UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

FACOLTA' DI INGEGNERIA

VALUTAZIONE DELLE DISTRIBUZIONI DELLE PRESSIONI PLANTARI IN SOGGETTI CON DIFFERENTI CONFORMAZIONI DEL PIEDE

Relatore: Ch.mo Prof. ARTURO N. NATALI

Correlatore: Ing. ANTONELLA FORESTIERO

Laureanda: MARTINA BARZAN

Corso di laurea triennale in Ingegneria Biomedica

Anno Accademico 2010/2011

Indice

INDICE……1

INTRODUZIONE……...5

CAPITOLO 1……...7

CARATTERIZZAZIONE ANATOMICA E MORFOMETRICA DEL PIEDE.....7
1.1 Introduzione……...7
1.2 Componenti scheletriche della gamba e del piede…….....7
1.2.1 Il tarso…….....10
1.2.2 Il metatarso……..15
1.2.3 Le falangi……16
1.2.4 Le ossa sesamoidi…….....17
1.3 Struttura di supporto del piede……17
1.4 Componenti legamentose…… 19
1.5 Componenti muscolari e tendinee……...24
1.6 Componenti di tessuto adiposo……....31

CAPITOLO 2 ……33

CARATTERIZZAZIONE DI DIFFERENTI CONFORMAZIONI DEL PIEDE…….....33
2.1 Introduzione……33
2.2 Il piede piatto……...34
2.2.1 Il piede piatto nel bambino……34
2.2.2 Il piede piatto nell'adulto…….....35
2.2.3 Gradi di piattismo……37
2.3 Il piede cavo……38
2.4 I movimenti del piede……39
2.4.1 La pronazione……....41
2.5 Descrizione del gruppo di soggetti sottoposto ai test……43

CAPITOLO 3 ……45

DESCRIZIONE DELLA STRUMENTAZIONE UTILIZZATA E DELLE PROVE SPERIMENTALI ESEGUITE…… ..45

3.1 Introduzione……45

3.2 Strumentazione utilizzata…… 46

3.2.1 Foot Analysis System ACP……..……... 46

3.2.2 Podoscopio…….. 48

3.3 Descrizione della procedura adottata……...49

3.3.1 Informazioni richieste al paziente……49

3.3.2 Raccolta di dati morfometrici e valutazione dell'impronta plantare……... 50

3.3.3 Test statico……...53

3.3.4 Test dinamico…….. 55

CAPITOLO 4……63

CARATTERIZZAZIONE DEI SOGGETTI E VALUTAZIONE DELLA DISTRIBUZIONE PRESSORIA PLANTARE IN CONDIZIONI STATICHE……..63

4.1 Introduzione……63

4.2 Valutazione della distribuzione dei carichi plantari…… 63

4.2.1 Definizione di un indice di asimmetria……65

4.3 Classificazione dei soggetti mediante la valutazione della superficie d'appoggio del piede……...70

4.3.1 Definizione dell'arch index……....70

4.3.2 Risultati ottenuti……..……. ...73

4.3.3 Interpretazione dei risultati ottenuti con i dati morfometrici di ciascun paziente……....75

4.4 Analisi della distribuzione pressoria……78

4.4.1 Localizzazione del punto di massima pressione…… 79

4.4.2 Distribuzione pressoria nelle diverse regioni plantari…….....81

CAPITOLO 5……85

DESCRIZIONE DELLA DISTRIBUZIONE PRESSORIA IN CONDIZIONI DINAMICHE NEL GRUPPO DI SOGGETTI CONSIDERATO……...85

5.1 Introduzione……85

5.2 Il ciclo del passo…….. 86

5.2.1 Le fasi del passo……. 88

5.3 Localizzazione del punto di massima pressione……...91

5.4 Valutazione della componente normale della forza di reazione al suolo…… 94

5.4.1 Definizione della componente normale della forza di reazione al suolo….95
5.4.2 Analisi delle curve di forza durante la fase di appoggio del passo……. 96
5.4.3 Analisi delle curve di forza che si realizzano a livello del retropiede, del mesopiede e dell'avampiede durante la fase di appoggio……...98

CONCLUSIONE……103

BIBLIOGRAFIA…….. 105

RINGRAZIAMENTI……..109

Introduzione

Il piede è la parte terminale della catena cinematica della locomozione umana. Durante il mantenimento della stazione eretta il piede collabora al controllo della delicata attività muscolare richiesta per conservare l'equilibrio. Nel corso della deambulazione invece le funzioni del piede sono due: una funzione passiva, che prevede una prima fase di ammortizzamento dell'impatto cui il corpo umano è sottoposto durante il cammino e la corsa, e una funzione attiva, che prevede il trasferimento al suolo delle forze interne generate dai muscoli per accelerare il corpo durante la propulsione.

Patologie e conformazioni plantari anormali alterano spesso la funzionalità del piede, provocando così disturbi nel mantenimento della stazione eretta e nel cammino.

Negli ultimi anni la distribuzione pressoria plantare è stata ampiamente riconosciuta come un parametro utile a valutare le caratteristiche dell'appoggio plantare e del cammino umano. La distribuzione e l'entità delle pressioni plantari forniscono importanti informazioni per diagnosticare i vari disturbi del piede. Lo studio della distribuzione pressoria plantare permette inoltre di validare modelli numerici interpretativi dei materiali e delle struttura del piede.

La tecnologia attuale propone delle pedane di pressione che garantiscono semplicità d'uso, comodità per il paziente, affidabilità, precisione e velocità nell'acquisizione dei dati, ripetibilità delle misure e possibilità di archiviare i risultati.

In questo lavoro si vogliono valutare le variazioni della distribuzione pressoria plantare, sia in condizioni statiche che dinamiche, in soggetti aventi differenti conformazioni del piede. Per raggiungere questo obiettivo è stata necessaria una collaborazione con l'Unità Operativa di Biomeccanica dell'ospedale dell'Angelo di Mestre (VE).

L'U.O., diretta dal Dott. Andrea Perissinotto, fornisce una valutazione clinico-strumentale dell'apparato locomotore con riguardo all'analisi del movimento, del passo e della capacità articolare sotto sforzo, utile nella valutazione e quantificazione di deficit muscolo scheletrici e patologie articolari, esiti di interventi, esiti di incidenti e traumi, e nella valutazione biomeccanica strumentale del gesto lavorativo. In particolare vengono

effettuate l'*analisi dinamometrica isocinetica* alla colonna lombare, alle articolazioni dell'arto superiore come spalla, gomito, polso ed inferiore come anca, ginocchio, caviglia; l'*analisi cinematica del passo* e degli appoggi plantari mediante baropodometria in statica e dinamica; l'*analisi del movimento* mediante elettrogoniometria da applicare all'articolazione di interesse.

L'U.O. ha messo gentilmente a disposizione la strumentazione e gli spazi necessari per il lavoro di tesi.

L'attività svolta consiste in una preliminare analisi morfometrica del piede e delle sue possibili conformazioni, in una classificazione dei soggetti affetti da piede piatto, piede cavo e soggetti sani, e in una successiva valutazione delle superfici d'appoggio e della distribuzione pressoria plantare nei tre gruppi di soggetti considerati, sia in condizioni statiche che dinamiche.

CAPITOLO 1

Caratterizzazione anatomica e morfometrica del piede

1.1. Introduzione

Il piede è un elemento rilevante dell'apparato locomotore. Si collega alla gamba tramite l'articolazione della caviglia e permette la deambulazione su diverse tipologie di terreno e a velocità diverse. Due funzioni molto importanti sono anche l'equilibrio e la postura. Per ogni movimento il piede subisce carichi e tensioni diverse che si riflettono su legamenti, tendini ed articolazioni. La postura, ad esempio, è una caratteristica della specie umana e si tratta di una funzione complessa in cui l'uomo, ergendosi in piedi, quasi non si accorge dell'attivazione di muscoli, tendini e dell'impegno delle articolazioni. A mantenere la postura entro valori fisiologici, intervengono poi le oltre 14.000 terminazioni nervose del piede che sono in comunicazione con ogni parte del corpo umano. Per comprendere il comportamento meccanico che regola il funzionamento del piede è necessario quindi studiare dapprima l'anatomia di tutte le parti che lo compongono. Anche se bisogna tener conto che il piede subisce carichi e deformazioni che dipendono sia dalla determinata situazione che dalle caratteristiche della persona, ossia conformazione, sesso, condizioni di salute ecc.

1.2. Componenti scheletriche della gamba e del piede

Il piede è costituito da *tarso*, *metatarso* e *falangi*, che formano lo scheletro delle dita. Nella posizione ordinaria l'asse longitudinale del piede forma un angolo retto con quello della gamba; la sua superficie dorsale è rivolta verso l'alto, la plantare verso il basso.

Tarso e metatarso formano insieme una specie di volta, la quale poggia sul piano orizzontale principalmente per mezzo della parte posteriore del tarso e della parte anteriore del metatarso; l'asse della gamba cade sulla parte posteriore della volta stessa. La posizione orizzontale del piede, la suddetta conformazione ad arco, in aggiunta al considerevole volume delle ossa del tarso e specialmente di quelle posteriori, sono in rapporto con la funzione del piede, che è organo di sostegno e locomozione.

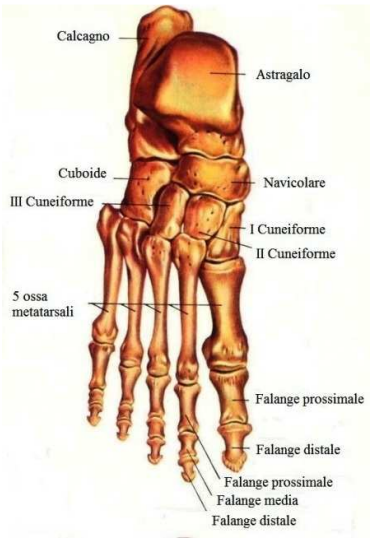

Fig.1.1 Veduta dorsale delle ossa del piede destro.

Il piede è collegato alla gamba tramite la sindesmosi tibio-fibulare, un'articolazione fibrosa che lega la tibia e la fibula all'astragalo.

La **tibia** è un robusto osso lungo che forma, insieme alla fibula, lo scheletro della gamba; è situata nella parte anteromediale della gamba stessa. Nell'insieme la tibia presenta una leggera convessità mediale in alto, seguita da una convessità laterale in basso. E' formata da un corpo e due estremità, prossimale e distale.
Il corpo è più voluminoso in alto che in basso ed è prismatico triangolare, presenta tre facce, laterale, mediale e posteriore, separate da margini ben distinti.
Dei margini del corpo, quello anteriore si chiama cresta anteriore, e origina in alto da un grosso rilievo, la tuberosità tibiale. Il margine mediale diventa più sporgente al di sotto della linea poplitea. Il margine laterale si chiama cresta interossea e dà inserzione alla

membrana interossea; è ben pronunciato e verso la sua estremità inferiore si divide in due rami divergenti, tra cui è compreso uno spazio per l'inserimento di ligamenti tibiofibulari. L'estremità inferiore medialmente va a costituire il malleolo mediale. Inferiormente presenta una superficie articolare rivestita di cartilagine, la faccia articolare inferiore, per mezzo della quale la tibia si articola con l'astragalo e da questo lato discende, prolungandosi sul malleolo mediale, la faccia articolare del malleolo. In direzione sagittale è percorsa da un rilievo appena accennato, che riproduce la conformazione a troclea della superficie articolare dell'astragalo. Il malleolo ha una superficie mediale sottocutanea, convessa e rugosa, e una superficie laterale articolare, che forma un angolo, in media di 95°, con la faccia inferiore della tibia. La sommità del malleolo è tronca e presenta una profonda intaccatura dove si attacca il legamento mediale tibio-tarsico. La superficie malleolare è compresa nella faccia posteriore dell'estremità inferiore della tibia.

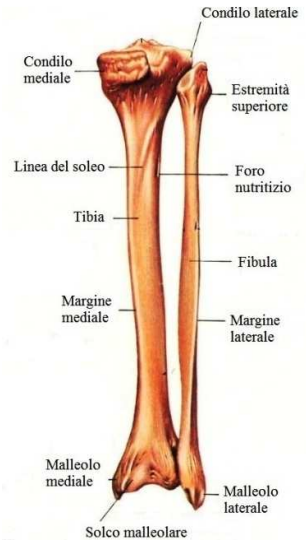

Fig. 1.2 Veduta posteriore della tibia e della fibula della gamba destra.

La **fibula** è un altro osso lungo ma è molto più esile della tibia e le è posta lateralmente. In alto non raggiunge il femore, ma si articola medialmente per mezzo dell'estremità superiore con la tibia e attraverso l'estremità inferiore con la tibia e l'astragalo. Come nel caso della tibia, la fibula presenta un corpo e due estremità, una prossimale e una

distale. Il corpo della fibula ha una forma prismatica triangolare ed è contorto sul suo asse longitudinale; le sue facce si distinguono in mediale, laterale e posteriore e sono separate da tre margini sono molto acuti, tra cui quello mediale è detto interosseo perché dà inserzione alla membrana omonima.

La faccia mediale è percorsa da un rilievo longitudinale, la cresta interossea, che continua con il margine interosseo. La faccia laterale è liscia e arrotondata e percorsa da una doccia longitudinale nella sua parte media, accogliente i muscoli peronei laterali. Nell'ultimo tratto diviene convessa trasversalmente. La faccia posteriore in alto è convessa e rugosa e dà attacco al muscolo soleo; poi si appiattisce, si allarga e dà attacco al muscolo flessore dell'alluce.

L'estremità distale si rigonfia formando il malleolo laterale, un rigonfiamento a forma lanceolata, appiattito da fuori verso dentro, che termina in una punta ottusa. E' analogo al malleolo mediale della tibia, dal quale differisce perché è più lungo, più grosso e più affilato; inoltre discende più in basso.

1.2.1. Il tarso

Il *tarso* è un complesso osseo costituito da sette ossa brevi distinte in due file: la fila prossimale è formata dal *talo* e dal *calcagno*, quella distale dal *navicolare*, dai tre *cuneiformi* e dal *cuboide*. Il talo si articola con tibia e fibula, il calcagno costituisce l'appoggio posteriore della volta plantare, i cuneiformi e il cuboide si articolano con le ossa del metatarso, il navicolare è interposto tra il talo e i cuneiformi.

Il **talo** (o **astragalo**) è un osso breve situato nella parte più elevata del tarso e trasmette il peso del corpo sul piede; ha una forma irregolarmente cuboide in cui si possono descrivere: una testa, un collo e un corpo. E' alquanto appiattito in senso verticale e più sviluppato in senso sagittale. Il corpo presenta superiormente una larga superficie articolare rivestita di cartilagine ialina, la troclea; la puleggia astragalica è più lunga che larga, e più larga in avanti (28-32 mm) che posteriormente (23-26 mm).

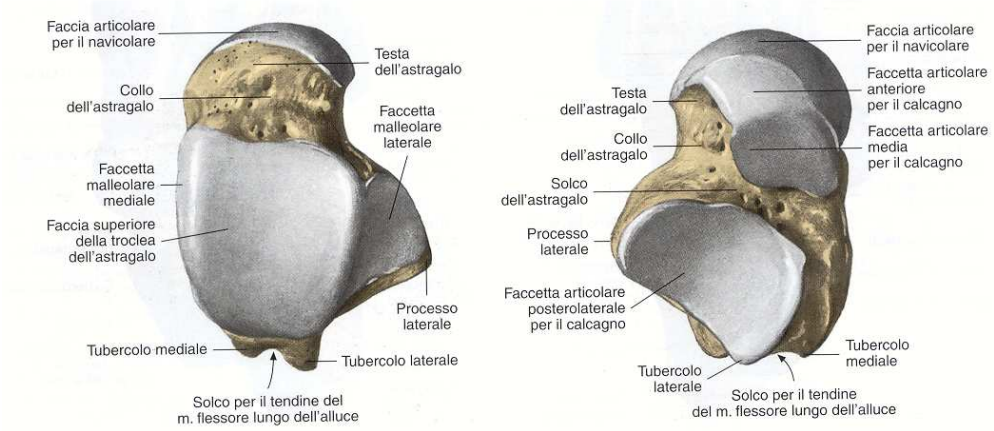

Fig. 1.3 Faccia plantare e dorsale dell'astragalo di destra.

La troclea si prolunga medialmente in una stretta superficie articolare a forma di virgola, con la punta rivolta all'indietro, la faccetta malleolare mediale, corrispondente alla faccia articolare malleolare della tibia; al di sotto di essa si trova una superficie rugosa con fori vascolari. Lateralmente la troclea si prolunga in un'estesa superficie articolare triangolare ad apice inferiore, la faccetta malleolare laterale, che corrisponde alla faccia articolare malleolare della fibula. Nella parte posteriore della troclea c'è il processo posteriore dell'astragalo, percorso dal solco del muscolo flessore lungo dell'alluce (così chiamato perché è in rapporto col tendine di questo muscolo). Il solco è limitato dal tubercolo mediale e dal tubercolo laterale, quest'ultimo più voluminoso. La faccia inferiore dell'astragalo presenta tre faccette, rivestite di cartilagine, per l'articolazione col calcagno; una è la faccia articolare calcaneare posteriore, ovale e fortemente concava secondo il suo asse maggiore, mentre è piana nella direzione opposta. Gli estremi di questa faccetta corrispondono rispettivamente al processo posteriore e al processo laterale. Le altre due faccette articolari calcaneali, media e anteriore, sono in continuità e si incontrano formando un angolo sporgente; sono ambedue pianeggianti e corrispondono alla faccia inferiore del collo e della testa; la faccia anteriore è molto piccola. La faccia articolare superiore è separata dalle altre da un solco profondo e rugoso, il solco dell'astragalo, che in avanti si trasforma in una larga fossa triangolare rugosa. La testa dell'astragalo presenta in avanti una superficie rivestita di cartilagine per l'articolazione con lo scafoide, faccia articolare scafoidea, ovale, a grande asse diretto verso il basso e in dentro, fortemente convessa; la faccia

articolare dello scafoide è però meno ampia della superficie della testa astragalica. La regione del collo è limitata da due superfici: la dorsale, rugosa, che arriva fino alla troclea ed alla faccetta malleolare mediale, e la inferiore o plantare, che corrisponde lateralmente alla fossa che fa seguito al solco dell'astragalo.

Il **calcagno** è l'osso breve più voluminoso del tarso, è situato al di sotto dell'astragalo e, con la sua estremità anteriore è articolato al cuboide. E' composto da un corpo, di forma prismatica quadrangolare, che termina anteriormente prolungandosi in un voluminoso processo diretto in avanti, la grande apofisi, e in un piccolo processo diretto medialmente, la piccola apofisi.

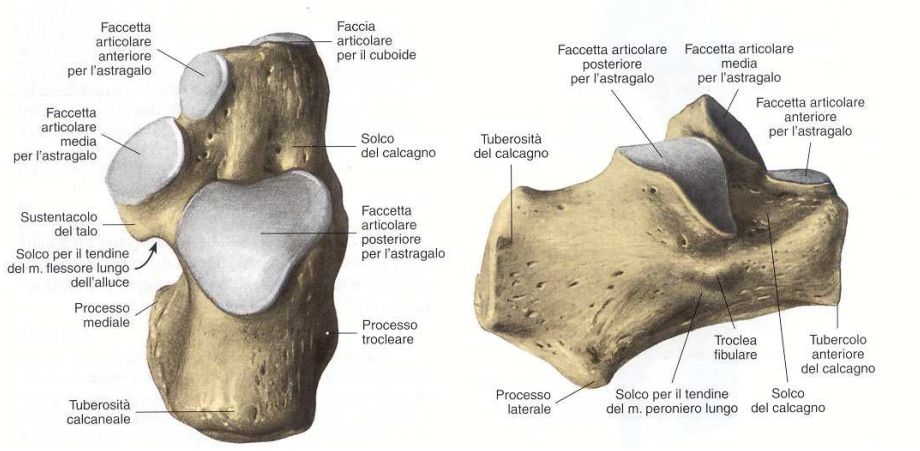

Fig. 1.4 Faccia dorsale e laterale del calcagno di destra.

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

del calcagno è rappresentata da una larga doccia obliqua compresa tra il processo mediale della tuberosità e la piccola apofisi; essa rappresenta la via che tengono gli organi che dalla faccia posteriore della gamba si avviano verso la regione plantare. La faccia laterale, pianeggiante e rugosa, si prolunga dal corpo sulla grande apofisi, dove il limite tra questi due è un tubercolo, il processo trocleare, al di sotto del quale c'è un solco obliquo, il solco del muscolo lungo peroniero per il tendine di questo muscolo. Sopra vi è un altro solco, nel quale decorre il tendine del muscolo peroniero breve. Sulla faccia inferiore, ricca di fori vascolari, si trovano indietro i processi della tuberosità del calcagno, la quale è rugosa e si prolunga dal corpo sulla grande apofisi; termina con un rilievo, la tuberosità anteriore. La faccia anteriore, con la quale termina la grande apofisi, è una superficie rivestita di cartilagine, la faccia articolare cuboidea, che serve all'unione col cuboide; è quadrilatera, leggermente convessa in senso laterale, leggermente concava in senso verticale. Il margine superiore di questa faccia è medialmente in contatto con la faccia articolare anteriore per l'astragalo ed è alquanto sporgente.

Le ossa della fila distale del tarso hanno facce dorsali e plantari rugose per l'inserzione di muscoli e legamenti; le altre facce sono rivestite da cartilagine ialina per l'articolazione con le ossa della fila prossimale, con le ossa della stessa fila e con le ossa metatarsali.

L'**osso navicolare** (o **scafoide**)**,** è un osso breve, di forma ovalare appiattita in senso anteroposteriore, situato nella parte mediale del tarso, davanti al talo e posteriormente ai tre cuneiformi. La sua faccia prossimale, o posteriore, è una superficie articolare ellittica, molto concava e regolare, rivestita da cartilagine e si articola con la testa dell'astragalo. La sua faccia distale, o anteriore, anch'essa articolare, è divisa da due creste smussate, convergenti in basso, in tre faccette articolari, triangolari, corrispondenti ai tre cuneiformi. La faccia mediale è più estesa e leggermente convessa, le altre due sono pianeggianti. Il contorno dell'osso è rugoso; nella superficie dorsale è più largo che nella plantare; alla sua estremità mediale si prolunga in una tuberosità, la tuberosità dell'osso scafoide. Lì si inserisce il tendine principale del muscolo tibiale posteriore. Al di sotto della suddetta tuberosità, nella superficie plantare, si trova un

solco diretto verso il 3° cuneiforme, per un fascio tendineo dello stesso tibiale posteriore.

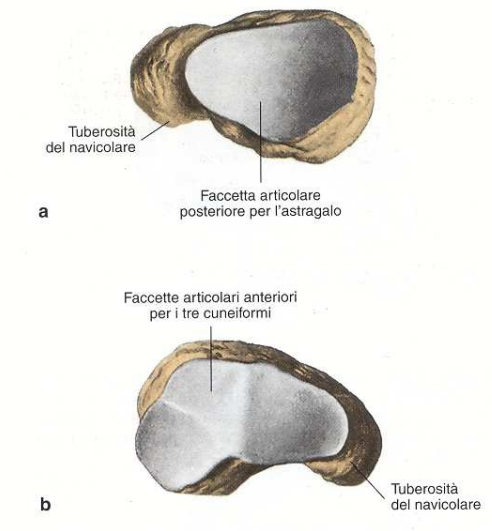

Fig. 1.5 Faccia posteriore (a) e anteriore (b) dell'osso navicolare di destra.

I **cuneiformi** sono tre ossa brevi, a forma di prisma triangolare, che si distinguono per dimensione e posizione. Sono situati prossimalmente tra il navicolare (per il quale ciascuno presenta una faccia articolare prossimale) e il metatarso corrispondente, distalmente (per il quale presentano una faccia articolare distale). Hanno tutti la forma di un cuneo con un apice, che per il secondo e il terzo cuneiforme si presentano come delle tuberosità rivolte verso la pianta del piede.

L'**osso cuboideo (cuboide)** è un osso breve, di forma pressoché cubica, posto nella parte laterale del tarso, davanti al calcagno e lateralmente ai cuneiformi; in avanti, si articola con i metatarsali. La base o faccia mediale presenta una faccetta articolare per il III cuneiforme e dietro di questa ha un'altra faccetta per l'articolazione con l'osso scafoide; nella rimanente parte è rugosa per l'inserzione di legamenti. La faccia superiore o dorsale, che scende obliquamente verso il margine laterale del piede, è rugosa e le è sovrapposto il muscolo estensore breve delle dita. La faccia inferiore o plantare si distingue per una sporgenza allungata, obliquamente diretta in avanti e medialmente, che si prende il nome di tuberosità (cresta) dell'osso cuboide. Sul versante anteriore è rivestita di cartilagine e lì scorre il tendine del muscolo lungo peroneo. Davanti alla cresta c'è un solco, che prende il nome dal suddetto tendine. La parte della

faccia plantare che sta al di dietro della cresta è rugosa e si prolunga indietro e medialmente in un tubercolo. La faccia posteriore, rivestita di cartilagine, forma un'articolazione a sella con la faccia articolare cuboidea del calcagno. La faccia anteriore presenta una superficie articolare divisa da una leggera cresta verticale in due faccette, le quali servono per l'articolazione col IV e V osso metatarsale. L'estremità (apice) del cuneo cuboideo, verso la quale convergono le facce dorsale e plantare, corrisponde al margine laterale del piede.

