetto al tessuto molle della pianta del piede.
- una differenza tra l'ammortizzazione dell'avampiede rispetto a quella del retropiede potrebbe essere rappresentata dal movimento del tessuto attraverso lo spazio tra i metatarsi durante il ciclo di carico.

In definitiva viene dimostrato che: i cambiamenti del tessuto molle dell'avampiede sono simili a quelli del tallone; l'avampiede ha in più lo spostamento del tessuto negli spazi intermetatarsali, cosa che ha un ruolo importante nell'ammortizzazione.



# Capitolo 11

## Rotazione delle articolazioni per differenti velocità di locomozione

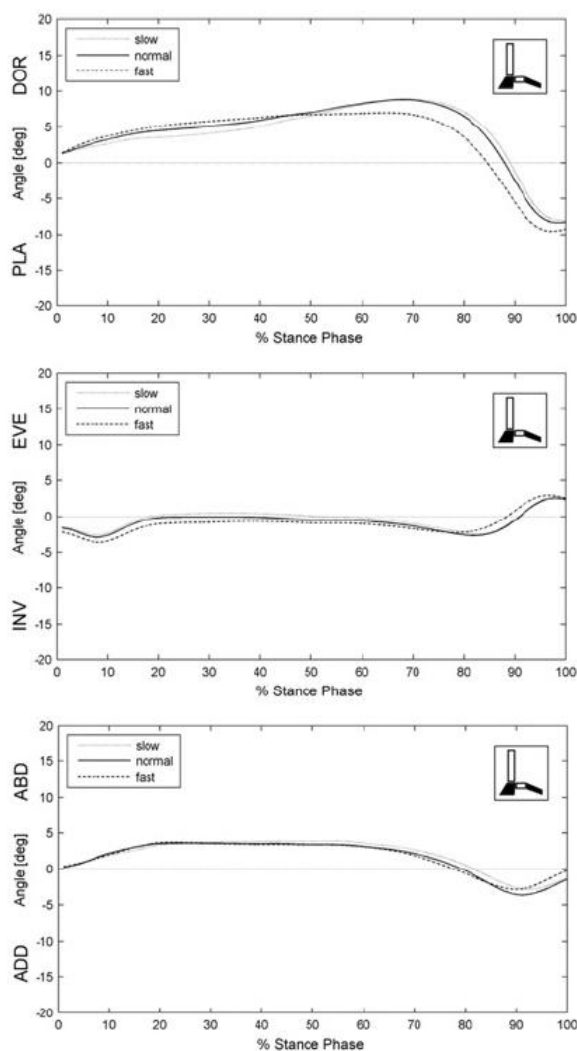


Figura 11.1: Media temporale (espressa in percentuale della fase di appoggio) dei profili di rotazione degli angoli tra calcagno e metatarso per tre differenti velocità: dall'alto al basso: dorsi-flessione/flessione plantare; eversione-inversione; abduzione-adduzione.

Riportiamo quanto ottenuto dalle misurazioni di Caravaggi et al.[12] relativamente alle rotazioni delle articolazioni. Ai soggetti vengono posti dei sensori posizionati in punti ben

definiti del piede e della gamba: valutando il movimento reciproco di questi l'elaborazione determinerà lo spostamento delle articolazioni. Ci interessano in particolare i dati relativi alle rotazioni tra calcagno e metatarsi, in quanto ci danno un'idea della rotazione dell'articolazione metatarso-falangea.

Phase	Rotation	Slow			Normal			Fast			Statistical significant difference		
		Mean	Median	SD	Mean	Median	SD	Mean	Median	SD	$p_1$	$p_2$	$p_3$
0-10%	DP	1.7	1.5	0.9	2.2	1.9	1.1	2.5	2.0	1.3	*	*	
	EI	1.6	1.4	0.7	1.6	1.6	0.8	1.8	1.6	1.2			
	AA	2.1	1.5	1.5	2.2	2.1	1.3	2.1	2.0	1.2			
11-20%	DP	1.3	1.1	0.9	1.4	1.3	1.0	1.5	1.2	1.2			
	EI	2.3	2.1	1.2	2.3	2.2	1.2	2.3	2.2	1.2			
	AA	1.3	1.1	0.8	1.2	1.3	0.6	1.6	1.6	0.9		*	*
21-80%	DP	5.6	5.4	1.3	4.8	4.8	1.1	4.6	4.5	1.6	*	*	
	EI	3.2	3.3	1.0	3.0	2.9	0.9	2.6	2.6	0.9		*	*
	AA	4.0	3.9	1.6	4.4	4.1	1.9	4.9	4.5	2.3		*	*
81-90%	DP	7.9	7.8	2.1	8.5	8.1	2.1	8.5	8.3	1.8		*	
	EI	2.0	2.0	1.0	2.4	2.3	1.2	3.0	3.3	1.4	*	*	*
	AA	3.0	2.9	1.6	3.2	2.9	1.7	2.2	2.2	1.3		*	*
91-100%	DP	6.1	5.4	3.4	5.7	5.2	3.0	4.4	3.4	2.8		*	*
	EI	3.3	2.8	2.2	3.3	2.3	2.4	3.1	2.5	2.3			
	AA	2.4	2.2	1.2	2.9	2.5	1.5	2.9	3.0	1.8	*	*	
0-100%	DP	17.6	17.9	2.8	18.1	18.2	2.6	18.0	17.8	3.4			
	EI	7.1	6.3	2.8	7.2	6.6	2.8	8.1	7.4	3.1		*	*
	AA	8.2	8.0	2.4	8.6	8.9	2.9	7.9	7.5	2.9			
foot-flat to heel-rise	DP	3.2	3.2	1.2	2.9	3.0	0.9	2.0	2.0	0.8		*	*
	EI	1.0	0.8	0.6	1.1	0.9	0.7	1.2	1.1	0.6		*	
	AA	1.1	1.1	0.6	1.1	1.0	0.6	1.1	0.9	0.7			

Figura 11.2: Rotazioni tra calcagno e metatarso[deg] rispetto ai piani: sagittale (DP), fronta (EI) e trasversale (AA). alle tre diverse velocità e per 7 intervalli della fase di appoggio (%). L'asterisco significa una differenza rilevante tra le rotazioni a varie velocità:  $p_1$ : tra lenta e media;  $p_2$ : tra lenta e veloce;  $p_3$ : tra media e veloce.

Per tutte le articolazioni la velocità influenza la rotazione nel piano sagittale nelle due fasi di appoggio differenti. Aumenta la flessione dorsale nelle fasi di contatto iniziale e risposta al carico, e aumenta la flessione plantare nell'appoggio finale e nello stacco delle dita.

**Piano sagittale** È il piano rispetto al quale si rilevano le variazioni maggiori Figura 11.1. Si ha una notevole flessione dorsale fino all'appoggio intermedio e quindi una notevole flessione plantare fino alla preoscillazione. La velocità porta ad un aumento della flessione plantare ed in minor misura della flessione dorsale.

**Piano frontale** All'aumentare della velocità il metatarso aumenta la sua inversione fino all'appoggio intermedio, mentre risulta everso nelle ultime fasi dell'appoggio, anche se per un breve intervallo di tempo. Tuttavia è necessario tener conto del fatto che il movimento della pelle può portare a degli errori.

**Piano trasversale** Nel piano trasversale l'avampiede subisce un adduzione rispetto al calcagno dall'appoggio intermedio in poi.

L'articolazione tarso-metatarsale è la più soggetta ad un aumento della rotazione per velocità maggiori e sembra contribuire nell'assorbimento della componente verticale del GRF solo a partire dal 20% della fase di appoggio.

Phol et al. confrontano invece le rotazioni dell'avampiede tra camminata e tre velocità di corsa, ed è evidente come le rotazioni subiscano un incremento maggiore tra camminata e corsa più che tra corsa a velocità differenti.

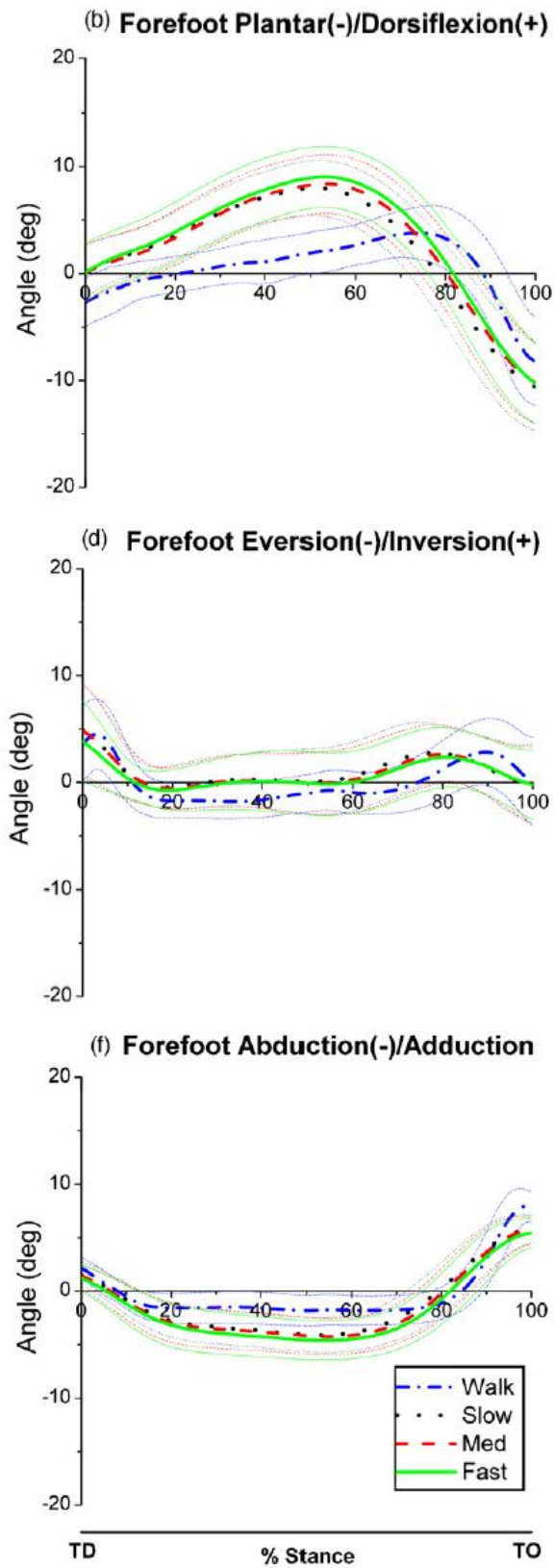


Figura 11.3: Rotazione dell'avampiede nei tre piani, durante la camminata, la corsa lenta, la corsa ad una media velocità e ad una corsa veloce.





## Parte III

Sollecitazioni a cui è soggetto l'avampiede



---

Dopo aver analizzato le modalità e le tempistiche del contatto della parte anteriore del piede, consideriamo le pressioni e le forze che agiscono su di esso, dovute alle accelerazioni nel caso in cui il soggetto compia degli spostamenti. In particolare si analizzano la forza di reazione al suolo e le pressioni plantari che possono essere rilevate in laboratorio sfruttando varie tecniche di misura. Conoscere le forze a cui è soggetta la struttura ci permette di capire quali sono le sollecitazioni alle quali le varie componenti (ossee, tendinee, legamentose ecc.) sono sottoposte.

---

# Capitolo 12

## Forza di reazione al suolo

La forza di reazione al suolo (ground reaction force) è una misura della forza generata dalla caduta del corpo o dall'azione dei muscoli durante la camminata del soggetto e viene solitamente misurata tramite una piattaforma sensibile, costituita da sensori piezoelettrici o ottici. Solitamente si considerano tre componenti: verticale, antero-posteriore, medio-laterale. Tuttavia è la componente verticale che prevale come variazione e intensità, ed è anche la più facile da quantificare: infine è la componente che manifesta le maggiori variazioni a seconda del soggetto, della velocità e della modalità di appoggio. Può essere utile per capire il modo e l'intensità con cui le varie zone del piede vengono sollecitate.

### 12.1 GRF in stazione eretta

Nel caso di una persona in stazione eretta questa esercita sul suolo una forza pari al peso della stessa, e allo stesso tempo, una forza uguale e contraria è esercitata dal suolo alla persona.

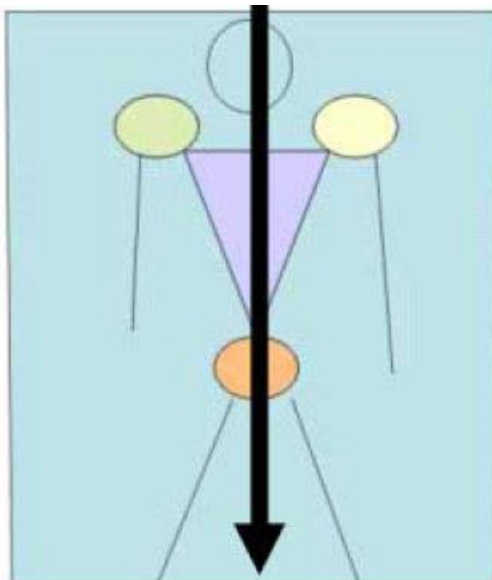


Figura 12.1: Direzione della forza peso nel piano frontale.

In postura eretta se si prolunga la linea verticale, dal centro di gravità fino alla base di appoggio, essa si va a porre nel mezzo della base di appoggio (data da un poligono di forma quasi trapezoidale costituito dal profilo laterale dei piedi e dalle due linee che costituiscono rispettivamente la parte anteriore e posteriore dei piedi), 3cm davanti all'articolazione della caviglia Figura 12.1.

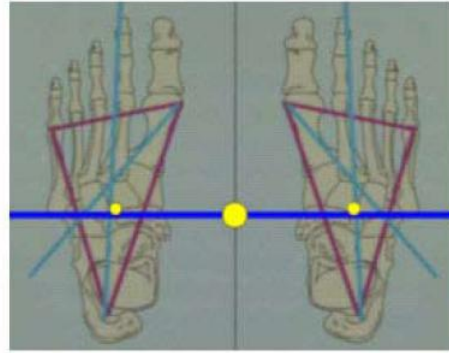


Figura 12.2: Direzione della forza peso nel piano trasversale.

La linea di gravità, quindi, passa sul piano sagittale, circa a metà strada tra la tibio-tarsica e la metatarso-falangea, e sul piano frontale, nell'appoggio ben distribuito tra i due piedi Figura 12.2. Attorno alla linea di gravità il corpo è ipoteticamente in una posizione di equilibrio che implica una distribuzione uniforme del peso del corpo ed una posizione stabile di ogni articolazione.

Secondo Kapandji [28] il peso del corpo trasmesso all'arto inferiore si applica sul tarso posteriore a livello della puleggia astragalica, da qui le forze si ripartiscono in tre direzioni, verso i punti di appoggio della volta:

- verso il I metatarso
- verso il V metatarso
- verso il tallone

Sempre Kapandji riporta che il peso viene ripartito sui tre punti di appoggio della volta seguendo la regola del sei: si intende che quando 6kg vengono applicati sull'astragalo 1kg si caricherà sull'appoggio antero esterno 2kg sull'appoggio antero interno e 3 sul tallone Figura 12.3. Nella posizione eretta, verticale e immobile sono i talloni che sopportano lo sforzo principale, la metà del peso del corpo.

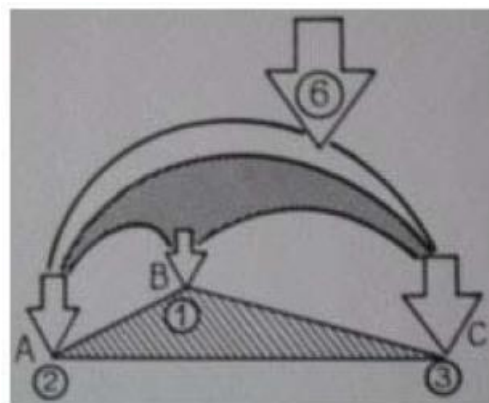


Figura 12.3: Proporzione della distribuzione del peso secondo Kapandji.

## 12.2 GRF durante la deambulazione

Nel caso di una camminata naturale si avrà la caratteristica curva (per la componente verticale) Figura 12.4 avente due picchi e un minimo locale. Sapendo qual è la posizione del piede al variare del tempo, possiamo capire in che modo sostiene tali sollecitazioni, in particolare abbiamo cercato di comprendere su quali zone si distribuisce un determinato carico. Analizziamo dunque la forza di reazione al suolo durante una camminata naturale.

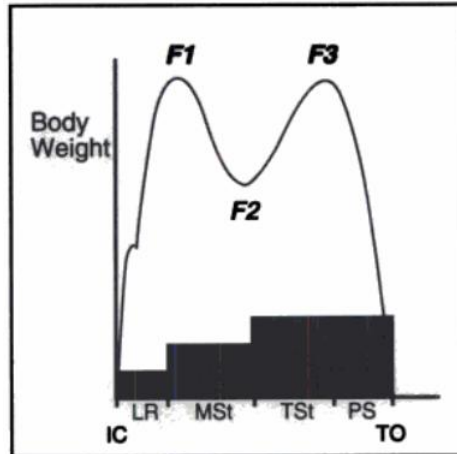


Figura 12.4: Andamento della forza di reazione al suolo. F1: picco nella risposta al carico. F2: minimo nell'appoggio medio. F3: picco dell'appoggio finale. Si vedono poi le varie fasi: IC: contatto iniziale, LR: risposta al carico, MSt: appoggio intermedio, TSt: appoggio finale, PS: preoscillazione, TO: toe off.

Il valore dei picchi è circa il 110% del peso del corpo, mentre la forza nel minimo è di circa 80%.

- Il primo picco si ha nell'appoggio intermedio ed è quindi dovuto alla risposta al carico: in questa fase il centro di massa si muove rapidamente verso il suolo, e questo dà accelerazione alla massa corporea;
- Il minimo è dovuto al fatto che il centro di massa si alza mentre il corpo ruota attorno al piede in appoggio, ed è accentuata dall'oscillazione dell'arto controlaterale che tende a diminuire il carico sul sensore;
- Il secondo picco si verifica nell'appoggio finale, quando il centro di massa tende nuovamente a scendere in corrispondenza dell'azione di leva dell'avampiede.

Matematicamente si può spiegare come:

- $F - P = Ma$
- $P = Mg$

Dove  $F$  è la componente verticale della forza di reazione al suolo,  $P$  è il peso del soggetto,  $M$  è la massa del soggetto,  $g$  è l'accelerazione di gravità ed  $a$  è l'accelerazione verticale dovuta al movimento.

Si ha quindi:  $F = M(g + a)$

Se:

- $a=0$  si rileverà il peso del soggetto;
- $a<0$  significa che il corpo si sposta verso il basso e quindi la forza cresce;
- $a>0$  significa che il corpo si sposta verso l'alto e quindi la forza diminuisce.

Nella Figura 12.5 abbiamo tre curve: camminata lenta, camminata media e corsa. Nella camminata lenta si arriva ad una fase di "plateau" in cui la forza di reazione è pari al peso del corpo, mentre nella corsa la fase di appoggio si riduce molto e aumenta l'intensità della forza.

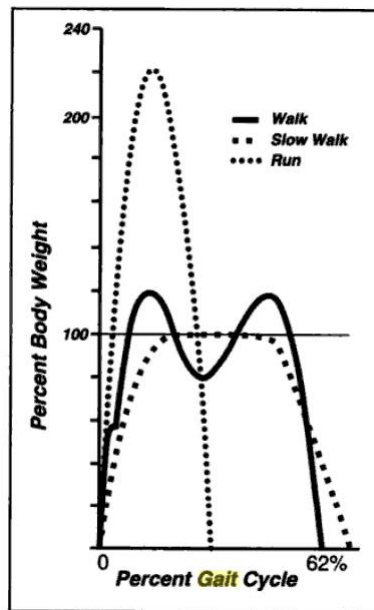


Figura 12.5: Variazione della forza di reazione al suolo a secondo della velocità: camminata lenta, camminata naturale, corsa.

### 12.3 GRF per diverse velocità di deambulazione e di corsa

Per discutere la variazione della forza di reazione al suolo citiamo la prova di Keller et al.

In Figura 12.6 si può vedere come cambia la forza di reazione all'aumentare della velocità. La curva della forza di reazione per velocità al di sotto di 2.5-3.0m/s presenta i due picchi caratteristici. Il primo picco avviene tra il 15% e il 25% del tempo totale di appoggio. A velocità di corsa maggiori il grafico presenta un unico picco localizzato a 40-50% del tempo di appoggio totale. Il valore medio della forza di reazione è espresso come proporzione del peso del corpo (BW), e va da 1.15 BW a 1.5m/s a 2.54BW a 4.5m/s per le femmine, e da 1.23 BW a 1.5m/s a 2.46BW a 5m/s per i maschi. Il passaggio da doppio a singolo picco avviene per velocità di 2.5m/s per le femmine e 3.0m/s per i maschi.



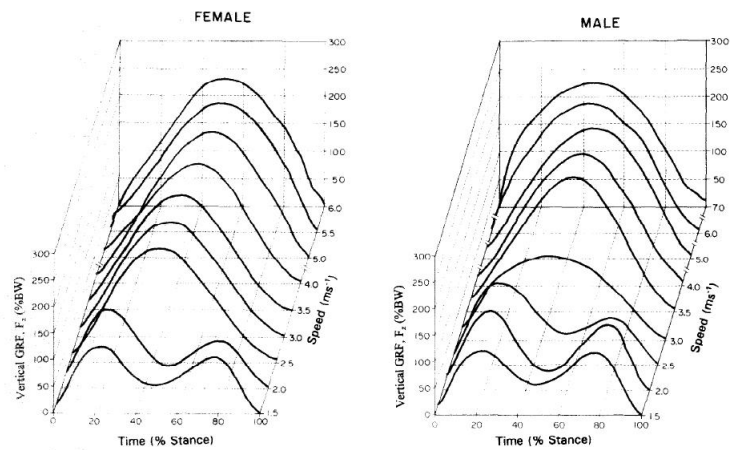


Figura 12.6: Curve relative alla forza di reazione al suolo in funzione della velocità e della percentuale della fase di appoggio. I picchi reali di impatto non sono ben rappresentati per via della procedura usata nell'elaborazione dati.

Riportiamo anche i dati relativi alla forza di reazione al suolo misurata da Caravaggi et al. Oltre a vedere le componenti antero-posteriori e mediali-laterali della forza, possiamo vedere come all'aumentare della cadenza i due picchi e il minimo della componente verticale diventino più evidenti Figura 12.7.