1.2.2 Il metatarso

Lo scheletro del metatarso è formato da cinque ossa lunghe, le *ossa metatarsali*, che vengono numerate da uno a cinque in senso lateromediale. Le ossa metatarsali presentano una *base* prossimale, un *corpo* e una *testa* distale. Le basi si articolano con le ossa della fila distale del tarso, le teste con le falangi prossimali delle dita.

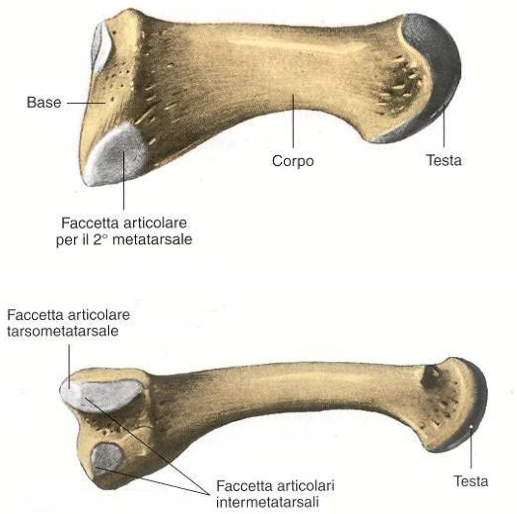

Fig. 1.6 Facce laterali del I e del II osso metatarsale di destra.

Il corpo è prismatico triangolare, con una faccia dorsale, una faccia mediale e una faccia laterale; quest'ultime due si incontrano a formare l'angolo inferiore, rivolto verso la pianta del piede. La faccia dorsale è strettissima, triangolare a base posteriore e grazie a

una leggera torsione del corpo, la faccia laterale è inclinata verso il dorso del piede e la mediale verso la pianta; l'angolo inferiore è alquanto concavo. La base delle ossa metatarsali è assai voluminosa e con essa ciascun metatarsale si articola con le corrispondenti ossa del tarso. La faccia dorsale è larga e rugosa. Le facce mediale e laterale presentano una faccetta articolare per l'unione col metatarsale vicino; per il resto sono rugose per l'attacco dei ligamenti. S'incontrano in una cresta plantare. La testa delle ossa metatarsali è compressa lateralmente e presenta distalmente una superficie articolare sferoidale, che si estende principalmente dal lato plantare, la quale serve all'articolazione con la base della I falange; essa è circoscritta, tranne il lato plantare, da un solco profondo. Da ciascun lato presenta due tubercoli sporgenti, uno dorsale e uno plantare, per l'attacco dei legamenti.

1.2.3 Le falangi

Le ***falangi*** formano lo scheletro delle dita, come per la mano, sono in numero di tre: *prossimale, media e distale* dal secondo al quinto dito, nel primo dito (o alluce) sono due: *prossimale e distale*.

Le falangi hanno lunghezza e volume decrescente in senso prossimodistale.

Sono ossa lunghe e presentano un corpo, una base e una testa; nelle falangi distali, la testa è sostituita da una lamina slargata e rugosa, la *tuberosità*, che accoglie l'unghia.

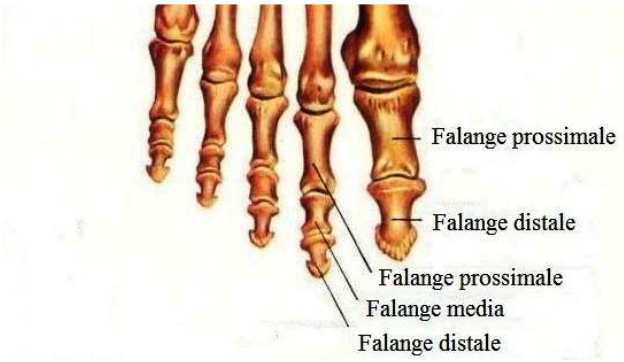

Fig. 1.7 Veduta dorsale delle falangi del piede destro.

1.2.4 Le ossa sesamoidi

Nel piede si trovano o si possono trovare, dal lato plantare, ossa sesamoidi. Sono due, mediale e laterale, sono grosse come un pisello e si trovano a livello dell'articolazione metatarso falangea dell'alluce. Sono precedute da cartilagine e si ossificano di regola tra i dodici e i quattordici anni. Possono trovarsi sesamoidi anche nelle articolazioni metatarso-falangee del II e del V dito e nell'articolazione interfalangea dell'alluce. Non sono mai presenti nelle articolazioni metatarso falangee del III e IV dito.

1.3 Struttura di supporto del piede

La volta plantare è costituita da tre archi (Fig.1.8), che mettono in relazione le tre parti fondamentali che lo costituiscono (calcagno, I e V metatarsale): l'arco anteriore, fra i punti di appoggio A e B, è il più corto e il più basso, l'arco interno, tra C e A, il più lungo e il più alto, e l'arco esterno, tra B e C di lunghezza e altezza intermedie. I suoi punti d'appoggio sono compresi nella zona di contatto con il suolo, detta impronta plantare. L'apice dell'arco plantare è nettamente spostato all'indietro e il peso del corpo è applicato sulla parte posteriore, più precisamente in un punto al centro del collo del piede.

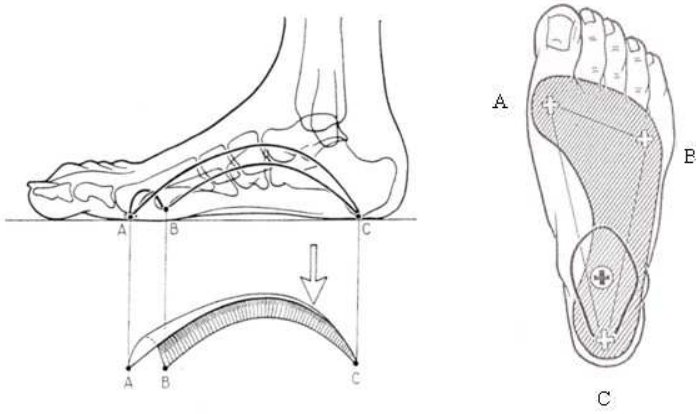

Fig. 1.8 Arco plantare: AB, arco anteriore; AC, arco interno; BC, arco esterno.

L'**arco anteriore** passa per tutte le teste dei metatarsi, dalla prima alla quinta. La testa del primo appoggia su due sesamoidi ed è a 6 mm dal suolo; la seconda testa forma la chiave di volta ed è la più elevata (9 mm); la terza e la quarta sono in posizione

intermedia (rispettivamente 8,5 mm e 7 mm); quella del quinto metatarso è a 6 mm. Questo arco presenta una concavità poco accentuata e appoggia al suolo per mezzo delle parti molli. L'arco anteriore è il punto di arrivo dei cinque raggi del metatarso: il primo forma un angolo di 18°-25°, 15° il secondo, 10° il terzo, 8° il quarto, mentre il quinto metatarso non supera i 5° (si nota quindi una diminuzione dell'angolo tra il metatarso e il suolo). La curvatura trasversale va dall'avanti all'indietro e comprende solo quattro ossa a livello dei cuneiformi e appoggia soltanto a livello del cuboide. La chiave di volta è data dal II cuneiforme, mentre il I non appoggia al suolo. Inoltre, il II cuneiforme costituisce, con il secondo metatarso, l'apice della volta.

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

L'**arco interno** comprende cinque segmenti ossei: il I metatarso, che appoggia al suolo solamente con la testa; il I cuneiforme, che è interamente sospeso; lo scafoide, che è la chiave di volta di questo arco; il calcagno, che appoggia al suolo solamente con la sua estremità posteriore. La trasmissione delle forze meccaniche dipende dalla disposizione delle travate ossee: le travate che escono dalla corticale anteriore della tibia, che percorrono l'arco di spinta posteriore, passano attraverso il corpo dell'astragalo e si espandono nel ventaglio sottotalamico verso la base posteriore dell'arcata; le travate uscite dalla corticale posteriore della tibia si orientano in basso e in avanti nel collo e nella testa dell'astragalo e attraversano lo scafoide e l'arco di spinta anteriore. Sono i legamenti e i muscoli a conservare la concavità dell'arco interno. I cinque segmenti ossei sono tenuti uniti da numerosi legamenti plantari: il tibiale posteriore, il peroneo lungo laterale, il flessore proprio dell'alluce, l'adduttore dell'alluce. Altri, invece, si inseriscono sulla convessità dell'arco: l'estensore proprio dell'alluce e il tibiale anteriore.

L'**arco esterno** è costituito da tre segmenti ossei: il V metatarso, il cuboide e il calcagno (le cui tuberosità posteriori costituiscono il punto d'appoggio posteriore dell'arcata). Questa volta prende contatto col suolo attraverso parti molli ed è poco elevata (3-5 mm). Attraverso l'astragalo avviene la trasmissione degli sforzi meccanici. L'astragalo si appoggia sul calcagno per mezzo di due sistemi trabecolari: le travate anteriori e le travate posteriori; le prime si aprono sul ventaglio subtalamico, le seconde attraversano prima l'astragalo, il cuboide, per poi arrivare al V metatarso e all'appoggio anteriore. Oltre al ventaglio subtalamico, il calcagno è costituito da due sistemi trabecolari principali: un sistema arciforme superiore e uno inferiore, il primo, concavo verso il basso, lavora in compressione, il secondo, concavo verso l'alto, lavora in allungamento. Al contrario dell'arco interno, che è reso elastico dalla mobilità dell'astragalo sul calcagno, la volta esterna, per trasmettere l'impulso motore del tricipite, è molto più rigida e questo grazie al grande legamento calcaneo-cuboideo plantare, che è robusto e i cui fasci (profondo e superficiale) impediscono lo spostamento inferiore delle articolazioni calcaneo-cuboidea e cuboido-metatarsale sotto il peso del corpo. I tensori attivi di questo arco sono costituiti da tre muscoli: il peroneo laterale breve (che impedisce la diastasi inferiore delle articolazioni), il peroneo laterale lungo (sostiene elasticamente la sua estremità anteriore), l'abduttore del V dito (forma la corda totale dell'arco esterno). Se si agisce sulla convessità dell'arco esterno, il peroneo anteriore e l'estensore comune delle dita ne diminuiscono la curvatura.

1.4 Componenti legamentose

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

il mantenimento della volta plantare. A causa della presenza di un elevato numero di segmenti ossei nel piede si contano più di sessantacinque legamenti.

Al fine di definire la funzionalità complessiva del piede la descrizione di ogni singolo legamento potrebbe risultare poco efficace, per tale ragione si procedere con un breve commento riguardo ai legamenti più importanti, suddividendoli in base alla loro locazione nelle varie articolazioni. La prima articolazione è quella *tibiotarsica.* Essa si trova fra le ossa della gamba ed il più alto osso del tarso, dove la tibia, la fibula e la troclea dell'astragalo formano una specie di mortaio. Permette soprattutto movimenti di flessione e di estensione grazie anche alla diversa larghezza della troclea rispetto al mortaio.

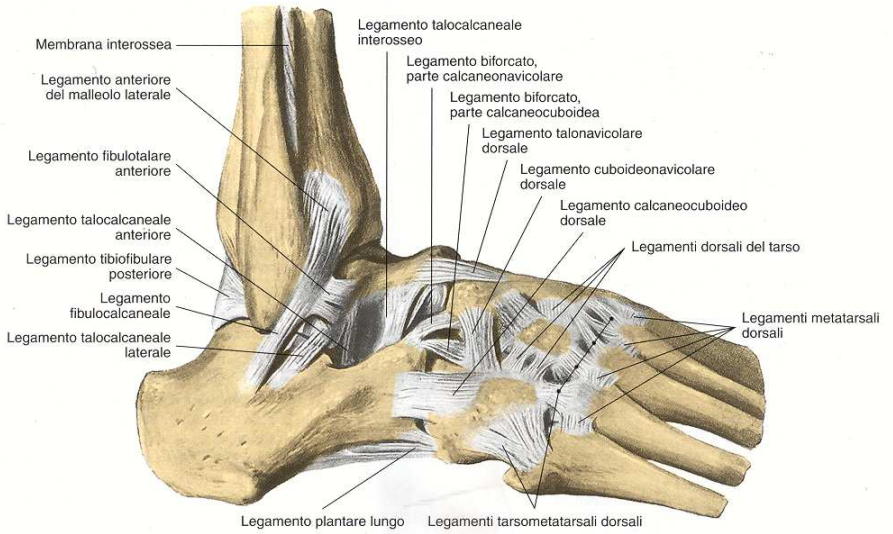

Fig. 1.9 Legamenti dell'articolazione tibiotarsica di destra visti dal lato esterno

Dato che è soggetta a grandissime sollecitazioni, la sua capsula fibrosa è rinforzata da robusti apparati legamentosi medialmente e lateralmente tra i malleoli e le ossa del tarso. Essi sono il *legamento deltoideo* ed il *legamento laterale*. Il primo si irradia dal malleolo terminando con una larga base (tipo ventaglio) sullo scafoide, astragalo e calcagno. In base all'osso di arrivo può quindi essere suddiviso in altri quattro legamenti: legamento tibio-calcaneale, legamento tibio-scafoideo, legamento tibio-astragaleo anteriore e posteriore. Il secondo, invece, è formato da tre legamenti, completamenti distinti, che dal malleolo fibulare si dirigono verso il tarso: legamento

fibulo-astragaleo anteriore, legamento fibulo-astragaleo posteriore, legamento fibulo-calcaneale.

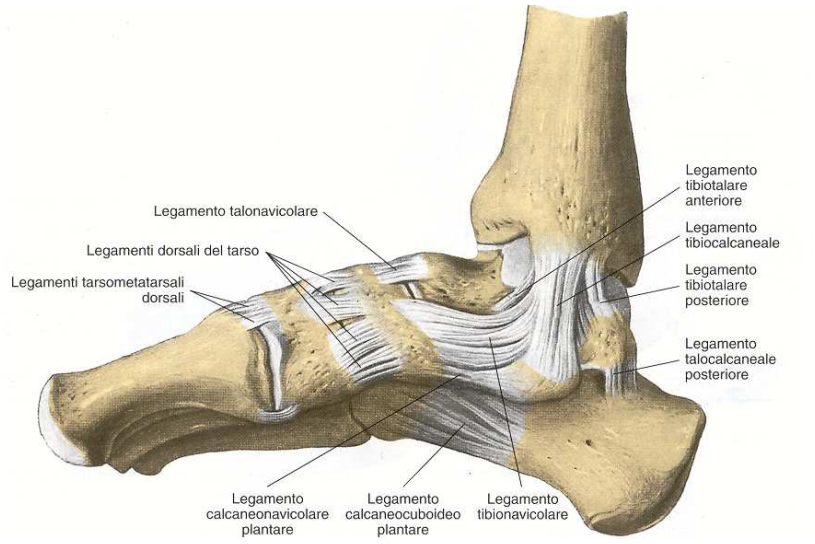

Fig. 1.10 Legamenti dell'articolazione tibiotarsica di destra visti dal lato interno.

Successivamente, nella zona intertarsica, si trovano altre cinque articolazioni di cui due molte importanti per il movimento di torsione. Esse formano una singola unità funzionale (l'articolazione inferiore) e sono: l'articolazione *astragalo-calcaneale* e l'articolazione *astragalo-calcaneo-scafoidea* che si sviluppano tra l'astragalo ed il calcagno. Entrambe queste articolazioni con i loro legamenti partecipano in maniera solidale ai movimenti di torsione, "in dentro" o "in fuori" secondo le direzioni degli scorrimenti. Uno dei legamenti più importanti è sicuramente il robusto *legamento calcaneo-scafoideo-plantare* che collega il calcagno con lo scafoide. Durante la torsione queste due ossa ruotano attorno all'astragalo e l'asse del movimento incontra un altro legamento fondamentale: *il legamento interosseo astragalo-calcaneale*, le cui lamine si avvolgono o si svolgono su loro stesse secondo la direzione del movimento. Gli altri legamenti appartenenti a queste due articolazioni (periferici, anteriori, posteriori, mediale e laterale) partecipano in minima parte al movimento di torsione ed il loro compito è soprattutto quello di rinforzare le capsule fibrose.

Sempre nella zona intertarsica, tra calcagno e cuboide, si trova l'*articolazione calcaneo-cuboidea* i cui movimenti sono complementari a quelli dell'articolazione inferiore.

Nella torsione “in dentro” il cuboide scorre dall’alto verso il basso e verso l’interno, in maniera da permettere all’apofisi del calcagno di sporgere sulla superficie dorsale del piede. Ovviamente nella torsione “in fuori” avviene il contrario. Viene poi coinvolta anche la volta del piede che tende ad incavarsi nella torsione “in dentro” e ad appianarsi nella torsione “in fuori”. L’appiattimento completo è però impedito da due robusti legamenti plantari del piede: *il legamento plantare lungo*, un largo fascio che nasce dalla faccia inferiore del calcagno e termina sulla tuberosità del cuboide; e il *legamento calcaneo-cuboideo plantare*, praticamente sotto se non addirittura fuso con il precedente e quindi molto più vicino all’osso. La capsula fibrosa di questa articolazione è poi rinforzata da altri legamenti come il *legamento biforcato* che, partendo dal calcagno, si divarica in due fasci rispettivamente verso il cuboide e lo scafoide, rappresentando uno dei principali mezzi di connessione tra le ossa della prima e seconda fila del tarso.

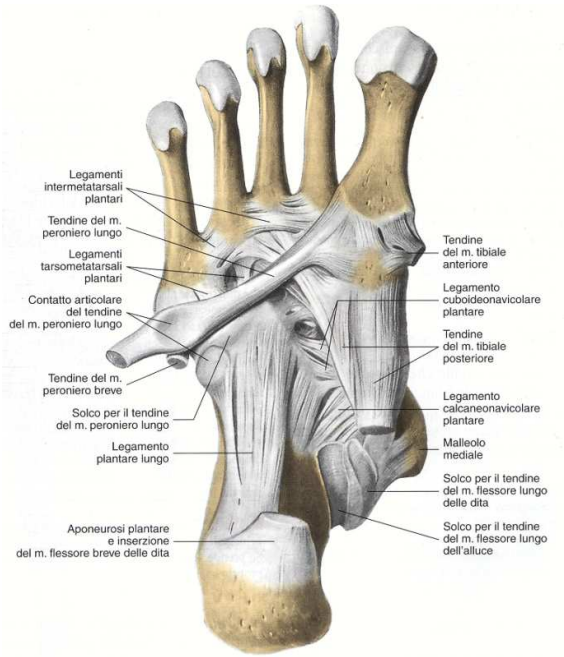

Fig. 1.11 Legamenti della pianta del piede destro.

Scendendo verso lo scafoide si trovano poi altre due articolazioni in cui lo scafoide si collega al cuboide e ai tre cuneiformi. Nella prima i legamenti servono semplicemente ad unire le due ossa (scafoide e cuboide). Nell’*articolazione scafo-cuneiforme* invece è presente una capsula fibrosa il cui compito è quello di unire i tre cuneiformi grazie

anche a dei legamenti dorsali e plantari che permettono solo semplici movimenti di scorrimento. Questi movimenti concorrono a dare al tarso la sua elasticità e a modificare la forma e la profondità della volta plantare durante la torsione esattamente come nell'articolazione calcaneo-cuboidea.

Esistono poi altre articolazioni, tarso-metatarsiche e inter-metatarsiche, che permettono limitatissimi movimenti di flessione, estensione e lateralità alle ossa ma che servono comunque a dare elasticità al piede e in piccola parte concorrono anche a modificare la forma e profondità della volta plantare. Un ruolo fondamentale è svolto dall'aponeurosi plantare, una robusta fascia fibrosa che unisce la zona plantare interna del calcagno con la base delle dita. Questo legamento gioca un ruolo molto importante nella trasmissione del peso corporeo al piede durante la deambulazione e la corsa. In particolare quando il piede si eleva sulle punte staccando il tallone dal suolo l'aponeurosi plantare subisce una distensione.

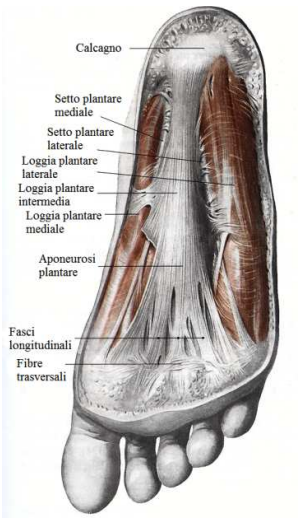

Fig. 1.12 Superficie plantare del piede destro.

Primitivamente essa rappresentava la parte terminale (tendine) del muscolo plantare funzionando quindi come flessore della pianta. A seguito dell'evoluzione l'aponeurosi si è fissata al calcagno ed il muscolo si è perciò atrofizzato. Questo poiché il piede ha acquistato una posizione ad angolo retto rispetto alla gamba e si è trasformato da organo di prensione a organo di sostegno. Nei soggetti giovani l'aponeurosi plantare presenta una continuità con il tendine d'Achille a livello del tubercolo del calcagno. Con il

passare dell'età però la connessione diminuisce sempre più riducendosi in età avanzata a poche fibre. Pur essendoci altri collegamenti tra il calcagno e rispettivamente il tendine d'Achille e l'aponeurosi plantare, la continuità tra questi due è molto importante soprattutto per il movimento di flessione delle dita del piede simultaneamente a quello della caviglia. Attualmente il ruolo principale della fascia plantare, in particolare la parte mediale, è quello di mantenere la conformazione a volta del piede e di costituire un efficace mezzo di protezione dei vasi e dei nervi.

Di fondamentale importanza per la funzionalità complessiva del piede sono delle particolari strutture non direttamente riconducibili a componenti di natura legamentosa: i *retinacoli.* Si tratta essenzialmente di rinforzi e fascicoli di origine connettivale della fascia crurale che, in corrispondenza degli estensori nella regione anteriore e distale della gamba formano il retinacolo superiore dei muscoli estensori e nella regione dorsale del tarso costituiscono il retinacolo inferiore dei muscoli estensori.

La principale funzione che svolgono è quella di ruotare la direzione di applicazione delle azioni muscolari, permettendo allo stesso tempo di mantenere guaine mucose tendinee e i tendini stessi nella loro posizione anche durante la contrazione muscolare. Oltre ai retinacoli dei muscoli estensori sono di fondamentale importanza anche quelli dei muscoli flessori, si tratta di membrane molto sottili disposte a livello sottocutaneo e ancorate a strutture ossee, che si comportano essenzialmente come "pulegge" fibrose.

1.5 Componenti muscolari e tendinee

I muscoli della gamba hanno il loro corpo carnoso nella parte prossimale ed il tendine nella parte distale, per tale motivo la gamba si presenta più voluminosa in alto piuttosto che in basso. Essi vengono anche definiti estrinseci a differenza di quelli intrinseci che si inseriscono direttamente fra le ossa proprie del piede. I muscoli estrinseci presentano inserzione sulle ossa del piede e sulla tibia e/o perone. In entrambi i casi si tratta comunque di muscoli molto ricchi di fusi neuro-muscolari e a prevalenza di fibre rosse le quali consentono al tessuto muscolare di resistere nel tempo. Questo giustifica il fatto che si contraggono lentamente (circa 60 m/sec) e non si stancano facilmente. Tale tipologia di muscoli è caratterizzata dall'attitudine all'irrigidimento, ovvero alla

coesione intersegmentale. Questa capacità, parallelamente all'azione delle strutture legamentose, permette di conferire grande stabilità alla connessione podalica. Inoltre dal momento che molti muscoli coinvolgono due o più articolazioni, si hanno notevoli vantaggi anche dal punto di vista dell'economia energetica, in quanto essi sono in grado di sviluppare grandi tensioni con modici accorciamenti Questi muscoli poliarticolari agiscono infatti stabilizzando l'articolazione prossimale e favorendo in questo modo il movimento dei segmenti ossei distali. Un ruolo fondamentale per garantire la massima funzionalità dei muscoli e dei tendini è svolto da delle particolari strutture connesse ai tendini, ovvero le guaine mucose, le quali permettono al tendine stesso di scorrere riducendo notevolmente gli attriti con altre componenti muscolari o ossee. I muscoli della gamba possono essere classificati in tre gruppi: *anteriori, laterali e posteriori.*

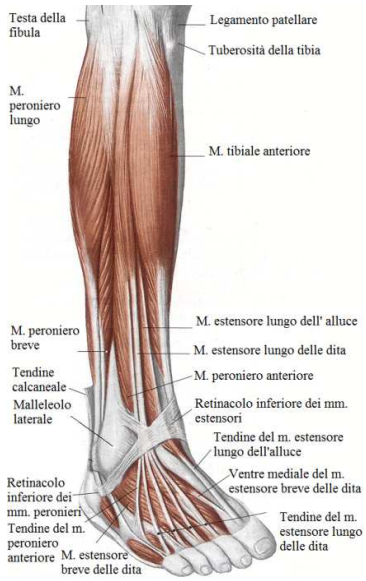

Fig. 1.13 Muscoli anteriori e laterali della gamba destra, in proiezione anterolaterale.

I muscoli del primo gruppo riempiono lo spazio che rimane fra il margine anteriore della tibia e la faccia anteriore della membrana interossea. Tutti terminano nel piede e sono innervati dal nervo peroniero profondo. Tra questi si trova il *muscolo tibiale anteriore,* posto a ridosso della faccia laterale della tibia, di forma prismatica triangolare e, con un lungo tendine, si porta al margine mediale del piede. I movimenti prodotti da questo muscolo sono quelli di flessione e di torsione in dentro (supinazione). Infatti con atto simultaneo flette dorsalmente il piede, sollevando il margine mediale e volgendo la

punta in dentro. Quando poi il piede tende a ruotare esternamente il tendine protegge l'astragalo dallo spostamento in basso ed in dentro.

Il muscolo estensore lungo delle dita è un robusto muscolo appiattito posto tra i muscoli tibiale anteriore ed estensore lungo dell'alluce; unisce tibia e fibula alle ultime quattro dita del piede. Esso estende la prima falange delle ultime quattro dita sulle ossa metatarsali. Flette il piede sulla gamba e ne solleva lievemente il margine laterale, volgendone la punta in fuori. Quindi, mentre concorre col tibiale anteriore alla flessione del piede, gli è antagonista rispetto ai movimenti di torsione.

Il *muscolo peroniero anteriore* è il più laterale dei muscoli anteriori e occupa la metà inferiore della gamba che unisce al quinto osso metatarsale. Esso concorre agli stessi movimenti ed azioni dell*'estensore lungo delle dita.*

Il *muscolo estensore lungo dell'alluce* è un muscolo allungato , appiattito in senso laterale, situato profondamente tra il tibiale anteriore e l'estensore lungo delle dita. Questo muscolo estende l'alluce, flette il piede sulla gamba e concorre, col muscolo tibiale anteriore, al movimento di torsione in dentro del piede.

I muscoli del gruppo laterale nascono invece dalla fibula e terminano nel piede, ricoprendo la prima fino alla sua estremità distale. Sono innervati dal nervo peroniero superficiale. Essi sono: il m*uscolo peroniero lungo e il muscolo peroniero breve.* Entrambi sono muscoli lunghi ed appiattiti, che partono dalla fibula e terminano rispettivamente sul primo e sul quinto osso metatarsale. Essi abducono il piede e ne sollevano il margine laterale (movimento di torsione in fuori). Per il fatto che il tendine del peroniero breve decorre al di dietro del malleolo fibulare, i due muscoli peronieri, servendosi di questo quale puleggia di riflessione, realizzano l'estensione dorsale, nonché l'abduzione e la pronazione del piede. Pertanto essi concorrono all'estensione del piede con i muscoli posteriori della gamba ma ne sono antagonisti in tutti gli altri movimenti.

Fig. 1.14 Strato superficiale dei muscoli posteriori della gamba destra.

I muscoli della regione posteriore della gamba sono disposti in due strati sovrapposti e sono tutti innervati dal nervo tibiale. Il primo strato (che ricopre quasi completamente lo strato profondo) determina la sporgenza del polpaccio ed è formato dal *tricipite della sura* e dal *muscolo plantare*: un muscolo rudimentale posto fra il gastrocnemio ed il soleo che parte dal femore per arrivare fino al calcagno. Esso è soggetto a molteplici variazioni e molto spesso non è nemmeno presente. Concorre in minima parte all'azione del gastrocnemio, tende la capsula articolare del ginocchio ed evita che pieghe della sinoviale vengano compresse nel movimento dei capi ossei. Il muscolo tricipite della sura è invece un muscolo robusto , lungo , appiattito, molto largo e grosso che si estende dal femore, dalla tibia e dalla fibula fino al calcagno. Esso è formato da un muscolo posteriore a due capi, il *gastrocnemio* e da un muscolo anteriore, il *soleo*: essi sono separati all'origine ma si uniscono alla fine in un tendine terminale comune, il tendine calcaneale o d'Achille. Il muscolo gastrocnemio è un grosso muscolo a due capi, laterale e mediale, posto superficialmente nella faccia posteriore della gamba che va dal femore al calcagno. Ad esso il polpaccio deve particolarmente il suo volume e la sua forma. Il principale movimento determinato dalla contrazione di questo muscolo è l'estensione del piede sulla gamba (usato nel camminare , saltare ecc.). Da sottolineare

però come la sua contrazione possa avvenire solo se la gamba è in estensione sulla coscia. Determina poi anche la torsione in dentro del piede (azione supinatoria).

Il muscolo soleo è invece un grosso muscolo appiattito, affusolato, posto davanti al gastrocnemio che va dalla gamba al calcagno. È quasi completamente coperto dal gastrocnemio, soltanto lungo i margini è libero da questo rapporto e diviene sottofasciale. Nello spazio fra questi due muscoli scorre poi il tendine del plantare. Essendo legato al gastrocnemio i loro movimenti sono molto simili, a differenza di questo però il soleo, non risalendo fino al femore, può agire anche se la gamba è in flessione sulla coscia. Spetta quindi al soleo un'azione iniziale di estensione dorsale e di supinazione , continuata poi dai gemelli, per una normale deambulazione .La posizione terminale del piede durante il cammino è poi ottenuta grazie ad una componente pronatoria formata da altri muscoli.

Il tendine d'Achille è il tendine comune del tricipite della sura. Prende origine dalla riunione del tendine del gastrocnemio e di quello del soleo, un po' al di sotto della parte media della gamba. È straordinariamente robusto, risultando il più voluminoso del corpo umano. Dapprima largo si restringe per poi re ingrossarsi, misurando dove nel punto più stretto 5-6 mm. Arrivato dietro il calcagno si allarga alquanto e termina fissandosi sulla metà inferiore della faccia posteriore di questo osso. Il rilievo formato dal tendine calcaneale è visibile attraverso la pelle ed un solco verticale lo separa da ciascun malleolo. Un intervallo ripieno di adipe rimane fra il tendine ed i muscoli del piano profondo.

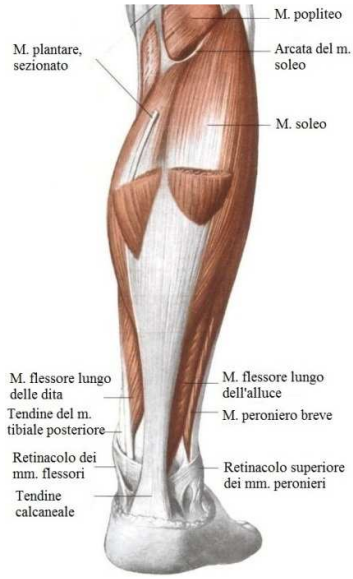

Fig. 1.15 Strato profondo dei muscoli posteriori della gamba destra.

Lo *strato profondo* dei muscoli posteriori è invece formato da quattro muscoli direttamente applicati contro le ossa della gamba. Il *muscolo popliteo* è un muscolo triangolare, appiattito, situato profondamente nella parte posteriore del ginocchio. Nasce con un tendine robusto e curvilineo in una fossetta sotto al femore , la sua faccia anteriore è applicata sull'articolazione del ginocchio e sulla tibia, dove termina. Esso flette la gamba e la ruota in dentro qualunque sia il suo punto fisso.

Il *muscolo flessore lungo delle dita* è un muscolo allungato, appiattito che ha origine sulla tibia, esattamente al di sotto del soleo. Le sue fibre si dirigono in basso per terminare attorno ad un lungo tendine che, decorrendo dietro il malleolo e sul calcagno, termina sulla pianta del piede dove si divide in quattro tendini secondari che divergono verso le quattro dita del piede. Esso flette fortemente la terza falange sulla seconda e quest'ultima sulla prima. Al massimo della sua contrazione flette leggermente le prime falangi sulle ossa metatarsali. Imprime alle dita una torsione sul loro asse ed è pure estensore dorsale, adduttore e supinatore del piede. Infine partecipa al mantenimento in alto della volta plantare e a sollevare il corpo sopra le dita.

Il *muscolo tibiale posteriore* è un muscolo allungato, appiattito, che nasce dietro la membrana interossea fra la tibia e la fibula. Le sue fibre si raccolgono su di una lamina

tendinea che si trasforma al di sopra del malleolo in un tendine cilindrico. Quest'ultimo, dopo aver preso rapporto con tibia, malleolo ed astragalo, raggiunge la pianta del piede, inserendosi principalmente sul tubercolo dello scafoide ed inviando fasci fibrosi verso i tre cuneiformi. Esso estende in minima parte il piede sulla gamba, lo porta in adduzione e soprattutto lo fa ruotare in dentro (torsione in dentro o supinazione). Quest'ultimo movimento è infatti il più ampio. Insieme al peroniero lungo trae medialmente la volta plantare, impedendo l'appiattimento del piede sotto il peso del corpo.

Il *muscolo flessore lungo dell'alluce* è un muscolo allungato, cilindrico che prende origine sulla faccia posteriore e sul margine inferiore della fibula. Le sue fibre convergono attorno ad un tendine che occupa quasi tutta l'altezza del muscolo e che, dopo aver scavato nell'astragalo e nel calcagno, giunge sulla pianta del piede terminando il suo percorso alla base della seconda falange dell'alluce. Esso flette fortemente la seconda falange dell'alluce sulla prima e debolmente la prima sull'osso metatarsale. Concorre al movimento di flessione del secondo dito ed è pure estensore dorsale, adduttore e supinatore del piede. È il muscolo che nella marcia disimpegna il piede dal terreno e in caso di difetti produce il cosiddetto "piede piatto".

Oltre ai muscoli provenienti dalla gamba, il piede è provvisto di muscoli propri che servono per i movimenti delle falangi. Ovviamente esiste una profonda differenza con i muscoli della mano a causa delle diverse funzioni che devono svolgere. Con l'evoluzione infatti , mentre la mano è diventata essenzialmente un organo di pressione, il piede si è sviluppato come organo di sostegno e locomozione. Questi muscoli sono: il *muscolo estensore breve delle dita*, che si trova sul dorso del piede e ha principalmente la funzione di estendere e inclinare le falangi, soprattutto la prima. I *muscoli della pianta del piede* che svolgono la funzione di adduttori, flessori ed estensori delle falangi.

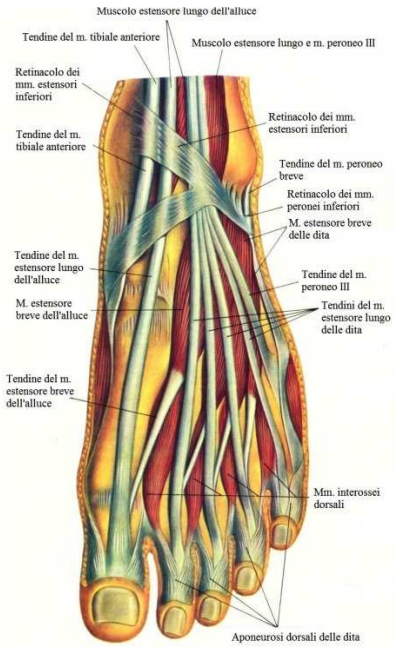

Fig.1.16 Muscoli del dorso del piede.

1.6 Componenti di tessuto adiposo

Nella regione dorsale del piede il tessuto sottocutaneo è rappresentato da uno strato di tessuto connettivo lasso a struttura lamellare, debolmente unito alla cute. Nelle donne e nei bambini può contenere più o meno adipe, mentre nell'uomo ce n'è di meno. Inoltre il tessuto sottocutaneo prende i caratteri di quello plantare quando si avvicina ai margini del piede. Medialmente vi è un passaggio graduale, al contrario nella parte laterale il passaggio risulta repentino. La regione plantare o pianta del piede comprende l'insieme delle parti molli che si dispongono nella faccia inferiore del piede. La regione plantare ha la forma di un quadrilatero allungato nel senso distale prossimale, allargandosi man mano che si avvicina alle dita. Questa superficie non è tutta piana, ma sul suo margine mediale presenta una depressione, in corrispondenza alla quale il piede non riposa sul suolo. Questa depressione, chiamata volta plantare, è dovuta alla disposizione architettonica del piede. In questo tessuto connettivo si trovano tre borse sinoviali costanti che hanno sede in corrispondenza ai punti di appoggio. Sono la borsa sotto la tuberosità distale del calcagno, la borsa sotto il primo metatarso e quella sotto il quinto metatarso. Questo tessuto svolge l'importante funzione di proteggere le strutture interne

del piede e di attenuare l'ampiezza dell'onda d'urto che si genera nel gait cycle. La cute è liscia e fine nei punti che corrispondono alla volta plantare e che non sono compressi durante la deambulazione e la stazione verticale. Nei punti che servono di appoggio è dura e cornea e, talvolta, si formano delle vere e proprie callosità.

CAPITOLO 2

Caratterizzazione di differenti conformazioni del piede

2.1 Introduzione

Gli archi plantari hanno la funzione di trasformare le spinte verticali in spinte laterali allo scopo di migliorare la distribuzione del peso corporeo sull'esigua superficie del piede, sia in posizione eretta che durante la deambulazione. In particolare, l'arco interno è deputato a sostenere l'intero peso corporeo. Ogni arco plantare ha dei cunei, costituiti dalle ossa del tarso e del metatarso, e una chiave di volta, la più apicale delle ossa che compongono l'arco e che è caratterizzata dall'inserzione di un muscolo della gamba che la sorregge e impedisce all'arco di crollare. Come in architettura, l'arco è in grado di sostenere grandi carichi verticali purché le basi siano stabili, in caso contrario l'arco cede. L'azione dei muscoli è quindi mirata a sostenere la chiave di volta degli archi plantari. Tra l'altro, non essendo l'arco plantare costituito da un unico osso, cosa che lo renderebbe rigido e inadeguato a sostenere le sollecitazioni dinamiche, la tensione muscolo-legamentosa diventa fondamentale: essa stabilizza dinamicamente la volta plantare.

Un abbassamento o un innalzamento degli archi plantari longitudinali dà origine a conformazioni del piede di interesse patologico, rispettivamente il piede piatto e il piede cavo. Di seguito si andranno a valutare queste due particolari conformazioni del piede, spesso riscontrate nel gruppo di soggetti considerato durante l'attività di stage, unitamente ai vari movimenti del piede, ponendo particolare attenzione al movimento di pronazione.

Nel capitolo verrà fornita anche una descrizione del gruppo di soggetti sottoposto ai test durante il periodo di stage.

2.2 Il piede piatto

Per *piede piatto* (o *pes planus*) si intende quell'anomalia del piede in cui ne risultano alterati i rapporti anatomici, caratterizzata dalla riduzione dell'arco plantare e dal conseguente aumento della superficie d'appoggio della pianta del piede.

La curvatura dell'arco interno è sostenuta dalla fascia plantare e dai legamenti plantari, con il supporto dinamico dei tendini del tibiale posteriore e del peroneo lungo, che per la loro funzione vengono detti appunto *muscoli cavizzanti* del piede.

L'appiattimento di questo arco può essere dovuto al cedimento di una o più delle strutture citate e determina un'anomalia nella distribuzione del peso, con conseguente alterazione dei rapporti tra le varie componenti ossee e lo sviluppo di fenomeni degenerativi e dolorosi.

La diagnosi di piede piatto è facilitata dallo studio dell'impronta plantare, infatti, confrontandola con un'impronta normale, si assiste ad una riduzione dell'incavo, ovvero della concavità corrispondente all'arco interno:

Fig. 2.1 Immagini dell'impronta plantare ottenute con il podoscopio di un soggetto sano (sinistra) e di un soggetto con piede piatto (destra).

2.2.1 Il piede piatto nel bambino

Normalmente la volta plantare è caratterizzata dalla forma e dal reciproco incastro delle ossa del piede, dalla maturità del tessuto connettivo costituente capsule e legamenti, e dal perfetto funzionamento dei muscoli cavizzanti.

Quando il bambino inizia a camminare, l'immaturità del tessuto connettivo e lo scarso sviluppo dei muscoli permettono un'ampia escursione dei movimenti ammortizzanti del piede, con l'appiattimento della volta ad ogni passo. Questo fenomeno iniziale non è un fenomeno di insufficienza ma un importante elemento di apprendimento.
La volta che si appiattisce permette infatti di toccare o di sfiorare il suolo ad una serie di elementi riflessogeni posti nella pianta del piede, i quali inviano informazioni propriocettive ai centri nervosi che a loro volta azionano per via riflessa spinale i muscoli deputati alla creazione e al mantenimento della volta informandoli della quantità e della forma che ad essa devono conferire.
Quando per cause ancora non perfettamente note si verifica un rallentamento o un inceppamento di questi meccanismi, per cui la volta plantare tarda ad assumere la sua forma e dimensione normale o non si forma affatto, ci si trova allora di fronte ad un piede piatto.

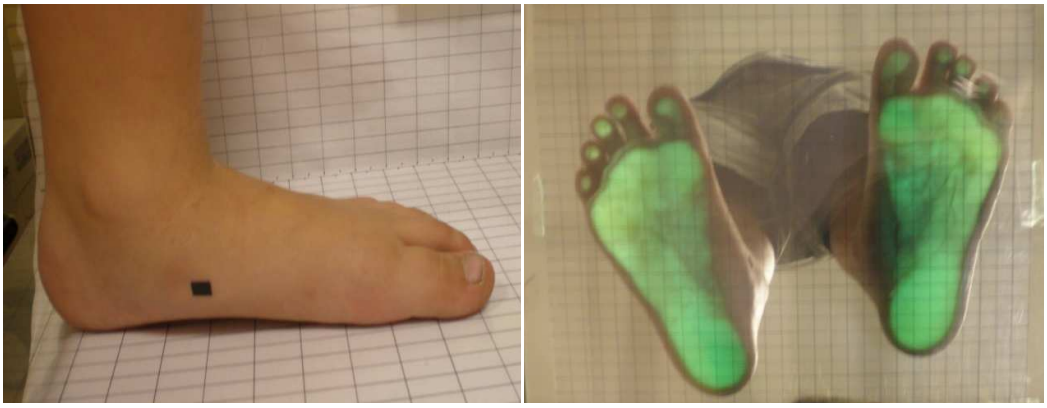

Fig. 2.2 Piede piatto nel bambino. Immagini del piede visto dal piano sagittale e dell'impronta plantare ottenuta con il podoscopio.

Solitamente si definisce patologico un piede piatto che persiste dopo il compimento del terzo anno d'età.

2.2.2 Il piede piatto nell'adulto

Dal punto di vista eziologico il piede piatto nell'adulto può essere congenito o acquisito.
Le *forme congenite* possono essere causate da:

- astragalo verticale;
- brevità del tendine d'Achille;
- sinostosi astragalo-calcaneale, ovvero un'anomalia malformativa rappresentata da una saldatura, ossea o fibrosa, fra astragalo e calcagno, normalmente mobili fra loro, con una conseguente rigidità articolare;
- ipoplasia, ovvero uno sviluppo incompleto o ridotto, del *sustentaculum tali*, la robusta prominenza su cui poggia la porzione mediale dell'astragalo.

La caduta della volta plantare ha come diretta conseguenza la distribuzione anomala delle forze di carico sulle ossa e sui tendini, con sovraccarico di tutta la zona interna del piede, il cosiddetto piede astragalico, deputato alla funzione ammortizzante del piede.
Il perpetuarsi di tale condizione determina a lungo andare la degenerazione di tali strutture, in particolare del tendine del muscolo tibiale posteriore responsabile del sostegno della volta e dell'articolazione astragalo-scafoidea.

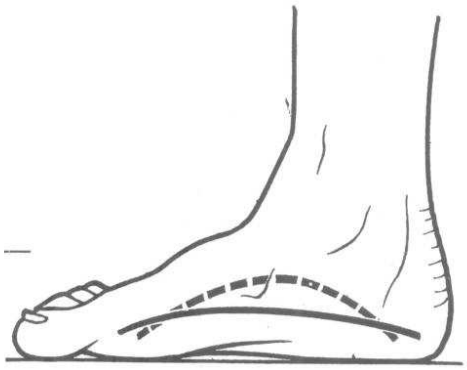

Fig.2.3 Abbassamento dell'arco interno.

Le forme acquisite invece possono essere dovute a:

- iperlassità legamentosa;
- miopatie (distrofia muscolare);
- malattie del sistema nervoso centrale (poliomelite, paralisi spastiche);
- scafoide accessorio con insufficienza del tibiale posteriore;
- malattie infiammatorie (artrite cronica giovanile);
- contratture dei peronieri.

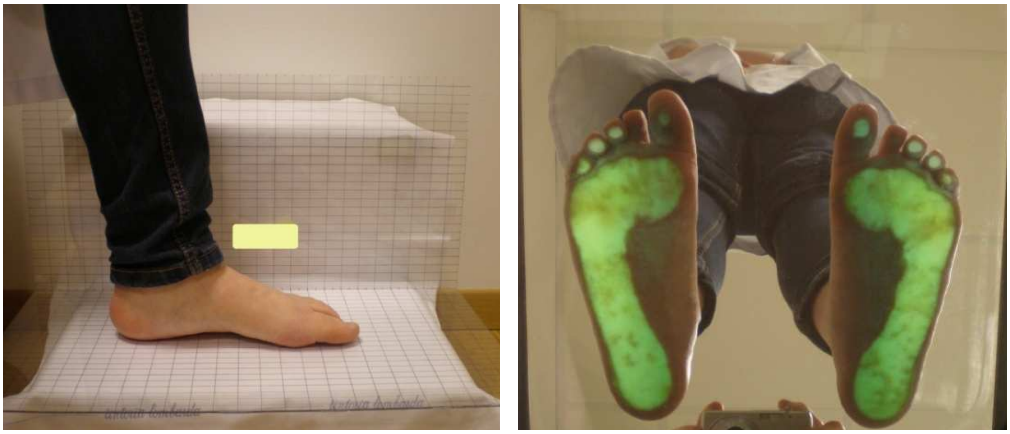

Fig. 2.4 Piede piatto nell'adulto. Immagini del piede visto dal piano sagittale e dell'impronta plantare ottenuta con il podoscopio.

2.2.3 Gradi di piattismo

Come già accennato, il piattismo della volta plantare si evidenzia bene con il podoscopio. In base al rapporto tra la larghezza dell'istmo del piede e la larghezza della parte anteriore della pianta (tallone anteriore), i piedi vengono classificati in tre gradi, considerando normale un piede in cui la larghezza dell'istmo (incavo) è circa 1/3 della larghezza del tallone anteriore:

- *piede piatto grado I*: l'istmo è superiore alla norma;
- *piede piatto grado II*: la volta plantare è completamente scomparsa;
- *piede piatto grado III*: l'ampiezza dell'appoggio è maggiore nella parte centrale rispetto alle parti anteriore e posteriore.

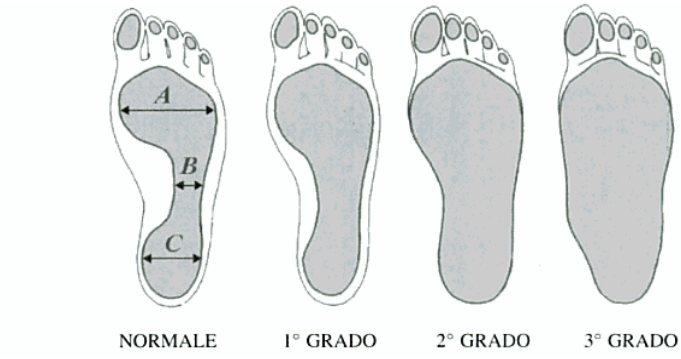

Fig. 2.5 Classificazione del piattismo in base all'impronta plantare.

2.3 Il piede cavo

Un altro importante difetto del piede è il *piede cavo (*o *pes cavus),* cioè un piede nel quale esiste un'esagerata accentuazione della volta plantare. Verrebbe quindi da supporre che il piede cavo sia l'opposto del piede piatto ma in realtà questo non è perché generalmente il piede piatto coesiste o è addirittura la conseguenza di un retropiede valgo, mentre di norma nel piede cavo non vi sono deviazioni di posizione del calcagno nel piano frontale.

Il piede con un arco abnormemente alto presenta spesso delle limitazioni dell'articolarità, una rigidità maggiore e una scarsa capacità di assorbire gli shock, a causa della diminuzione o limitazione della pronazione.

Anche la diagnosi del piede cavo è facilitata dallo studio dell'impronta plantare: infatti in rapporto ad un'impronta normale il piede cavo si caratterizza per un approfondimento, o addirittura per la scomparsa, dell'incavo.