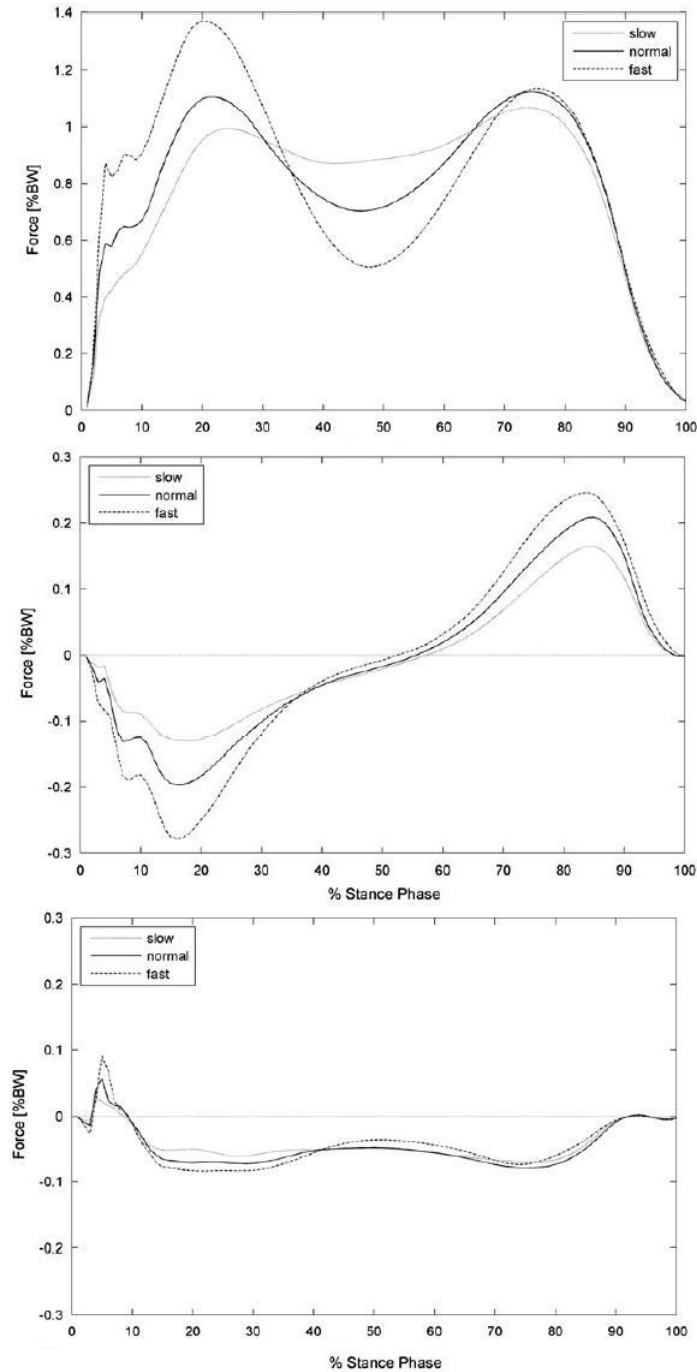


Figura 12.7: GRF nei piani (dall'alto in basso): verticale, antero-posteriore, medio-laterale. Indicate le differenti velocità di deambulazione.

Keller et al. considerano anche un parametro che è la velocità con cui aumenta il carico, espressa in BW/s, che esprime appunto quanto velocemente cresce la forza di reazione al suolo. I valori medi vanno da 7.77BW/s a 30.0BW/s per le femmine e da 8.20BW/s a 29.1BW/s per i maschi, nell'intervallo di velocità da 1.5m/s a 6.0m/s Figura 12.8.

<i>Females</i>		
<i>Speed</i> ( $\pm 0.2 \text{ m s}^{-1}$ )	<i>Thrust</i> <i>max. force</i> ( $F_z \text{ BW}$ )	<i>Loading rate</i> ( $G_z \text{ BW s}^{-1}$ )
1.5 ( <i>n</i> = 50)	1.15 (0.10)	7.77 (1.78)
2.0 ( <i>n</i> = 50)	1.36 (0.18)	11.5 (2.36)
2.5 ( <i>n</i> = 49)	1.73 (0.43)	14.6 (3.71)
3.0 ( <i>n</i> = 50)	2.11 (0.46)	16.9 (3.97)
3.5 ( <i>n</i> = 41)	2.36 (0.25)	19.1 (3.82)
4.0 ( <i>n</i> = 48)	2.33 (0.32)	19.6 (4.65)
4.5 ( <i>n</i> = 10)	2.54 (0.27)	23.7 (4.91)
5.0 ( <i>n</i> = 38)	2.28 (0.32)	22.3 (4.61)
5.5 ( <i>n</i> = 10)	2.13 (0.32)	22.5 (6.87)
6.0 ( <i>n</i> = 10)	2.45 (0.13)	30.0 (2.63)

<i>Males</i>		
<i>Speed</i> ( $\pm 0.2 \text{ m s}^{-1}$ )	<i>Thrust</i> <i>max. force</i> ( $F_z \text{ BW}$ )	<i>Loading rate</i> ( $G_z \text{ BW s}^{-1}$ )
1.5 ( <i>n</i> = 65)	1.23* (0.10)	8.20 (1.84)
2.0 ( <i>n</i> = 64)	1.42* (0.14)	11.0 (2.29)
2.5 ( <i>n</i> = 65)	1.62 (0.24)	14.6 (2.46)
3.0 ( <i>n</i> = 61)	2.10 (0.50)	16.0 (3.30)
3.5 ( <i>n</i> = 37)	2.45 (0.28)	18.32 (3.36)
4.0 ( <i>n</i> = 58)	2.35 (0.48)	18.9 (4.85)
5.0 ( <i>n</i> = 60)	2.46* (0.33)	22.8 (4.51)
6.0 ( <i>n</i> = 67)	2.38 (0.28)	29.1 (15.2)
6.5# ( <i>n</i> = 26)	2.34 (0.23)	37.8 (29.3)
7.0# ( <i>n</i> = 17)	2.29 (0.19)	36.5 (22.5)
8.0# ( <i>n</i> = 3)	1.89 (0.49)	58.5 (37.6)

Figura 12.8: Valori riportati da Keller et al. della forza di reazione al suolo alle varie velocità: gli incrementi massimi si hanno nelle fasi intermedie tra camminata e corsa.

La spinta verticale massima aumenta in una maniera lineare Figura 12.9 all'aumentare della velocità fino a 3.5m/s sia per i maschi che per le femmine. Le variazioni massime si hanno nelle regioni di transizione tra deambulazione e corsa (2.5m/s 3.0m/s); a queste velocità alcuni camminano altri corrono. La spinta per il cammino assume valori compresi tra 1.1BW w 1.5BW, mentre per le velocità maggiori di corsa sono circa il doppio.

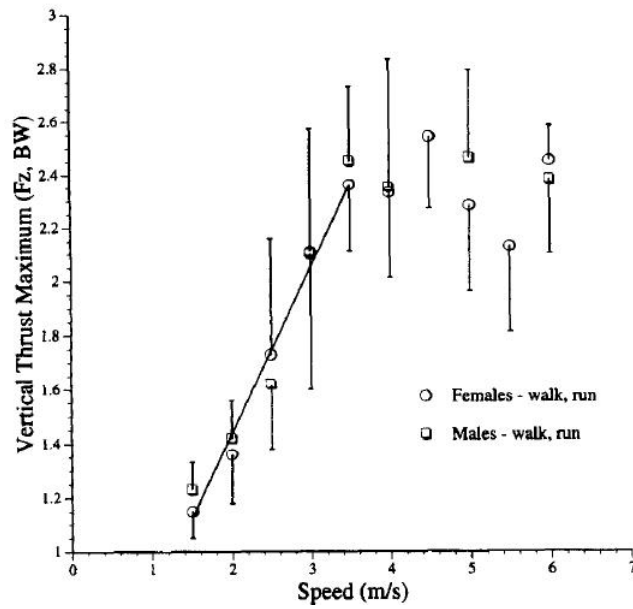


Figura 12.9: Grafico che riporta la forza verticale di spinta massima e la velocità.

## Capitolo 13

# Pressioni e forze che si verificano sulle strutture dell'avampiede

Altro parametro rilevante è la pressione che si sviluppa nelle varie regioni: i valori determinati ci permettono poi di calcolare le forze a cui le parti sono soggette. Solitamente nelle prove si utilizzano appunto dei sensori di pressione di vario tipo, e i valori vengono assegnati ad una parte dopo che la pianta del piede è stata suddivisa opportunamente.

### 13.1 Stazione

Hughes et al. [8] riportano i seguenti valori riguardanti le pressioni durante la stazione eretta Figura 13.1.

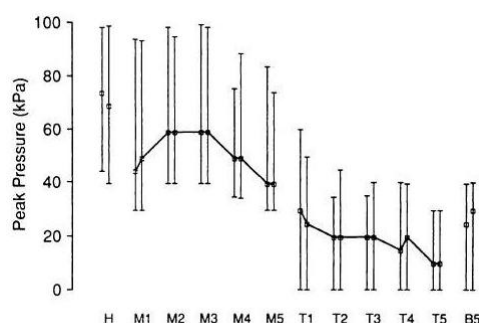


Figura 13.1: Valori massimi di pressione misurati nelle zone di interesse durante la stazione (Hughes et al.).

Nella stazione si hanno pressioni inferiori a quelle che si manifestano nella camminata poiché il peso è suddiviso tra due piedi. Le pressioni relative ai metatarsi sono nettamente maggiori rispetto a quelle delle dita.

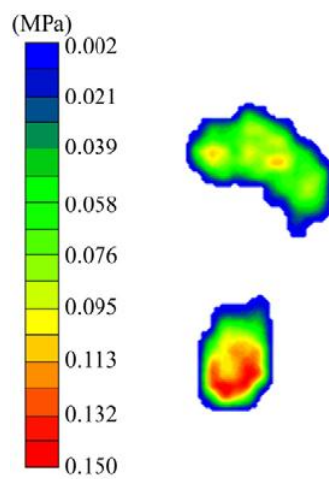


Figura 13.2: Grafico delle pressioni plantari durante la stazione eretta.

## 13.2 Deambulazione

Confrontiamo i risultati riportati da Hughes et al. (1990) e da Taylor et al. (2003) con i risultati di Jacob et al. (1999) riguardanti un'esperienza eseguita su:

**Soggetti:** 42 soggetti, di cui 19 maschi e 23 femmine. Età media:  $34.8 \pm 10.2$  anni, dai 20 anni ai 59 anni. Massa media: 66.4kg, minima: 50kg, massima: 91kg. Non presentano anomalie o patologie ai piedi.

**Strumentazione:** Piattaforma  $1 \times 3$  m avente 4 sensori capacitivi per centimetro quadrato per un totale di 2736 sensori, e che ha una velocità di campionamento di 50Hz. I pazienti camminano su di una pedana alla loro velocità ideale, non a velocità predefinite in quanto possono portare il soggetto a modificare la propria andatura. La pedana di  $3 \times 1$  m ha una zona sensibile costituita da 2736 sensori capacitivi, 4 per  $\text{cm}^2$ . Si effettuano 4 misurazioni per piede, di cui se ne sceglie una.

**Modalità:** La prova consiste nella misurazione delle pressioni plantari che si verificano durante la deambulazione.

Le misurazioni sono relative ad 8 regioni:

- i 5 metatarsi (M1,...,M5)
- primo e secondo dito (T1 e T2)
- terzo quarto e quinto considerati assieme (T3,T4 e T5)

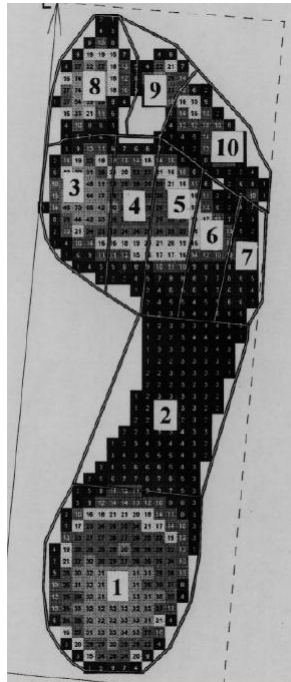


Figura 13.3: Aree di interesse.

Un software speciale divide le tracce del piede in 10 regioni di interesse come si vede in figura Figura 13.3. Si sceglie inoltre il secondo picco della forza di reazione al suolo (GRF) Figura 13.5, in quanto corrisponde alla fase in cui il tallone è staccato dal suolo e in particolare, di maggiore carico per l'avampiede. Il software permette di calcolare le forze riguardanti le aree specifiche a partire dalle pressioni.

Le forze sono normalizzate in termini del peso e di percentuale del peso (%BW). In figura

Figura 13.4 sono proposti i picchi di pressione e le forze misurate. Si ricava che il carico totale del secondo picco è del 126.7% del peso. Bisogna anche precisare che i valori sono relativi all'istante considerato: non sono quindi i valori massimi raggiunti in ogni area misurata. Inoltre l'intensità dei picchi di pressione non riflettono l'intensità delle forze nelle stesse aree, in quanto ogni area di interesse ha una particolare dimensione. Ha molta rilevanza dunque la scelta delle aree e delle loro dimensioni. Le forze relative a M1 e T1 comprendono il 53% del peso del corpo e il 42% del carico massimo dell'avampiede. Questo dimostra l'importanza del primo raggio.

	Average	SD	Range
<b>Peak pressure distribution (kPa)</b>			
MTH1	372.8	171.9	145-1180
MTH2	435.2	162.6	80-1220
MTH3	340.7	100.3	40-655
MTH4	213.5	79.3	35-425
MTH5	128.5	78.5	0-355
Big toe	462.4	200.9	170-1140
Toe 2	214.9	99.5	30-520
Toes 3-5	139.6	85.1	10-335
<b>Force distribution (%BW)</b>			
MTH1	29.1	8.7	6.7-52.6
MTH2	28.3	6.9	3.3-42.4
MTH3	22.3	7.5	0.8-36.5
MTH4	10.3	6.0	0.1-30.2
MTH5	3.5	3.5	0-21.0
Big toe	23.8	8.3	6.1-44.5
Toe 2	5.0	2.6	0.4-14.2
Toes 3-5	4.6	3.5	0.1-14.6
Total	126.7	12.1	67.6-148.6

Figura 13.4: In alto: picchi di pressione relativi alle zone di interesse. In basso: forze di carico relative alle zone di interesse.

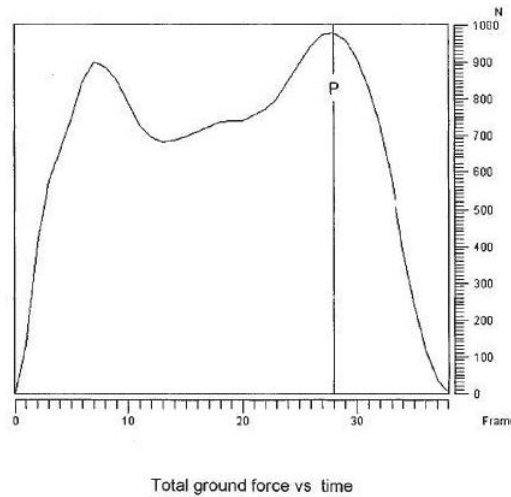


Figura 13.5: Forza di reazione al carico (GRF) durante il ciclo del cammino: evidenziato l'istante di rilevazione.



Hughes et al. riportano invece i seguenti dati relativi a forze e pressioni Figura 13.6 e Figura 13.7.

In particolare riportano la media dei picchi di pressione misurati su una zona particolare, considerando però tutta la fase di appoggio, mentre Jacob et al. [11] considerano l'istante in cui si ha la massima reazione del suolo.

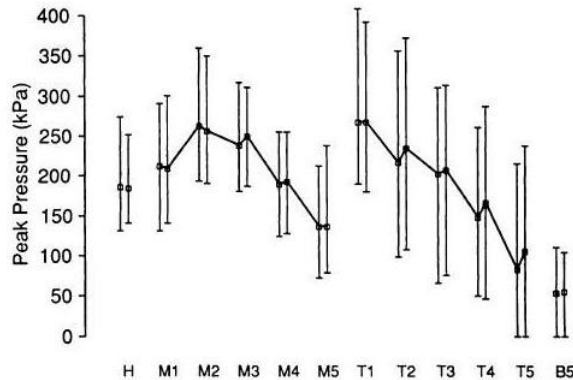


Figura 13.6: Grafico dei picchi di pressione durante il cammino.

	Left feet		Right feet		Left		Right	
	Peak pressure (KPa)	Per cent	Peak pressure (KPa)	Per cent	Peak force	Per cent	Peak force	Per cent
Great toe	256.6	30.5	263.2	29.9	10.63	60.2	10.88	59.1
Second toe	197.8	23.5	212.5	24.2	2.42	13.7	2.61	14.2
Third toe	173.3	20.6	183.1	20.8	2.04	11.6	2.17	11.8
Fourth toe	137.3	16.3	137.3	15.6	1.58	8.9	1.66	9.0
Fifth toe	76.8	9.1	83.4	9.5	0.99	5.6	1.09	5.9
Sum	841.8	100.0	879.5	100.0	17.66	100.00	18.41	100.0

Figura 13.7: Sx: picchi di pressione durante il cammino relativi alle dita. Dx: forze relative alle dita durante il cammino.

Taylor et al. [18] riportano i seguenti dati. La pressione su tutto il piede aumenta del 10% da lenta a normale, dell'11% da normale a veloce e del 22% da lenta a veloce Figura 13.8.

Le forze massime rilevate aumentano del 2% da lenta a media, del 6% da media a veloce e del 9% da lenta a veloce Figura 13.9.

Importante è l'aumento che avviene relativamente alle dita ed al secondo metatarsale sia per quanto riguarda le pressioni che le forze.

Interessante il fatto che la risposta del piede non è lineare all'aumentare della velocità, in quanto le differenze di pressione tra normale e veloce sono maggiori di quelle tra lento e normale, e che quindi una camminata veloce non è una versione velocizzata della camminata lenta

Alcune regioni del piede non sono influenzate dalla velocità per quanto riguarda la pressione: il primo e il terzo-quarto metatarsale per quanto riguarda l'avampiede. È probabile che la maggiore cadenza implichi forze e pressioni maggiori sul tallone dovute al contatto iniziale e sulle dita alla propulsione.

Taylor et al. riportano anche che altri autori ritengono che zone differenti abbiano una risposta differente alla maggior velocità senza però darne una spiegazione. Alcuni addirittura rilevano una diminuzione in talune zone come il quinto metatarsale. In effetti nell'esperienza

di Taylor si nota che per il terzo-quinto metatarsale vi è una leggera diminuzione nella forza massima

	Walking speed		
	Slow	Normal	Fast
Medial heel	35.3 (7.3)	36.8 (6.3)	42.5 (9.1)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Lateral heel	33.7 (6.1)	35.6 (5.4)	40.3 (7.9)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Lateral midfoot	8.0 (4.9)	7.9 (5.1)	6.8 (4.7)
First MPJ	39.3 (21.2)	41.9 (20.1)	45.3 (17.1)
Second MPJ	41.6 (14.3)	43.3 (14.9)	50.6 (21.8)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Third–fifth MPJs	38.6 (12.8)	40.1 (13.1)	40.8 (15.7)
Hallux	39.8 (16.0)	43.3 (21.8)	50.8 (24.3)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Second toe	19.7 (8.2)	21.0 (7.9)	26.9 (14.2)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Third–fifth toes	16.6 (8.8)	17.7 (9.5)	21.8 (10.8)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
<b>Total</b>	<b>58.3 (17.1)</b>	<b>64.3 (16.7)<sup>†</sup></b>	<b>71.3 (19.6)**,<sup>†</sup>,<sup>‡</sup></b>

Figura 13.8: Pressioni[kPa] (S.D.)  $\times 10^{-1}$  misurate da Taylor et al. nelle varie zone del piede per le tre differenti velocità.

	Walking speed		
	Slow	Normal	Fast
Medial heel	285.7 (69.1)	295.3 (64.1)	328.5 (81.4)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Lateral heel	251.5 (56.4)	254.1 (50.6)	270.9 (67.7)*, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Lateral midfoot	54.2 (8.6)	51.6 (42.9)	48.7 (49.3)
First MPJ	214.4 (97.4)	214.2 (93.3)	229.9 (80.7)
Second MPJ	187.1 (65.2)	192.8 (67.1)	207.5 (78.8)**, <sup>†</sup>
Third–fifth MPJs	306.9 (97.2)	312.6 (97.5)	287.1 (92.5)
Hallux	125.2 (48.3)	141.1 (70.1)	168.6 (80.3)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Second toe	21.9 (10.5)	25.4 (13.4)	29.1 (13.9)**, <sup>†</sup>
Third–fifth toes	36.6 (20.4)	41.9 (24.5)	51.7 (25.18)**, <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
<b>Total</b>	<b>803.6 (171.4)<sup>‡</sup></b>	<b>824.6 (170.4)<sup>†</sup></b>	<b>877.2 (175.7)**,<sup>†</sup>,<sup>‡</sup></b>

Figura 13.9: Forze[N] (S.D.) misurate da Taylor et al. nelle varie zone del piede per le tre differenti velocità.

Può essere interessante prendere visione dei dati di Taylor et al. i quali calcolano anche l'integrale della forza e della pressione in funzione del tempo, cioè la forza e la pressione media a cui una zona di interesse è soggetta Figura 13.11 Figura 13.12 .

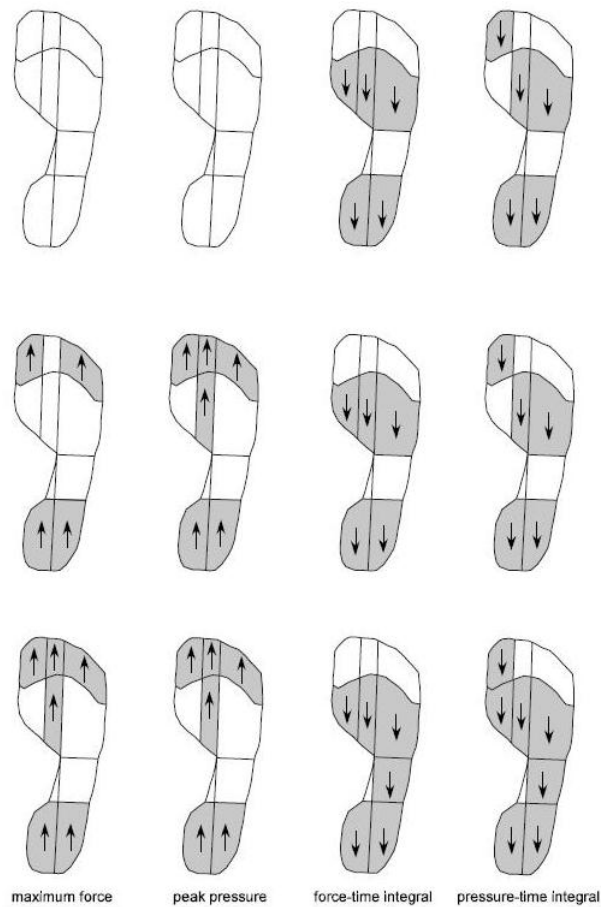


Figura 13.10: differenze, dall'alto in basso, tra velocità: lenta-normale, normale-veloce, lenta-veloce. La freccia in su rappresenta un incremento rilevante e la freccia in giù un decremento rilevante del particolare parametro rappresentato.