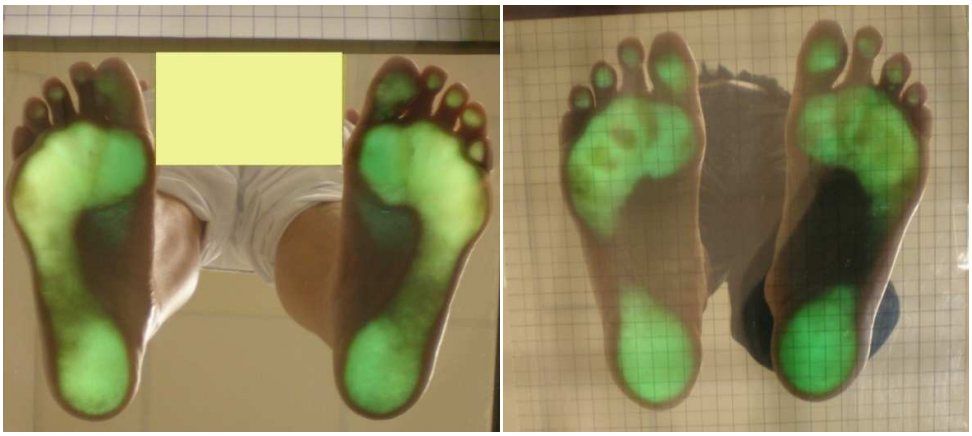

Fig. 2.6 Immagini dell'impronta plantare ottenute con il podoscopio di un soggetto sano (sinistra) e di un soggetto con piede cavo (destra).

Al piede cavo si associa un sovraccarico funzionale del calcagno e dell'avampiede; questo si manifesta con la comparsa di metatarsalgia e ipercheratosi cutanea plantare (ispessimento dell'epidermide), fino a vere e proprie callosità in corrispondenza delle teste metatarsali.

Le cause del piede cavo presente alla nascita non sono ancora conosciute e pertanto si parla di *cavismo idiopatico.*

Le forme acquisite sono invece secondarie a diversi fattori tra cui:

- spina bifida occulta, ovvero un difetto neonatale dovuto alla chiusura incompleta di una o più vertebre, causate dalla malformazione del midollo spinale;
- paralisi flaccide e spastiche;
- esiti di piede torto congenito;
- malattie infiammatorie croniche;
- esiti di trauma.

2.4 I movimenti del piede

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

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

Mentre il movimento di flesso-estensione è conferito alla caviglia, gli altri due gradi di libertà del piede sono da attribuire, anche se in rapporti differenti, alle articolazioni *astragalo-calcaneale*, *medio-tarsica*, *tarso-metatarsica* e *scafo-cuboidea*.

La posizione di riferimento per la *flesso-estensione* del piede si realizza quando il piano plantare è perpendicolare all'asse longitudinale della gamba. Partendo da questa posizione, la flessione del piede (che come si è detto può essere attribuita alla caviglia), 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 flesso-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° a 30°, mentre in estensione la sua ampiezza varia da 30 a 50 gradi.

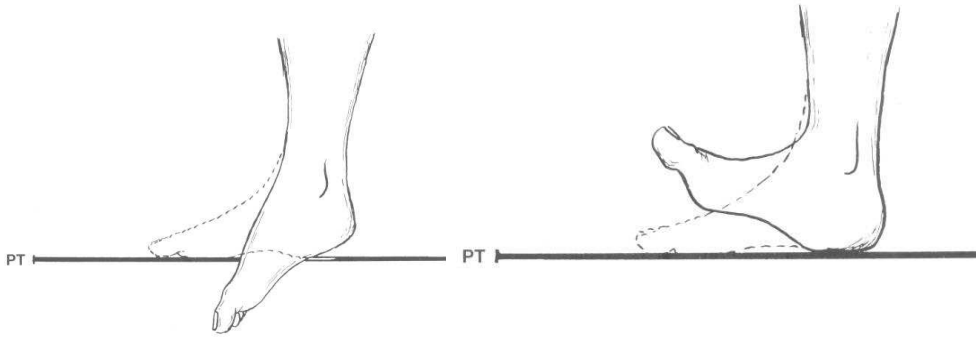

Fig. 2.7 Movimenti di estensione (sinistra) e flessione (destra).

La posizione di riferimento per i movimenti di *abduzione- adduzione* è con il piede sul piano orizzontale; in queste condizioni si ha un movimento di abduzione quando la punta del piede si porta in dentro, verso il piano di simmetria del corpo, mentre si ha un movimento di adduzione quando la punta del piede gira all'esterno e sì allontana dal piano di simmetria. L'ampiezza dei movimenti di adduzione-abduzione eseguiti unicamente nel piede varia dai 35° ai 45°. 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°.

Fig. 2.8 Movimenti di adduzione (sinistra) e abduzione (destra).

La posizione di riferimento per i movimenti di *rotazione interna-esterna* è quella definita per il movimento di flesso-estensione. La rotazione interna è il movimento che orienta la pianta del piede verso l'interno, questo movimento viene indicato come *supinazione*. L'ampiezza di questo movimento è di circa 50°. La rotazione esterna è il movimento che orienta la pianta del piede verso l'esterno, viene indicato come movimento di *pronazione*. L'ampiezza di questo movimento è circa la metà di quello di supinazione e varia dai 20° ai 25°.

Fig. 2.9 Movimenti di supinazione (a) e pronazione (b).

2.4.1 La pronazione

Tra i soggetti studiati il 18% presenta disturbi causati dalla pronazione. Il piede pronato determina infatti un aumento dell'attività muscolare del tibiale anteriore, posteriore, peronei e soleo per rendere più stabile il piede.

Il disturbo correlato ad un'eccessiva pronazione è spesso collegato al piattismo del piede. Spesso infatti nel bambino affetto da piede piatto l'immaturità e la lassità dei legamenti fanno sì che l'astragalo, normalmente posto sopra al calcagno, scivoli verso il basso, in avanti e internamente, trascinando con sé tutte le ossa ad esso connesse anteriormente, costringendo il calcagno a ruotare, ottenendo proprio una posizione di pronazione.

Anche nell'adulto si verifica frequentemente un appiattimento della volta plantare dovuto ad un'eccessiva pronazione. La conseguenza clinica della pronazione è la classica forma del tallone che risulta deviato verso l'interno, con l'asse della gamba a

livello del malleolo tibiale debordante internamente fuori dalla zona di appoggio del piede.

Fig. 2.10 Deviazione del tallone verso l'interno.

La pronazione del retropiede ha ripercussioni anche sull'avampiede. La caduta dell'astragalo schiaccia infatti la testa del primo metatarso contro il pavimento, facendolo sollevare per reazione con il suolo, provocando una deformazione in extrarotazione di tutto l'avampiede.

La pronazione del retropiede e la successiva supinazione dell'avampiede provocano un movimento elicoidale nel piede con la scomparsa della volta e la caratteristica caduta dell'arco longitudinale interno.

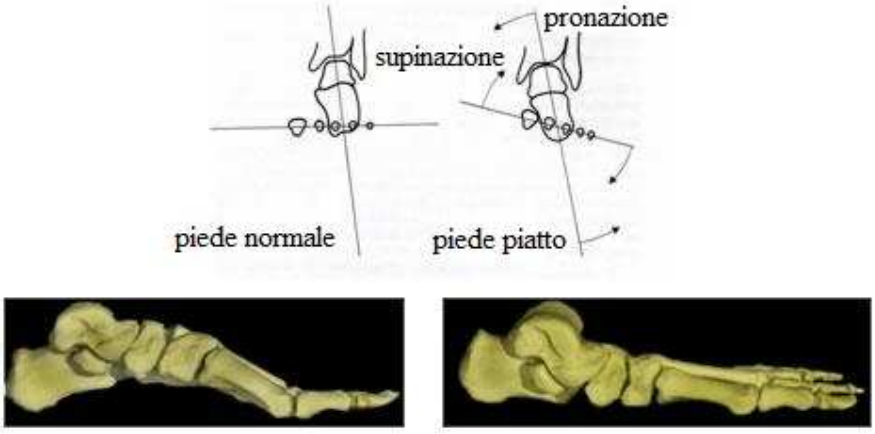

Fig. 2.11 Confronto dell'arco longitudinale interno in un piede normale e in un piede piatto.

2.5 Descrizione del gruppo di soggetti sottoposto ai test

Il gruppo di pazienti sottoposto ai test è composto da 57 soggetti, di cui 22 maschi e 35 femmine. Tali pazienti, una volta terminata la visita specialistica, si sono prestati ad effettuare la prova su indicazione del medico.

Molti dei pazienti considerati, oltre ad avere una particolare conformazione del piede, presentano altri disturbi dovuti a patologie specifiche o a posizioni del piede scorrette. Pertanto risulta alquanto complicato riuscire a classificare univocamente tutti i soggetti.

Le conformazioni del piede maggiormente riscontrate nelle prove sperimentali sono quelle sopra descritte, ovvero il piede piatto, riscontrato nel 35% dei pazienti, e il piede cavo, riscontrato nel 7% dei pazienti.

Si riportano le classificazioni dei soggetti in base all'età e al peso:

età (anni)	0-9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	totale
maschi	6	8	2	2	1	2	1	/	22
femmine	1	5	6	1	6	4	8	4	35
totale	7	13	8	3	7	6	9	4	57

Tab. 2.1 Classificazione dei soggetti in base all'età.

peso (kg)	11-20	21-30	31-40	41-50	51-60	61-70	71-80	81-90	91-100	101-110	tot
maschi	1	5	2	2	1	4	2	2	2	1	22
femmine	1	/	/	5	14	8	3	3	1	/	35
totale	2	5	2	7	15	12	5	5	3	1	57

Tab. 2.2 Classificazione dei soggetti in base al peso.

I soggetti considerati hanno un'età media pari a 35,6 anni (SD 22,6 anni) e un peso medio di 59,5 Kg (SD 20,3 Kg).

CAPITOLO 3

Descrizione della strumentazione utilizzata e delle prove sperimentali eseguite

3.1 Introduzione

Lo studio delle distribuzioni pressorie plantari ha richiesto la collaborazione con l'Unità Operativa di Biomeccanica dell'Ospedale dell'Angelo di Mestre.

L'U.O. fornisce una valutazione clinico-strumentale dell'apparato locomotore con riguardo all'analisi del movimento, del passo e della capacità articolare sotto sforzo, utile nella valutazione e quantificazione di deficit muscolo scheletrici e patologie articolari, esiti di interventi, esiti di incidenti e traumi, e nella valutazione biomeccanica strumentale del gesto lavorativo. In particolare vengono effettuate l'*analisi dinamometrica isocinetica* alla colonna lombare, alle articolazioni dell'arto superiore come spalla, gomito, polso ed inferiore come anca, ginocchio, caviglia; l'*analisi cinematica del passo* e degli appoggi plantari mediante baropodometria in statica e dinamica; l'*analisi del movimento* mediante elettrogoniometria da applicare all'articolazione di interesse.

Il lavoro di tesi ha avuto come oggetto l'analisi cinematica del passo. Per fare ciò sono stati utilizzati degli strumenti messi a disposizione dall'U.O. ed è stata accuratamente definita una procedura per la raccolta dei dati d'interesse.

Di seguito sono descritti la strumentazione adoperata durante lo stage e la procedura adottata per ogni paziente.

3.2 Strumentazione utilizzata

Durante l'attività di stage sono stati utilizzati in particolare tre strumenti: il Foot Analysis System (FAS) ACP, costituito principalmente da una pedana baropodometrica, il podoscopio e una videocamera per la registrazione del gesto motorio.

3.2.1 Foot Analysis System ACP

Il FAS (Foot Analysis System) ACP, o più semplicemente ACP, è un dispositivo medico attivo, non invasivo, che integra gli strumenti di analisi scientifica più complessi utilizzati nella prevenzione e cura dei difetti biomeccanici del piede. Tale apparato elettromedicale (prodotto dalla BAT Buratto Advanced Technology S.r.l. di Treviso) è costituito da una pedana baropodometrica ACP LIGHT e da un programma di gestione.
L'uso di un sistema a pedana per la rilevazione delle pressioni è indispensabile per valutare in modo oggettivo i seguenti parametri:

- distribuzione esatta dei carichi in condizioni di appoggio ortostatico;
- stabilità del paziente in condizioni statiche;
- trasferimento dinamico del carico durante la fase dinamica del passo;
- picchi di pressione e tempi di contatto al suolo;
- individuazione di zone a rischio del piede;
- confronto sul risultato di terapie adottate nel tempo;
- ausilio nella costruzione di un'ortesi specifica.

L'ACP consente allo specialista di individuare i difetti biomeccanici del piede, in fase statica e durante la deambulazione, sia per la prevenzione che per la cura. Inoltre rappresenta un valido strumento per consentire allo specialista di costruire ortesi adatte e controllare effetti di plantari o di calzature ortopediche.
La pedana baropodometrica permette l'acquisizione dei dati. Tale pedana è dotata di pressocettori, protetti da uno strato di gomma, del tipo Force Sensing Resistance o piezoresistivi. La piezoresistività è la caratteristica che hanno tutti i materiali di variare la propria resistenza elettrica, se sottoposti all'azione di una forza esterna. Questi trasduttori di pressione permettono di effettuare misurazioni statiche e dinamiche, a

differenza dei sensori piezoelettrici che sono adatti soltanto a misurazioni dinamiche di pressione perché i cristalli di cui sono costituiti, se sollecitati da una forza esterna costante, non generano spostamenti di cariche e, quindi, non restituiscono alcun segnale. Esercitando una pressione quindi, il materiale semiconduttivo di cui sono composti i sensori varia la resistenza ai capi degli elettrodi. Collegando alla pedana un sistema di misura in grado di leggere le variazioni di resistenza, si può risalire all'entità della deformazione, e di conseguenza all'entità della pressione che le ha causate.

Il numero di sensori stimolati ad ogni movimento permette di calcolare anche la superficie di appoggio; si ottiene così una misura di forza dal rapporto tra pressione e superficie.

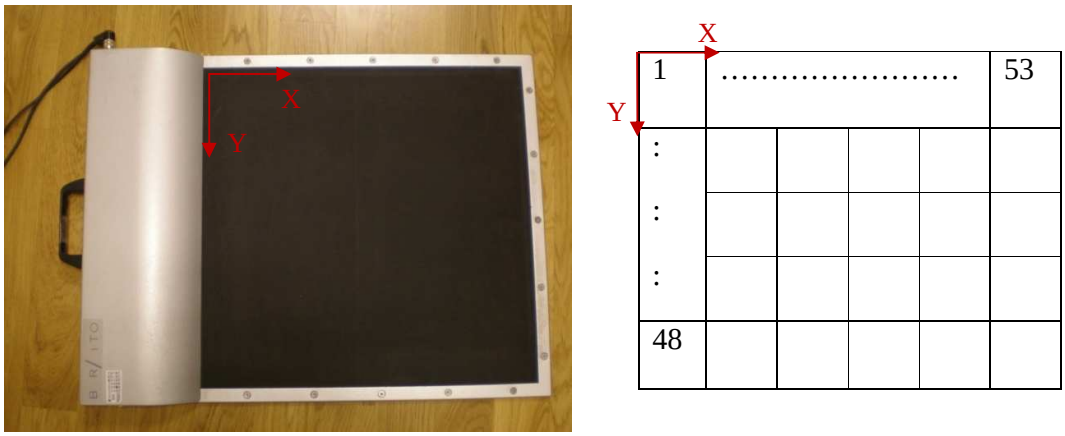

Fig. 3.1 Immagine della pedana baropodometrica con accanto la distribuzione dei sensori.

Le caratteristiche tecniche dello strumento vengono riportate nella tabella:

Numero sensori	2544
Area zona attiva	47,5x43 (cm)
Peso della pedana	8.5 Kg
Pressione massima	5 Kg/cm^2
Pressione minima	150g/cm^2
Risoluzione	150 g/cm^2
Grado di precisione	20%

L'acquisizione dei dati varia a seconda del tipo di esame da effettuarsi (il paziente è fermo sulla pedana oppure esegue un passo) ed è totalmente automatica.
Le informazioni acquisite vengono trasmesse al PC collegato alla pedana che consente di visualizzare, valutare, quantificare e registrare la distribuzione delle reazioni di appoggio della superficie plantare durante l'esame statico o le singole fasi del passo.
La gestione software dei pazienti è garantita dal database del programma che consente di archiviare le acquisizioni e di visualizzarne i dati in vari formati al fine di offrire al medico una vasta possibilità di analisi. Inoltre è possibile esportare i valori delle varie analisi in formato testo per un utilizzo su altri programmi.

3.2.2 Podoscopio

Si tratta di uno strumento che permette di valutare l'impronta plantare grazie alla distribuzione del carico sui piedi, evidenziata dalla differente intensità luminosa che mostra i punti di appoggio. Il podoscopio è costituito da una struttura portante in metallo con un piano di vetro trasparente, capace si supportare pesi di oltre 120 kg, che viene retroilluminato per poter osservare le zone di appoggio dei piedi.

Fig. 3.2 Immagini del podoscopio: vista laterale e dall'alto.

Quando il paziente sale a piedi nudi sul podoscopio, in un piano inferiore uno specchio inclinato riflette le immagini della pianta dei piedi e ne permette una comoda visualizzazione.

3.3 Descrizione della procedura adottata

Dopo uno studio preliminare del funzionamento degli strumenti a disposizione e dei dati morfometrici del piede si è definita una procedura standard per la raccolta dei dati di interesse. Tale procedimento, della durata di circa quindici minuti, è stato applicato ad ogni paziente.

3.3.1 Informazioni richieste al paziente

All'arrivo del paziente in ambulatorio gli sono state richieste alcune informazioni personali quali il cognome, il nome, l'altezza (in cm), il peso (in Kg), l'anno di nascita, il numero di scarpe, se pratica attività sportiva e se utilizza il plantare.
Queste informazioni hanno permesso di classificare il paziente.

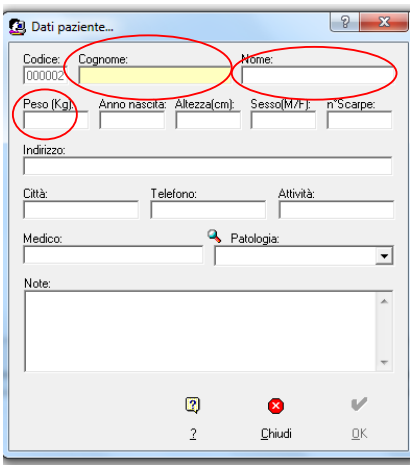

Fig. 3.3 Scheda paziente da compilare per l'inserimento di un nuovo paziente nell'archivio della pedana. In rosso i campi obbligatori.

Il peso del paziente è di fondamentale importanza per determinare il livello di sensibilità della pedana. Il programma FAS prevede infatti quattro livelli di sensibilità della pedana:

Peso del paziente	Sensibilità pedana
< 25 Kg	x 4
Fino a 50 Kg	x 3
Fino a 75 Kg	x 2
> 75 Kg	x 1

Se il programma è impostato in modalità automatica, ogni volta che si esegue un'analisi, in fase di acquisizione la pedana viene impostata con la sensibilità associata al peso del paziente.

3.3.2 Raccolta di dati morfometrici e valutazione dell'impronta plantare

Dopo aver raccolto le informazioni personali di interesse, al soggetto è stato chiesto di togliere scarpe e calze, di sedersi su un lettino, presente in ambulatorio e appositamente posizionato, e poggiare il piede sinistro su uno sgabello avente un'altezza di circa 20 cm dal suolo; il piede è stato possibilmente poggiato con ginocchio e caviglia flessi a 90° in modo da avere il minor carico possibile sul piede. Il posizionamento del soggetto viene riportato in figura 3.4.

Fig. 3.4 Posizionamento del soggetto per il rilevamento di misure morfometriche.

Come mostrato nella figura precedente il piano di appoggio e il piano verticale sono stati opportunamente graduati mediante l'utilizzo di due lastre in plexiglass suddivise in rettangoli aventi dimensioni di 2 x 1 cm.

Una volta posizionato correttamente il paziente, sono state scattate due fotografie mediante una fotocamera digitale, avente risoluzione di 7.1 MegaPixel e obiettivo di 38 mm.

La prima fotografia ritrae l'immagine del piede lungo il piano sagittale in modo da poter valutare:

- la *lunghezza del piede* intesa come distanza tra la prominenza del calcagno e il termine del dito più lungo;
- l'*altezza dell'arco interno* intesa come la distanza tra il piano di appoggio e il punto visibile più alto dell'arco.

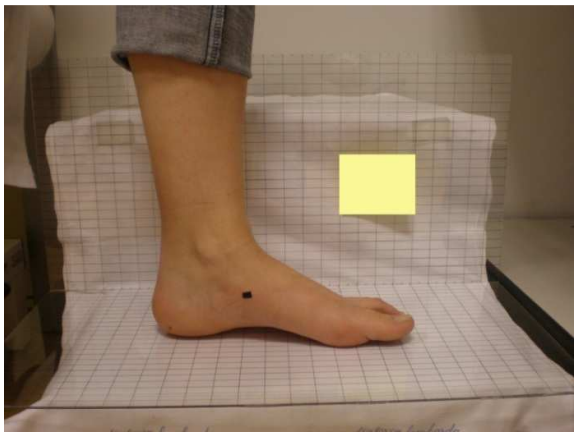

Fig. 3.5 Immagine del piede lungo il piano sagittale.

La seconda fotografia ritrae invece l'immagine del piede vista dall'alto in modo da poterne valutare la *larghezza* intesa come la distanza tra le prominenze esterne della testa del I e del V metatarso.

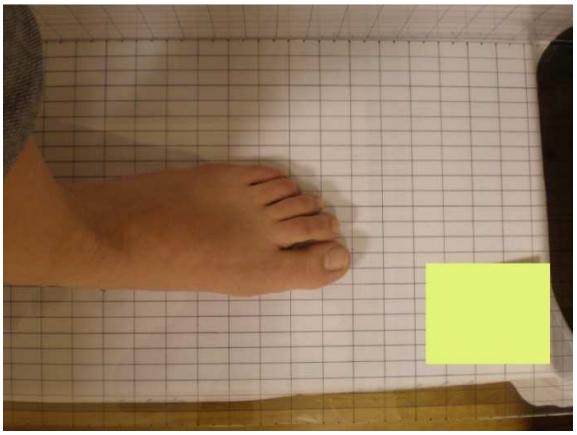

Fig. 3.6 Immagine del piede vista dall'alto.

Successivamente è stato chiesto al paziente di salire su un podoscopio (Medmatica) a piedi scalzi, cercando di mantenere i piedi il più possibile paralleli ed allineati. E' stata scattata una fotografia all'immagine della pianta dei piedi riflessa sullo specchio inclinato:

Fig. 3.7 Impronta del piede sotto carico ottenuta con il podoscopio.

In questo modo è stato possibile ottenere un'immagine dell'impronta del piede sotto carico e, in caso di necessità, è stato possibile ricavare le misure di interesse facendo riferimento alla griglia (1x1 cm) posta sotto il vetro dello strumento.

Nella medesima posizione descritta sopra è stata scattata un'ulteriore fotografia al retropiede mediante una webcam posta ad una distanza fissa dal podoscopio in modo da poter valutare l'angolo di valgismo del tallone, ovvero la deformità del retropiede in eversione.

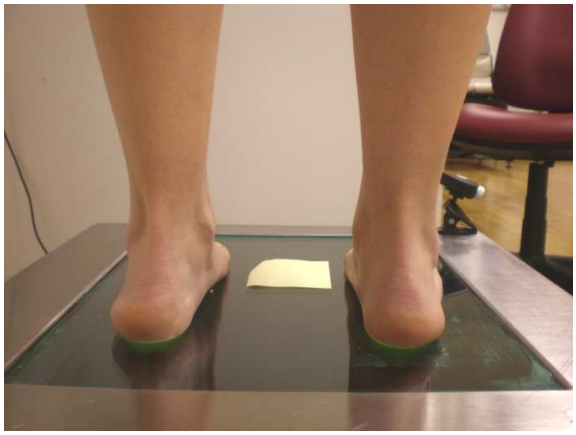

Fig. 3.8 Immagine del retropiede.

3.3.3 Test statico

Dopo aver raccolto i dati morfometrici di interesse mediante le fotografie, il paziente è stato invitato a salire sopra la pedana baropodometrica per effettuare il test statico.

Per eseguire tale prova è stato chiesto al soggetto di posizionarsi sulla pedana con i piedi allineati e paralleli, mantenendo le braccia lungo il corpo e lo sguardo fisso su un punto.

Fig. 3.9 Posizionamento dei piedi sulla pedana durante il test statico.