	Walking speed		
	Slow	Normal	Fast
Medial heel	78.7 (17.6)	68.0 (17.6) <sup>†</sup>	60.0 (15.8) <sup>**</sup> , <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Lateral heel	66.9 (16.2)	57.5 (14.5) <sup>†</sup>	50.0 (13.8) <sup>**</sup> , <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Lateral midfoot	14.4 (14.2)	11.9 (11.5)	8.3 (9.7) <sup>**</sup> , <sup>†</sup>
First MPJ	74.1 (36.8)	61.2 (27.0) <sup>†</sup>	52.2 (22.1) <sup>**</sup> , <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Second MPJ	68.2 (23.5)	58.6 (22.0) <sup>†</sup>	49.8 (19.1) <sup>**</sup> , <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Third-fifth MPJs	119.5 (40.1)	102.1 (35.9) <sup>†</sup>	80.7 (34.1) <sup>**</sup> , <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>
Hallux	32.0 (15.3)	27.9 (14.8)	27.9 (13.8)
Second toe	4.8 (2.7)	4.6 (2.6)	4.7 (2.7)
Third-fifth toes	7.2 (4.4)	6.9 (4.3)	7.6 (4.1)
Total	466.5 (98.9)	399.4 (85.7) <sup>†</sup>	341.5 (82.8) <sup>**</sup> , <sup>†</sup> , <sup>‡</sup>

Figura 13.11: Integrale forza-tempo nelle varie zone di interesse.

	Walking speed		
	Slow	Normal	Fast
Medial heel	10.0 (2.2)	8.7 (2.3) <sup>†</sup>	7.6 (1.8)**, <sup>†,‡</sup>
Lateral heel	9.5 (2.1)	8.3 (2.1) <sup>†</sup>	7.3 (1.6)**, <sup>†,‡</sup>
Lateral midfoot	2.4 (1.7)	2.0 (1.5)	1.3 (1.1)**, <sup>†,‡</sup>
First MPJ	14.5 (9.1)	12.2 (6.8)	10.7 (7.3)**, <sup>†</sup>
Second MPJ	13.8 (5.5)	12.0 (4.4) <sup>†</sup>	10.7 (4.3)**, <sup>†,‡</sup>
Third–fifth MPJs	13.7 (4.4)	12.1 (3.8) <sup>†</sup>	10.1 (4.1)**, <sup>†,‡</sup>
Hallux	11.3 (5.8)	9.3 (4.8) <sup>†</sup>	9.1 (4.4)*
Second toe	4.5 (2.3)	4.1 (1.7)	4.3 (2.3)
Third–fifth toes	3.8 (2.2)	3.5 (1.9)	3.5 (1.7)
Total	28.4 (8.2)	24.7 (5.5) <sup>†</sup>	22.4 (6.3)**, <sup>†,‡</sup>

Figura 13.12: Integrale pressione-tempo nelle varie zone di interesse.

Per avere un'idea più visiva di quanto accade alle pressioni plantari per differenti velocità di deambulazione riportiamo i grafici ottenuti da Pataky et al. [20].

**Soggetti:** 10 uomini, età:  $28.8 \pm 8.3$ anni, altezza:  $177.1 \pm 8.3$ cm, massa:  $76.1 \pm 11.7$ kg

**Strumentazione:** Piattaforma sensibile alle pressioni. Il movimento viene rilevato con un sistema a 6 telecamere che funzionano ad una frequenza di 50Hz.

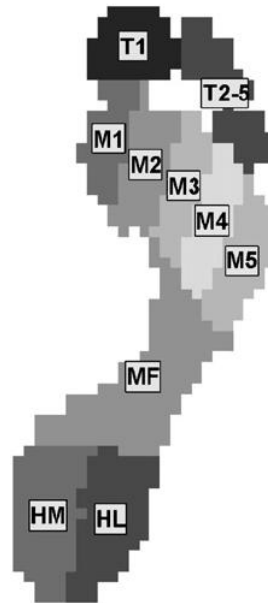


Figura 13.13: Divisione delle regioni di interesse nella prova di Pataky.

**Modalità:** Ai soggetti viene chiesto di camminare a tre velocità: lenta, normale e veloce. Vengono rilevati dati relativi al piede dx. I soggetti compiono 4 passi prima di andare a contatto con la pedana. La velocità viene misurata come la velocità media misurata tramite un sensore posto sull'addome del soggetto.

Ogni soggetto svolge 20 ripetizioni ad ogni velocità, per un totale di 600 registrazioni. Per evitare di regolare la posizione della piattaforma ad ogni contatto, i partecipanti si sono allenati per 15 minuti ad appoggiarsi sulla piattaforma nella posizione giusta. Il calcolatore suddivide automaticamente le dieci regioni di interesse, indicate in figura. Vengono quindi creati i grafici che illustrano in maniere differenti le pressioni Figura 13.14, Figura 13.16 e Figura 13.15.

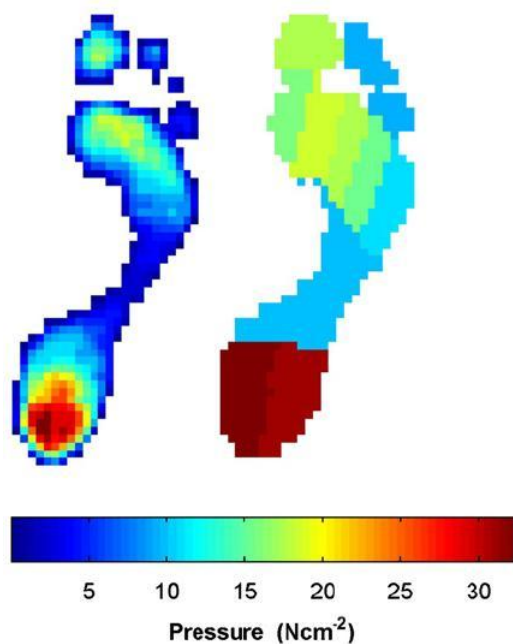


Figura 13.14: Valori massimi delle pressioni: a sx valori massimi nei singoli pixel, a dx i valori massimi raggiunti in ogni regione.

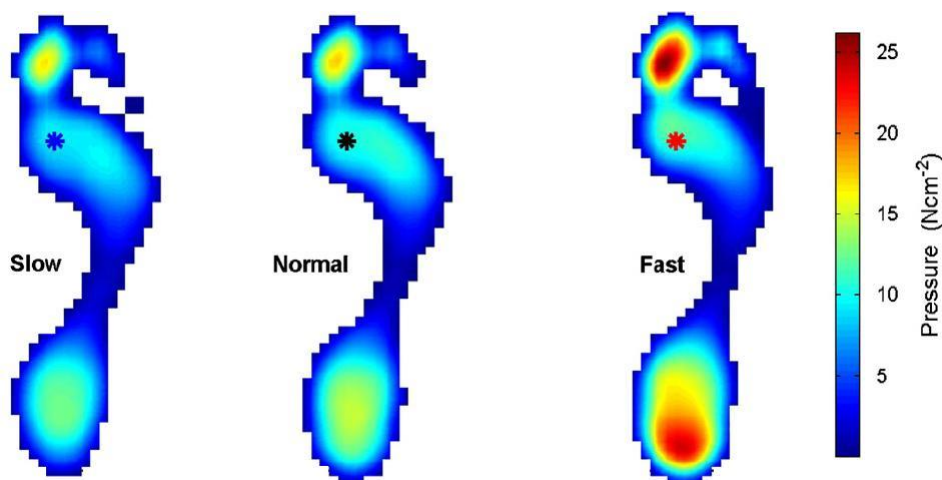


Figura 13.15: Pressioni medie rilevate nelle tre velocità di deambulazione. l'asterisco indica i pixel scelti per tracciare il grafico in Figura 13.16.

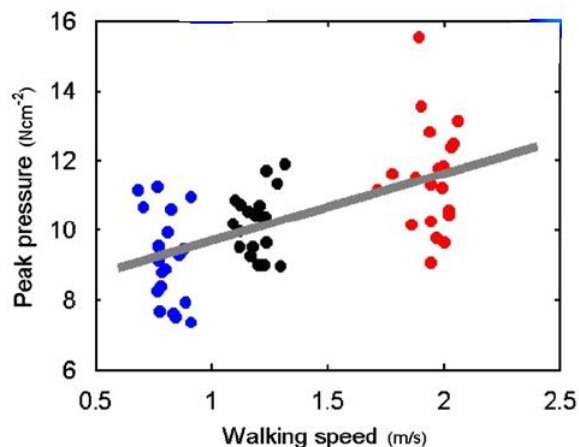


Figura 13.16: Legame tra pressione plantare e velocità, con retta di regressione.

Esaminando ciò che emerge da queste esperienze e avvalendoci anche delle considerazioni fatte dagli autori stessi, si rileva che alcuni fatti possono essere considerati come accertati:

- non vi sono relazioni tra il sesso del soggetto e le distribuzioni delle pressioni e delle forze;
- non vi sono differenze di comportamento tra piede destro e piede sinistro;
- le pressioni relative alle dita sono decrescenti dal primo al quinto dito;
- le forze relative alle dita sono concentrate all'incirca per il 60% sul primo dito: le altre dita hanno valori molto inferiori, ma simili tra loro;
- le pressioni massime vengono raggiunte secondo Hughes et al. e da Jacob et al. dal primo dito (T1) e in seguito dal secondo metatarsale (M2), anche se di poco. Taylor et al. invece rilevano una pressione maggiore su M2 rispetto a T1. La differenza non è così rilevante, e l'esperienza di Jacob et al. è meno raffrontabile delle altre due in quanto comunque limitata ad un istante di tempo. Pataky et al. rilevano i valori massimi su M2, quindi T1 e M3. Tuttavia i valori medi sono inequivocabilmente maggiori sul primo dito;
- le intensità maggiori, escludendo T1 e M2, riguardano il primo e il terzo metatarsale e il secondo dito: l'ordine è però molto soggettivo;
- le forze relative ai metatarsi sono in generale maggiori rispetto a quelle delle dita;
- le forze e le pressioni aumentano pressoché in ogni regione all'aumentare della velocità, come anche gli integrali pressione-tempo e forza-tempo;

### 13.3 Corsa

I-Ju Ho et al. (2010) svolgono una prova di rilevazione delle pressioni plantari durante la corsa, su di un tapis-roulant, a differenti velocità.

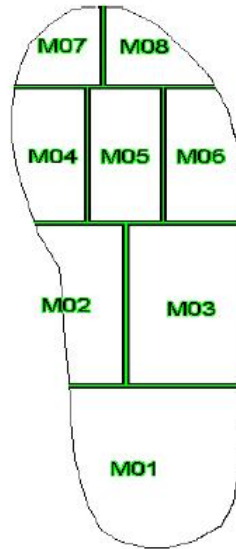


Figura 13.17: Regioni in cui I-Ju Ho et al. dividono la pianta del piede nel loro studio.

**Soggetti:** 20 femmine sane: età media:  $20.7 \pm 4.7$  anni altezza media  $1.60 \pm 0.07$  m peso medio:  $53.3 \pm 6.8$  kg non svolgono regolarmente corsa

**Strumentazione:** Scarpe aventi soles sensibili alle pressioni. Tapis roulant che consiste in una superficie di  $1.5 \times 0.5$  m.

Mask	Speed 1.5	Speed 2.0	Speed 2.5	F Value	Post Hoc
He(M01)	143.6 (73.6)	170.7 (85.7)	191.3 (71.8)	4.54*	S2.5>S2.0>S1.5
MM(M02)	154.1 (79.2)	172.9 (83.9)	178.2 (92.2)	7.23*	S2.5,2.0>S1.5
LM(M03)	130.3 (44.8)	149.5 (41.9)	162.3 (46.4)	19.17*	S2.5>S2.0>S1.5
MF(M04)	339.8 (108.1)	360.7 (114.2)	377.8 (101.2)	2.42	S2.5>S1.5
CF(M05)	223.8 (48.6)	244.5 (53.1)	266.5 (64.6)	10.74*	S2.5>S2.0>S1.5
LF(M06)	172.7 (51.3)	189.0 (49.9)	203.9 (54.4)	11.76*	S2.5>S2.0>S1.5
Ha(M07)	309.3 (123.9)	323.6 (123.1)	333.1 (103.4)	0.94	
To(M08)	126.3 (47.4)	139.0 (49.3)	147.8 (50.7)	5.13*	S2.5>S1.5

Figura 13.18: Valori massimi di pressione nelle regioni di interesse durante la corsa a differenti velocità; He: tallone, MM: mesopiede mediale, LM: mesopiede laterale, MF: metatarsali mediali, CF: metatarsali centrali, LF: metatarsali laterali, Ha: primo dito, To: altre quattro dita.

**Modalità:** Vengono eseguiti dei rilevamenti antropometrici su ogni soggetto. Quindi sono svolte prove a differenti velocità (1.5, 2.0, 2.5 m/s). Per l'analisi delle pressioni plantari si considerano 8 regioni di interesse Figura 13.17: tallone, arco mediale, arco laterale, metatarso mediale, metatarso centrale, metatarso laterale, primo dito e altre dita. In queste regioni vengono rilevate le pressioni massime e calcolate le forze massime considerando tutta la fase di appoggio.

All'aumentare della velocità si ha Figura 13.20:



Mask	Speed 1.5	Speed 2.0	Speed 2.5	F Value	Post Hoc
He(M01)	281.7 (159.7)	354.1 (188.1)	410.5 (169.0)	7.51*	S2.5>S2.0>S1.5
MM(M02)	45.7 (31.8)	78.2 (111.7)	76.1 (39.5)	2.96	
LM(M03)	151.0 (79.2)	193.9 (80.9)	223.1(79.2)	17.87*	S2.5>S2.0>S1.5
MF(M04)	251.8 (79.2)	278.6 (74.3)	294.1 (75.0)	5.49*	S2.5>S1.5
CF(M05)	195.1 (60.6)	219.5 (60.4)	239.3 (65.8)	14.90*	S2.5>S2.0>S1.5
LF(M06)	116.1 (59.0)	136.7 (55.2)	147.3 (59.9)	14.90*	S2.5>S1.5
Ha(M07)	101.7 (53.8)	101.3 (39.7)	108.6 (41.0)	0.87	
To(M08)	55.7 (30.4)	59.1 (25.9)	64.2 (24.9)	2.11	

Figura 13.19: Valori massimi di forza calcolati nelle regioni di interesse durante la corsa a differenti velocità; He: tallone, MM: mesopiede mediale, LM: mesopiede laterale, MF: metatarsali mediali, CF: metatarsali centrali, LF: metatarsali laterali, Ha: primo dito, To: altre quattro dita.

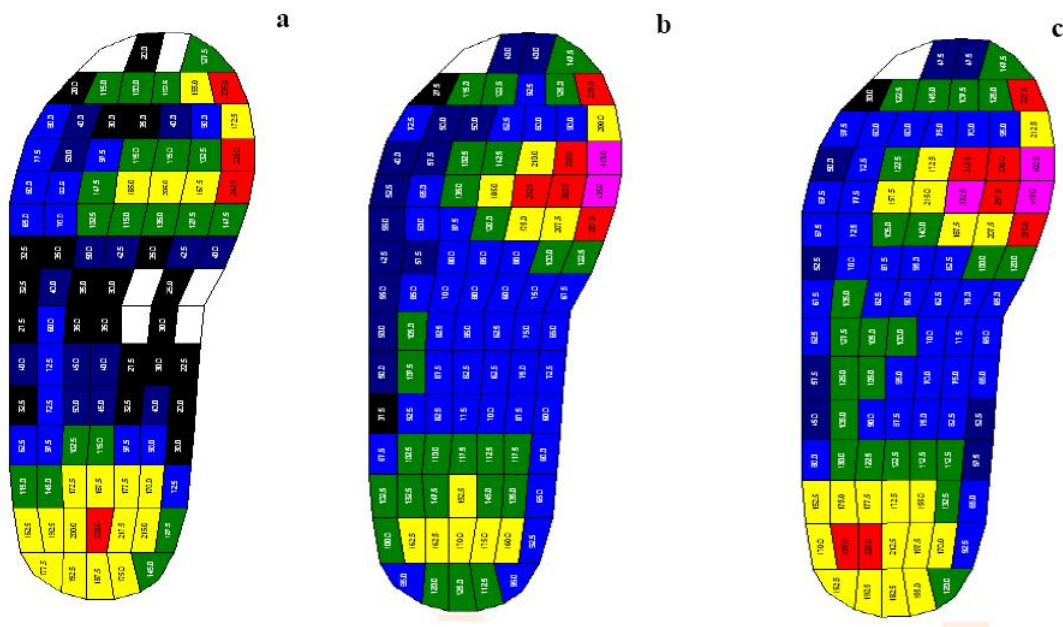


Figura 13.20: Grafico dei valori massimi di pressione nelle regioni di interesse durante la corsa a differenti velocità.

- un aumento significativo della pressione, eccetto che per la parte mediale del piede e per il primo dito: da 1.5 a 2.5 m/s il picco di pressione aumenta del 19% nella parte centrale dell'avampiede, e del 18% nella parte laterale dell'avampiede; la forza invece aumenta rispettivamente del 23% nella parte laterale e del 27% nella parte mediale Figura 13.18.
- maggiore inversione del piede per velocità crescenti per avere maggiore stabilità
- aumento della forza di reazione al suolo e il picco di pressione dell'intero piede Figura 13.19.

Probabilmente il mesopiede è migliore nell'adattarsi ai cambiamenti nelle forze e potrebbe aiutare ad assorbire gli shock a velocità elevate. Il corpo in risposta alle GRF si deve muovere velocemente dal mesopiede per affrontare il maggior carico alle alte velocità.

La forza di propulsione è un'altra ragione per cui la forza di reazione al suolo tende a spostarsi verso il mesopiede più velocemente quando si corre ad alte velocità

# Capitolo 14

## Analisi delle forze durante l'appoggio finale

Quanto esaminato, mettendo insieme quanto si sa sulla posizione del piede, sulla sua variazione nel tempo, sulle pressioni e forze plantari e non ultima l'anatomia fin'ora può essere utile per il calcolo delle forze che agiscono sulla struttura.

Stockes et al. e Jacob sono probabilmente gli unici che hanno tentato di calcolare le forze del flessore dell'articolazione metatarso-falangea. Conoscendo però i dati della forza di reazione al suolo, si hanno oggi nuove conoscenze per determinare le forze agenti durante il cammino. Tuttavia l'idea principale di questo lavoro è di far sì che il calcolo possa essere eseguito senza difficoltà: quindi la presentazione dei diagrammi a corpo libero con le equazioni esplicite dell'equilibrio permettono un immediato cambiamento opportuno delle variabili per lo studio di configurazioni differenti.

### 14.1 Calcolo realizzato da H.A.C. Jacob

H.A.C. Jacob tenta di stimare le forze agenti lungo i tendini e attraverso le articolazioni del primo e del secondo raggio dell'avampiede durante il passo.

**Distribuzione delle forze di reazione al suolo sulla struttura** Si utilizzano quindi i valori riportati da Jacob stesso nella prova di valutazione delle pressioni, i cui valori sono relativi all'istante in cui la forza di reazione al suolo raggiunge il massimo valore (Figura 13.4).

Per determinare le dimensioni principali necessarie al calcolo si sono usati 8 piedi di cadaveri di ignoti, non a coppie.

Le misure effettuate riguardano:

- l'orientamento delle diafisi del primo e il secondo raggio: in pratica la descrizione dell'arco longitudinale mediale;
- la lunghezza delle falangi;
- i raggi di curvatura delle superfici articolari;
- la lunghezza del braccio dei tendini che attraversano le articolazioni: fotografie fatte durante la sezione e radiografie di tutti 8 i piedi

In Figura 14.1 e Figura 14.2 vediamo le dimensioni principali in scala del primo e del secondo raggio. Le proporzioni corrispondono a quelle di un piede avente il primo dito più lungo del secondo; inoltre le proporzioni medie della lunghezza dei metatarsi sono  $2 > 1 > 3 > 4 > 5$ .

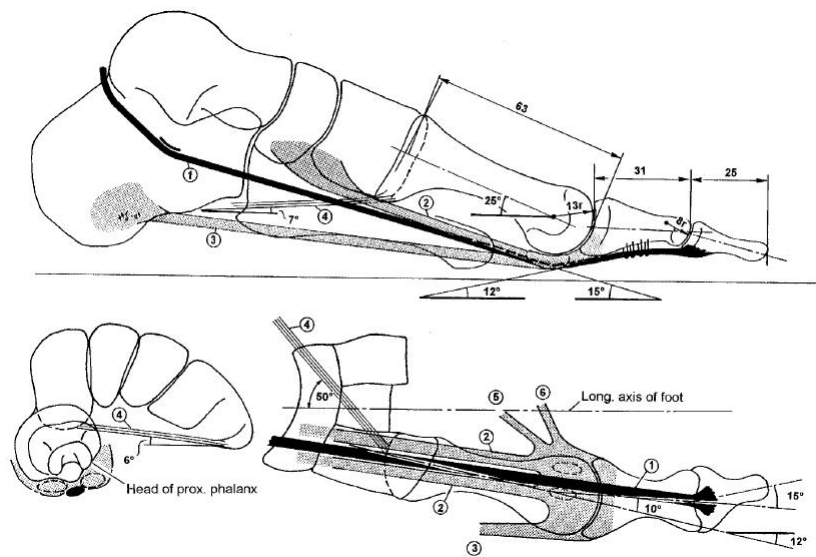


Figura 14.1: Misurazioni antropometriche relativamente al primo raggio. 1) flessore lungo dell'alluce, 2) flessore breve dell'alluce, 3) abduuttore dell'alluce, 4) peroneo lungo, 5) adduttore dell'alluce, 6) testa trasversale dell'adduttore dell'alluce.

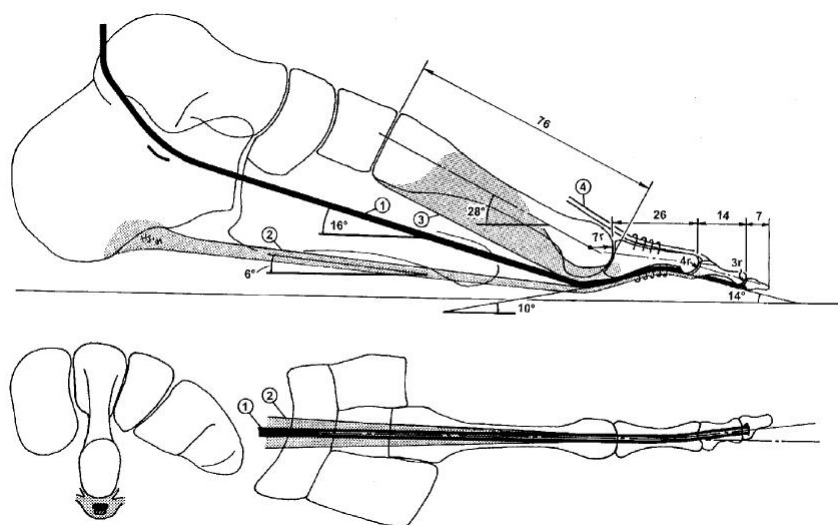


Figura 14.2: Misurazioni antropometriche relativamente al secondo raggio. 1) flessore lungo delle dita, 2) flessore breve delle dita, 3) interossei, 4) estensore breve delle dita.

Rilevante è il fatto che i dati antropometrici del piede umano variano in modo consistente e quindi i risultati ottenuti da H.A.C. Jacob sono da considerarsi delle stime rappresentative di un piede comune.

## Semplificazioni

- Forza di reazione al suolo: solo la componente verticale;
- Forze sotto le dita: distribuite lungo tutta la lunghezza ma con centro di forza sulla semilunghezza della falange distale;
- Forze relative alle teste dei metatarsi del primo e del secondo raggio: agenti sotto le teste dei metatarsi (anche se probabilmente vengono trasmesse sulle diafisi);
- Muscoli: stabilizzano i legamenti;
  - \* Muscoli estensori: non vengono considerati, cosa giustificata dalle elettromiografie;
  - \* Muscoli flessori (intrinseci ed estrinseci): vengono considerati attivi;
- I legamenti non intervengono in quanto esercitano una forza solo se si trovano al limite del loro movimento
- Capsule articolari: trascurabili in quanto esercitano una forza solo se si trovano al limite del loro movimento
- Le superfici articolari convesse: vengono considerate ad archi di circonferenza del piano sagittale(sarebbero ovoidali)
- Fascia plantare: esclusa nel supporto dell'avampiede in quanto nell'appoggio finale la flessione dorsale dell'articolazione metatarso-falangea arriva solo a  $10^\circ$  nell'istante in cui il carico sull'avampiede raggiunge il suo valore massimo, rendendo improbabile un restringimento dell'aponeurosi plantare dovuta al "meccanismo a verricello".

Le condizioni di equilibrio nel piano sagittale sono determinate per ogni articolazione, come indicato dalla figura.

**Calcolo** L'analisi delle forze agenti sulla struttura dipende dalla geometria di quest'ultima e dai punti di applicazione delle forze coinvolte. Le dimensioni utilizzate nel calcolo possono comunque essere modificate a seconda della specificità del soggetto. Inoltre la presentazione tramite diagramma a corpo libero con le equazioni esplicite dell'equilibrio permettono un'immediata regolazione delle variabili se richiesto in certi casi.

Per il calcolo è stato scelto un metodo analitico basato sui dati antropometrici e sulle misure delle forze esterne.

Questo perché gli studi in vitro coinvolgono la simulazione delle forze dei muscoli, nelle quali diventerebbe molto complicato un modello del piede, e poiché le prove in vivo con trasduttori impiantati è praticamente impossibile da eseguire.

Si cerca di stimare l'intensità delle forze agenti lungo i tendini più importanti. Le forze agenti entro la struttura del piede possono essere determinate:

- direttamente, dalle medie delle forze imposte determinata mediante l'utilizzo di trasduttori di forze;
- indirettamente misurando le forze agenti sul piede e stimando le reazioni interne di queste forze esterne, in particolare  $F_1$ ,  $F_2$ ,  $G_1$ , e  $G_2$ .

Le figure mostrano l'intensità delle forze che devono agire lungo i tendini flessori per equilibrare i momenti dovuti alle forze di reazione al suolo in ogni articolazione esaminata. Queste intensità sono elencate nella tabella assieme alle relative direzioni nella condizione in cui il piede è dorsiflesso nell'articolazione metatarso-falangea di  $10^\circ$ .

Per quanto riguarda il primo raggio si determina quanto segue

**articolazione interfalangea:**  $F_1$  agisce sotto il primo dito, ed è bilanciata da  $F_{hl}$  che agisce lungo il tendine del flessore lungo dell'alluce. La somma vettoriale di  $F_{hl}$  e  $F_1$  ci fornisce la direzione e l'intensità della risultante  $R_1$  nell'articolazione interfalangea Figura 14.3.

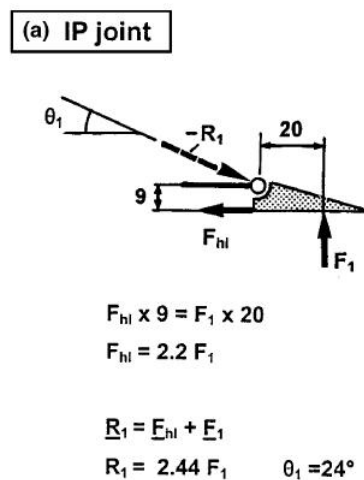


Figura 14.3: Diagramma a corpo libero dell'articolazione interfalangea del primo raggio.

**articolazione metatarso-falangea:**  $F_{hl}$  agisce insieme a  $F_{hb}$ , che include tutte le forze plantari flettenti che agiscono attraverso la capsula plantare dell'articolazione metatarso-falangea, per equilibrare  $F_1$ . Intervengono anche l'abduuttore e l'adduttore dell'alluce con un'azione flettente. Ne risulta una  $R_2$  Figura 14.4.

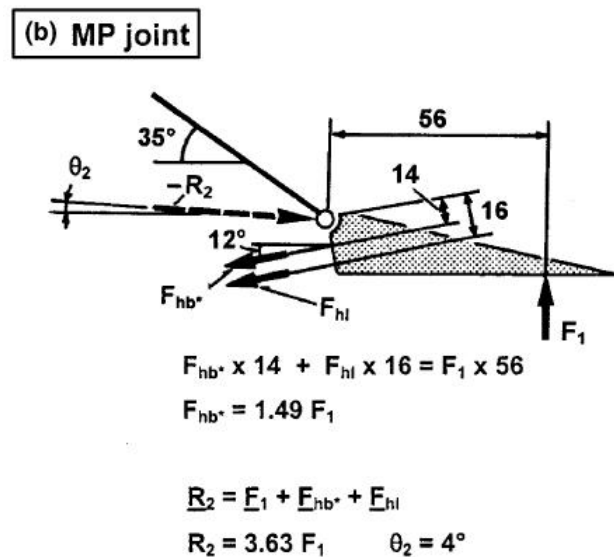
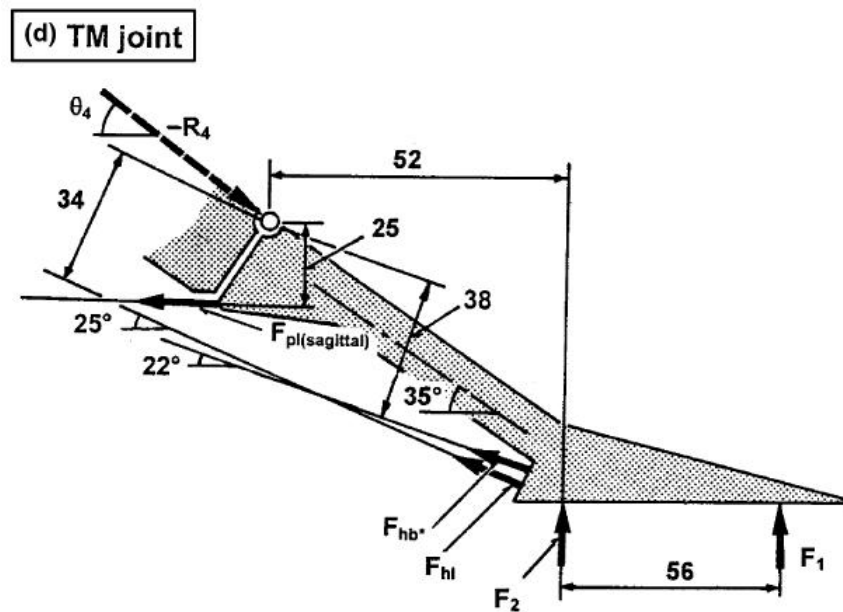


Figura 14.4: Diagramma a corpo libero dell'articolazione metatarso-falangea del primo raggio.



**articolazione tarso-metatarsale:**  $F_{hb}$  e  $F_{hl}$  agiscono assieme a  $F_{pl}$  del peroneo lungo.  $F_{hl}$ ,  $F_{hb}$  e  $F_{pl(sagittale)}$ , dove  $F_{pl(sagittale)} \cong F_{pl}/\cos 50^\circ$ , come si vede dalla figura, agiscono insieme per bilanciare le forze  $F_1$  e  $F_2$ , tutte nel piano sagittale. A causa della forma piatta e del limitato intervallo di movimento dell'articolazione tarso-metatarsale, che è di circa  $4^\circ$ , è ritenuto corretto assumere un perno alla sua estremità dorsale, e determinare le condizioni di equilibrio necessarie che prevengono la separazione delle superfici articolari nella regione plantare, cioè fino al punto oltre al quale i legamenti plantari subirebbero una tensione. La risultante  $R_4$  in questa articolazione (trascurando la componente nel piano frontale) si trova dalla somma dei vettori  $F_1$  e  $F_2$ ,  $F_{hl}$ ,  $F_{hb}$  e  $F_{pl(sagittale)}$  Figura 14.5.



$$F_{hl} \times 34 + F_{hb^*} \times 38 + F_{pl(sagittal)} \times 25 = F_2 \times 52 + F_{hb^*} \times (56 + 52)$$

$$(F_2 = 1.22 F_1)$$

$$F_{pl(sagittal)} = 1.56 F_1$$

$$\underline{R}_4 = \underline{F}_1 + \underline{F}_2 + \underline{F}_{hb^*} + \underline{F}_{hl} + \underline{F}_{pl(sagittal)}$$

$$\underline{R}_4 = 6.17 F_1 \quad \theta_4 = 37^\circ$$

Figura 14.5: Diagramma a corpo libero dell'articolazione tarso-metatarsale del primo raggio.

**testa del primo metatarsale:** Infine la figura mostra la risultante  $R_3$  di tutte le forze che agiscono sulla testa del primo metatarsale, che è la somma vettoriale di  $F_1$ ,  $F_2$ ,  $F_{hl}$ ,  $F_{hb}$  Figura 14.6.

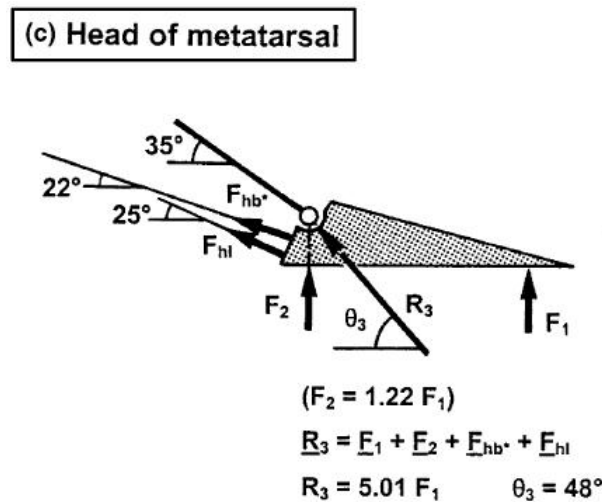


Figura 14.6: Diagramma a corpo libero della testa del primo metatarsale.

Relativamente al primo raggio si può quindi concludere che:

- È il raggio maggiormente caricato dell'avampiede: 29%BW sulla testa del metatarso e il 24%BW sul primo dito
- La testa del primo metatarsale è soggetta principalmente ad una forza assiale di compressione, ma anche esposta a flessione durante la flessione dorsale.
- Flessore lungo e flessore breve del primo dito: comprendono il 52%BW e il 36%BW rispettivamente; servono a stabilizzare l'articolazione tarso-metatarsale del primo raggio permettendo al primo dito di trasmettere da solo il 24% del BW al suolo.
- Tendine peroneo lungo: esercita una forza avente due componenti, per via della sua inserzione:
  - \* componente sagittale: è più o meno perpendicolare alle superfici articolari dell'articolazione tarso-metatarsale, mostrando come teoricamente non necessiti di vincoli da parte di altre strutture, come legamenti.
  - \* componente frontale: tenderebbe a premere la base del primo metatarsale contro il secondo e anche a pronare il primo metatarsale lungo il suo asse longitudinale. Non viene analizzato in quanto irrilevante per la presente analisi.

L'intensità della forza del peroneo lungo determinata è un valore limite, cioè è la minima forza necessaria per evitare che le superfici articolari si separino in senso plantare, assumendo un perno alla sua estremità dorsale. Una forza maggiore di quella considerata può essere applicata all'articolazione senza "scardinarla"

- Tibiale posteriore: compensa, invertendo l'articolazione subtalare, l'erversione dovuta al peroneo lungo.
- Tutti i flessori contribuiscono a mantenere l'arco longitudinale del piede in movimento.

- Nel caso in cui si avesse una distribuzione dei carichi del 15%BW sulla prima testa metatarsale e 30% sul primo dito, come determinato in studi precedenti, non sarebbe necessaria l'azione del peroneo lungo per stabilizzare l'articolazione tarso-metatarsale.

**Calcolo delle forze del secondo raggio** Si applica la stessa procedura descritta per il primo raggio Figura 14.7, Figura 14.8, Figura 14.9 e Figura 14.10. Bisogna considerare però che :

- non c'è un'unica articolazione interfalangea, ma sono due, distale e prossimale;
- le forze muscolari da considerare sono quelle dei muscoli interessei  $F_{io}$ , il flessore lungo  $F_{dl}$  e il flessore breve  $F_{db}$  delle dita;
- l'azione dei muscoli lombricali viene trascurata;
- per compensare la forza di reazione al suolo a livello dell'articolazione tarso-metatarsale  $G_1$  e  $G_2$ , non sono sufficienti  $F_{io}$ ,  $F_{dl}$  e  $F_{db}$ . Infatti per reagire al rimanente momento di intensità  $M_{lig}$  sono necessari i legamenti plantari che legano le basi del secondo metatarsale al secondo cuneiforme, ma anche ai cuneiformi mediale e laterale;

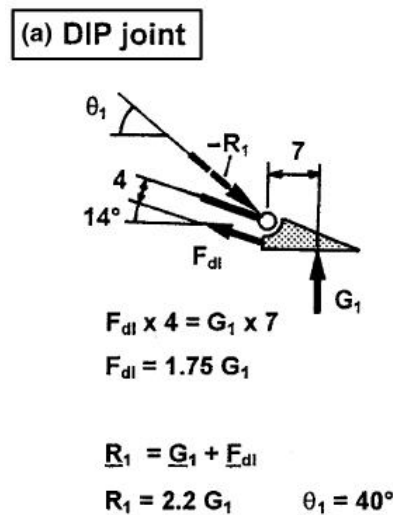


Figura 14.7: Diagramma a corpo libero dell'articolazione interfalangea distale del secondo raggio.

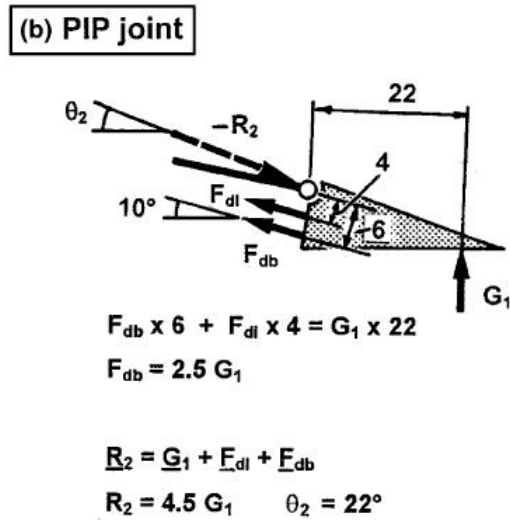


Figura 14.8: Diagramma a corpo libero dell'articolazione interfalangea prossimale del secondo raggio.

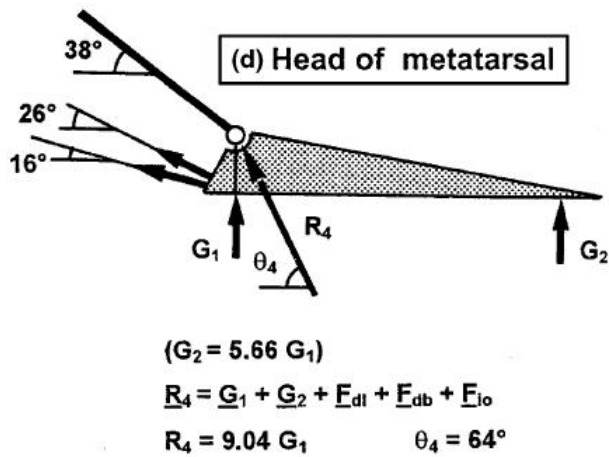


Figura 14.9: Diagramma a corpo libero della testa del secondo metatarsale.

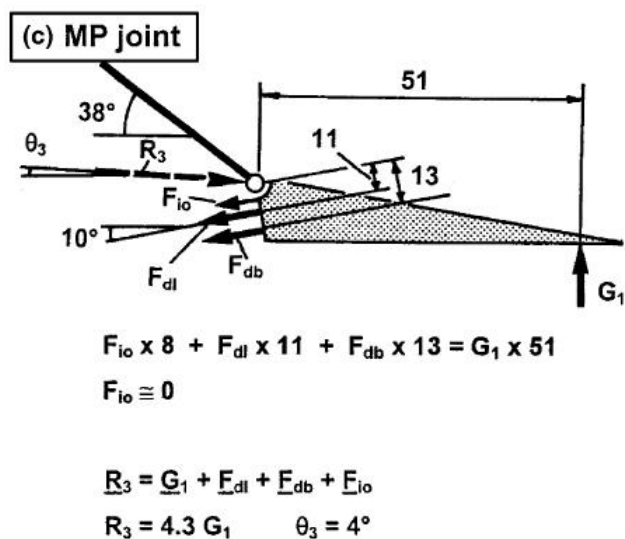


Figura 14.10: Diagramma a corpo libero dell'articolazione metatarso-falangea del secondo raggio.

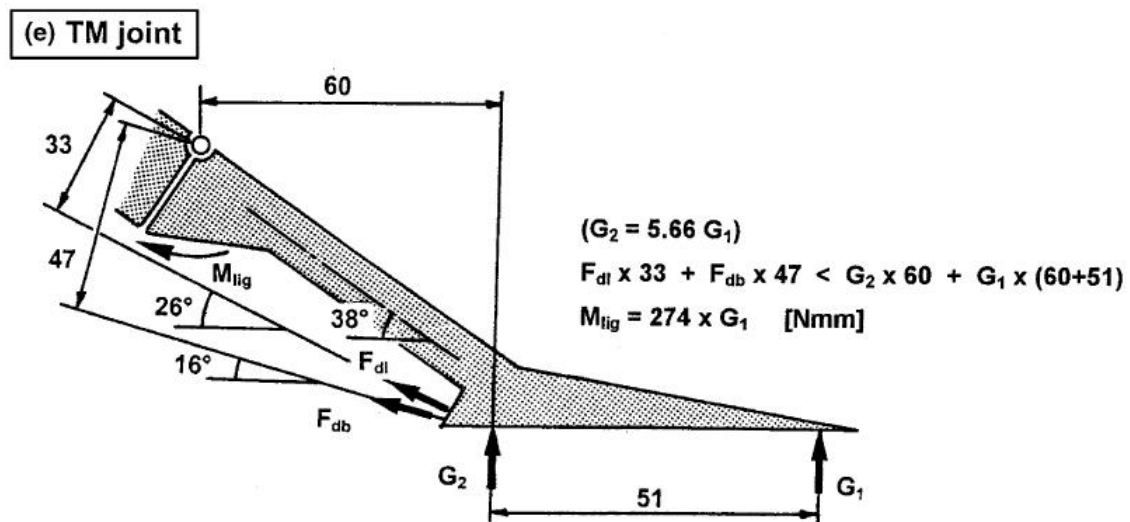


Figura 14.11: Diagramma a corpo libero dell'articolazione tarso-metatarsale del secondo raggio.

Relativamente al secondo raggio si desume che:

- il secondo osso metatarsale è soggetto ad un elevato momento flettente in flessione dorsale in quanto le forze relative al flessore lungo delle dita e al flessore breve delle dita ammontano a solo il 9% e al 13% rispettivamente;
- la testa del secondo metatarsale trasmette il 28% del BW al suolo;
- il legamento tarso-metatarsale del secondo raggio è stabilizzato principalmente dai legamenti;
- il flessore lungo e flessore breve delle dita: bilanciano quasi da soli la forza di reazione al suolo relativa al secondo dito;
- muscoli interossei ed estensore lungo delle dita: sono rispettivamente protagonista ed antagonista, e sono chiamati a intervenire insieme per contribuire al bilanciamento della forza di reazione al suolo del secondo dito, ed agiscono contemporaneamente. È probabile che il cedimento degli interossei, e la conseguente azione singola dell'estensore lungo delle dita determini uno sbilanciamento della falange prossimale nell'articolazione tarso-metatarsale in senso dorsale;
- momento flettente: la giunzione tarso-metatarsale del secondo raggio è soggetta ad una corrispondente elevato momento flettente, sotto l'azione della grande forza di reazione, 28% del BW sulla testa del metatarso; l'azione resistente dei tendini dei flessori lungo e breve delle dita è piuttosto bassa;
- possibilità di movimento: l'articolazione tarso-metatarsale mostra la minor possibilità di movimento rispetto agli altri raggi;
- è stato provato in vitro che, applicando una forza del 68%BW nella direzione plantar-dorsale sulla testa del metatarsale, si rompe prima la diafisi del metatarso e mai il legamento;
- se la funzione del primo raggio viene a mancare, per diversi motivi, il secondo raggio sarà esposto a sovraccarico con rischio di rottura;
- la possibilità di rotazione in senso plantare-dorsale del primo e del terzo metatarsale, più che del secondo, permette ai muscoli di controllare la distribuzione delle forze.

Il legamento tarso-metatarsale del secondo raggio è principalmente stabilizzato dai legamenti.

## 14.2 Osservazioni e conclusioni

**Articolazione tarso-metatarsale:** la forza su di questa arriva al 86% del BW. È stabilizzata dall'azione del muscolo peroneo lungo che ammonta al 58%BW, rilevando la tensione del legamento plantare di questa articolazione.

**Aponeurosi plantare:** Il tricipite della sura, agendo sul tallone nella sua posizione più alta, potrebbe esercitare una trazione sull'aponeurosi plantare che può in certe fasi partecipare alla stabilizzazione dell'articolazione metatarso-falangea contro le forze agenti sui cuscinetti delle dita e contemporaneamente rinforzare l'arco longitudinale del piede. Molti articoli tuttavia confermano che la rottura spontanea dell'aponeurosi plantare

negli atleti non diminuisce del tutto la funzione del piede e certamente non porta al collasso dell'arco longitudinale. È stato anche dimostrato che l'arco longitudinale è sostenuto durante il movimento dall'azione del tendine tibiale posteriore e quindi è stata completamente trascurata qualsiasi contributo dell'aponeurosi plantare nel supporto del piede.

**Tensioni interne:** La trasmissione delle forze dalle teste dei metatarsi dipende notevolmente dal comportamento del tessuto intermedio, che assorbe la forza su una vasta superficie nell'interfaccia piede suolo. Risultano inoltre sovrapposte le forze in quanto le teste sono vicine tra loro, quindi è difficile capire quale sia la forza effettiva che agisce su di un segmento particolare.