Una volta che il soggetto si è posizionato correttamente si dà il via alla registrazione che consiste nell'acquisizione di 50 frames. L'immagine relativa alla distribuzione pressoria viene riportata di seguito:

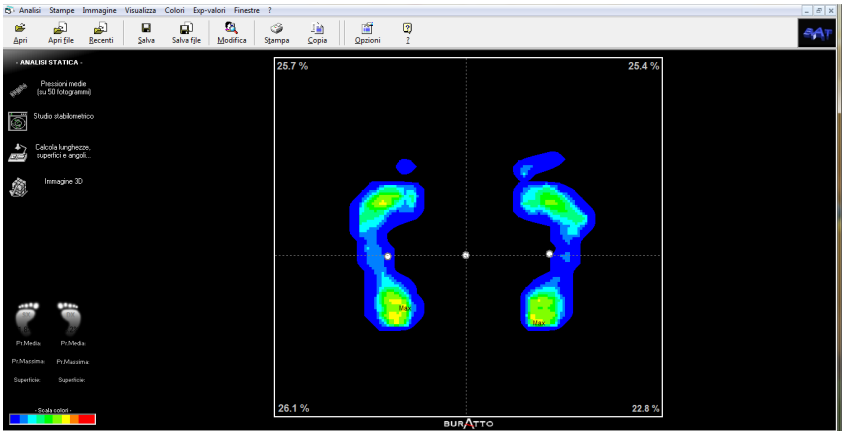

Fig. 3.10 Distribuzione pressoria in condizioni statiche. Scala di pressione: 7Kpa (blu)-225 Kpa (rosso)

Dalla schermata principale dell'esame statico si possono visualizzare immediatamente le seguenti informazioni:

- zone isobariche;
- sede del baricentro corporeo e di quello relativo al piede destro e sinistro;
- superficie plantare sotto carico (cm^2) di entrambi i piedi;
- percentuale del carico totale sostenuto da ciascun piede;
- pressione massima e media di ciascun piede.

Esportando i dati dell'analisi in formato testo si ottengono i valori delle pressioni medie (Kpa), le coordinate dei baricentri (mm) e il peso (Kgf) sostenuto dai piedi. Si riporta la tabella contenente tali valori:

STATICA [Pressioni medie in Kpa]

89.6 Kgf B.Left: (126.7 : 268.1) mm B.Body: (211.7 : 266.6) mm B.Right: (303.1 : 265.0) mm

[...]	[12]	[13]	[14]	[15]	[16]	[17]	[18]	[19]	[34]	[35]	[36]	[37]	[38]	[39]	[40]	[41]	[42]
[14]	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	21.1	0	0	0	0
[15]	0	0	0	0	0	0	21.1	0	38.7	35.2	0	0	0	0	0	0	0
[16]	0	0	0	0	0	0	0	0	49.2	0	0	0	0	0	0	0	0
[17]	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
[18]	0	0	17.6	70.3	77.3	70.3	42.2	42.2	31.6	52.7	66.8	80.9	59.8	0	0	0	0
[19]	0	42.2	98.4	130.1	119.5	123	49.2	84.4	49.2	52.7	91.4	109	102	77.3	28.1	0	0
[20]	38.7	105.5	130.1	151.2	119.5	63.3	45.7	66.8	73.8	87.9	87.9	119.5	126.6	102	77.3	21.1	0
[21]	63.3	84.4	94.9	84.4	42.2	24.6	31.6	28.1	21.1	59.8	35.2	56.3	87.9	98.4	91.4	70.3	21.1
[22]	87.9	80.9	70.3	49.2	0	0	0	0	0	0	0	0	49.2	63.3	73.8	91.4	87.9
[23]	66.8	49.2	49.2	21.1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	35.2	45.7	63.3	38.7
[24]	45.7	45.7	28.1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	28.1	52.7	52.7	0
[25]	0	35.2	28.1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	17.6	31.6	0	0
[26]	0	49.2	42.2	21.1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	17.6	0	0
[27]	0	31.6	35.2	28.1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	28.1	38.7	0	0
[28]	0	35.2	42.2	31.6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	17.6	24.6	0	0
[29]	0	0	35.2	45.7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	21.1	0	0	0
[30]	0	0	21.1	56.3	45.7	0	0	0	0	0	0	0	31.6	24.6	0	0	0
[31]	0	0	21.1	56.3	63.3	56.3	17.6	0	0	0	24.6	42.2	45.7	7	0	0	0
[32]	0	0	21.1	98.4	123	105.5	59.8	0	0	45.7	77.3	77.3	77.3	21.1	0	0	0
[33]	0	0	35.2	112.5	140.6	151.2	123	21.1	0	119.5	140.6	133.6	112.5	52.7	0	0	0
[34]	0	0	31.6	84.4	133.6	126.6	154.7	45.7	0	119.5	112.5	116	105.5	49.2	0	0	0
[35]	0	0	7	105.5	147.7	144.1	130.1	28.1	0	147.7	130.1	123	119.5	45.7	0	0	0
[36]	0	0	0	42.2	126.6	147.7	102	0	0	133.6	154.7	133.6	94.9	0	0	0	0

Tab. 3.1 Distribuzione pressoria del piede sinistro e destro durante il test statico. In alto il valore della forza peso(Kgf) e le coordinate dei baricentri sinistro, corporeo e destro (mm).

3.3.4 Test dinamico

La pedana ACP LIGHT permette di effettuare due tipi di esame dinamico: semplice o multiplo. Il test dinamico semplice permette l'acquisizione di un singolo passo mentre l'esame dinamico multiplo permette di eseguire più acquisizioni dinamiche, fino ad un massimo di venti, permettendo di memorizzare solo quelle desiderate al fine di ricercare il passo "standard". Si è deciso quindi di utilizzare quest'ultima opzione in quanto rende l'esame dinamico completamente libero e riduce le influenze sull'esame dovute all'eventuale difficoltà del paziente ad eseguire i passi.

Per ottenere dati accurati è essenziale che il piede in esame prenda contatto completamente con la piattaforma mentre l'altro piede resta fuori dalla pedana:

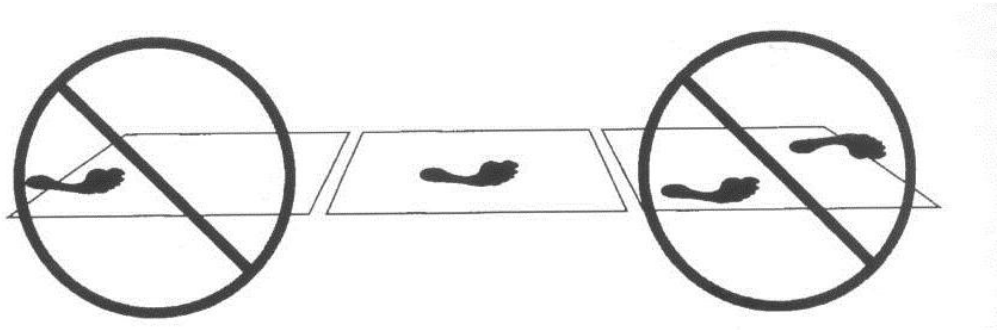

Fig. 3.11 Pattern di contatto del piede corretto ed errato su una piattaforma di pressione.

Tuttavia non è semplice ottenere uno schema corretto di contatto del piede, soprattutto se si ha a che fare con bambini, con pazienti anziani o con difficoltà di deambulazione. Questo implicherebbe la ripetizione dell'esame numerose volte prima di ottenere un appoggio corretto. Con il test dinamico multiplo invece è possibile acquisire un certo numero di passi e poi scartare quelli eventualmente scorretti al fine dell'analisi.

Inoltre si ritiene che la presenza della piattaforma influenzi notevolmente i pazienti, i quali pongono particolare attenzione all'esecuzione del passo, rallentando spesso la velocità del cammino e introducendo un movimento dell'arto non naturale. Con il test dinamico multiplo, consapevoli della possibilità di eliminare appoggi errati, si è voluto mettere il soggetto il più possibile a proprio agio, senza imporgli di effettuare un appoggio corretto ma dicendogli di camminare in modo sereno e fluente come se la pedana non ci fosse, in modo da riprodurre nel modo più fedele possibile il passo "standard".

Si riporta, a titolo di esempio, la differenza tra i grafici delle forze di reazione al suolo in funzione del tempo relativi al passo del test dinamico singolo e al passo più vicino alla media del test dinamico multiplo:

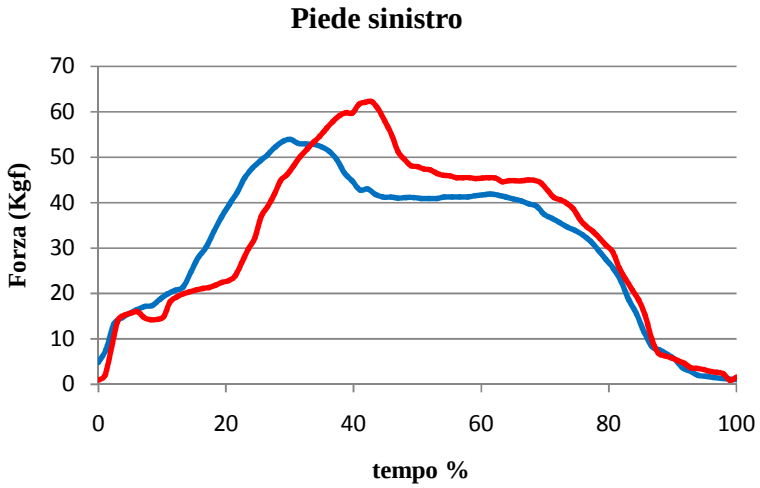

Fig. 3.12 Esempio dei grafici della forza relativi al piede sinistro ricavati dal passo dell'esame dinamico singolo (blu) e dal passo più vicino alla media dell'esame dinamico multiplo (rosso).

Tra le due curve si nota una differenza sia a livello di andamento della curva sia a livello di picco massimo.

Una volta terminato il test statico è stato richiesto al paziente di sottoporsi al test dinamico, per visualizzare le pressioni plantari durante il trasferimento del carico in fase di esecuzione del movimento dinamico del piede. Il soggetto è stato quindi invitato a camminare lungo un percorso di 8 m all'interno del quale era presente la pedana:

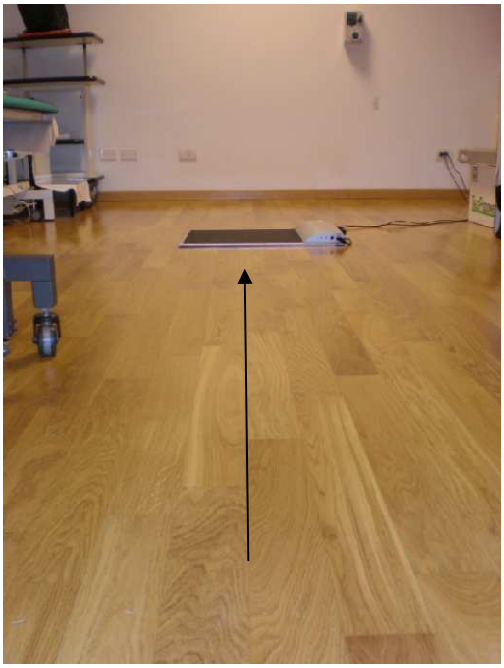

Fig. 3.13 Traiettoria percorsa dal paziente durante il test dinamico.

Il passo registrato dalla pedana è stato ripreso anche da una webcam opportunamente posizionata:

Fig. 3.14 Posizionamento della webcam.

Il paziente è stato invitato a compiere lo stesso percorso più volte, cercando di colpire la pedana almeno cinque volte con il piede destro e cinque con il piede sinistro.

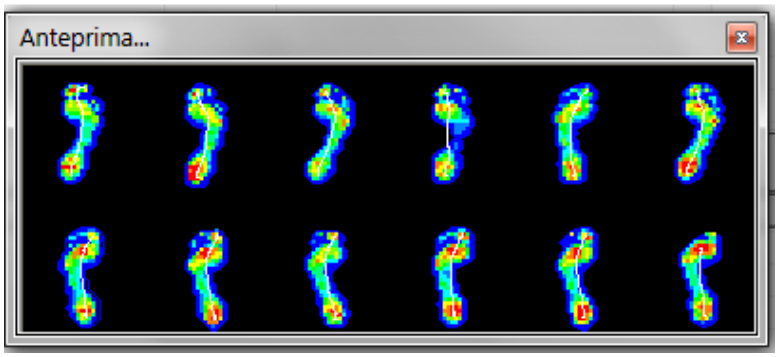

Fig. 3.15 Rappresentazione degli appoggi effettuati durante l'analisi dinamica.

Il software permette di confrontare i passi effettuati. In particolar modo riporta i grafici delle pressioni medie, massime e della forza di reazione al suolo dei passi effettuati. Il software suggerisce inoltre il passo più vicino alla media. Come esempio viene riportato il grafico delle forze di reazione al suolo in funzione del tempo.

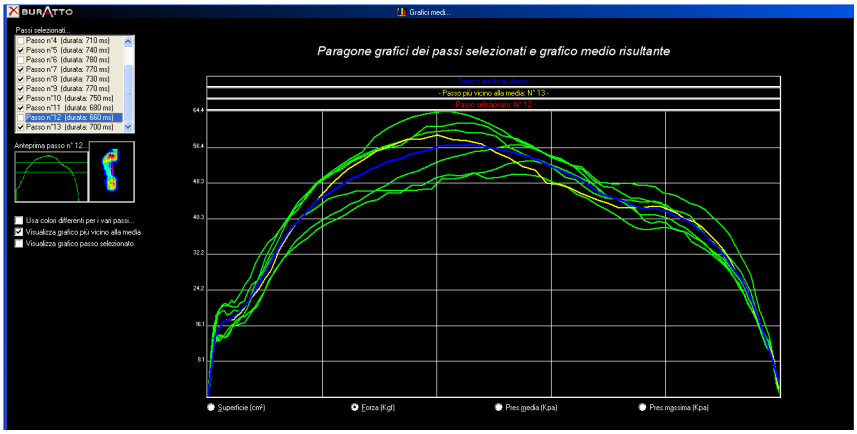

Fig. 3.16 Rappresentazione della forza di reazione al suolo per i passi eseguiti con il piede sinistro. In verde sono riportati tutti i passi, in blu la media calcolata dal programma ed in giallo il passo più vicino alla media.

Per ciascun passo si possono ricavare le seguenti informazioni:

- l'andamento delle pressioni medie nel tempo;
- l'andamento delle pressioni massime nel tempo;
- l'andamento della componente normale della forza di reazione al suolo nel tempo;

- l'andamento della superficie di appoggio nel tempo;
- l'andamento delle coordinate baricentriche nel tempo.

Si prenda come esempio il passo effettuato da un paziente con il piede sinistro che risulta essere più vicino alla media dei suoi passi sinistri:

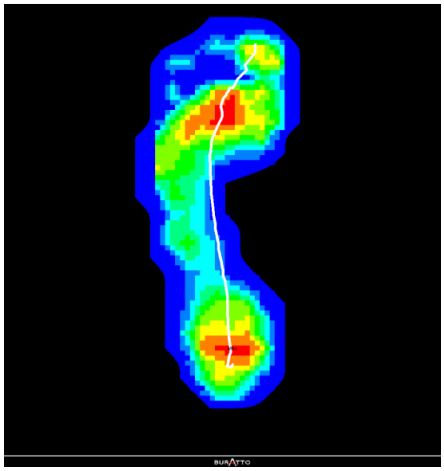

Fig. 3.17 Andamento del centro di pressione per un passo ottenuto dal test di dinamica multipla.

Dai grafici si possono ottenere i seguenti valori numerici:

VALORI dei GRAFICI della SUPERFICIE, FORZA, PRESSIONE MEDIA e MASSIMA e Coordinate del Baricentro rispetto alla pedana...							
[Frames]	[t..(ms)]	[S..(Cm²)]	[F..(Kgf)]	[P.Max(Kpa)]	[P.Med(Kpa)]	[X(Cm)]	[Y(Cm)]
1	1	2.4	0.7	31.6	29.3	29.16	27.8
2	3	8.8	2.9	49.2	34.5	29.08	28
3	6	13.6	9.2	123	70.9	28.85	27.89
4	10	17.6	14.2	158.2	84.7	28.92	27.75
5	14	17.6	15.9	165.2	94.9	28.94	27.62
6	18	19.2	16.8	172.3	92.3	28.96	27.45
7	23	19.2	17.4	179.3	95.2	28.98	27.27
8	27	18.4	17.4	189.8	99.8	29.01	27.17
9	31	16.8	17.4	196.9	108.8	29.05	27.03
10	35	18.4	18.2	196.9	103.9	29.07	26.92
11	40	18.4	19	200.4	108.5	29.08	26.84
12	44	18.4	19.8	200.4	113.1	29.05	26.77
13	50	24.1	21.7	200.4	95.4	28.99	26.1
14	56	26.5	22.8	200.4	91	28.92	25.5
15	62	28.9	24.5	200.4	89.6	28.9	24.65
16	70	31.3	26.6	200.4	89.7	28.89	23.9
17	78	34.5	28.7	200.4	87.7	28.89	23.44
18	88	43.3	33.3	200.4	81.3	28.75	22.26
19	99	47.3	36.6	196.9	81.6	28.66	21.99
20	111	52.1	40.1	196.9	81.1	28.65	21.57
21	124	56.9	42.6	193.4	79	28.6	21.44
22	138	60.9	45.6	193.4	78.9	28.56	21.05

23	154	66.6	48.7	193.4	77.2	28.48	20.69
24	171	73	51.3	193.4	74.2	28.45	20.5
25	189	76.2	53.4	193.4	74	28.41	20.28
26	207	78.6	55.7	189.8	74.7	28.42	19.99
27	225	78.6	56.9	186.3	76.4	28.39	19.8
28	244	79.4	58.2	182.8	77.4	28.33	19.52
29	262	79.4	58.3	172.3	77.5	28.31	19.33
30	281	80.2	59.2	161.7	77.8	28.24	18.94
31	299	77.8	58.2	161.7	79	28.2	18.46
32	317	77.8	57.9	165.2	78.6	28.14	18.01
33	335	77	57.2	172.3	78.3	28.09	17.4
34	352	73.8	55.3	175.8	79.1	28.02	16.66
35	369	72.2	54.1	182.8	79	27.99	16.04
36	385	69.8	52.2	182.8	78.9	27.98	15.37
37	401	67.4	51.2	186.3	80.2	27.97	14.88
38	414	59.3	48.4	189.8	86	27.93	14.05
39	428	59.3	48	193.4	85.4	27.96	13.82
40	442	57.7	47.4	193.4	86.6	27.98	13.53
41	454	54.5	46.2	193.4	89.4	28.03	13.13
42	466	52.1	45.4	193.4	91.8	28.09	12.84
43	478	50.5	44.4	193.4	92.7	28.16	12.63
44	490	51.3	43.7	193.4	89.9	28.27	12.34
45	501	48.1	42.9	193.4	94	28.34	12.14
46	512	46.5	42.6	193.4	96.7	28.4	11.95
47	523	45.7	42.6	193.4	98.4	28.48	11.79
48	533	46.5	42.8	189.8	97.2	28.53	11.67
49	544	46.5	43.2	189.8	98	28.57	11.52
50	555	44.9	43	186.3	101	28.6	11.4
51	565	43.3	42.3	186.3	103.1	28.61	11.23
52	575	43.3	41.4	186.3	100.9	28.59	11.11
53	585	41.7	40.1	186.3	101.5	28.56	10.97
54	594	42.5	39.7	186.3	98.6	28.54	10.88
55	604	40.1	38.5	186.3	101.3	28.53	10.79
56	613	40.9	36.8	186.3	95	28.55	10.66
57	623	40.9	35	186.3	90.4	28.57	10.58
58	632	39.3	32.9	182.8	88.5	28.6	10.46
59	640	36.1	30.4	182.8	89	28.66	10.26
60	648	31.3	27.8	182.8	93.7	28.8	10.1
61	655	31.3	26.3	179.3	88.9	28.83	10.03
62	662	29.7	23.6	172.3	84.1	28.84	9.99
63	668	25.7	19.4	161.7	79.8	28.96	9.75
64	674	24.9	17	154.7	72.1	28.99	9.7
65	679	23.3	14.8	144.1	67	28.98	9.6
66	684	20	12.5	140.6	65.8	29.21	9.54
67	688	18.4	10.8	137.1	62.1	29.3	9.35
68	692	16	9.4	126.6	61.5	29.42	9.06
69	694	11.2	6	112.5	56.3	29.93	8.4
70	696	8	3.8	109	50.6	29.83	8.07
71	697	3.2	2.3	98.4	75.6	30.4	7.29
72	698	4.8	2.3	91.4	51	30.41	7.09
73	699	4.8	1.9	73.8	42.2	30.4	6.94
74	700	4	1.6	59.8	41.5	30.41	6.72

Tab. 3.2 Valori numerici riguardanti la superficie di contatto (S), le forze di reazione al suolo (F), le pressioni massime (P.Max) e medie (P.Med), le coordinate del baricentro (X,Y) per ogni istante temporale.

Riassumendo, al termine dell'intera procedura per ogni paziente è stata creata una cartella contenente:

- due foto relative alla lunghezza, alla larghezza e all'altezza dell'arco del piede;
- due foto relative all'immagine podoscopica e all'angolo di valgismo del tallone di entrambi i piedi;
- il video della prova dinamica;
- un file excel contenente i dati della prova statica;
- un file excel contenente i dati della prova dinamica.

CAPITOLO 4

Caratterizzazione dei soggetti e valutazione della distribuzione pressoria plantare in condizioni statiche

4.1 Introduzione

L'obiettivo di questo capitolo è quello di valutare se, dall'analisi statica, è possibile ricavare qualche parametro che permetta di diversificare le caratteristiche di conformazioni differenti del piede.

Si comincerà prendendo in considerazione la distribuzione dei carichi sui due piedi durante la prova statica. Questo parametro risulterà utile a definire l'entità dello sbilanciamento di ogni paziente ma non a classificare i soggetti secondo una diversa conformazione del piede. Si passerà quindi alla valutazione dell'impronta pressoria plantare, sulla quale verrà calcolato l'arch index, un utile strumento che permette di individuare pazienti con il piede piatto, con il piede cavo e pazienti sani.

Infine si andrà a confrontare come varia la distribuzione pressoria nelle diverse regioni plantari in soggetti aventi diverse conformazioni del piede.

4.2 Valutazione della distribuzione dei carichi plantari

Il peso del corpo, trasmesso dall'arto inferiore, si applica al tarso posteriore a livello della puleggia dell'astragalo attraverso l'articolazione tibio-tarsica. Da qui le forze si ripartiscono in tre direzioni, verso i tre punti di appoggio della volta:

- verso l'appoggio anteriore ed interno (A) attraverso il collo dell'astragalo;

- verso l'appoggio anteriore esterno (B) attraverso la testa dell'astragalo e la grande apofisi del calcagno;
- verso l'appoggio posteriore (C) attraverso il corpo dell'astragalo, l'articolazione sottoastragalica e il corpo del calcagno.

La direzione divergente delle due linee di forza verso A e verso B forma un angolo acuto di 35-40° aperto in avanti che corrisponde sensibilmente all'angolo compreso fra l'asse del collo e l'asse del corpo dell'astragalo.

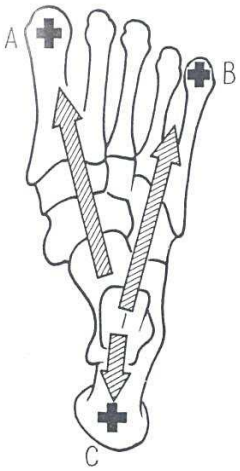

Fig. 4.1 Ripartizione delle forze nelle tre direzioni.

La distribuzione delle forze sui tre punti d'appoggio della volta, corrispondenti alla testa del I metatarso (A), alle teste del IV e V metatarso (B) e alla tuberosità calcaneare (C), è facile da ricordare se si pensa che quando 6 kg sono applicati sull'astragalo, se ne hanno UNO per l'appoggio antero-esterno (B), DUE per l'appoggio antero-interno (A) e TRE per l'appoggio posteriore (C) (Morton, 1935).

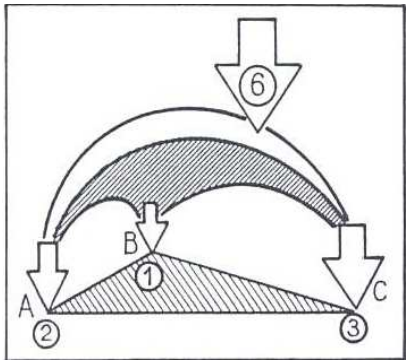

Fig. 4.2 Distribuzione delle forze sui tre punti d'appoggio della volta.

Nella posizione eretta, verticale ed immobile, è dunque il tallone che sopporta lo sforzo principale, ovvero la metà del peso del corpo.

4.2.1 Definizione di un indice di asimmetria di carico

Visualizzando un'analisi statica a video si può immediatamente notare che l'immagine media dell'analisi è suddivisa in quattro quadranti, definiti dalla posizione del baricentro corporeo. Per ogni quadrante viene data la percentuale di carico rispetto al carico complessivo di entrambi i piedi.

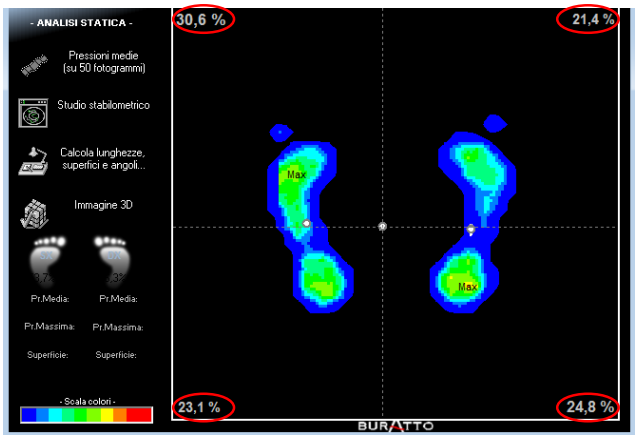

Fig. 4.3 Percentuali di carico nell'analisi statica.

E' importante fare una distinzione tra il *carico*, ovvero la distribuzione del peso del corpo, e la *pressione* data dal rapporto tra forza e superficie. Le aree colorate in giallo (o in rosso) corrispondono alle zone dove la pressione è maggiore. Con la distribuzione del

carico si può, ad esempio, rilevare la pressione massimale di un piede sul suo avampiede e notare che il carico massimale dello stesso soggetto si trova invece sul retropiede.

La quantificazione del carico è dunque di primaria importanza nell'analisi dell'immagine sullo schermo.

La distribuzione percentuale ideale dei carichi dovrebbe corrispondere al 25% in ogni quadrante, ma è molto difficile raggiungere una situazione tale. Infatti il disequilibrio delle forze sulla totalità della statica del paziente comporta degli spostamenti di carico. Inoltre ogni soggetto raggiunge un suo particolare equilibrio, dovuto anche alla posizione degli arti inferiori e del tronco, che potrebbe non corrispondere alla corretta ripartizione del carico nei quattro quadranti.

Per quantificare l'instabilità dei soggetti presi in esame si è pensato di analizzare la distribuzione percentuale del carico nelle quattro aree definite dall'analisi statica e di calcolare di quanto questi valori si discostano dalla situazione ideale, la quale, come si è già accennato, corrisponde al 25% in ciascun quadrante. Per ogni area quindi si è ottenuto un indice di asimmetria di carico (AC) pari a:

$$AC = |\textit{valore \% di carico nel quadrante} - 25\%|$$

In seguito, per ogni paziente, si sono sommati i quattro indici di asimmetria relativi ad ogni quadrante per ottenere un indice di asimmetria complessivo. Tale valore in una situazione ideale dovrebbe essere pari a zero; di conseguenza un indice che si discosta molto dallo zero è un indicatore di sbilanciamento durante la stazione eretta statica.

Al fine di effettuare un'analisi il più possibile accurata si è scelto di esaminare soltanto 33 soggetti tra i 57 a disposizione, in quanto si sono scartati pazienti aventi particolari patologie o più disturbi contemporaneamente. Questo gruppo risulta composto da 13 maschi e 20 femmine, presenta un'età media di 32,6 anni (SD 21,1 anni) e un peso medio pari a 58,5 Kg (SD 20,2 anni).

Si riportano sotto i valori ricavati per il gruppo di pazienti considerato:

PAZIENTE	% carico I quadrante	% carico II quadrante	% carico III quadrante	% carico IV quadrante	**AC**
Paziente 1	21,6	31,1	26,3	20,9	**14,9**
Paziente 2	25,9	30,9	25,5	17,8	**14,5**
Paziente 3	24,9	30	25,5	19,6	**11**
Paziente 4	26,9	36	20,4	16,7	**25,8**
Paziente 5	29,2	24	28,3	18,5	**15**
Paziente 6	18,4	20,9	31	29,6	**21,3**
Paziente 7	20,3	25,8	27,1	26,8	**9,4**
Paziente 8	19,5	33,6	31,6	15,3	**30,4**
Paziente 9	24,5	24,9	24,5	26,1	**2,2**
Paziente 10	12,9	23,2	32,3	31,6	**27,8**
Paziente 11	24,4	24,5	25,5	25,6	**2,2**
Paziente 12	21,7	26,6	25,4	26,4	**6,7**
Paziente 13	19,5	24,3	31,9	24,3	**13,8**
Paziente 14	20,1	25,8	26,8	27,3	**9,8**
Paziente 15	15,7	25,3	27,9	31,1	**18,6**
Paziente 16	28,6	20,6	25,8	25	**8,8**
Paziente 17	23,7	22,5	26	27,8	**7,6**
Paziente 18	21,6	36,9	18	23,5	**23,8**
Paziente 19	25,1	27,7	25,8	21,5	**7,1**
Paziente 20	23,7	31,2	26,8	18,2	**16,1**
Paziente 21	21,4	30,6	23,1	24,8	**11,3**
Paziente 22	17,6	25	27,6	29,8	**14,8**
Paziente 23	31,1	29,7	18,4	20,9	**21,5**
Paziente 24	23,5	24,3	27	25,2	**4,4**
Paziente 25	27,8	33,6	20,2	18,5	**22,7**
Paziente 26	26,6	33,6	19,4	20,4	**20,4**
Paziente 27	22,5	26,7	30,6	20,2	**14,6**
Paziente 28	23,4	27,3	25,3	24	**5,2**
Paziente 29	25,4	25,1	27,6	21,9	**6,2**
Paziente 30	28,8	30,2	17	24	**18**
Paziente 31	28,4	30,8	22,4	18,3	**18,5**
Paziente 32	28	26,5	24,8	20,7	**9**
Paziente 33	30,4	31,4	24,2	14	**23,6**

Tab. 4.1 Indice di asimmetria di carico (AC).

Rappresentando i dati mediante un istogramma si ottiene il seguente andamento:

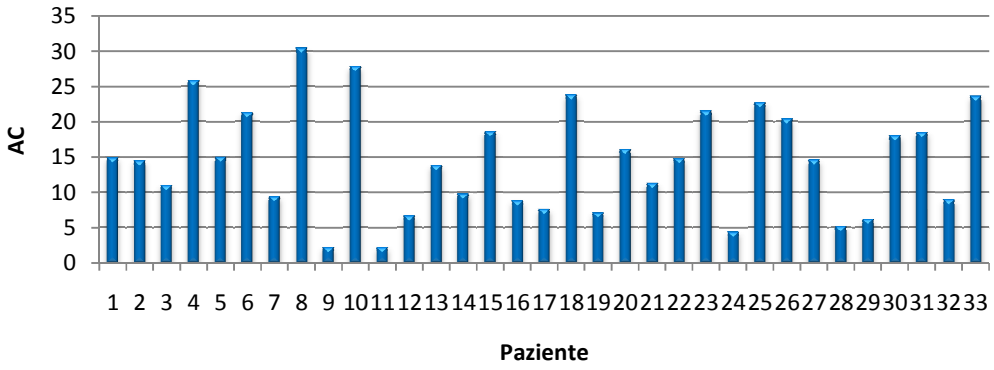

Fig. 4.4 Andamento dell'indice di asimmetria di carico.

Questi dati possono fornire una prima importante indicazione sulla correttezza dell'appoggio bipodalico del paziente. Infatti si può ipotizzare di suddividere il range di valori, che nel nostro caso va da un valore minimo di 2,2 ad un valore massimo di 30,4, in tre intervalli: il primo che comprende gli indici minori di 10, il secondo che comprende quelli tra 10 e 20 e il terzo che comprende quelli maggiori di 20.

In questo modo è facile dedurre che i pazienti aventi un indice appartenente alla fascia più bassa (nel nostro caso il 36%) hanno un appoggio bilanciato durante la stazione eretta statica, viceversa, coloro che ricadono nella fascia più alta (nel nostro caso il 36%) sono notevolmente asimmetrici. I pazienti con un indice appartenente alla fascia intermedia (nel nostro caso il 28%), invece, potrebbero avere dei problemi di equilibrio da accertare. Infatti c'è da ricordare che l'acquisizione dell'analisi statica, come quella dinamica, è molto influenzata da fattori emotivi e psicologici del paziente. Quindi l'indice di asimmetria di cui si è parlato fornisce soltanto un valore indicativo dello sbilanciamento del paziente e, per avere un risultato più attendibile, sarebbe necessario effettuare la prova statica più volte in modo da avere più dati da poter confrontare.

L'indice di asimmetria potrebbe essere un utile e semplice strumento ad esempio per un medico di base il quale potrebbe facilmente dedurre, pur non avendo delle competenze specifiche in materia, se un paziente ha o non ha disturbi di bilanciamento nell'appoggio bipodalico.

L'asimmetria può essere intuita visivamente dai seguenti grafici in cui si confrontano la distribuzione dei carichi di un paziente esaminato e la distribuzione ideale. La deformazione del quadrato indica l'entità del disequilibrio:

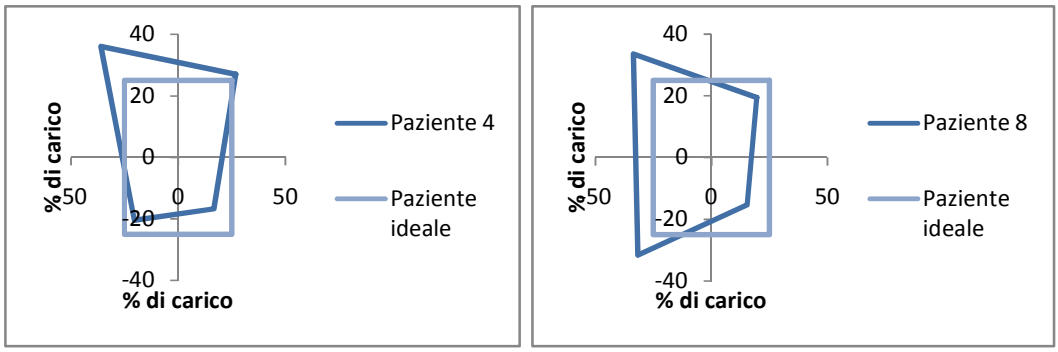

Fig. 4.5 Grafici rappresentativi dell'asimmetria di pazienti con AC > 20.

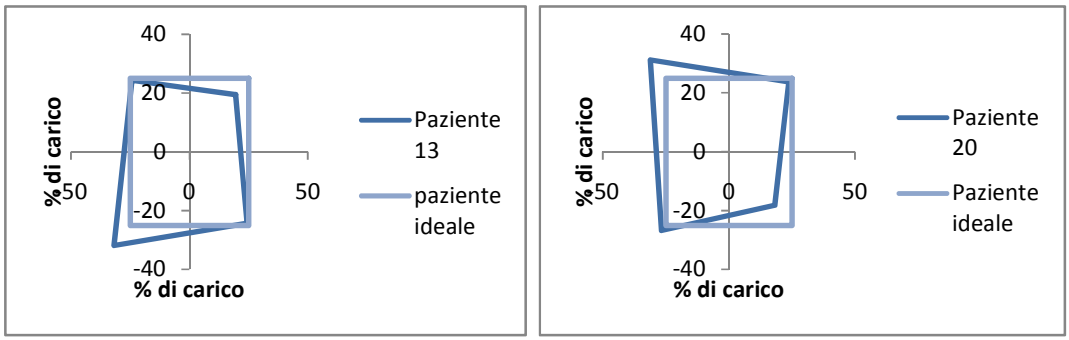

Fig. 4.6 Grafici rappresentativi dell'asimmetria di pazienti con 10 < AC < 20.

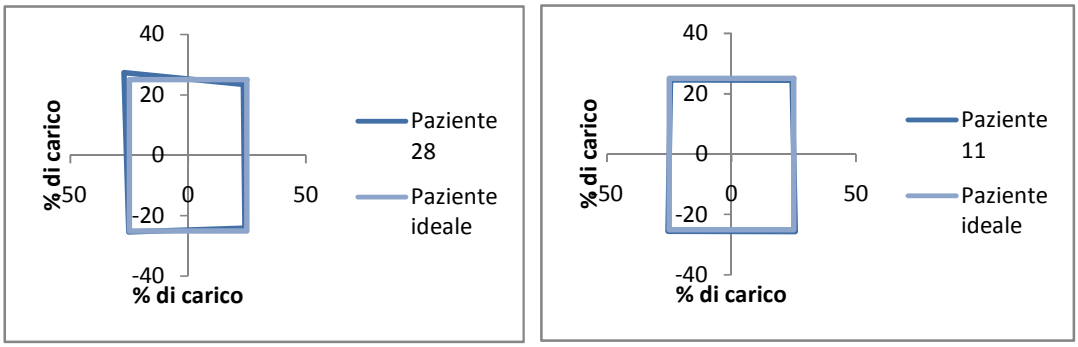

Fig. 4.7 Grafici rappresentativi dell'asimmetria di pazienti con AC < 10.

Un altro aspetto rilevante che emerge dai dati sopra riportati è che ben il 51% dei soggetti presi in esame presenta una percentuale di carico significativamente bassa (minore del 20%) in uno dei quattro quadranti. Questo dato sottolinea il fatto che per un gran numero di pazienti è più semplice stare in equilibrio spostando tutto il carico su un arto, quindi su un piede, ed utilizzando l'altro piede soltanto come punto d'appoggio, piuttosto che distribuendo il carico equamente su quattro punti.

4.3 Classificazione dei soggetti mediante la valutazione della superficie d'appoggio del piede

Dopo una prima analisi dei pazienti mediante l'utilizzo dell'indice di sbilanciamento, si è pensato di ricavare un parametro che permetta di classificare i pazienti in base alle diverse conformazioni del piede. Da letteratura un parametro utile al raggiungimento di tale scopo è sembrato essere l'arch index, il quale permette di suddividere i soggetti in tre categorie: soggetti con piede piatto, soggetti con piede cavo e soggetti sani.

4.3.1 Definizione dell'arch index

L'arch index è stato definito nel 1987 da Cavanagh e Rodgers come l'area del mesopiede divisa per l'area totale dell'impronta del piede, dita escluse. Supponendo quindi di dividere l'impronta del piede senza le dita lungo il suo asse podalico, ovvero lungo l'asse passante per la punta del secondo dito e per il centro del tallone, in tre regioni A, B e C di uguale ampiezza, dove A corrisponde al retropiede, B al mesopiede e C all'avampiede, l'arch index è definito come:

$$AI = \frac{B}{A+B+C}$$

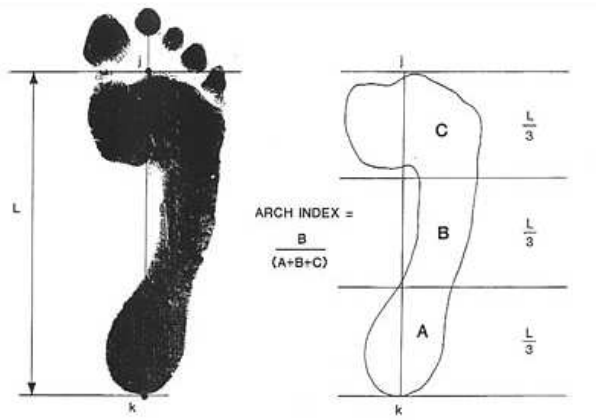

Fig. 4.8 Impronta del piede e relativa suddivisione in tre parti per il calcolo dell'arch index.

Da letteratura (P.R. Cavanagh et al., 1987) si è appreso che se l'arch index è minore o uguale di 0,21 identifica un piede cavo, se è compreso tra 0,21 e 0,26 identifica un soggetto sano, se invece è maggiore o uguale a 0,26 identifica un piede piatto.

Dalla schermata dell'analisi statica non è immediato riuscire a determinare l'asse podalico di ciascun piede, sia perché dall'impronta di pressione non sempre si riescono ad individuare le dita, sia perché spesso le impronte dei due piedi non sono parallele tra loro bensì divergenti.

Perciò si è pensato di riprodurre le impronte pressorie su un disegno AutoCAD, in modo da poter lavorare su di esse in modo preciso. Per fare ciò è stato necessario innanzitutto creare una griglia in AutoCAD che corrispondesse alla pedana. Conoscendo l'area della zona attiva della pedana, pari a 47,5 x 43 cm, e il numero di sensori sulle due dimensioni della pedana, rispettivamente 48 e 53, è stato possibile ricavare le misure delle dimensioni di un sensore, pari a 0,99 x 0,81 cm.

In seguito sono stati colorati i sensori attivati, avendo come riferimento il file Excel su cui sono stati precedentemente esportati i valori in Kpa. In questo modo si sono ottenute le impronte pressorie dei due piedi.

Successivamente sono state tracciate le tangenti interna ed esterna a ciascun piede e, per identificare l'asse podalico, si è tracciata la bisettrice dell'angolo formato dalle due tangenti.

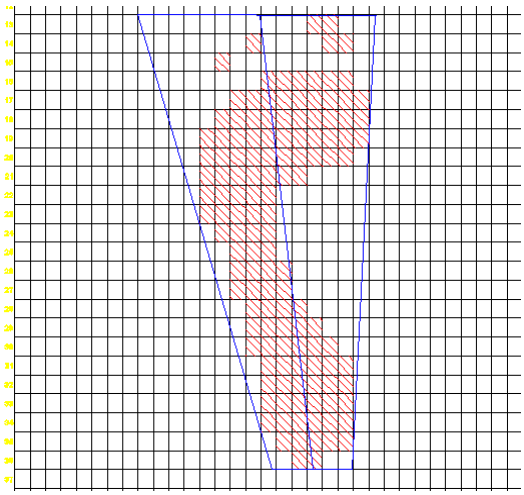

Fig. 4.9 Individuazione dell'asse podalico.

Dopodiché sono state tracciate due linee orizzontali, una passante per la parte più posteriore del calcagno e una passante per la parte più anteriore dell'impronta pressoria escluse le dita. La parte dell'asse podalico compresa tra queste due rette è stata trisecata in parti uguali, dividendo così l'impronta plantare in avampiede, mesopiede e retropiede.

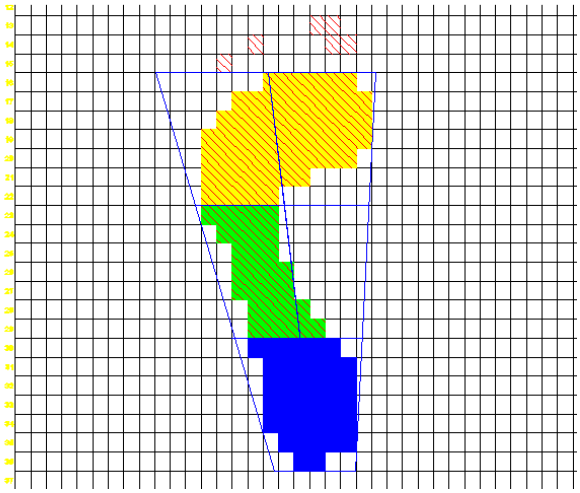

Fig. 4.10 Suddivisione dell'impronta pressoria in avampiede, mesopiede e retropiede.

Mediante il comando "Area" di AutoCAD è stato possibile determinare l'area delle tre regioni e, di conseguenza, calcolare l'arch index.

4.3.2 Risultati ottenuti

Per ciascun paziente è stato calcolato l'arch index sia per il piede destro sia per il piede sinistro. A volte i due valori coincidono o differiscono di poco, mentre in altri casi si distinguono per quantità non trascurabili. Questo deriva da un appoggio bipodalico non speculare, dovuto forse ad una distribuzione non equilibrata del carico sui due piedi.
Si è pensato quindi, per avere dei valori più attendibili, di considerare come valore di riferimento la media degli arch index calcolati sul piede destro e sul piede sinistro.
Nella tabella della pagina a fianco si riportano i risultati ottenuti:

AI ≤ 0,21	piede cavo
0,21 < AI < 0,26	soggetto sano
AI ≥ 0,26	piede piatto

	PIEDE SINISTRO				PIEDE DESTRO				
	A (cm^2)	B (cm^2)	C (cm^2)	**AI**	A (cm^2)	B (cm^2)	C (cm^2)	**AI**	**MEDIA AI**
Paziente 1	27,73	14,19	35,83	**0,18**	25,06	9,4	33,7	**0,14**	**0,16**
Paziente 2	32,07	28,81	45,7	**0,27**	31,72	27,53	42,59	**0,27**	**0,27**
Paziente 3	24,7	26,02	36,68	**0,30**	25,36	20,59	36,63	**0,25**	**0,27**
Paziente 4	28,86	12,83	44,86	**0,15**	24,86	11,22	38,5	**0,15**	**0,15**
Paziente 5	29,64	5,6	36,88	**0,08**	26,46	4,82	40,89	**0,07**	**0,07**
Paziente 6	31,27	3,9	35,11	**0,06**	29,67	3,21	30,47	**0,05**	**0,05**
Paziente 7	25,95	27,56	36,3	**0,31**	29,66	16,78	30,47	**0,22**	**0,26**
Paziente 8	14,45	20,82	16,84	**0,40**	12,03	12,03	12,83	**0,33**	**0,36**
Paziente 9	16,83	20,04	27,26	**0,31**	19,81	24,85	25,09	**0,36**	**0,33**
Paziente 10	15,23	4,81	19,25	**0,12**	16,01	1,6	12,83	**0,05**	**0,09**
Paziente 11	16	20,09	24,05	**0,33**	16,04	21,65	25,66	**0,34**	**0,34**
Paziente 12	30,7	24,86	43,03	**0,25**	29,92	17,92	37,96	**0,21**	**0,23**
Paziente 13	21,78	29,48	32,77	**0,35**	18,95	22,19	31,03	**0,31**	**0,33**
Paziente 14	28,03	28,9	36,89	**0,31**	24,3	25,67	34,22	**0,30**	**0,31**
Paziente 15	24,06	9,61	35,28	**0,14**	28,07	7,22	32,88	**0,11**	**0,12**

Paziente 16	31,59	5,04	33,14	**0,07**	32,08	12,03	41,68	**0,14**	**0,11**
Paziente 17	30,47	23,71	41,16	**0,25**	31,84	14,42	41,95	**0,16**	**0,21**
Paziente 18	23,51	22,19	40,93	**0,26**	27,26	21,65	35,28	**0,26**	**0,26**
Paziente 19	29,67	23,25	46,48	**0,23**	30,72	18,45	41,44	**0,20**	**0,22**
Paziente 20	26,14	16,32	34,5	**0,21**	23,79	10,42	30,73	**0,16**	**0,19**
Paziente 21	22,45	16,57	25,11	**0,26**	25,64	12,3	27,01	**0,19**	**0,22**
Paziente 22	19,24	0	29,67	**0,00**	22,98	1,88	32,88	**0,03**	**0,02**
Paziente 23	22,45	2,4	40,87	**0,04**	25,66	2,41	40,9	**0,03**	**0,04**
Paziente 24	25,42	11,73	32,57	**0,17**	23,25	8,02	30,48	**0,13**	**0,15**
Paziente 25	23,01	12,82	45,16	**0,16**	25,09	4,2	37,17	**0,06**	**0,11**
Paziente 26	24,06	12,53	36,39	**0,17**	22,44	12,84	35,29	**0,18**	**0,18**
Paziente 27	27,26	6,4	36,08	**0,09**	26,65	6,41	32,08	**0,10**	**0,10**
Paziente 28	30,45	14,43	36,07	**0,18**	29,67	0,8	34,47	**0,01**	**0,10**
Paziente 29	26,96	17,39	35,83	**0,22**	23,51	15,51	32,35	**0,22**	**0,22**
Paziente 30	25,66	13,35	44,38	**0,16**	28,04	24,05	44,1	**0,25**	**0,21**
Paziente 31	25,4	20,58	42,23	**0,23**	24,56	21,13	42,52	**0,24**	**0,24**
Paziente 32	33,14	6,95	40,06	**0,09**	27,26	6,96	38,75	**0,10**	**0,09**
Paziente 33	28,07	1,59	39,3	**0,02**	24,86	2,41	38,49	**0,04**	**0,03**

Tab. 4.2 Misure delle superfici del retropiede, del mesopiede e dell'avampiede e valori dell'arch index dei piedi destro e sinistro. L'ultima colonna riporta i valori di riferimento per l'arch index, ottenuti facendo la media aritmetica degli arch index dei due piedi.

Dai dati così ottenuti è risultato che il 58% dei pazienti considerati presenta i piedi cavi, il 15% rientra nei valori di normalità mentre il 27% presenta i piedi piatti.

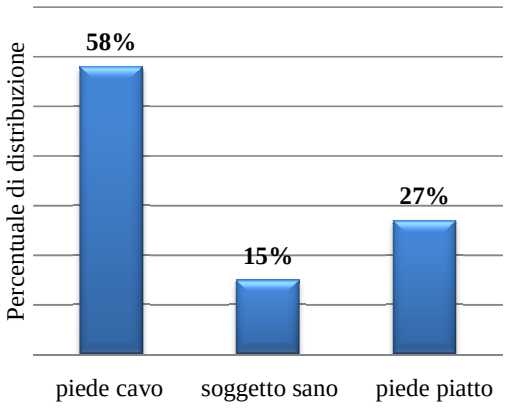

Fig. 4.11 Istogramma rappresentativo della percentuale di distribuzione dei pazienti in base all'arch index.

Ma i risultati ricavati mediante questa classificazione non sempre corrispondono alla diagnosi del medico. Infatti gran parte dei soggetti esaminati oltre a presentare una particolare conformazione del piede sono affetti da problemi di pronazione, i quali influiscono sull'entità della superficie di appoggio plantare.
Un soggetto avente un piede piatto pronato, ad esempio, per la sua tendenza a ruotare il piede in modo da orientare la pianta verso l'esterno, appoggia al suolo una minor superficie nella parte laterale del piede, quindi rientra nella categoria dei soggetti sani o, addirittura, in quella dei soggetti con piede cavo, in base all'entità della pronazione. Dall'altra parte un soggetto avente un piede cavo pronato, appoggia più superficie nella parte mediale del piede, quindi rientra nella categoria dei soggetti sani o, addirittura, in quella dei soggetti con piede piatto.