Le figure seguenti riassumono le forze in gioco espresse %BW per entrambi i raggi.

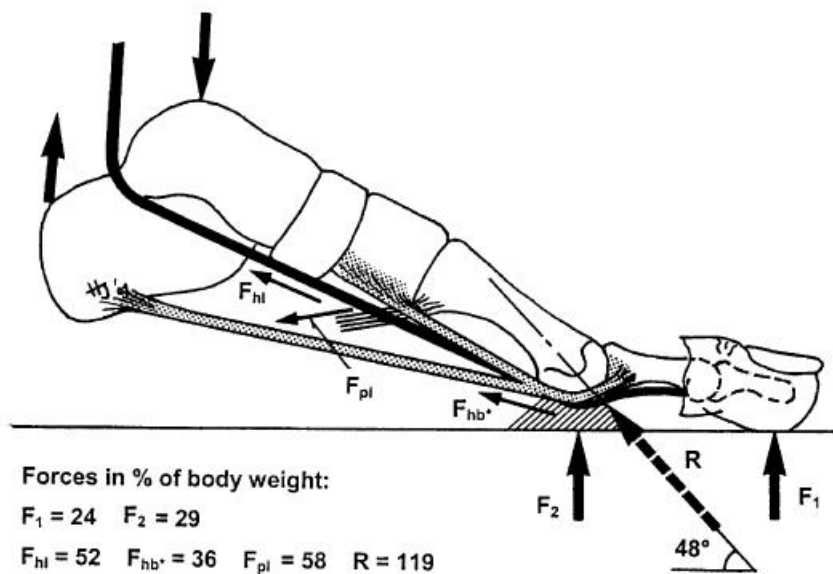


Figura 14.12: Alcune forze, espresse in percentuale del peso del corpo, agenti nel primo raggio nella configurazione considerata.



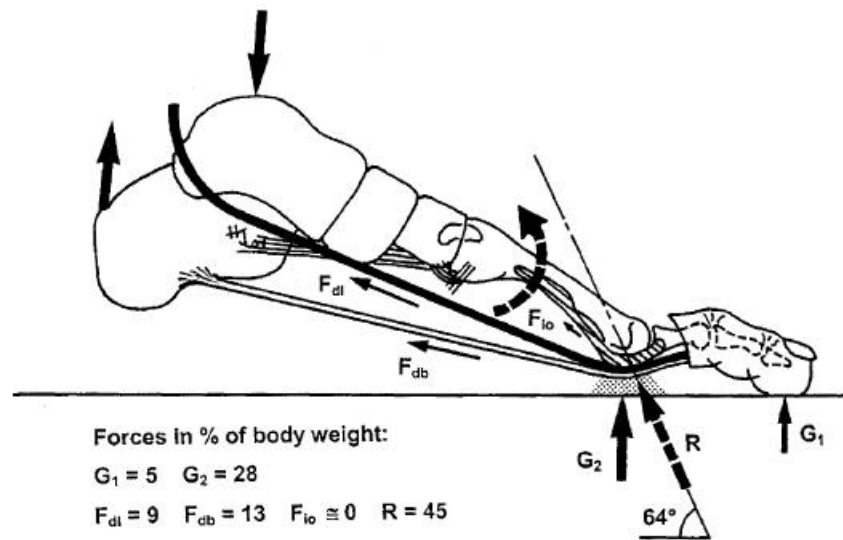


Figura 14.13: Alcune forze, espresse in percentuale del peso del corpo, agenti nel secondo raggio nella configurazione considerata.

### 14.3 Stokes

Viene effettuato uno studio su entrambi i piedi di 6 soggetti sani. I dati relativi a questi sono in Figura 14.14.

Si utilizza una pedana con una piattaforma Figura 14.15 che misura la forza divisa in 12 bande lunghe 144mm e larghe 12mm. Un software calcola il carico verticale utilizzando i dati rilevati ogni 40ms. Si fa in modo che il piede lasci un'impronta di inchiostro sulla zona sensibile in modo che i dati rilevati dai sensori vengano confrontati con la traccia lasciata, in modo da associare le forze ad una regione precisa. Le aree di interesse sono le cinque dita e le cinque teste metatarsali; per meglio individuare le zone si sovrappone all'impronta un'immagine radiografica antero-posteriore del piede. I valori calcolati sono: il carico su ogni dito, il momento di questa forza relativamente all'articolazione metatarso-falangea, la forza su ogni testa metatarsale e il suo momento corrispondente circa l'articolazione metatarso-falangea.

Subject no.	Sex	Age (years)	Body mass kg	Height m	Metatarsal scaling factor
1	Male	24	67	1.78	1.07
2	Male	27	80	1.71	1.07
3	Male	35	70	1.70	1.02
4	Male	28	76	1.88	1.13
5	Female	20	48	1.62	0.98
6	Female	28	56	1.68	0.98

Figura 14.14: Dati antropometrici relativi ai soggetti; viene anche riportato il fattore di scala delle utilizzato per ricavare le dimensioni delle ossa metatarsali. Il punto sta per virgola.

**Misurazioni relative ai metatarsi** I quattro parametri misurati per descrivere ogni testa metatarsale sono:  $r_1$ ,  $r_2$ ,  $x$  e  $\theta$  (Figura 14.16) e i valori misurati in Figura 14.17.

- $r_1$ ,  $r_2$ ,  $x$  e  $\theta$ : profilo articolare delle superfici delle teste dei metatarsi. Sono importanti per stabilire le linee di azione delle forze sulle articolazioni metatarsofalangeali. Assumendo che i legamenti siano privi di attrito, le forze agiscono normalmente alle superfici delle articolazioni. I raggi  $r_1$  e  $r_2$  dei profili vengono moltiplicati per un fattore scala per ogni soggetto (Figura 14.14). Il fattore viene derivato dalla larghezza di ogni testa metatarsale misurata dalla radiografia, divisa per la larghezza della testa metatarsale del campione amputato corrispondente. Per dare il fattore di scala i valori sono mediati su cinque metatarsi di ogni piede.
- $r_1$  e  $r_2$ : sono i due raggi di curvatura della superficie della testa del metatarso vista lateralmente. È difficile misurare questi profili con accuratezza da radiografie laterali, quindi le misurazioni vengono fatte da fotografie laterali dei metatarsi di piedi amputati, di età simili a quelli dei soggetti in questione e senza precedenti patologie.
- $x$ : distanza tra i centri di curvatura
- $\theta$ : angolo formato dall'asse del metatarso e la direzione congiungente i due centri di curvatura

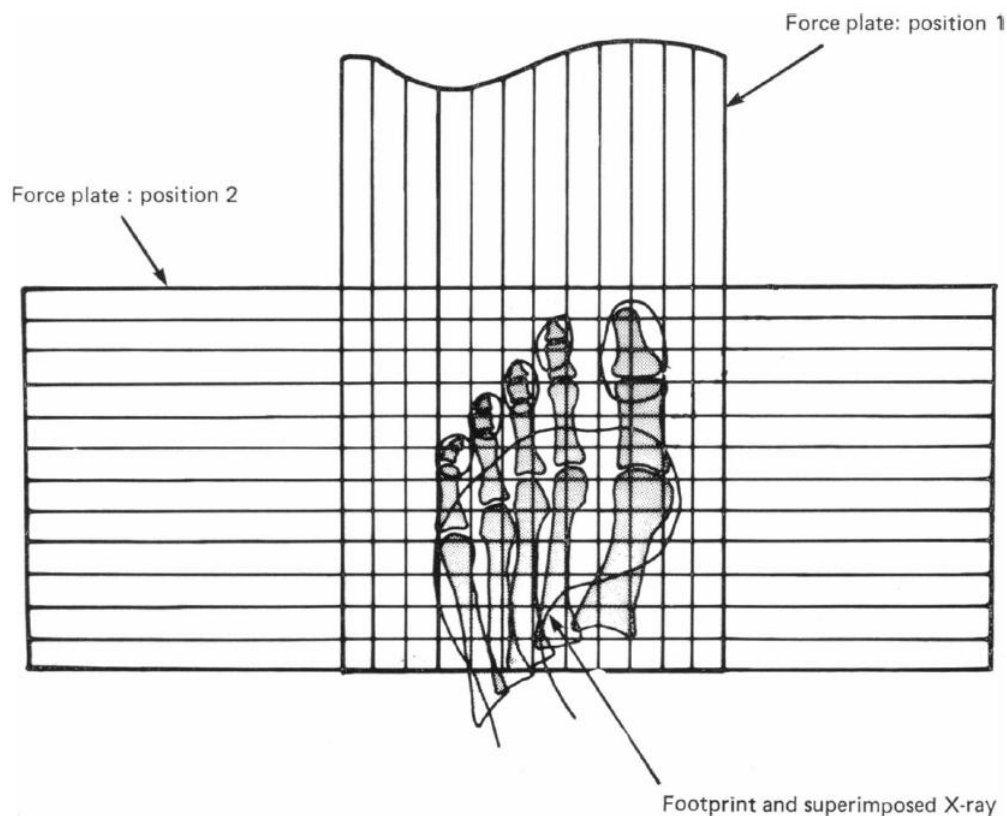


Figura 14.15: Schema che illustra la tecnica di rilevazione delle pressioni plantari utilizzata da Stokes et al.

- $l$ : lunghezza di ogni metatarsale è misurata da un radiografo anteroposteriore, corretta dal coseno dell'angolo con la pellicola (film) del piano orizzontale.
- $\alpha$ : angolazione di ogni metatarsale rispetto al piano orizzontale nell'appoggio : viene misurato da radiografie laterali dei piedi con marker sulle teste e sulle basi del primo e del quinto metatarsale.
- $\beta$ : angolazione dell'avampiede con il suolo durante la camminata: viene misurato da un punto di vista laterale da una videoregistrazione del piede con i marker descritti in precedenza. La sincronizzazione con le registrazioni della forza è fatta da medie degli impulsi temporali inviati dalla cinepresa alla piattaforma sensibile. I filmati dell'angolo del piede sulle zone laterali e mediali sono stati trovati simili con un'accuratezza nella misurazione di  $\pm 4^\circ$ .

**Semplificazioni** Le semplificazioni fatte per il modello sono le seguenti:

- articolazioni metatarso-falangee prive di attrito: il profilo laterale delle teste dei metatarsi può essere definito come composto da due archi circolari Figura 14.16;
- le forze dovute alle accelerazioni dei componenti sono trascurabili;
- non vengono considerate le azioni dei muscoli estensori durante la fase di appoggio, cosa che può essere giustificata dalle EMG effettuate ad esempio da J. Perry;

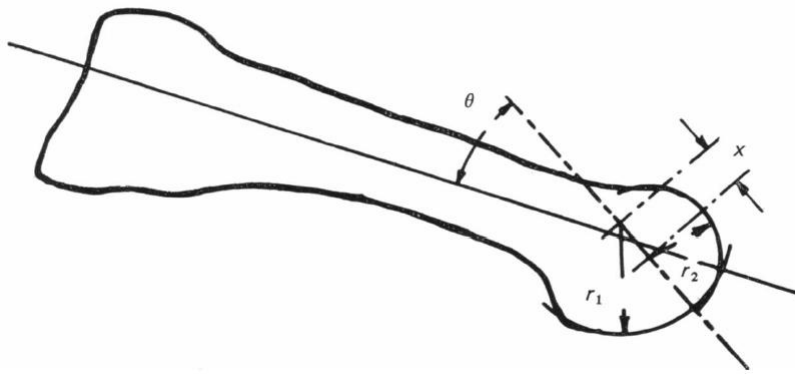


Figura 14.16: Immagine che illustra le grandezze utilizzate per descrivere i profili delle cinque ossa metatarsali.

Metatarsal no.	$r_1$ (mm)	$r_2$ (mm)	$x$ (mm)	$\theta$ (degrees)
1	11	10	-2	104
2	13	9	4	36
3	10	8	2	15
4	12	8	4	36
5	10	7	3	40

Figura 14.17: Tabella che illustra le grandezze utilizzate per descrivere i profili delle cinque ossa metatarsali.

- il flessore breve delle dita e l'aponeurosi plantare agiscono orizzontalmente quando il piede è in completo contatto con il suolo. Il flessore lungo dell'alluce agisce nella direzione parallela all'asse lungo del metatarso. Le forze risultanti da entrambe agiscono nel piano verticale attraverso l'asse lungo dei metatarsi;
- le forze nei legamenti attraverso le articolazioni metatarso-falangee sono trascurabili;
- i cinque raggi del piede agiscono indipendentemente;
- viene considerata solo la componente verticale della reazione al suolo;
- le tensioni nei tendini flessori lunghi sono uguali, o superano la tensione totale dei tendini flessori brevi e quella esercitata sulla guaina tendinea dall'aponeurosi plantatare.

Le variabili mostrate in Figura 14.18 e Figura 14.19 sono misurati direttamente o calcolati dai valori misurati. Le forze agenti dal suolo sono misurate, come anche le linee di azione di queste forze relative allo scheletro del piede. Le dimensioni rimanenti vengono misurate sia dai soggetti che dai piedi dei cadaveri.

**Calcolo delle forze** Le forze nell'articolazione metatarso-falangea vengono calcolate con il modello in Figura 14.19 Successivamente si considera l'equilibrio dei metatarsi per calcolare le tre componenti del carico di queste ossa (compressione o forze tangenziali, flessione, torsione)

Parametri noti:

- $F_T$ : la reazione del suolo sul dito

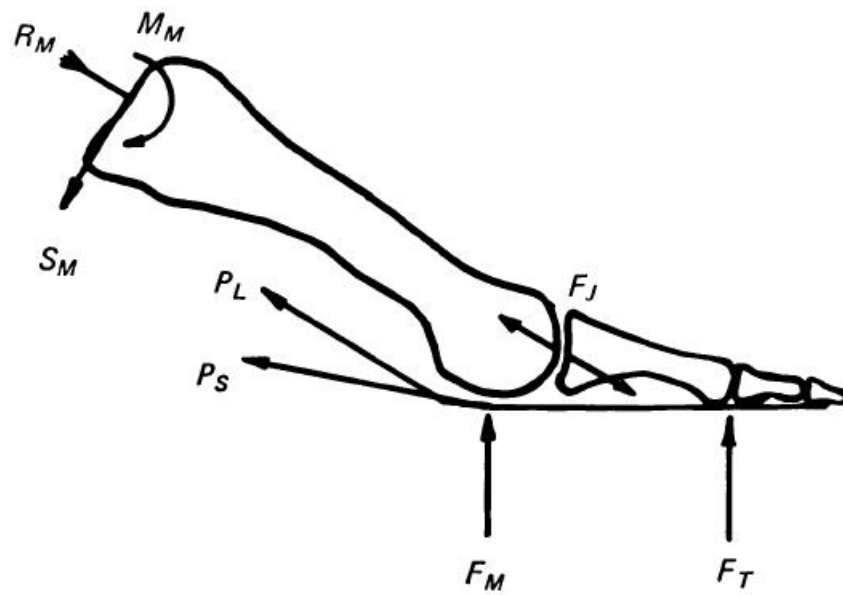


Figura 14.18: Diagramma a corpo libero con le forze considerate.

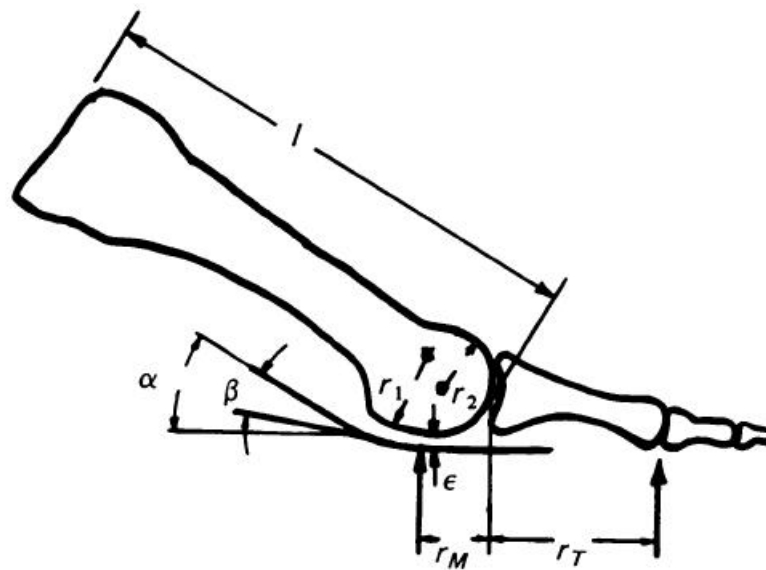


Figura 14.19: Diagramma a corpo libero con le dimensioni considerate.

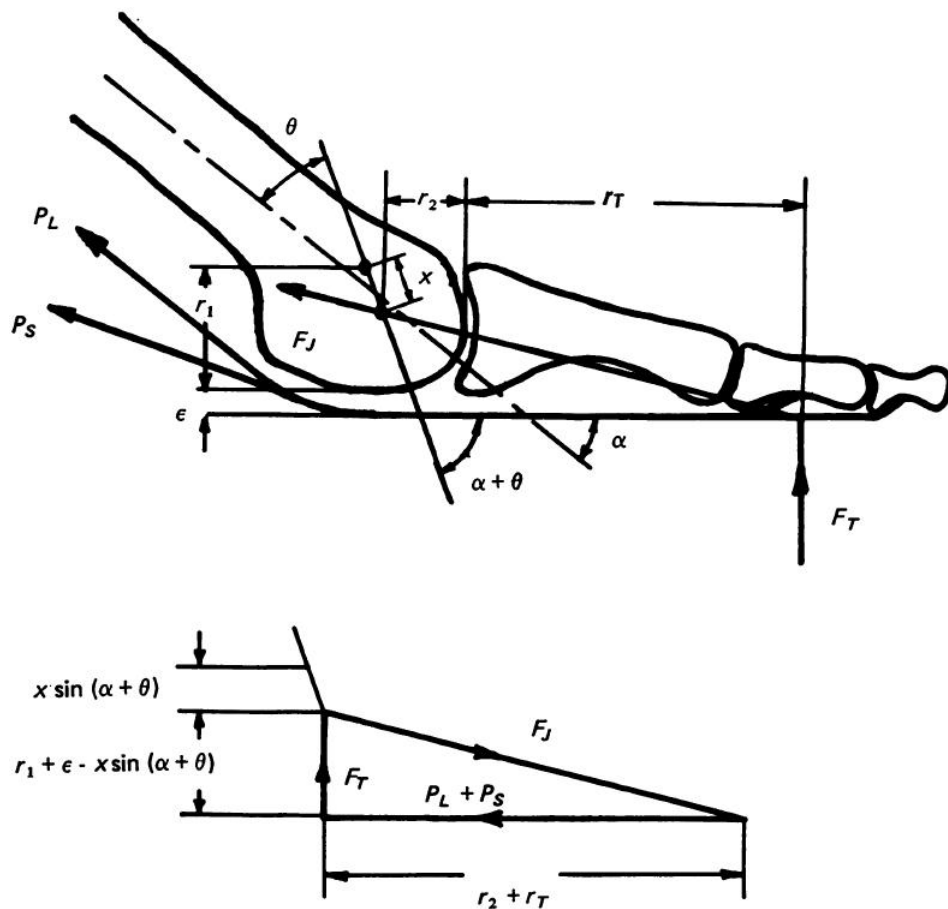


Figura 14.20: Diagramma a corpo libero utilizzato nel calcolo delle forze sotto le dita, e il triangolo delle forze usate per calcolare la forza agente sull'articolazione metatarso-falangea e sul flessore del dito.

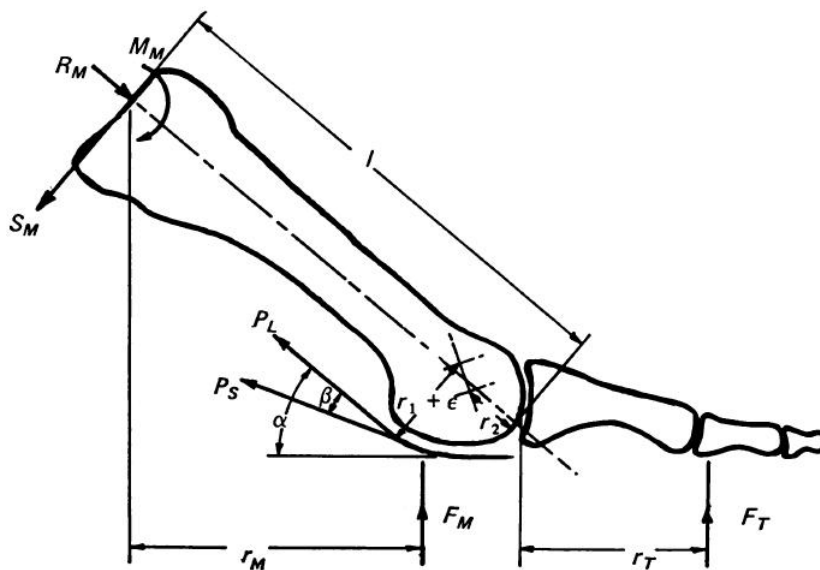


Figura 14.21: Forze agenti sul metatarsale durante il cammino.

- $r_T$ : distanza di  $F_T$  dall'articolazione metatarso-falangea
- $r_M$ : distanza di  $F_M$  dall'articolazione metatarso-falangea
- I parametri  $r_1$ ,  $r_2$ ,  $x$  e  $\theta$  sono misurati dai profili metatarsali.
- $\beta$ : angolo di appoggio dell'osso
- $\alpha$ : è la somma di  $\beta$  e l'angolo del piede misurato dalla cinepresa.
- $\epsilon$ : è la distanza del tendine dalla testa del metatarso: 4mm per il primo metatarsale e 2mm per le ossa più piccole

Incognite:

- $P_L$ : tensione del tendine flessore lungo
- $P_S$ : tensione del tendine flessore breve
- $F_J$ : forza dell'articolazione

$$\frac{P_L + P_S}{F_T} = \frac{r_T + r_2}{r_1 + \epsilon - x \sin(\theta + \alpha)} \rightarrow P_L + P_S = \frac{(r_T + r_2) F_T}{r_1 + \epsilon - x \sin(\theta + \alpha)}$$

$$F_J^2 = (P_L + P_S)^2 + F_T^2$$

Queste equazioni vengono risolte per la forza tendinea totale  $P_L + P_S$  e per la forza dell'articolazione  $F_J$ .

Il metatarso viene considerato essere sotto l'influenza delle forze mostrate in Figura 14.21.

- $R_M = (F_T + F_M) \sin(\alpha) + P_L + P_S \cos(\beta)$ : somma delle forze lungo l'asse principale del metatarsale
- $S_M = (F_T + F_M) \cos(\alpha) - P_S \sin(\beta)$ : somma delle forze tangenziali nell'osso
- $M_M = F_M r_M + F_T (r_T + l \cos(\alpha)) - P_L (r_1 + \epsilon) - P_S [r_1 + \epsilon + (l - r_2) \sin(\beta)]$ : momento flettente alla base del metatarso; si approssima assumendo che l'asse del metatarso passi attraverso il centro di entrambi gli archi dell'articolazione.