4.3.3 Interpretazione dei risultati ottenuti con i dati morfometrici di ciascun paziente

Per il gruppo di soggetti considerato si è pensato di calcolare l'altezza dell'arco interno e l'ampiezza dell'angolo di valgismo per poter fare un confronto con i valori dell'arch index ottenuti.
L'altezza dell'arco che si è andati a considerare è rappresentata dall'altezza tra il piano di appoggio e il più alto punto visibile della volta interna, in quanto è risultato difficile identificare un punto preciso corrispondente alla sporgenza dello scafoide.
Per il calcolo di tali valori si è ricorso alle foto scattate lungo il piano sagittale del piede e, mediante AutoCAD, si è identificato il piano d'appoggio passante per i punti più interni del retropiede e dell'avampiede. Una volta individuato il punto più alto dell'arco plantare interno, si è tracciata la perpendicolare al piano precedentemente definito.
Si riporta un esempio di calcolo dell'altezza mediante AutoCAD:

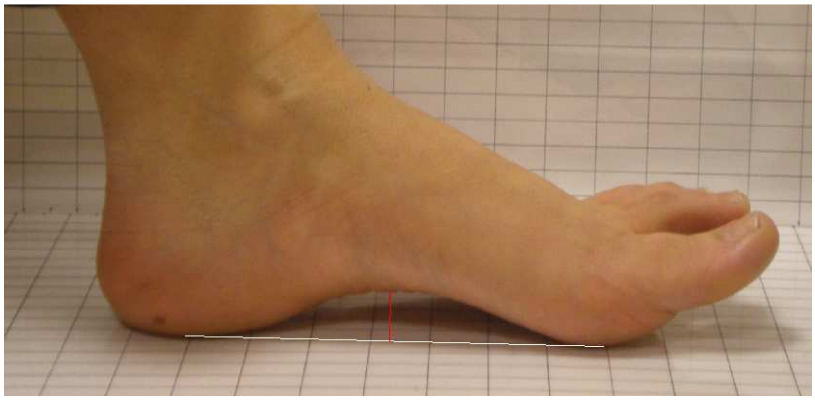

Fig. 4.12 Esempio di calcolo dell'altezza dell'arco interno mediante AutoCAD.

Si ritiene importante sottolineare che non si è riusciti ad ottenere misure molto accurate perché le foto, essendo state scattate manualmente, non hanno tutte la stessa angolatura, quindi ci sono errori dovuti alla diversa prospettiva.
Per quanto riguarda quindi le altezze degli archi interni, classificando i pazienti secondo la diagnosi del medico, sono stati ricavati i seguenti valori medi:

	altezza dell'arco (cm) (SD)
piede piatto	0,85 (0,44)
soggetti sani	1,26 (0,33)
piede cavo	1,47 (0,14)

Tab. 4.3 Altezza media dell'arco (cm) per soggetti con piede piatto, soggetti sani e con piede cavo.

Inoltre, per i soggetti il cui arch index riporta ad una conformazione plantare diversa da quella identificata dal medico, si è calcolata l'ampiezza dell'angolo di valgismo del tallone come prova della pronazione.
Il valgismo indica una deviazione verso l'interno:

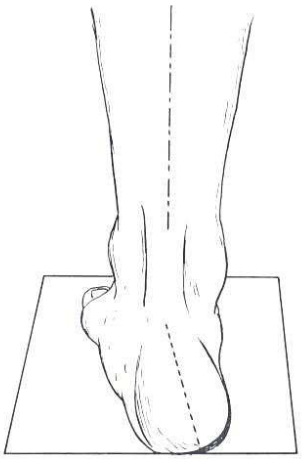

Fig. 4.13 Valgismo sottoastragalico.

Questa volta si è ricorso alle fotografie del retropiede scattate sopra il podoscopio. Sempre attraverso AutoCAD si è definito il piano d'appoggio del tallone, di lunghezza pari alla larghezza del calcagno. In seguito si è tracciata la distanza intramalleolare. Unendo i punti medi di questi due segmenti è stato possibile visualizzare l'inclinazione del tratto risultante. Poiché in una situazione normale la posizione della superficie posteriore del calcagno è parallela al terzo distale della gamba e perpendicolare al pavimento, sottraendo 90° all'inclinazione del segmento trovato è stato possibile calcolare l'ampiezza dell'angolo di valgismo del tallone. Si riporta un esempio:

Fig. 4.14 Esempio di calcolo dell'ampiezza dell'angolo di valgismo mediante AutoCAD.

In assenza di alterazioni a carico del piede, il calcagno durante l'appoggio può essere in inversione o in eversione di 2° (M.L. Root et al., 1999). Quindi un angolo di valgismo superiore ai 2° è un indice di pronazione. In effetti, come si può notare dalla tabella sottostante, i pazienti affetti da pronazione hanno tutti un angolo di valgismo maggiore di 2°.

PAZIENTE	DIAGNOSI DEL MEDICO	AI	ANGOLO DI VALGISMO
Paziente 1	piede piatto pronato grado 3	0,16	**4°89'**
Paziente 4	piede piatto pronato costituzionale	0,15	**4°84'**
Paziente 5	piede piatto pronato	0,07	**2°76'**
Paziente 6	piede piatto pronato grado 3	0,05	**9°14'**
Paziente 10	piede piatto pronato grado 1	0,09	**3°02'**
Paziente 12	piede piatto pronato grado 3	0,23	**7°17'**
Paziente 15	piede piatto pronato	0,12	**2°73'**
Paziente 18	piede cavo pronato	0,26	**2°57'**

Tab. 4.4 Relazione tra l'ampiezza dell'angolo di valgismo del tallone e il valore dell'arch index per soggetti affetti da pronazione.

4.4 Analisi della distribuzione pressoria

La misura delle pressioni plantari è utile in quanto fornisce dettagliate informazioni specifiche per ogni regione di contatto. Infatti il valore delle misurazioni della distribuzione pressoria per la valutazione delle patologie o anormalità riguardanti l'avampiede, il mesopiede e il retropiede è ampiamente riconosciuto e si riflette in una varietà di documenti con applicazioni cliniche.

Per questo motivo si è deciso di analizzare il pattern di pressione in statica per il gruppo di soggetti considerato, con particolare attenzione alla localizzazione del punto di massima pressione e alla distribuzione pressoria nelle tre regioni definite.

4.4.1 Localizzazione del punto di massima pressione

Il punto di massima pressione (PMP) descrive dove è stato rilevato il valore massimo di pressione podalica. La localizzazione di tale punto è segnalata nella schermata principale dell'analisi statica.

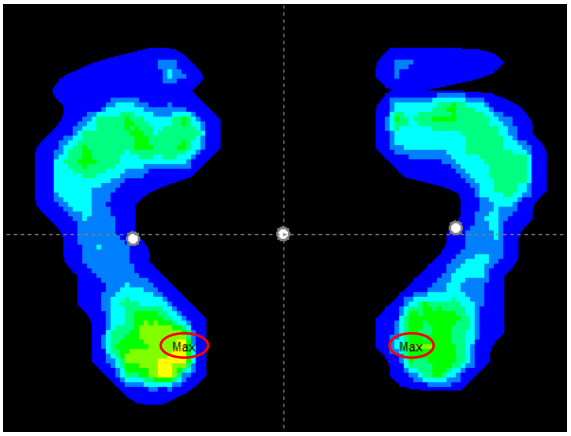

Fig. 4.15 Localizzazione dei punti di massima pressione nell'analisi statica.

Fisiologicamente il PMP in statica è localizzato nel retropiede, più o meno centralmente (P. Galasso et al.). Questo indicatore, se riscontrato nell'avampiede e se persiste anche in dinamica, denota un impegno metatarsale. Solitamente è rara una localizzazione nel mesopiede o sulle dita. Se è presente più di un punto di massima pressione nel singolo piede si ha una zona di eccessivo carico.

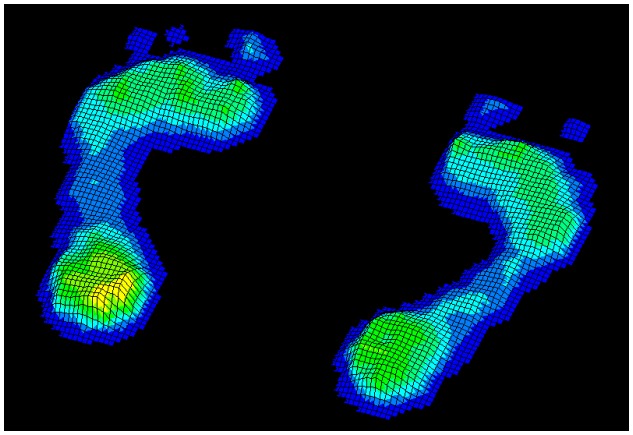

Fig. 4.16 Visualizzazione tridimensionale dell'analisi statica. Risulta evidente la localizzazione del PMP nel retropiede (giallo-verde).

Dall'analisi statica dei pazienti si è visto che la maggior parte di essi ha una corretta localizzazione del punto di massima pressione nel retropiede. Si riportano qui sotto i risultati ottenuti per il piede sinistro e per il piede destro:

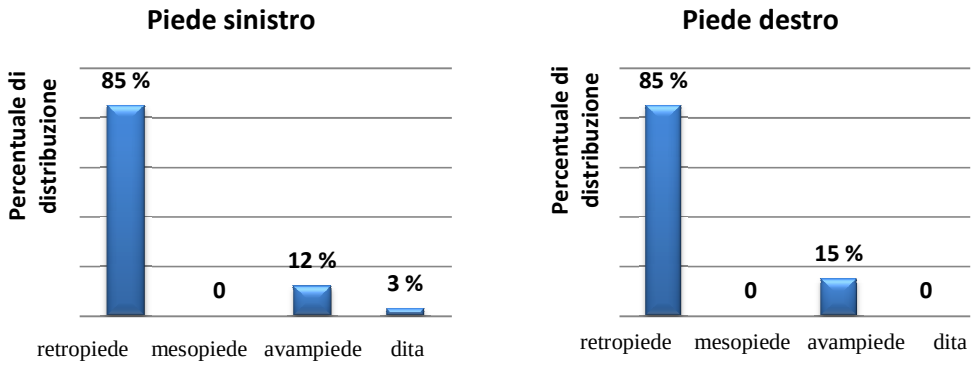

Fig. 4.17 Percentuale di distribuzione del punto di massima pressione nel retropiede, nel mesopiede, nell'avampiede e nelle dita.

Tuttavia ci sono dei casi particolari di pazienti che presentano lo stesso valore massimo di pressione contemporaneamente in due regioni del piede distinte, ad esempio nel retropiede e nell'avampiede (il 18% dei soggetti per il piede sinistro e il 15% per il piede destro) oppure nel retropiede e nelle dita (il 3% dei soggetti per il piede destro).
Si riportano inoltre le percentuali di distribuzione in base alle tre diverse conformazione del piede considerate:

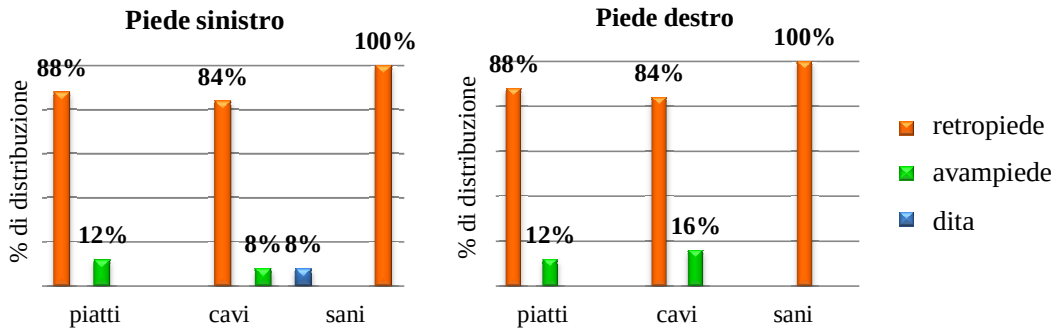

Fig. 4.18 Percentuale di distribuzione del punto di massima pressione nel retropiede, nell'avampiede e nelle dita per soggetti con piede piatto, cavo e soggetti sani.

Risulta evidente che i soggetti sani presentano tutti una localizzazione del PMP corretta, mentre i soggetti affetti da piede piatto e cavo presentano anche localizzazioni del PMP diverse dal retropiede, proprio perché una conformazione anormale del piede porta ad alterazioni fisiologiche.

4.4.2 Distribuzione pressoria nelle diverse regioni plantari

Poiché l'arco plantare longitudinale è un'importante struttura responsabile della stabilizzazione statica e dinamica, risulta interessante valutare se una diversa conformazione del piede, determinata ad esempio dall'altezza dell'arco, causa delle distribuzioni di pressioni anormali.

Si è quindi ripresa la precedente suddivisione del piede in avampiede, mesopiede, retropiede (e si è aggiunta una quarta area composta dalle dita per avere la totalità dell'impronta pressoria) e, per ciascuna regione, si sono calcolate la pressione totale, la distribuzione pressoria percentuale e la pressione massima. In seguito, suddividendo i pazienti in base alla classificazione ottenuta con l'arch index, si è provato a vedere se ci sono delle differenze nei valori dei picchi di pressione e della distribuzione pressoria percentuale nelle tre aree del piede per le tre categorie di pazienti. Si riportano i risultati ottenuti per il piede sinistro e per il piede destro:

	PIEDE SINISTRO					
	RETROPIEDE		**MESOPIEDE**		**AVAMPIEDE**	
	Distribuzione pressoria % (SD)	Pressione massima (Kpa) (SD)	Distribuzione pressoria % (SD)	Pressione massima (Kpa) (SD)	Distribuzione pressoria % (SD)	Pressione massima (Kpa) (SD)
PIEDE PIATTO	37,80 (7,01)	115,69 (14,82)	24,48 (7,16)	76,10 (27,27)	34,78 (6,74)	103,70 (26,89)
PIEDE CAVO	42,55 (7,40)	138,91 (24,40)	4,75 (2,80)	39,38 (11,42)	48,14 (5,50)	128,48 (21,97)
SOGGETTO SANO	40,48 (7,28)	141,32 (17,47)	13,5 (4,19)	64,08 (21,73)	43,37 (5,8)	115,58 (24,06)

Tab. 4.5 Distribuzione pressoria percentuale e pressione massima (Kpa) nelle tre aree del piede sinistro in soggetti con piede piatto, cavo e in soggetti sani.

	PIEDE DESTRO					
	RETROPIEDE		MESOPIEDE		AVAMPIEDE	
	Distribuzione pressoria % (SD)	Pressione massima(Kpa) (SD)	Distribuzione pressoria % (SD)	Pressione massima(Kpa) (SD)	Distribuzione pressoria % (SD)	Pressione massima(Kpa) (SD)
PIEDE PIATTO	45,15 (10,26)	116,83 (12,85)	18,76 (5,90)	60,06 (17,38)	33,06 (12,00)	89,75 (33,29)
PIEDE CAVO	43,79 (8,57)	140,13 (32,37)	4,40 (2,64)	34,77 (12,15)	47,90 (7,19)	114,02 (23,48)
SOGGETTO SANO	41,38 (11,84)	136,40 (28,62)	12,20 (4,92)	57,98 (15,98)	44,26 (7,10)	112,10 (8,67)

Tab. 4.6 Distribuzione pressoria percentuale e pressione massima (Kpa) nelle tre aree del piede destro in soggetti con piede piatto, cavo e in soggetti sani.

Come ci si può aspettare dalla conformazione del piede, e da quanto affermato in alcuni documenti presenti in letteratura (T.A. Bacarin at al., 2005; P.S.Igbigbi et al. 2002; D. Rosenbaum et al., 1997, etc.), il picco di pressione e la distribuzione pressoria percentuale nel mesopiede in soggetti con piede piatto risultano più alti rispetto agli altri soggetti.

Per quanto riguarda invece i soggetti con piede cavo, questi presentano una pressione massima e una distribuzione pressoria più elevate nell'avampiede (J. Burns et al., 2005; D. Rosenbaum et al., 1997), proprio perché la particolare conformazione del piede, che prevede l'appoggio soltanto nel retropiede e nell'avampiede, induce ad esercitare una pressione maggiore nella parte anteriore del piede, ovvero nella zona con la maggiore superficie d'appoggio sulla quale viene trasferito il carico.

Le tabelle sottostanti riportano le superfici di contatto, espresse in percentuale rispetto alla totalità della superficie d'appoggio, nelle tre aree di interesse:

	PIEDE SINISTRO		
	RETROPIEDE (SD)	**MESOPIEDE (SD)**	**AVAMPIEDE (SD)**
PIEDE PIATTO	27,86 (1,53)	31,51 (4,28)	40,63 (4,00)
PIEDE CAVO	36,43 (4,99)	12,35 (6,35)	51,21 (5,49)
SOGGETTO SANO	31,68 (2,59)	23,89 (1,66)	44,42 (3,38)

Tab. 4.7 Percentuale della superficie d'appoggio plantare nelle tre aree del piede sinistro per soggetti con piede piatto, cavo e soggetti sani.

	PIEDE DESTRO		
	RETROPIEDE (SD)	**MESOPIEDE (SD)**	**AVAMPIEDE (SD)**
PIEDE PIATTO	30,47 (3,96)	29,24 (4,63)	40,29 (3,13)
PIEDE CAVO	37,31 (2,28)	10,34 (5,56)	52,35 (4,56)
SOGGETTO SANO	33,81 (4,17)	21,17 (1,86)	45,02 (2,40)

Tab. 4.8 Percentuale della superficie d'appoggio plantare nelle tre aree del piede destro per soggetti con piede piatto, cavo e soggetti sani.

Risulta evidente che i pazienti affetti da piede piatto presentano un'area di contatto notevolmente superiore nel mesopiede rispetto agli altri soggetti, mentre i pazienti affetti da piede cavo presentano superfici d'appoggio più elevate rispetto agli altri soggetti nel retropiede e nell'avampiede. Questi dati danno un'informazione quantitativa sugli effetti che un'anormale altezza dell'arco longitudinale interno può provocare sulla superficie dell'impronta plantare.

Per quanto riguarda la deviazione standard, nel mesopiede si ottengono dei valori maggiori per soggetti con piede piatto e cavo; ciò è dovuto ai diversi gradi di piattismo o cavismo dei soggetti, che provocano una disomogeneità del campione di soggetti preso in esame.

CAPITOLO 5

Descrizione della distribuzione pressoria in condizioni dinamiche nel gruppo di soggetti considerato

5.1 Introduzione

Dopo aver studiato la distribuzione pressoria in condizioni statiche si è pensato di analizzare alcuni parametri ricavabili dal test dinamico.

Questo capitolo viene introdotto dallo studio del ciclo del passo e della suddivisione nelle sue fasi, per permettere una maggiore comprensione dei meccanismi di deambulazione.

In seguito si è pensato di esaminare la localizzazione del punto di massima pressione durante il passo per fare un confronto con i dati ricavati dalla statica.

Infine si è deciso di focalizzare l'attenzione sull'andamento delle curve di forza sia nell'intero appoggio, sia in tre aree diverse del piede, ovvero il retropiede, il mesopiede e l'avampiede. Data la difficoltà di confrontare tali curve a causa delle velocità del passo diverse per ogni paziente, si è pensato di paragonare i valori dei picchi di forza e il tempo necessario per raggiungere questi picchi per le diverse conformazioni del piede ricavate mediante l'arch index.

5.2 Il ciclo del passo

Durante l'avanzamento del corpo, un arto funge da sostegno, mentre l'altro avanza fino al successivo appoggio; in seguito i due arti si scambiano di ruolo ed entrambi i piedi sono in contatto con il terreno durante il trasferimento del peso del corpo da un arto all'altro. Questa serie di eventi è ripetuta da ogni arto in modo alternato, fino al raggiungimento della destinazione.

Una singola sequenza di queste funzioni di un arto è definita *ciclo del passo* (*gait cycle*).

Dal momento che un'azione confluisce direttamente nella successiva, è difficile stabilire uno specifico evento di inizio e di fine del ciclo, pertanto qualsiasi evento potrebbe essere scelto come inizio del passo. Poiché il momento del contatto con il suolo rappresenta l'evento più facile da definire, questo generalmente viene indicato come l'inizio.

Ogni ciclo del passo è suddiviso in due periodi: appoggio e oscillazione. L'*appoggio* (*stance*) è il termine utilizzato per identificare l'intero periodo durante il quale il piede è in contatto con il terreno ed ha inizio con il contatto iniziale. Il termine *oscillazione* (*swing*) si riferisce al tempo in cui il piede si trova sollevato per l'avanzamento dell'arto: l'oscillazione inizia quando il piede si distacca dal suolo (*toe off*).

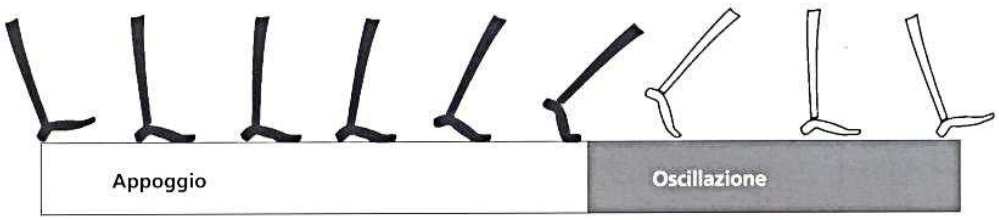

Fig. 5.1 Suddivisione del ciclo del passo nei periodi di appoggio e oscillazione.

L'appoggio è suddiviso in tre intervalli in base alla sequenza del contatto con il suolo da parte dei due piedi. Sia l'inizio sia la fine dell'appoggio comprendono un periodo di contatto bilaterale (*doppio appoggio, double support*), mentre durante la parte intermedia il contatto è di un solo piede.

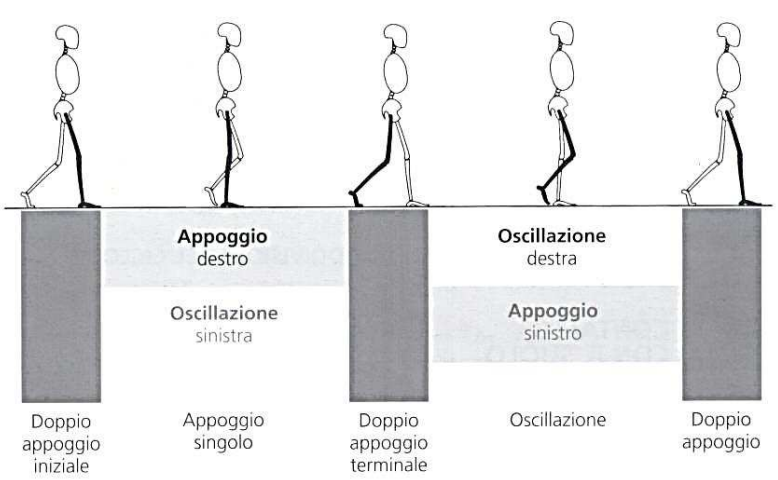

Fig. 5.2 Suddivisione dell'appoggio e sua relazione con lo schema di contatto con il suolo bilaterale.

Il *doppio appoggio iniziale* costituisce l'inizio del ciclo del passo; rappresenta il tempo in cui entrambi i piedi si trovano a contatto con il suolo dopo il contatto iniziale.
L'*appoggio singolo* (*single support*) ha inizio quando il piede opposto si distacca per l'oscillazione e in questo periodo l'intero peso del corpo grava su quella estremità.
Infine il *doppio appoggio terminale* ha inizio con il contatto al suolo da parte dell'altro piede e continua finché l'arto che era in appoggio inizialmente si distacca per l'oscillazione.

La distribuzione normale dei periodi di contatto con il terreno è approssimativamente del 60% per l'appoggio e del 40% per l'oscillazione. La suddivisione temporale per le fasi di appoggio è del 10% per ciascun intervallo di doppio appoggio e del 40% per l'appoggio singolo.

Appoggio		60 %
Doppio appoggio iniziale	10 %	
Appoggio singolo	40 %	
Doppio appoggio terminale	10 %	
Oscillazione		40 %

Tab. 5.1 Periodi di contatto al suolo.

La durata di questi intervalli del ciclo del passo varia in base alla velocità di avanzamento della persona. La durata di entrambe le fasi del passo è inversamente correlata alla velocità del cammino, pertanto sia la fase di appoggio sia quella di oscillazione risultano ridotte con l'aumento della velocità. Al contrario, le fasi di appoggio e oscillazione aumentano progressivamente con il diminuire della velocità. Nell'ambito delle suddivisioni dell'appoggio è presente una relazione di tipo curvilineo: il cammino veloce prolunga proporzionalmente la fase di singolo appoggio e riduce i due intervalli di doppio appoggio, mentre il contrario si verifica quando il soggetto riduce la velocità del cammino.