Ci sono cinque incognite  $R_M$ ,  $S_M$ ,  $M_M$ ,  $P_L$  e  $P_S$  in quattro equazioni. Le soluzioni alle equazioni vengono ottenute assumendo valori relativi delle tensioni nei tendini flessore lungo e breve  $P_L$  e  $P_S$ . Limiti superiore ed inferiore delle forze sconosciute sono ottenute assumendo che la tensione nel tendine e la guaina flessore breve ( $P_S$ ) siano tra zero e metà della tensione totale del tendine. In altre parole la tensione del flessore breve non può essere maggiore di quella del flessore lungo.

**Risultati e conclusioni** Il modello dell'avampiede e i dati sperimentali forniscono i valori delle forze dell'articolazione metatarso-falangea  $F_J$  ed i limiti superiore ed inferiore delle tre componenti del carico nelle ossa metatarsali  $R_M$ ,  $S_M$  e  $M_M$ .

Tutti i piedi esaminati forniscono grafici di forma simile, con un distinto minimo nell'ultima fase dell'appoggio.

La principale causa di errore nella misura è nella distribuzione delle forze sotto il piede  $\pm 30\%$ . L'accuratezza totale dei risultati calcolati è di circa il 50%: essa dipende dall'accuratezza delle misurazioni e dall'assunzione del modello meccanico.

Conclusioni:

		Metatarsal									
		1		2		3		4		5	
<i>m.t.p. joint force</i>	Newton	604	(318)	373	(184)	192	(110)	131	(51)	86	(48)
	% body wt.	79.9	(46.0)	58.3	(30.3)	29.5	(14.2)	20.9	(9.1)	13.9	(10.2)
<i>Axial metatarsal force (R<sub>M</sub>)</i>	Newton	852	(410)	545	(214)	281	(140)	176	(66)	102	(62)
	UB	820	(392)	526	(206)	274	(137)	173	(65)	102	(62)
	LB										
	% body wt.										
<i>Bending moment in metatarsal (M<sub>M</sub>)</i>	Newton-metres	13.0	(4.4)	9.4	(3.1)	6.7	(2.8)	5.3	(2.6)	3.6	(3.3)
	UB	8.0	(2.6)	6.5	(3.0)	5.4	(2.6)	4.6	(2.6)	3.4	(3.1)
	LB										
	% body wt. × metres										
<i>Shear force in metatarsal (S<sub>M</sub>)</i>	Newton	245	(75)	169	(43)	117	(36)	105	(37)	71	(49)
	UB	150	(35)	116	(48)	97	(31)	93	(33)	66	(46)
	LB										
	% body wt.										
	UB	36.8	(12.2)	25.1	(6.6)	17.4	(4.7)	15.8	(6.4)	10.8	(8.1)
	LB	22.1	(7.3)	17.0	(7.2)	14.5	(4.3)	14.0	(5.8)	10.2	(7.6)

Figura 14.22: Valori calcolati delle forze sull'articolazione metatarso-falangea e le tre componenti delle forze nelle ossa metatarsali.

- nella fase finale del contatto dell'avampiede durante la deambulazione si ha un picco di forza attorno al 30% BW sul primo dito, circa il 10% BW sul secondo dito e forze inferiori sugli altri. Il primo raggio sostiene quindi i carichi maggiori e il quinto i minori;
- circa il 40% del BW è sulle dita nelle fasi finali dell'appoggio, quindi sull'avampiede;
- il carico maggiore nel cammino è nella prima articolazione metatarso-falangea, che è fisicamente la più larga;
- i carichi sulle dita sono bilanciati dalle tensioni dei tendini flessori delle dita e dai fasci tendinei. Queste forze reagiscono contro l'articolazione metatarso-falangea per produrre una forza di 600N nella prima articolazione, e circa 100N nel quinto. C'è una considerevole variabilità nella distribuzione del carico nell'avampiede tra individui, e quindi nelle forze calcolate;
- il metatarso porta un carico dovuto alla forza di reazione al suolo prima, e alla forza dell'articolazione metatarso-falangea poi. La forza di reazione è approssimativamente verticale ma la forza dell'articolazione ha un'ampia componente orizzontale. Le due forze insieme producono una ampia forza assiale nel metatarso nella deambulazione, ma anche carichi non assiali sufficienti per dare un momento flettente legamenti che legano il metatarso al tarso;
- le ossa sesamoidi aumentano la distanza dei tendini flessori dalla prima articolazione. Questo è utile per minimizzare la forza dell'articolazione;
- il volume dei muscoli dovrebbe indicare che il flessore lungo dovrebbe produrre la maggiore azione, ma il contributo dell'aponeurosi plantare è stata studiata da Hicks (1955), il quale, studiando piedi di cadaveri, ne ha dedotto che questa struttura impone una forza di 100N su ogni dito in appoggio, e che la sua tensione dovrebbe aumentare per l'effetto a "verricello" con la flessione dorsale delle dita nel cammino;



- il primo metatarsale, meccanicamente forte, ha una superficie articolare larga e un'inclinazione elevata orizzontalmente per minimizzare le forze tangenziali e flettenti. I metatarsali più piccoli, specialmente il secondo e il terzo, potrebbero essere caricati maggiormente in proporzione alle loro dimensioni. Questo suggerisce perché queste siano soggette a metatarsalgia e fratture;
- le forze agenti attraverso metatarso-falangea possono spiegare il dolore nella stazione eretta e nella degenerazione di queste articolazione;
- il volume del flessore lungo delle dita suggerisce che questo debba avere un'azione più intensa rispetto al flessore breve e all'aponeurosi: tuttavia alcuni ritengono che l'aponeurosi aumenti la sua azione con la flessione dorsale delle dita, e quindi del meccanismo a carrucola durante il cammino;
- riducendo i carichi sulle dita si verifica che si ha un aumento del 10% nel momento flettente del metatarsale, ma una riduzione di circa un terzo delle forze assiali nello stesso;
- come suggerito da Hicks (1953), circa tre volte il peso del corpo può essere sostenuto dall'avampiede senza danneggiare le articolazioni metatarsali se non vi fosse l'influenza della struttura ad arco

Le figure seguenti mostrano la forza dell'articolazione metatarso-falangea e della tarso-metatarsale, nelle sue tre componenti, al variare del tempo durante la fase di appoggio.

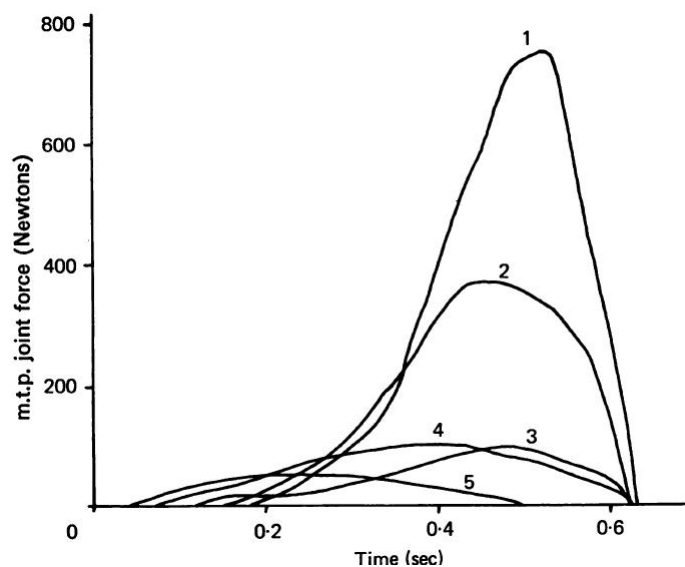


Figura 14.23: Forze[N] delle articolazioni metatarso-falangee dei cinque raggi, agenti durante la fase di appoggio della deambulazione.

## 14.4 Conclusioni ottenute dal confronto delle due prove

Le due prove sono sostanzialmente differenti in quanto Jacob considera solo i primi due raggi, ma li tratta nel dettaglio scrivendo un'equazione per l'equilibrio per ogni articolazione, mentre il lavoro di Stokes si focalizza maggiormente sull'equilibrio dell'articolazione tarso-metatarsale calcolando un modello di tutto il raggio, peraltro non specifico di ogni raggio ma rappresentativo di tutti i raggi. Inoltre Stokes analizza il comportamento della parte nella variazione delle angolazioni tra i segmenti ossei, per analizzare dunque quanto avviene

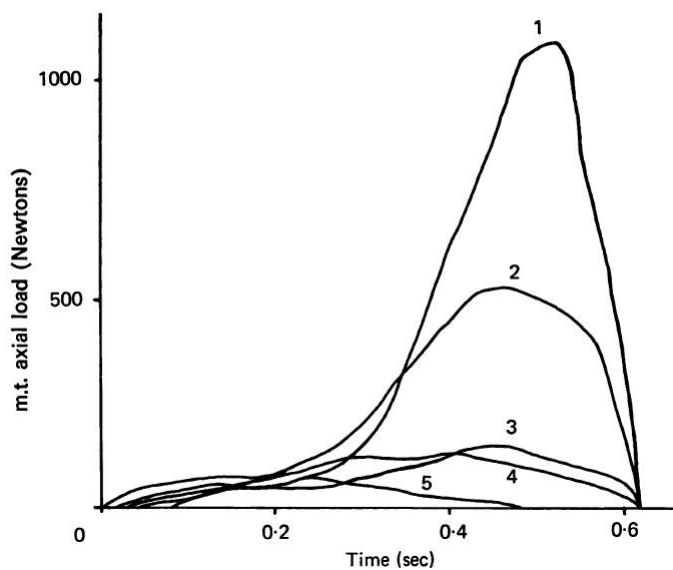


Figura 14.24: Carico assiale[N] sugli assi delle ossa metatarsali dei cinque raggi, agenti durante la fase di appoggio della deambulazione.

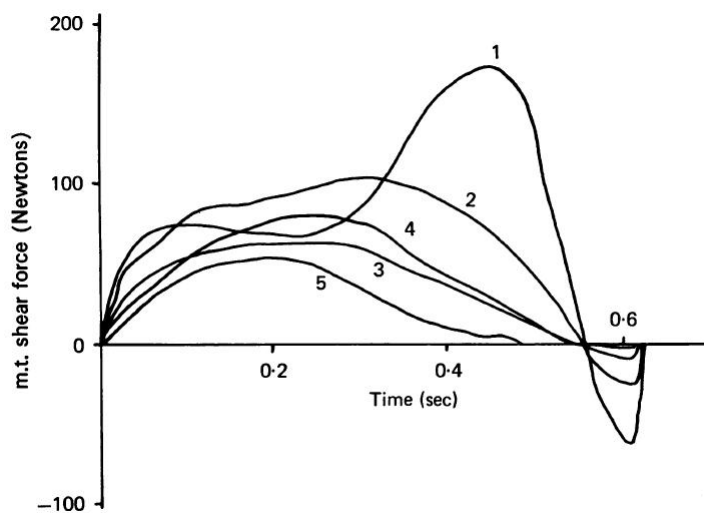


Figura 14.25: Forze[N] trasversali sulle ossa metatarsali dei cinque raggi, agenti durante la fase di appoggio della deambulazione.

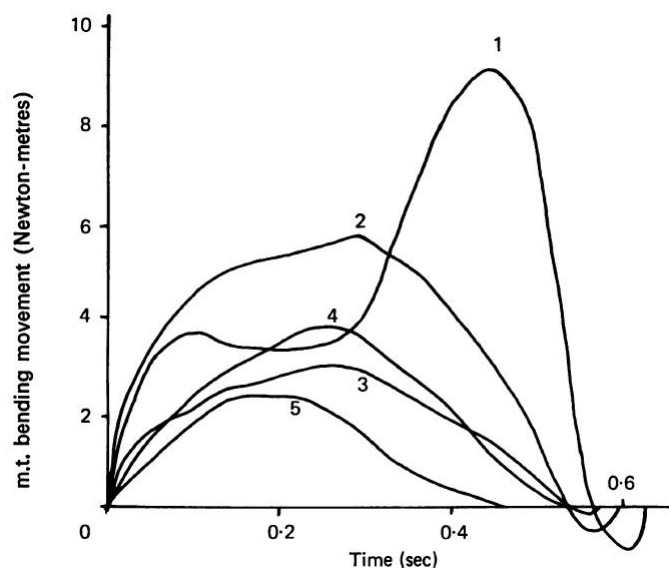


Figura 14.26: Momento torcente[Nxm] sulle ossa metatarsali dei cinque raggi, agenti durante la fase di appoggio della deambulazione.

durante tutta la fase di appoggio, al contrario di Jacob il quale analizza il piede avente una posizione ben precisa dell'appoggio finale. Può essere però interessante confrontare le scelte fatte per la rappresentazione della parte nei diagrammi a corpo libero.

#### Misurazioni antropometriche :

- Per i parametri necessari al calcolo si sono usati 8 piedi di cadaveri.
- J. considera le superfici delle teste dei metatarsi come semplici superfici sferiche, quindi con un solo raggio di curvatura, mentre S. le considera aventi due raggi di curvatura. Di conseguenza le misurazioni della distanza tra i raggi di curvatura e l'angolazione tra questa e l'asse dei metatarsi in J. non compaiono;
- sia J. che S. ricavano la lunghezza delle ossa metatarsali;
- J. rileva anche le lunghezze della falangi mentre S. no;
- entrambi rilevano gli angoli tra gli assi dei metatarsi e il piano di appoggio;
- S. misura l'angolazione dell'avampiede con il suolo, in quanto lo studio è fatto sul ciclo di appoggio: J. non lo fa in quanto vengono; usati altri parametri, sempre nella configurazione con l'articolazione metatarso-falangea;
- la lunghezza del braccio dei tendini che attraversano le articolazioni: fotografie fatte durante la sezione e radiografie di tutti 8;

#### Semplificazioni :

- Aspetti simili:
  - \* Forza di reazione al suolo: solo la componente verticale;
  - \* Muscoli estensori: non vengono considerati, cosa giustificata dalle elettromiografie;
  - \* Le superfici articolari convesse: vengono considerate ad archi di circonferenza del piano sagittale (sarebbero ovoidali)

- \* Muscoli flessori (intrinseci ed estrinseci): vengono considerati attivi; Stokes aggiunge che il flessore breve delle dita e l'aponeurosi plantare agiscono orizzontalmente quando il piede è in completo contatto con il suolo. Il flessore lungo dell'alluce agisce nella direzione parallela all'asse lungo del metatarso. Le forze risultanti da entrambe agiscono nel piano verticale attraverso l'asse lungo dei metatarsi.
- Aspetti trascurati da Stokes:
  - \* Forze sotto le dita: distribuite lungo tutta la lunghezza ma con centro di forza sulla semilunghezza della falange distale; Stokes dice che le calcola;
  - \* Forze relative alle teste dei metatarsi del primo e secondo raggio: agenti sotto le teste dei metatarsi (anche se probabilmente viene trasmesse sulle diafisi); Stokes dice che le calcola;
  - \* Muscoli: stabilizzano i legamenti;
  - \* I tendini non intervengono in quanto esercitano una forza solo se si trovano al limite del loro movimento;
  - \* Capsule articolari: trascurabili in quanto esercitano una forza solo se si trovano al limite del loro movimento;
  - \* Fascia plantare: esclusa nel supporto dell'avampiede in quanto nell'appoggio finale la flessione dorsale dell'articolazione metatarso-falangea arriva solo a  $10^\circ$  nell'istante in cui il carico sull'avampiede raggiunge il suo valore massimo, rendendo improbabile un restringimento dell'aponeurosi plantare dovuta al "meccanismo a verricello".
- Aspetti trascurati da Jacob:
  - \* le forze dovute alle accelerazioni dei componenti sono trascurabili;
  - \* Le forze nei legamenti attraverso le articolazioni metatarso-falangee sono trascurabili;
  - \* I cinque raggi del piede agiscono indipendentemente;
  - \* le tensioni nei tendini flessori lunghi sono uguali, o superano la tensione totale dei tendini flessori brevi e quella esercitata sulla guaina tendinea dall'aponeurosi plantare.

## Parte IV

### Modelli solidi e numerici del piede



---

L'affidabilità dei modelli computazionali offre un mezzo alternativo per raggiungere una conoscenza biomeccanica del piede, e per ottenere ad esempio le tensioni e le deformazioni interne.

Il potenziale del modello computazionale del piede è stato riconosciuto ampiamente e sono stati definiti un gran numero di modelli agli elementi finiti. L'attendibilità del modello è uno degli aspetti più critici del processo di analisi ed è fondamentale per assicurare che il modello possa fornire dati clinici rilevanti, e anche per porre dei limiti per il futuro utilizzo dello stesso. I modelli agli elementi finiti che includono ossa, cartilagini, legamenti, fascia plantare e tessuti molli, sono difficili da valutare per quanto riguarda l'attendibilità. Una tipica tecnica per valutare la validità di un modello è quella di confrontare i valori delle pressioni misurati con quelli simulati.

---



# Capitolo 15

## Studio del primo raggio del piede

P. Budhabhatti et al. (2007) sviluppano un modello agli elementi finiti del primo raggio, a partire da una risonanza magnetica, con la dimensione dei voxel pari a 0.5mm ottenuta dal piede destro di un soggetto maschio sano 1.88m e 94.5kg.

Il modello rappresenta le strutture del primo raggio: primo metatarsale, sesamoidi falangi prossimale e distale più i tessuti molli Figura 15.1.

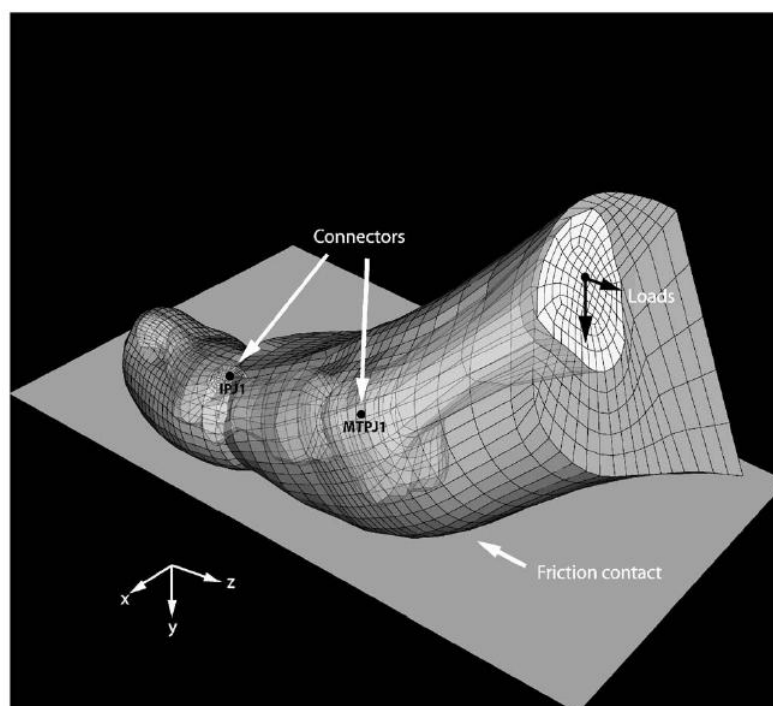


Figura 15.1: Rappresentazione tridimensionale del modello agli elementi finiti utilizzato per lo studio corrente.

**Costruzione del modello** Il tessuto osseo viene considerato come un corpo rigido. I tessuti molli come una materiale iperelastico incomprimibile.

La cinematica del primo raggio è definita posizionando connettori nell'articolazione metatarso-falangea e interfalangea. Ogni connettore ha 6 gradi di libertà, e la flessione plantare e dorsale ha un'ampiezza maggiore rispetto agli altri movimenti; infatti è possibile un movimento entro un intervallo di 60° di flessione dorsale e 60° di flessione plantare.

I rimanenti gradi di libertà vengono considerati unicamente per i cambiamenti della configurazione dell'osso, per mappare i dati sulla pressione e per modellare il primo raggio qualora presentasse delle anomalie.

Anche il movimento del osso metatarsale rispetto al suolo è rappresentato da 6 gradi di libertà aggiuntivi che posizionano ed orientano l'intero modello.

Il tessuto molle è legato alle ossa e vengono definiti contatti scorrevoli tra il tessuto molle deformabile e il suolo rigido. Questi contatti impediscono alle superfici di penetrare tra di loro nella simulazione, permettendo deformazioni e anche lo scorrimento e la separazione tra di esse. Il coefficiente di attrito tra le superfici a contatto è impostato 0.5.

Il piede viene posizionato su di una piattaforma rigida per simulare l'inizio dell'appoggio finale della camminata, cioè quando sono maggiori le forze sotto l'avampiede. Una forza verticale di 294 N è calcolata integrando i dati pressori sperimentali. Inoltre una forza orizzontale di 53 N, cioè il 18% della forza verticale è applicata alla base del metatarsale. Una regolazione dell'orientamento di tutto il modello e l'allineamento delle ossa è fatto da una di ottimizzazione e misurando sperimentalmente le pressioni plantari.

Queste ultime sono ricavate usando un array di sensori capacitivi. Vengono effettuate cinque misurazioni per ogni soggetto. Si assume che l'appoggio terminale inizi quando la forza di reazione al suolo raggiunge il valore massimo. Il primo raggio è isolato per calcolare la forza verticale. Tale forza viene utilizzata per caricare il modello 294N.

**Simulazione della fase di appoggio finale** Una volta determinate le forze e i momenti appropriati, il movimento che avviene nell'appoggio terminale viene simulato usando un mesh di 10416 elementi e definendo una serie di passi per risolvere il modello statico con una nuova configurazione cinematica a fotogrammi progressivi nel tempo, similmente ai dati sperimentali ricavati, ma ad una frequenza molto più bassa. Un aumento della densità di mesh comporta una variazione del valore massimo dell'8% della pressione sulla testa del metatarso solo del 2% sul primo dito all'inizio della fase considerata.

Alle articolazioni metatarso-falangea e interfalangea vengono applicati i momenti, di flessione plantare, di modulo pari a 5.59N/m e 0.47N/m.

Le forze applicate alla base del metatarsale e i momenti relativi alle articolazioni vengono diminuite progressivamente e monotonicamente, fino ad annullarsi nello stacco delle dita.

Viene anche imposta simultaneamente una rotazione di 45° del metatarsale per simulare il movimento globale del piede.

**Risultati** In questa esperienza l'angolo di flessione plantare delle articolazioni metatarso-falangea e interfalangea calcolato al momento del massimo di forza rilevato è rispettivamente di 2.1° e 6.3° e il momento richiesto per tenere questa posizione è di 5.59N/m e 0.47N/m.

Le pressioni massime sull'alluce e sulla testa del metatarso durante l'appoggio finale risultano essere più alte di quelle sperimentali Figura 15.2. Il tempo in cui queste occorrono è però ben determinato.

Il modello incorpora la cinematica delle articolazioni metatarso-falangea e interfalangea, le proprietà di non linearità del tessuto molle e la definizione del contatto tra piede e pavimento. La modellizzazione permette una simulazione realistica della fase di appoggio finale del cammino durante il quale l'avampiede è caricato al massimo.

Il calcolo della configurazione del primo raggio all'inizio dell'appoggio finale è ottenuta in modo originale: infatti si associa l'angolo delle articolazioni metatarso-falangea e interfalangea con il corrispondente carico. Questi fattori sono stati applicati per permettere il movimento relativo tra le ossa durante l'appoggio finale.

L'approccio computazionale di questo studio può fornire anche uno strumento per l'impostazione degli interventi al primo raggio.

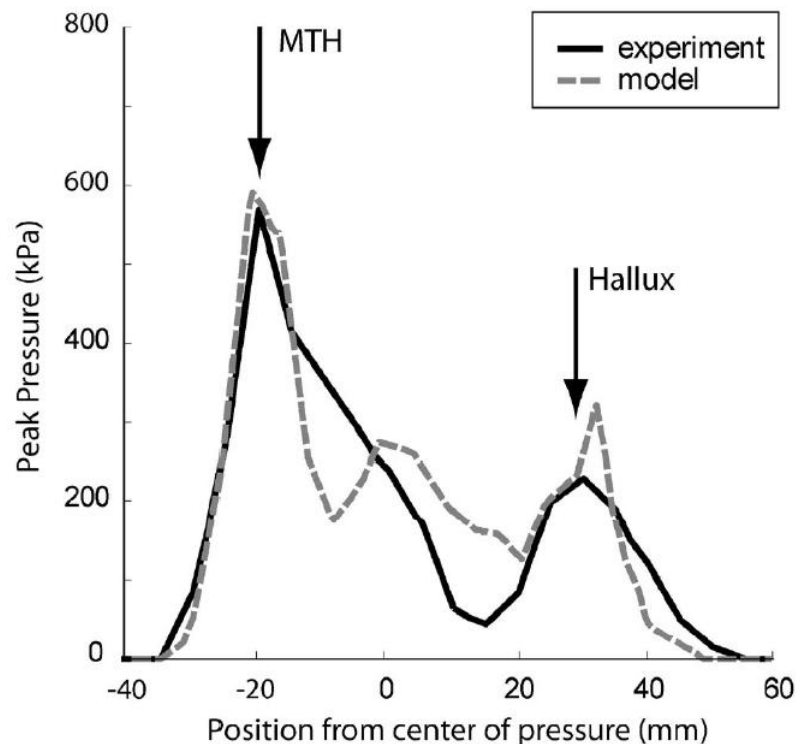


Figura 15.2: Confronto tra le curve ottenute dalla simulazione della fase di appoggio finale e dai valori rilevati dalle misurazioni sperimentali.

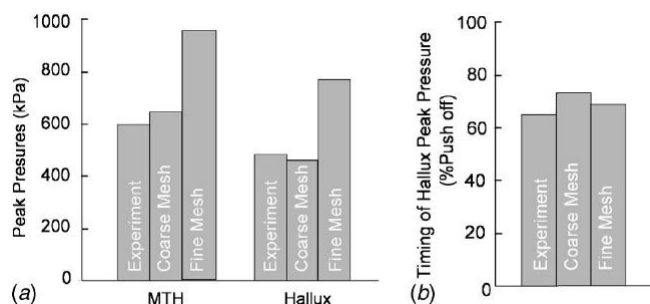


Figura 15.3: Differenze nella simulazione utilizzando tre diversi ripi di mesh: a) nelle pressioni, b) nel momento in cui si verifica il picco di pressione sotto il primo dito.

### Confronto fra mesh differenti e risultati sperimentali

**misurazioni:** sensori di pressione hanno area di  $25\text{mm}^2$

**modello approssimativo:** le aree medie delle interfacce degli elementi sono pari a  $22\text{mm}^2$ , cioè sono simili a quelle dei sensori di pressione. Il rapporto tra valore massimo di pressione sulla testa del metatarso e sul primo dito è del 81% Figura 15.3.

**modello fine** Le aree medie delle interfacce degli elementi pari a  $12\text{mm}^2$ . Con questa scelta le pressioni calcolate risultano maggiori di quelle sperimentali. Il rapporto tra valore massimo di pressione sulla testa del metatarso e sul primo dito è del 81% Figura 15.3.

L'istante in cui avviene il picco nel primo dito è stata individuata molto bene, illustrando le proprietà cinematiche del modello dell'articolazione metatarso-falangea. Questo risultato mostra l'importanza di considerare non solo la distribuzione spaziale ma anche temporale delle pressioni plantari. I modelli costruiti in studi precedenti fornivano distribuzioni spaziali

delle pressioni plantari sotto il primo raggio, ma mancano della capacità di individuare i valori temporali. Studi precedenti che hanno tentato di fare entrambe le cose non includono la cinematica dell'articolazione metatarso-falangea. Questo fatto influenza evidentemente la distribuzione del carico nel primo dito e sulla testa del metatarsale.

**Limiti del modello** I risultati di questo studio dovrebbero essere interpretati con riguardo alle limitazioni inerenti all'approccio modellistico intrapreso. Questi limiti possono essere raggruppati in 3 categorie:

**rappresentazione solamente del primo raggio:** il presente modello è unicamente basato sul primo raggio quindi il modello non è utilizzabile per lo studio degli interventi che redistribuirebbero il carico plantare sulle superfici delle teste dell'osso metatarsale. La natura tridimensionale del modello tuttavia permette simulazioni più complete, come nell'analisi dell'alluce valgo che non sarebbe possibile da un esame nel piano. Inoltre rientrano nelle capacità del modello le predizioni riguardanti la redistribuzione del carico tra la prima testa metatarsale e il primo dito a seguito ad esempio di un intervento.

**modello sviluppato su di un soggetto specifico:** il modello rappresenta un soggetto particolare, in salute e senza deformazioni al piede. Ciononostante i risultati ottenuti usando il modello forniscono una buona conoscenza dei principi relativi alle complicazioni e ad interventi al primo raggio. Modelli di piedi aventi molte e differenti deformazioni richiederebbero modelli specifici, ma i principi seguiti in questa prova possono costituire da linea guida.

**assunzioni usate per costruire e risolvere il modello :**

- I tessuti molli sono considerati un tutt'uno, senza distinzione tra muscoli tendini tessuti adiposi ecc. Inoltre sono state utilizzate proprietà del cuscinetto del tallone, che probabilmente costituisce una più morbida rappresentazione dell'avampiede, per descrivere il suo comportamento elastico non lineare.
- I sesamoidi sono inclusi nelle teste del metatarsale per semplificare la descrizione cinematica delle ossa e si muovono assieme alla falange prossimale. Mentre è possibile modellare queste ossa individualmente e incorporare la loro cinematica, non è praticabile generare mesh di queste piccole ossa.
- La segmentazione e omogenizzazione delle superfici potrebbero influenzare le curvature dell'osso e dei tessuti molli, e quindi le pressioni massime attese. Inoltre il cambiamento nella densità di mesh causa picchi più alti di pressione.
- Una forza orizzontale è stata implementata nel modello del primo raggio, poiché è una componente importante del ciclo del passo e agisce come forza di propulsione durante l'appoggio finale. Inoltre questa forza non è registrata durante le misurazioni plantari, ed è stata assunta basandosi sul rapporto tra la componente verticale della forza di reazione al suolo su quella anteroposteriore, estratta dai dati riscontrati da Chao et al. nell'istante di picco di forza nell'avampiede.

Tutte queste limitazioni possono influenzare l'intensità dei picchi predetti sulla testa del metatarsale e sul primo dito; aggiungendo altre assunzioni si potrebbero individuare altri errori nelle intensità. Tuttavia le differenze relative tra queste regioni e i confronti che seguono un intervento sono meno affette essendo queste assunzioni sistematiche. Inoltre i risultati del modello non devono essere presi in senso assoluto; piuttosto, devono essere considerate le

---

variazioni percentuali dovute alle alterazioni nelle varie condizioni. Per queste ragioni in ogni caso di studio, si è cercato di abbozzare i cambiamenti nelle pressioni massime, riferite alla simulazione a piede scalzo con la stessa modellazione delle sesamoidi, proprietà dei tessuti, carichi verticali e orizzontali densità di mesh e descrizione delle superfici.



## Capitolo 16

# Sudio delle tensioni nelle ossa del metatarso per diversi gradi di inversione del piede nel contatto iniziale

Y.D.Gu et al. (2010) sviluppano un modello tridimensionale del piede per studiare gli effetti dell'inversione nella distribuzione e nella concentrazione delle tensioni entro le ossa metatarsali.

La frattura al metatarsale è infatti una delle fratture più comuni, e spesso è associata proprio all'orientazione del piede durante l'appoggio iniziale Figura 16.1.

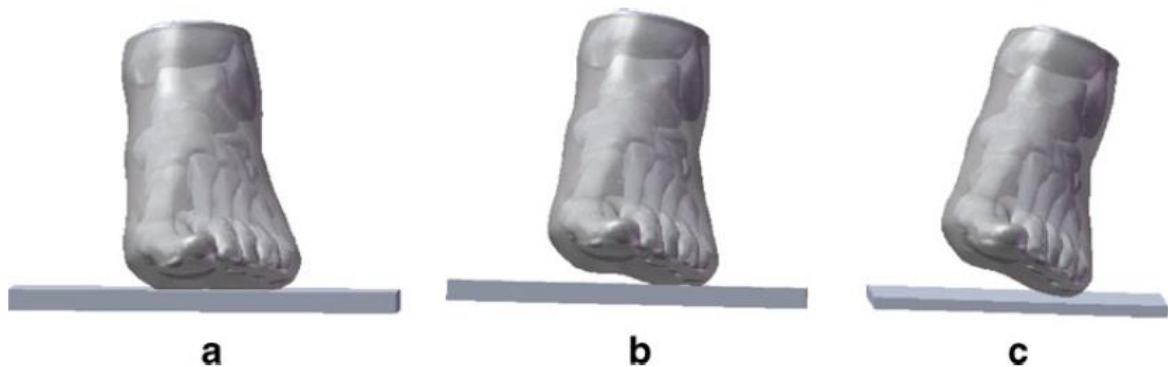


Figura 16.1: Rappresentazione del modello posizionato da sx: in un appoggio normale, in inversione di  $10^\circ$ , in inversione di  $20^\circ$ .

**Costruzione del modello** Come si vede in Figura 16.1 e in Figura 16.3 il modello agli elementi solido è stato sviluppato dalla ricostruzione di una tomografia computerizzata 3D del piede sx del soggetto.

**Soggetto:** maschio, età 28anni, altezza 176cm e peso 72kg.

**Strumentazione:** tomografia computerizzata 3D.

Le immagini sono ottenute ad intervalli di 2mm; il piede non viene caricato. Nelle immagini vengono individuati il tessuto osseo e tendineo che quindi vengono elaborati per formare un modello solido. Le superfici vengono rese omogenee (operazione di smoothing), per limitare l'effetto delle imprecisioni dovute alla ricostruzione di un volume continuo a partire da superfici campione. Il modello in sé è costituito da 28 ossa, cioè quelle del piede più la tibia e il perone. Vengono un totale di 68 legamenti, escludendo la fascia plantare.

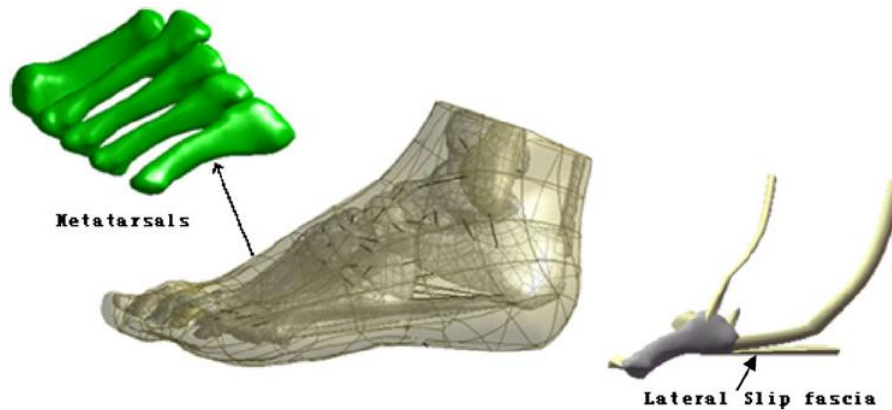


Figura 16.2: Modello solido del piede.

Tutti i materiali sono stati considerati isotropi e elastico lineari, ad eccezione dei tessuti molli, descritti come elastici ma non lineari: i loro comportamenti sono descritti in letteratura.

Per simulare i legamenti supportanti il carico tensionale sono stati usati elementi di connessione aventi unicamente una funzione tensoriale; le inserzioni e le origini di queste vengono determinate basandosi sui dati anatomici.

Le proprietà dei materiali considerati sono riassunte nella tabella in Figura 16.3

Component	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Bone	7,300	0.3
Cartilage	1	0.4
Plate	17,000	0.1
Plantar fascia	350	0.4
Slip plantar fascia	50–500	0.4
Tendon	1,200	0.4
Ligament	260	0.4

Figura 16.3: Proprietà dei materiali assunte nel modello dei tessuti del piede.

Poiché gli infortuni al quinto metatarsale sono tra tutti quelli maggiormente legati all'inversione, vengono inseriti nel modello due tendini specifici, tre legamenti e la fascia plantare, connessi al quinto metatarsale per approfondire nel dettaglio la risposta meccanica di questa struttura.

Le interazioni piede-terreno vengono simulate usando un sistema piede-piattaforma, approccio comunemente usato nella modellizzazione biomeccanica.

Al fine di studiare la distribuzione della tensione nei metatarsi a differenti angoli di inversione, una forza normale di 412N viene applicata nel momento del contatto iniziale con l'avampiede alla faccia inferiore della piattaforma simulata, la quale può muoversi solamente in direzione verticale.

Il modello agli elementi finiti come di prassi viene confrontato con i risultati numerici delle pressioni plantari con i risultati sperimentali ottenuti tramite una piattaforma di rilevazione delle pressioni per un appoggio iniziale normale, o in inversione di un angolo di circa 10°. Le misurazioni sono fatte sullo stesso soggetto il cui piede è stato scansionato. Il modello validato viene quindi usato per valutare gli effetti degli angoli di inversione nella deformazione dei metatarsali variando l'angolo di contatto della piattaforma.



---

**Risultati** La distribuzione della tensione nei metatarsali è significativamente differente tra condizioni di inversione rispetto all'appoggio normale.

Sia la distribuzione delle tensioni che l'intensità delle stesse possono portare alle fratture.

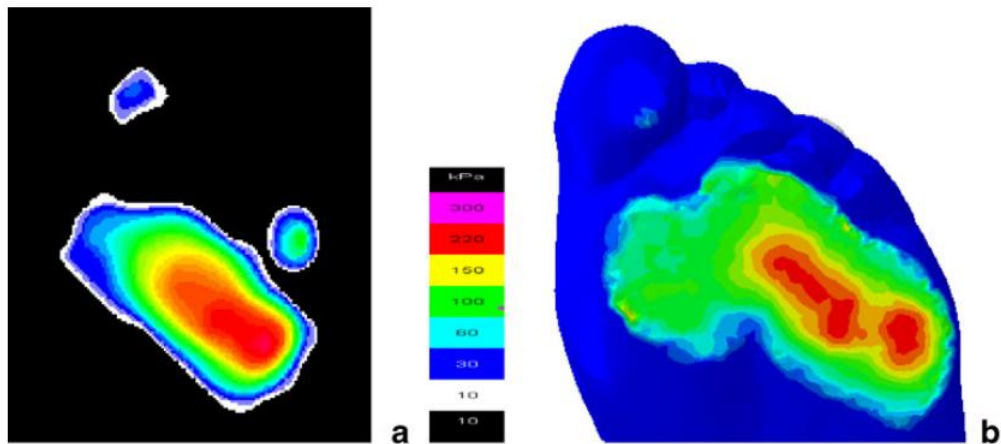


Figura 16.4: Confronto sulla distribuzione delle pressioni plantari all'angolo di inversione nel contatto di  $10^\circ$ , prendendo i risultati del modello e quelli sperimentali. Come si vede dalle immagini del contorno, la forma della distribuzione delle pressioni plantari predette approssima bene i risultati sperimentali. Una pressione massima di 292kPa è predetta nel modello nella regione laterale della testa metatarsale, mentre il valore massimo misurato è di circa 276kPa in questa regione.

Dai risultati numerici è chiaro che la massima tensione si ha nella parte prossimale della diafisi del quinto metatarsale, che corrisponde infatti alla posizione delle fratture rilevate nella popolazione Figura 16.5 e Figura 16.6.

Quando l'angolo di inversione aumenta fino a  $20^\circ$ :

- le tensioni variano in ogni metatarsale;
- le tensioni tendono a spostarsi dalla zona mediale alla zona laterale dei metatarsali;
- la tensione nel primo metatarsale diminuisce da 3.69MPa a 1.06MPa;
- la tensione nel quinto metatarsale aumenta da 2.21MPa a 8.66MPa.

La distribuzione delle pressioni plantari rilevate mostra un buon accordo con i risultati sperimentali controllati in test biomeccanici.

Per semplificare l'analisi, in questo studio viene creato un modello di piede normale: ciò rende i risultati non validi per soggetti affetti da patologie o forme anormali del piede. Tuttavia opportunamente modificato può essere un punto di partenza per studi successivi.

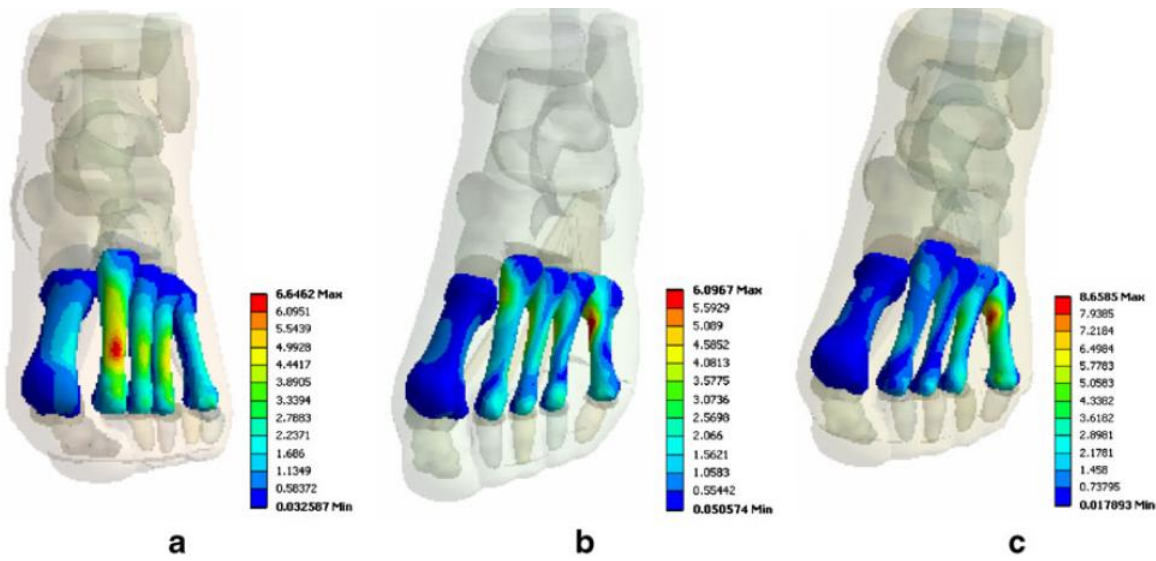


Figura 16.5: Distribuzione delle tensioni di von Mises entro i metatarsali durante l'appoggio a differenti angoli di inversione. Questa dimostra chiaramente che sia la forma totale delle tensioni di von Mises delle distribuzioni che le posizioni ove si concentra la tensione sono fortemente influenzate dall'angolo di inversione. Se l'angolo di inversione si sposta da una posizione normale di contatto iniziale fino a 20°, la zona sulla quale risulterà la massima tensione si sposterà dal secondo al quinto metatarsale.

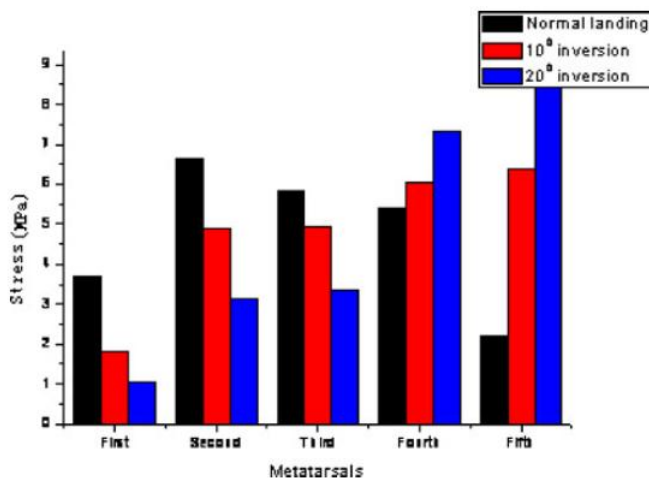


Figura 16.6: Valori massimi di tensione nelle cinque ossa metatarsali a differenti angoli di inversione. Nelle condizioni normali una larga porzione delle forze sono sostenute dai metatarsali centrali. I valori più alti della tensione sono 6.65MPa nel collo del secondo metatarsale, seguite dal terzo 5.83MPa, dal quarto 5.36MPa dal primo 3.69MPa e dal quinto 2.21MPa. La distribuzione di von Mises varia significativamente quando la piattaforma si avvicina al piede da una posizione di inversione. I metatarsali laterali iniziano ad avere un ruolo importante nel load bearing con il picco di tensione spostato sul quinto metatarsale. La posizione del picco entro ogni metatarsale si sposta in ognuno all'aumentare dell'angolo di inversione. Come mostrato nella figura 6 le forze nel quarto e quinto metatarsale sono molto più alte rispetto all'appoggio normale.

# Capitolo 17

## Distribuzione delle pressioni plantari nel piede durante l'appoggio finale a seconda del modello

Nella prova di L. Actis et al. (2005) vengono modellati i piedi di due soggetti, e vengono confrontate le pressioni simulate in un istante nella fase di appoggio finale con quelle misurate, eseguendo delle simulazioni modificando il modello in alcune sue componenti

La soluzione numerica è ottenuta tramite il metodo agli elementi finiti, suddividendo il dominio della soluzione in elementi e assegnando un polinomio di grado tale da approssimare la forma delle funzioni degli elementi che descrivono le componenti di spostamento.

**Costruzione del modello** La struttura tridimensionale del piede è determinata per ogni soggetto tramite tomografia computerizzata.

Le scansioni sono ottenute con il soggetto seduto a cui è applicato uno strumento che impone un carico all'avampiede. Due tipologie di carico vengono applicate:

- carico iniziale di 10%BW, per applicare una tensione iniziale ai tessuti e fornire una condizione ripetibile per tutti i soggetti;
- un carico finale del 50%BW scelto in quanto i soggetti possono applicare questo carico da seduti, e questa distribuzione pressoria è simile a quella dell'istante all'80% del ciclo del cammino (appoggio terminale).

La distribuzione delle pressioni viene misurata utilizzando F-scan. Questo sistema fornisce le pressioni plantari e le forze misurate sul piede con una risoluzione spaziale di 4sensori/cm<sup>2</sup> e campionando a frequenza di 50Hz. I sensori sono molto sottili (0.18mm) e tenuti in loco da un nastro e da un calzino altrettanto sottili. Il sistema registra le pressioni plantari durante le scansioni tomografiche.

Il mappaggio della posizione delle teste delle ossa metatarsali sul sensore di pressione viene fatta utilizzando 3 lead fiducial markers, secondo procedure riportate in letteratura. Si è considerata una segmentazione bidimensionale attraverso il secondo ed il terzo metatarsale per ogni soggetto nella condizione di precarico. Vengono sviluppati modelli individuali bidimensionali attraverso il 2° e il 3° metatarsale nel piano sagittale. La complessità del modello è stata aumentata progressivamente, fino a che i dati di interesse, cioè le pressioni non erano più affette da assunzioni restrittive incorporate nei modelli più semplici.

**Rappresentazione dei tessuti e selezione dei parametri del materiale** Vengono caratterizzate le strutture del tessuto osseo, cartilagineo, del tendine flessore della fascia e dei tessuti molli.

- tessuto osseo: considerato come elastico-lineare; le ossa delle dita sono valutate sia come fuse in un'unica struttura che suddivise in tre falangi;
- cartilagine: considerata elastico-lineare e inclusa tra le ossa per simulare la flessibilità delle connessioni tra le strutture ossee;
- muscoli e tessuti adiposi: raggruppati come singolo materiale con comportamento elastico non lineare
- fascia e tendine del flessore: incorporate come elastico lineari con coefficienti presi dalla letteratura; il modulo di Poisson della fascia è posto a 0 per far sì che si comporti come un membro di tensione, minimizzando l'interazione dovuta alla contrazione laterale con il tessuto vicino alla regione dei metatarsi.

I coefficienti per caratterizzare le proprietà del materiale sono presi dalla letteratura.

Tessuto	modulo	autori
osso	10	Lemmon
	7.3	Gefen Jacob
	0.25	D'Andrea
cartilagine	1.0	Gefen
	10	Jacob
	5.0 metatarso-calcaneare	presente lavoro
	10 metatarso-falangea	
fascia	85	Gefen e presente lavoro
	50	presente lavoro valore inferiore
	120	presente lavoro valore superiore
tendine	15	presente lavoro
	5	presente lavoro valore inferiore
	30	presente lavoro valore superiore

Tabella 17.1: Parametri utilizzati per rappresentare i tessuti molli.

In Figura 17.1 vediamo il modello più complesso utilizzato. Si vedono le ossa del retropiede e del mesopiede; il tendine flessore breve va dall'estremità distale del calcagno fino alla falange distale e la fascia invece dall'estremità prossimale del calcagno alla falange prossimale.

Viene applicato al modello un carico  $P$ , che rappresenta una percentuale del carico misurato durante la tomografia, e un momento che rappresenta l'effetto di compensazione imposta dal tendine di Achille, che non è rappresentato nel modello completo. L'intensità del momento è scelta come se la risultante del carico passasse attraverso la testa del metatarsale.

La posizione esatta della risultante è stata determinata dai dati della F-scan di ogni soggetto come il centroide della risultante della distribuzione di pressione nella regione di contatto. Usando un carico termico per imporre una contrazione uniforme, è stata imposta una pre tensione al tendine flessore di 35N, scelta secondo i valori tipici riportati in letteratura per il flessore lungo delle dita durante l'appoggio finale.

Vengono valutati quindi diversi modelli, non considerando la fascia e/o il tendine flessore.

**Validazione del modello** Rispetto al modello più complesso, vengono effettuate prove escludendo

- le falangi, cioè considerando la parte cartilaginea come se fosse di tessuto osseo;
- la fascia plantare o aponeurosi plantare;

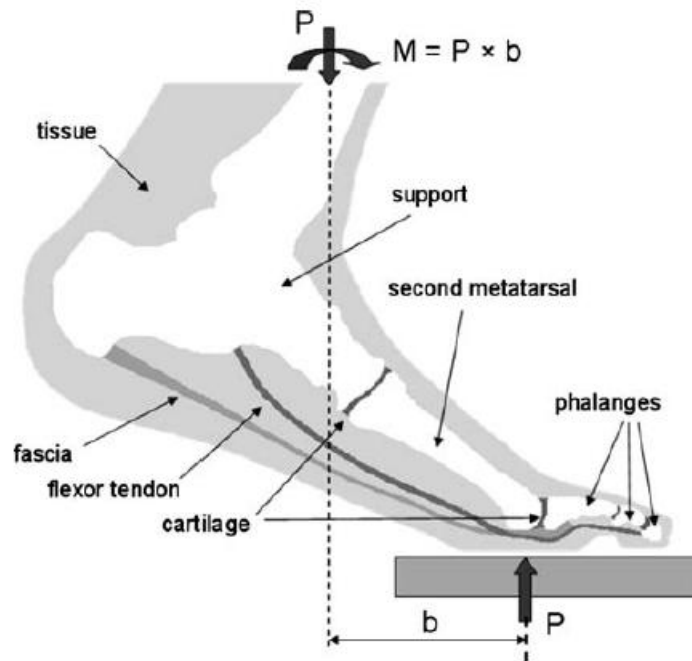


Figura 17.1: Modello di maggiore complessità tra quelli utilizzati.

- il tendine del flessore breve;
- il tendine e la fascia contemporaneamente;
- le falangi e l'aponeurosi plantare;

al fine di vedere quali assunzioni abbiano la maggiore influenza sul risultato finale, e quali possano eventualmente essere escluse.

Di seguito riportiamo quanto ottenuto per i due studi effettuati.

**Soggetto 1 secondo raggio** Il carico massimo applicato è determinato in base alla distribuzione delle pressioni ottenute dal F-scan ed è 90N o il 19% del carico totale del piede pari cioè al 50% del peso del corpo (coerente con gli studi di Kapandji).

La distribuzione delle pressioni per il modello completo è molto vicina a quelle ottenute con il sistema F scan. La rimozione della cartilagine tra le falangi ha un effetto lieve nei risultati. Per tutti gli altri modelli l'effetto nella distribuzione delle pressioni è molto più rilevante. Questi risultati suggeriscono che devono essere inclusi nel modello: il tendine flessore, le connessioni di cartilagine ad entrambe le estremità del metatarsale e della fascia; invece la suddivisione del dito può essere trascurata Figura 17.2.

**Soggetto 2 terzo raggio** Il carico applicato è 50N.

I risultati mostrano che la distribuzione di pressione per il modello completo è molto simile alle misurazioni F-scan e che la rimozione della cartilagine tra le falangi, singolo dito, o la fascia, niente fascia, o la cartilagine e la fascia, dito singolo e no fascia, sono rimossi dal modello, l'effetto della distribuzione di pressione è molto più notevole.

I risultati ottenuti per questi due soggetti suggeriscono che il modello completo, cioè cartilagine+falangi+tendine+fascia, produce un risultato migliore per quanto riguarda la distribuzione delle pressioni. Un modello più semplice per prendere le pressioni nella regione

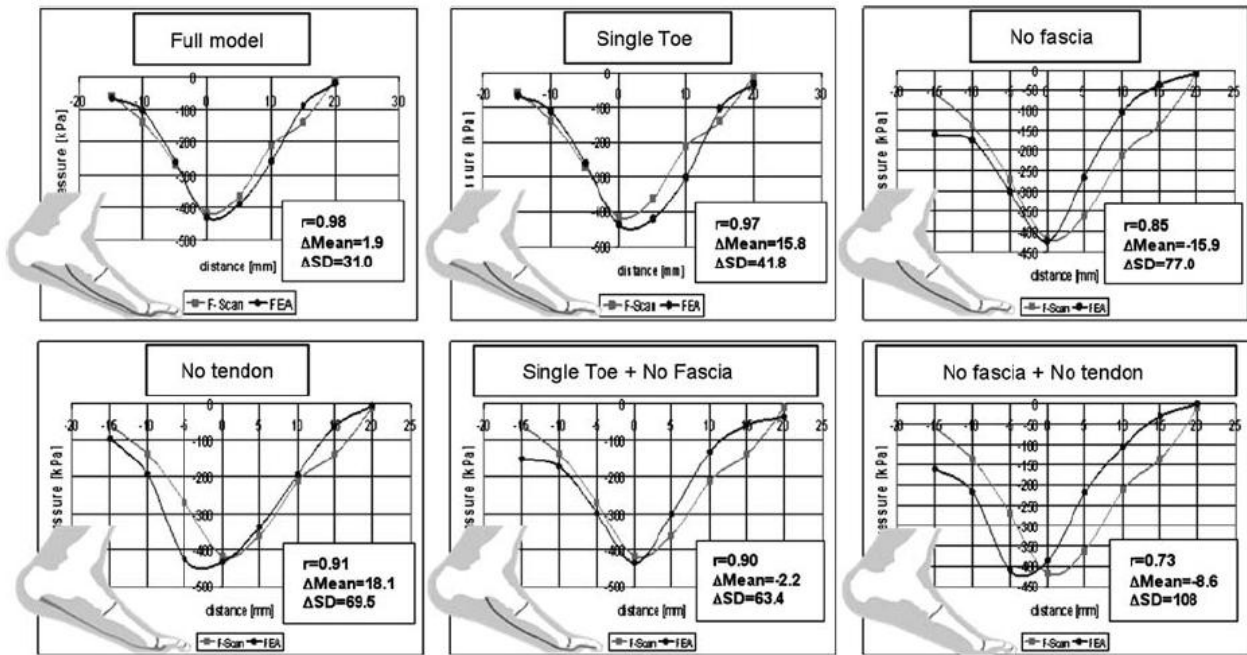


Figura 17.2: Confronto tra le distribuzioni di pressione simulate per differenti assunzioni e quelle misurate, per il soggetto 1 secondo raggio.

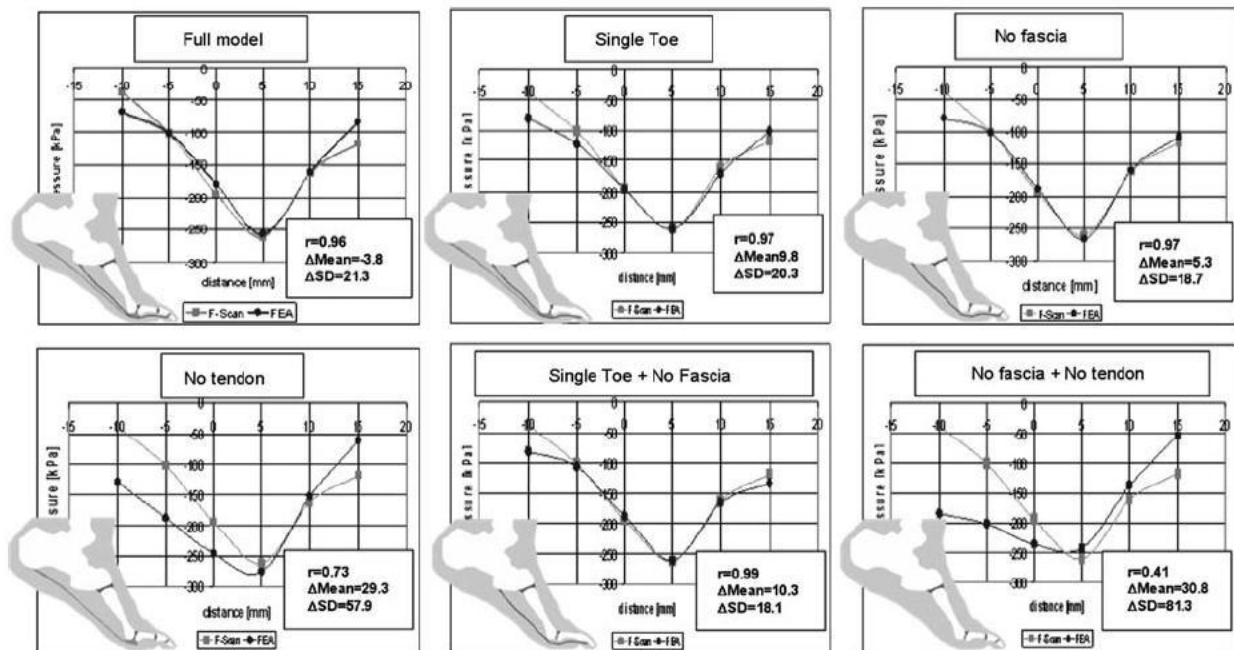


Figura 17.3: Confronto tra le distribuzioni di pressione simulate per differenti assunzioni e quelle misurate, per il soggetto 2 terzo raggio.

---

sotto la testa del metatarso deve includere il tendine flessore, la fascia e le connessioni cartilaginee ad entrambe le estremità del metatarsale, mentre la suddivisione delle dita, cioè la rimozione delle falangi può essere ignorata Figura ??.

Vengono anche valutate le variazioni di pressione che si ottengono modificando i moduli per i materiali utilizzati.

- Le distribuzioni di pressione con il modulo di elasticità dell'osso a 7.3 e 10MPa sono praticamente le stesse; una piccola variazione è osservata per 250MPa.
- Per la cartilagine quando  $E_{mc}=5$  (modulo di elasticità della cartilagine calcaneo-metatarsale) e  $E_{ph}=10$  (modulo di elasticità della cartilagine metatarso falangea) è praticamente la stessa cosa di  $E_{mc}=E_{ph}=5$ . Quando  $E_{mc}=E_{ph}=10$  la corrispondenza è lievemente ridotta, ed è maggiormente ridotta quando  $E_{mc}=E_{ph}=1$ .
- Per la fascia l'effetto sulla distribuzione di pressione è irrilevante nell'intervallo di valori considerati.

Lo studio di sensibilità mostra che una notevole variazione del modulo di elasticità dell'osso ha una piccola influenza nella distribuzione, e invece il cambiamento del modulo della cartilagine ha una influenza più forte. Un cambiamento del modulo della fascia di un fattore di tre e del tendine di un fattore di cinque determina una lieve differenza.





# Conclusioni

L'obiettivo di questo lavoro è quello di conoscere la parte anteriore del piede da un punto di vista anatomico e meccanico.

Vi è una vasta e consolidata documentazione relativamente alla sua anatomia, in tutti i suoi aspetti. Ho riscontrato, per quanto riguarda la nomenclatura che diversi elementi anatomici sono chiamati in modi differenti a seconda della fonte, oltre al fatto che vi è anche una difficoltà nella descrizione di alcune parti. Per fare un esempio alcuni considerano l'estensore breve delle dita come un tutt'uno con l'estensore breve dell'alluce, mentre altri lo considerano separato.

Le analisi della stazione eretta e della camminata trovano molto spazio in letteratura nei lavori di Kapandji [28] e Perry [3] i quali si sono occupati di tutto l'apparato locomotore.

Per quanto riguarda la meccanica dell'avampiede, si trovano opinioni discordanti riguardo ad alcuni aspetti. Non è chiaro ad esempio quale sia l'effettiva funzione dell'aponeurosi plantare, in quanto in passato si riteneva avesse un ruolo importante per il mantenimento della curvatura dell'arco plantare durante l'appoggio del piede, ma questa tesi viene messa in dubbio da evidenze sperimentali più recenti.

È anche necessario approfondire la meccanica di ammortizzazione della parte anteriore del piede. Nella prova di Weijers [9] risulta evidente uno spostamento di tessuto connettivo fluido, che secondo l'autore potrebbe essere associabile non solamente alla circolazione del flusso sanguigno nell'arto inferiore.

Sembra invece riconosciuta l'importanza dell'avampiede nel movimento, sia per quanto riguarda la zona metatarsale che per le dita, certezza confermata dalle misurazioni delle pressioni plantari.

Più incerta è la valutazione dell'intensità dell'azione muscolare, soprattutto per quanto riguarda i muscoli più piccoli; tale valutazione è importante anche per la costruzione di modelli numerici. L'importanza del ruolo delle dita nella camminata come nella corsa è ormai un fatto certo, come è assodato il loro ruolo limitato nella stazione eretta; tuttavia alcune prove riportano misurazioni differenti per quanto riguarda le pressioni rilevate nelle dita e sulle teste delle ossa metatarsali: alcuni rilevano pressioni maggiori sul primo dito, altri sul secondo metatarsale..

Al di là di queste osservazioni la strumentazione disponibile negli ultimi anni ha sicuramente incrementato gli studi potenziali ed i loro risultati. Si vede infatti che i lavori più recenti sfruttano la capacità di elaborazione dei calcolatori, e nuovi sistemi di misurazione ad esempio per la misurazione delle pressioni tramite F-scan, strumento più versatile rispetto alle pedane perobarografiche.

L'applicazione dei modelli alla biomeccanica permette uno studio di parametri importanti, altrimenti di difficile valutazione, come le tensioni che si verificano sulle ossa metatarsali calcolate nel modello di Y.D.Gu [15]. Per ottenere tali modelli è però necessaria una valutazione di molti aspetti, tra cui quelli trattati nel presente lavoro, oltre che alla validazione tramite il confronto con misurazioni sperimentali.

Se lo studio anatomico e morfologico è necessario per la costruzione di un modello solido, l'analisi cinematica serve a capire quali siano le configurazioni assunte dall'avampiede e consente anche di intuire, quali elementi sia necessario includere o meno nella trattazione, in quanto assunzioni eccessive aumenterebbero la pesantezza della risoluzione, pur essendo irrilevanti ai fini del risultato, come ad esempio le forze imposte da alcuni tendini. Lo studio della dinamica, cioè dell'azione delle forze applicate alla struttura, permette di completare il modello, che dovrà essere appunto validato confrontando risultati simulati con misurazioni effettive, come ad esempio le pressioni plantari.

L'utilizzo di modelli solidi e agli elementi finiti potrebbe fornire uno strumento per capire ad esempio in che modo costruire le calzature. I soggetti sani, in particolare gli atleti, portano al limite le loro prestazioni, e le sollecitazioni a cui sottopongono le ossa del metatarso possono determinare delle fratture, che potrebbero essere limitate trovando il modo per meglio distribuire le forze agenti. Nei soggetti patologici, come ad esempio i diabetici, la degenerazione del tessuto plantare dovuta alla scarsa circolazione nella parte e alle tensioni elevate che si instaurano in corrispondenza delle ossa metatarsali possono portare a delle serie lesioni alla pianta del piede che possono degenerare con serie conseguenze.

# Bibliografia

- [1] Nicole L. Griffin, Brian G. Richmond. *Three-dimensional Analysis of the Intrinsic Anatomy of the Metatarsal Bones*. The Journal of Foot & Ankle Surgery 46(6):434441, 2007.
- [2] Arnaud Largey, François Bonne, François Canovas, Gérard Subsol, Stéphane Chemouny and Frédéric Banegas. *Cross-sectional geometry of the human forefoot*. 2005
- [3] Perry J. *Gait Analysis-Normal and pathological Function*. Slack Inc. 1992
- [4] *Gray's Anatomy, 40th edition* Editor Susan Standring. 2008
- [5] A. Gefen M. Megido-Ravid Y. Itzchak M. Arcan. *Biomechanical Analysis of the Three-Dimensional Foot Structure During Gait: A Basic Tool for Clinical Applications* 2000
- [6] Marc Thomas Petre. *Investigating the internal stress/strain state of the foot using magnetic resonance imaging and finite element analysis* 2007
- [7] N. Hayafune, Y. Hayafune, H. A. C. Jacob. *Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait* 1999
- [8] Janet Hughes, Peter Clark, Leslie Klenerman From Northwick. *The importance of toes in walking* 1990
- [9] R.E. Weijers a, G.H.I.M. Walenkamp, H. van Mamerenc, Joost A.A.M. van den Hout. *Changes of the soft tissue of the forefoot during loading* 2003
- [10] I. A. F. Stokes, W. C. Hutton and J. R. R. Stott. *Forces acting on the metatarsals during normal walking*. 1978
- [11] H.A.C. Jacob. *Forces acting on the forefoot during normal gait-an estimate* 2001
- [12] Paolo Caravaggi, Alberto Leardini, Robin Crompton. *Kinematic correlates of walking cadence in the foot*. 2010
- [13] Dominik Weishaupt, Karl Treiber, Hilaire A.C. Jacob, Hans-Peter Kundert, Juerg Hodler, Borut Marincek and Marco Zanetti. *MR Imaging of the Forefoot under Weight-Bearing Conditions: Position-Related Changes of the Neurovascular Bundles and the Metatarsal Heads in Asymptomatic Volunteers* 2002
- [14] T.S. Keller, A.M. Weisberger, J.L.Ray3, S.S. Hasan, R.G. Shiavi4, D.M. Spengler. *Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running* 1996
- [15] Y. D. Gu, X. J. Ren, J. S. Li, M. J. Lake, Q. Y. Zhang, Y. J. Zeng. *Computer simulation of stress distribution in the metatarsals at different inversion landing angles using the finite element method* 2009

- [16] Sachin P. Budhabhatti, Ahmet Erdemir, Marc Petre, James Sferra, Brian Donley, Peter R. Cavanagh. *Finite Element Modeling of the First Ray of the Foot: A Tool for the Design of Interventions* 2007
- [17] Ricardo L. Actis Æ Liliana B. Ventura, Kirk E. Smith, Paul K. Commean, Donovan J. Lott, Thomas K. Pilgram, Michael J. Mueller. *Numerical simulation of the plantar pressure distribution in the diabetic foot during the push-off stance* 2005
- [18] Amanda J. Taylor, Hylton B. Menz, Anne-Maree Keenan. *The influence of walking speed on plantar pressure measurements using the two-step gait initiation protocol*
- [19] I-Ju Ho, Yi-You Hou, Chich-Haung Yang, Wen-Lan Wu, Sheng-Kai Chen and Lan-Yuen Guo. *Comparison of plantar pressure distribution between different speed and incline during treadmill jogging* 2010
- [20] Todd C. Patakya, Paolo Caravaggia, Russell Savagea, Daniel Parkera, John Y. Goulermasb, William I. Sellerse, Robin H. Cromptona. *New insights into the plantar pressure correlates of walking speed using pedobarographic statistical parametric mapping (pSPM)* 2008
- [21] Tom F. Novacheck *The biomechanics of running* 1997
- [22] Peter R. Cavanagh. *Plantar soft tissue thickness during ground contact in walking* 1999
- [23] *wikipedia.org*
- [24] *medicinapertutti.altervista.org*
- [25] *google.it*
- [26] *sciencedirect.com*
- [27] *ncbi.nlm.nih.gov*
- [28] I.A. Kapandji *Fisiologia articolare: V edizione*2004
- [29] Michael B. Pohl, Neil Messenger, John G. Buckley. *Forefoot, rearfoot and shank coupling: Effect of variations in speed and mode of gait* 2006