5.2.1 Le fasi del passo

Come già accennato un ciclo del passo completo consiste in una fase d'appoggio e una d'oscillazione. Ma in realtà il passo può essere suddiviso in otto fasi, ciascuna delle quali ha un preciso obiettivo funzionale ed è caratterizzata da uno schema di movimento sinergico per raggiungere tale obiettivo. La combinazione sequenziale delle fasi è inoltre in grado di far effettuare all'arto tre compiti di base: l'accettazione del carico, l'appoggio singolo e l'avanzamento dell'arto.

In questo capitolo l'attenzione sarà focalizzata sulla fase d'appoggio, in quanto è questa fase che viene analizzata durante la prova dinamica.

La fase d'appoggio si divide in tre periodi:

1. *contatto* o *initial contact* (circa il 27% della fase d'appoggio)
2. *appoggio* o *midstance* (circa il 40% della fase d'appoggio)
3. *propulsione* o *push off* (circa il 33% della fase d'appoggio).

Il *periodo di contatto* inizia nel momento in cui il piede viene a contatto con il suolo, noto anche come *heel strike*, e continua finchè l'altro piede viene sollevato per l'oscillazione. Questa fase rallenta l'arto che avanza, assorbe le forze d'urto e permette al piede di adattarsi al terreno d'appoggio. La difficoltà è rappresentata dal trasferimento immediato del peso del corpo su un arto che ha appena terminato l'oscillazione e si presenta con un allineamento instabile. L'arto è posizionato in modo

da iniziare l'appoggio con il rotolamento del calcagno, consentendo così l'assorbimento dell'impatto, rappresentato dalla pronazione della sottoastragalica e dalla flessione dorsale della mediotarsica, la stabilità sotto carico e la conservazione della progressione.

Fig.5.3 Periodo di contatto.

Il *periodo di appoggio*, o *midstance*, inizia con il carico dell'avampiede e termina con il distacco del calcagno. In questa fase avviene un trasferimento del carico dal retropiede all'avampiede e le articolazioni metatarsali si trovano in una posizione neutra. Il piede inoltre cerca di convertirsi da apparato mobile a struttura rigida, in quanto ha la responsabilità di sostenere tutto il peso del corpo sia sul piano sagittale sia su quello frontale e deve contemporaneamente permettere la progressione.

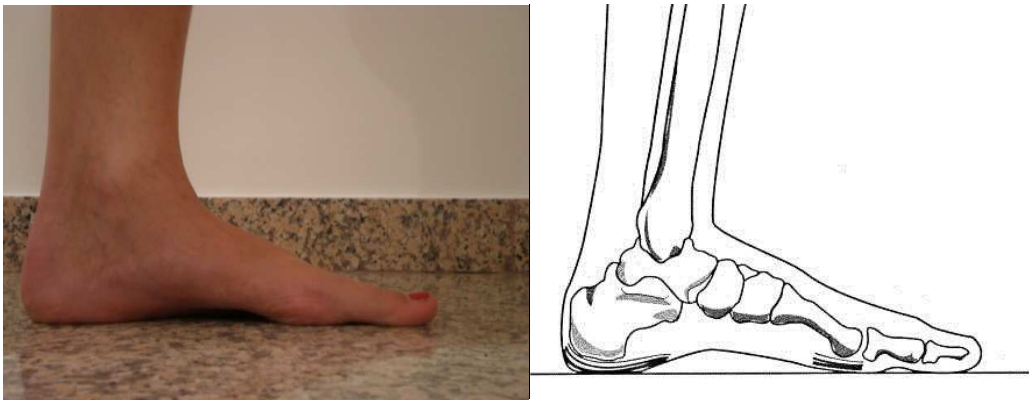

Fig.5.4 Midstance. A destra visualizzazione del carico sul tallone e sull'avampiede.

Il *periodo di propulsione* inizia con il rialzo del calcagno e termina con il distacco delle dita. La progressione del corpo in avanti prosegue con il trasferimento di tutto il carico sull'avampiede grazie anche alla flessione dorsale delle metatarsofalangee. Durante questa fase il trasferimento del carico, che avviene dal lato esterno a quello interno del piede, scarica rapidamente l'arto che si prepara così alla richiesta di oscillazione.

Fig.5.5 Periodo di propulsione. A destra visualizzazione del carico sull'avampiede.

Le differenze nel tempo di contatto del tallone e dell'avampiede con il terreno determinano tre differenti schemi di supporto del piede. Questo normalmente si verifica nella seguente sequenza: tallone, pianta (tallone e avampiede) e avampiede.

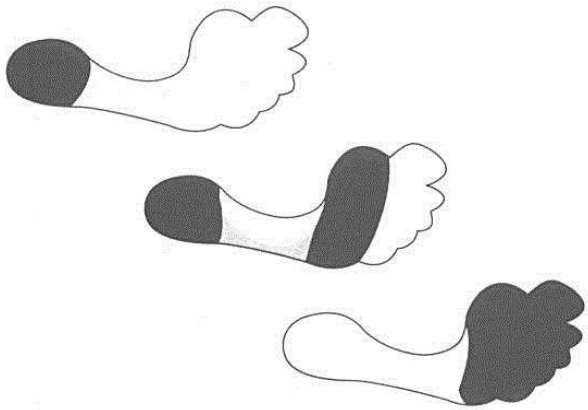

Fig.5.6 Sequenza delle aree di supporto del piede durante l'appoggio. Solo il tallone durante la fase di contatto, tutto il piede nella fase di appoggio, avampiede e dita nella fase di propulsione.

Questi tre schemi corrispondono rispettivamente alle fasi di contatto, appoggio e propulsione del passo. Dal test dinamico, mediante l'opzione *Filmato, grafici e aree di studio del passo*, è possibile visualizzare la sequenza di fotogrammi memorizzati durante l'analisi e scegliere le fasi del passo di interesse:

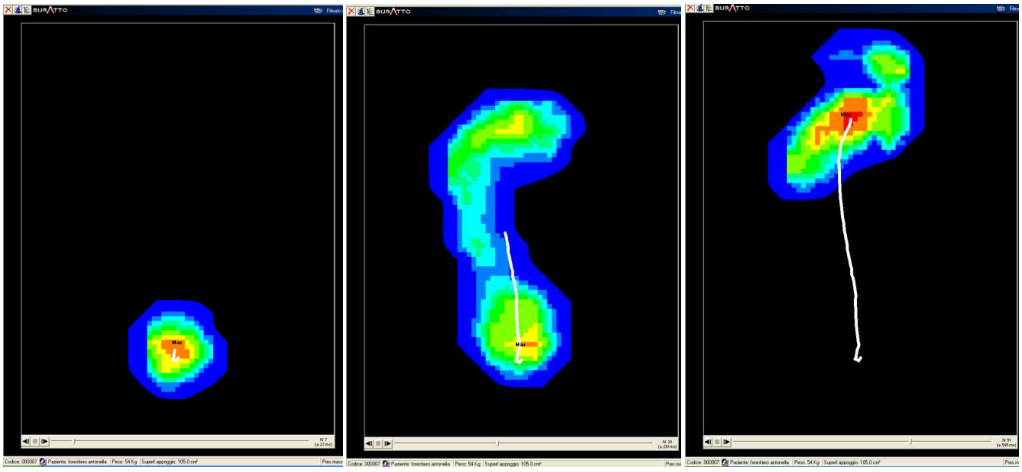

Fig.5.7 Immagini della distribuzione pressoria durante le fasi di contatto, appoggio e propulsione.

5.3 Localizzazione del punto di massima pressione

Come già effettuato per l'analisi statica, si è deciso di analizzare la localizzazione del punto di massima pressione (PMP) anche nel test dinamico, in quanto solo un confronto tra le due analisi può permettere una diagnosi complessiva corretta.

Il punto di massima pressione, che descrive dove è stato rilevato il valore massimo di pressione podalica, può essere facilmente individuato dalla schermata principale dell'analisi dinamica:

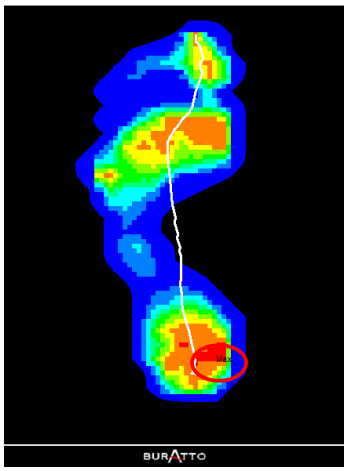

Fig.5.8 Localizzazione del punto di massima pressione nell'analisi dinamica.

Durante il passo il PMP è fisiologicamente localizzato nel retropiede o sull'alluce (P. Galasso et al.). Se questo indicatore viene riscontrato nell'avampiede denota eccessivo impegno metatarsale, soprattutto se rilevato anche nell'analisi statica e correlato alla morfologia plantare. Raramente se ne riscontra una localizzazione nel mesopiede o sul II, III, IV e V dito.

Come per la statica, la presenza di più punti di massima pressione nel singolo piede evidenzia una zona di eccessivo carico.

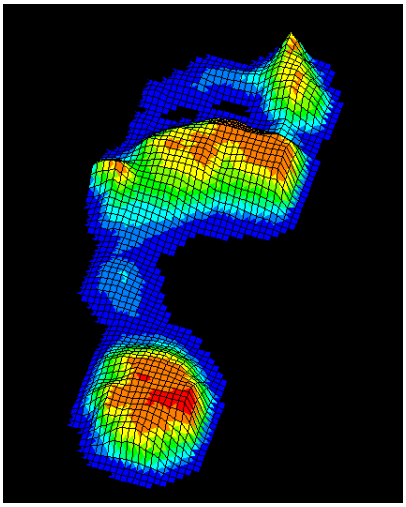

Fig.5.9 Visualizzazione tridimensionale dell'analisi dinamica. Si individua facilmente la localizzazione del PMP nel retropiede (rosso).

Per il gruppo di soggetti considerato si è scelto di esaminare il passo più vicino alla media, individuato dall'analisi dinamica multipla, e di identificare la localizzazione del valore massimo di pressione. Si rappresentano mediante un istogramma i risultati ottenuti:

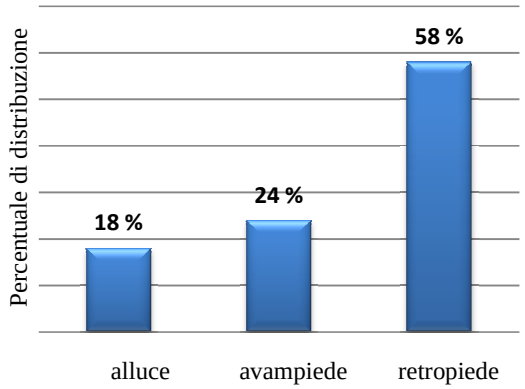

Fig. 5.10 Percentuale di distribuzione del punto di massima pressione nell'alluce, nell'avampiede e nel retropiede.

Dall'istogramma si conclude che il 76 % dei pazienti presenta una localizzazione corretta del punto di massima pressione, in quanto il valore massimo di pressione si trova sull'alluce o sul retropiede, mentre il 24 % dei pazienti presenta una localizzazione fisiologicamente scorretta. Confrontando questi risultati con quelli ottenuti dall'analisi statica, in cui la percentuale di soggetti con una localizzazione scorretta del PMP era del 15 %, si evince che alcuni pazienti presentano una dislocazione del valore massimo di pressione corretta in statica e scorretta in dinamica. Da qui l'importanza di confrontare i dati ottenuti nelle due prove, soprattutto per stabilire se il pattern di pressione ottenuto dal test statico sia stato fortemente condizionato dalla prova o se esista realmente un disturbo a livello posturale e/o di deambulazione.

Inoltre, al fine di effettuare un confronto specifico con l'analisi statica, si riporta la localizzazione del PMP nei tre gruppi di soggetti considerati:

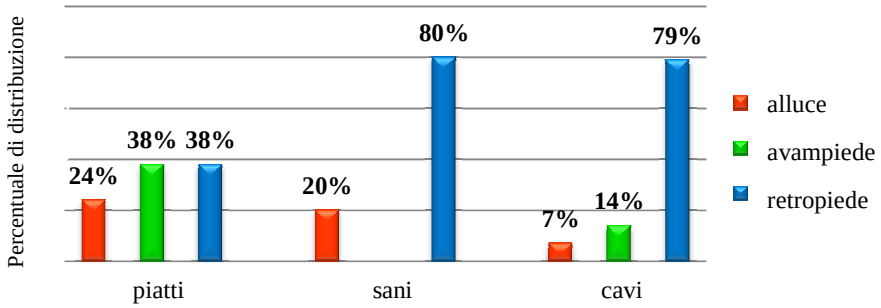

Fig. 5.11 Percentuale di distribuzione del punto di massima pressione nell'alluce, nell'avampiede e nel retropiede nei tre gruppi di soggetti considerati.

Considerando i valori ottenuti dall'analisi statica, si ricava che i soggetti affetti da piede piatto presentano una dislocazione del punto di massima pressione maggiormente scorretta in condizioni dinamiche (38%) rispetto alle condizioni statiche (12%), mentre i soggetti con piede cavo mantengono una localizzazione del PMP simile nelle due prove.

5.4 Valutazione della componente normale della forza di reazione al suolo

Il piede è il principale mezzo di interazione del corpo con il terreno. Quando il peso del corpo viene trasferito sul piede in appoggio vengono generate delle forze di reazione del terreno equivalenti in intensità e opposte in verso rispetto a quelle a cui viene sottoposto l'arto in carico. La misura di queste forze, note anche come *ground reaction forces* (GRFs), si può ottenere facilmente mediante la pedana di pressione.

Nell'analisi della deambulazione i termini *forza* e *pressione* rappresentano due concetti importanti e, pertanto, devono essere chiaramente distinti. La forza descrive l'interazione tra due corpi o tra un corpo ed il suo ambiente mentre la pressione analizza la distribuzione della forza su di una superficie. La forza descrive complessivamente l'effetto del carico mentre la pressione valuta gli effetti di un possibile danneggiamento dei tessuti (D. Rosenbaum et al., 1997).

5.4.1 Definizione della componente normale della forza di reazione al suolo

Lo schema normale della forza verticale nella fase di appoggio presenta due picchi separati da un avvallamento.

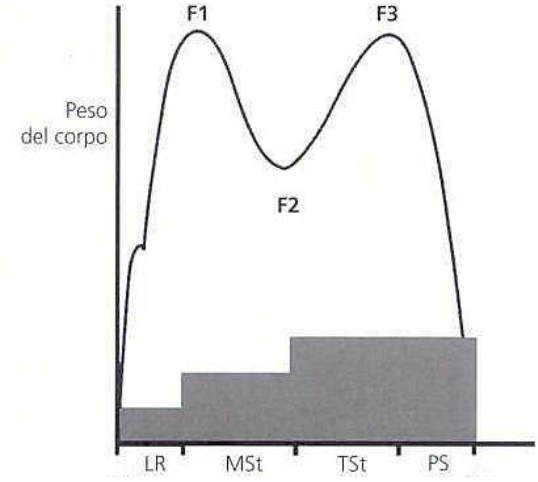

Fig.5.12 Pattern della forza di reazione al suolo verticale. La parte scura indica lo schema di contatto del piede.

Il primo picco (F1) corrisponde all'inizio della fase di midstance in risposta agli eventi di accettazione del carico. In questo momento il centro di gravità del corpo si abbassa rapidamente aumentando l'effetto di accelerazione del peso corporeo.

Nella parte terminale della fase di midstance, l'avvallamento (F2) è generato dal sollevamento del centro di gravità per la rotazione in avanti sul piede vincolato al terreno. Questo avvallamento è accentuato dal momento creato dall'oscillazione dell'arto controlaterale che tende a scaricare la piattaforma di forza.

Il secondo picco (F3), che si verifica in corrispondenza della fase di push off, indica nuovamente un'accelerazione verso il basso e l'abbassamento del centro di gravità, quando il peso del corpo è trasferito in avanti per la rotazione dell'avampiede.

Dal punto di vista fisico, queste azioni possono essere spiegate dalla seguente equazione:

$$F - w = M*a$$

dove *F* costituisce la componente verticale della forza di reazione del terreno misurata mediante la piattaforma di pressione, *w* è il peso corporeo, *M* è la massa del soggetto e *a* rappresenta l'accelerazione verticale.
Sostituendo nell'equazione $w = M*g$, dove *g* è la costante gravitazionale, si ottiene:

$$F = M* (g + a)$$

Poiché *M* e *g* sono costanti, la forza sulla piattaforma si modifica al variare dell'accelerazione verticale. Quando $a = 0$, la forza è rappresentata dal peso corporeo; se $a > 0$, la forza sale e, analogamente, se $a < 0$ la forza scende al di sotto del peso corporeo. Di conseguenza, la forza verticale sopra e sotto la linea del peso corporeo è dovuta all'accelerazione verticale rispettivamente positiva e negativa.
E' importante sottolineare che la velocità con cui il carico viene posto sull'arto costituisce un fattore determinante per l'ampiezza della componente verticale di forza ed è direttamente proporzionale alla velocità di progressione.

5.4.2 Analisi delle curve di forza durante la fase di appoggio del passo

L'analisi delle curve di forza permette di valutare l'insieme dei movimenti dell'arto inferiore e l'attività muscolare. In particolare la curva generale di forza permette di classificare il tipo di piede.
I soggetti affetti da piede piatto presentano una curva con un solo picco, mentre nei soggetti affetti da piede cavo e nei soggetti sani la curva marca due picchi ben distinti.
Poiché non è stato possibile effettuare una media di tutte le curve di forza a causa delle diverse velocità dei passi, si riportano come esempio tre curve di forza corrispondenti alle tre diverse conformazioni del piede esaminate:

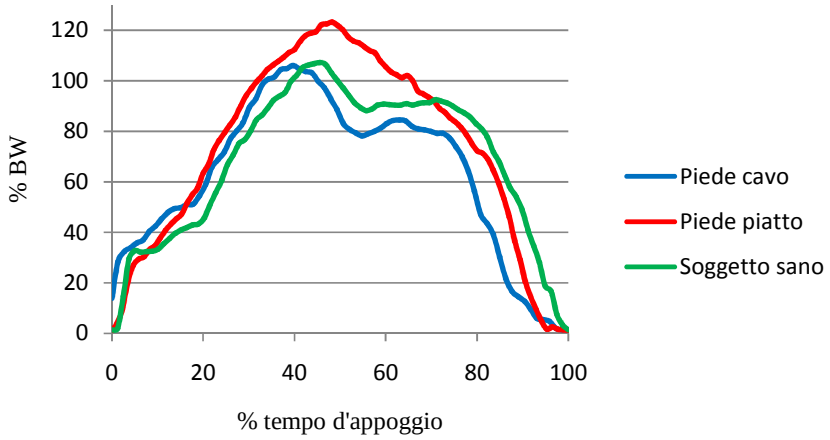

Fig.5.13 Esempio di curve di forza di soggetti con piede cavo, piatto e soggetti sani. Per rendere le curve confrontabili il tempo è stato espresso in percentuale d'appoggio e la forza in percentuale del peso corporeo (Body Weight).

Nei pazienti con il piede piatto, a causa della bassa altezza dell'arco e di una notevole superficie d'appoggio nel mesopiede, il rullaggio in avanti sul piede vincolato al terreno è limitato e, di conseguenza, non si verifica il sollevamento del centro di gravità. Scompare così l'avvallamento intermedio nella curva di forza. Il soggetto infatti, dopo aver appoggiato l'avampiede, non rotola su di esso ma mantiene il piede rigido fino al distacco.

Le conformazioni del piede cavo e del piede normale favoriscono invece il rullaggio sull'avampiede, ottenendo così due picchi di forza. Tuttavia, valutando le analisi effettuate, si è riscontrata la difficoltà di ottenere due picchi ben distinti come prevede la letteratura in quanto durante il cammino, solitamente, non si hanno rullaggi di notevole entità.

Vista l'impossibilità di confrontare i grafici medi a causa delle diverse velocità del passo, per le tre conformazioni del piede prese in considerazione si è pensato di confrontare il valore del picco di forza, espresso in percentuale del peso corporeo, e il tempo necessario per raggiungere tale picco, espresso in percentuale dell'appoggio.

Esaminando i passi medi dei pazienti, ottenuti dall'analisi dinamica multipla, si sono ricavati i seguenti risultati:

	Picco di forza (%BW) (SD)	**Tempo (% appoggio) (SD)**
PIEDE PIATTO	134,10 (41,59)	45,47 (6,87)
PIEDE CAVO	99,88 (22,84)	39,11 (7,77)
SOGGETTO SANO	119,87 (10,22)	42,87 (7,76)

Tab. 5.3 Valori dei picchi di forza (% BW) e dei tempi necessari a raggiungere tali picchi (% appoggio) per soggetti con piede piatto, cavo e soggetti sani.

Come si può notare non ci sono sostanziali differenze nei tempi necessari a raggiungere i picchi di forza. D'altra parte invece si può rilevare che i soggetti affetti da piede piatto presentano picchi di forza più elevati rispetto alle altre conformazioni del piede. Questo può essere dovuto al fatto che la limitazione o l'assenza del rullaggio sull'avampiede durante il passo riduce la velocità del cammino, inducendo così picchi più alti. Un altro aspetto da tenere in considerazione al fine dell'analisi dei dati ricavati è che tra i pazienti con piede piatto ci sono diversi bambini, i quali imprimono sulla pedana pressioni elevate rispetto al loro peso, forse anche a causa dell'influenza della pedana.

5.4.3 Analisi delle curve di forza che si realizzano a livello del retropiede, del mesopiede e dell'avampiede durante la fase di appoggio

Poiché nelle varie aree del piede i livelli di carico variano mentre il soggetto avanza durante l'appoggio, si è pensato di analizzare le curve di forza nel retropiede, nel mesopiede e nell'avampiede, ponendo particolare attenzione ai valori dei picchi di forza e al tempo necessario per raggiungere tali valori, con lo scopo di verificare se esistono delle differenze per conformazioni diverse del piede.

Per raggiungere tale obiettivo si sono presi in considerazione i passi più vicini alla media, individuati dall'analisi dinamica multipla, di ogni paziente e, mediante il comando *Creazione aree di studio* presente in alto a sinistra nella schermata *Filmato, grafici e aree di studio del passo,* è stato possibile selezionare con il mouse i sensori facenti parte delle aree interessate.

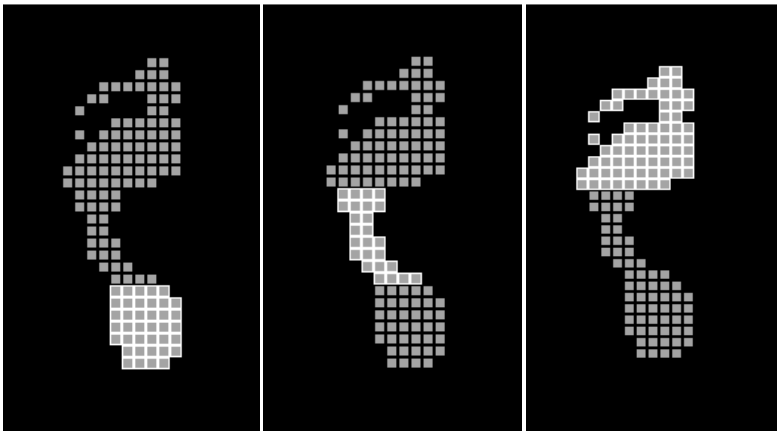

Fig.5.14 Selezione delle aree di studio: retropiede, mesopiede e avampiede.

Una volta salvate le aree di studio, nei grafici di superficie e forza sono state inserite anche le curve corrispondenti a tali aree:

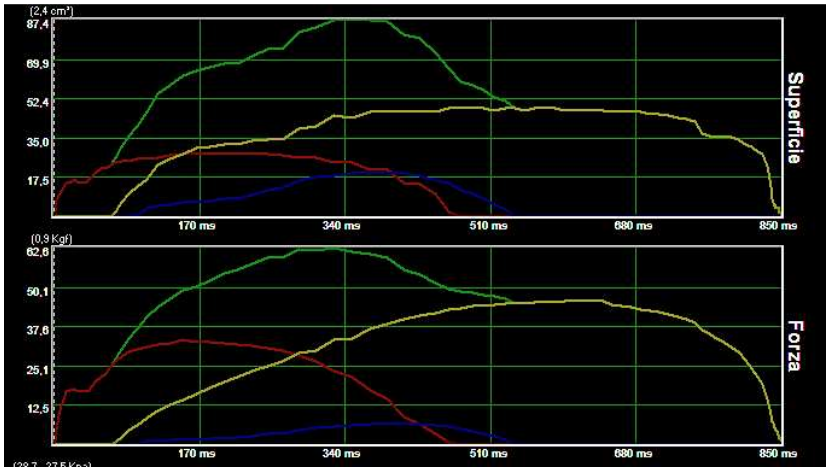

Fig.5.15 Grafici di superficie e di forza corrispondenti alle tre aree di studio: retropiede (rosso), mesopiede (blu), avampiede (giallo).

Servendosi del programma *GetData* è stato possibile risalire ai valori delle curve per le diverse aree. Sempre esprimendo il picco di forza come percentuale del peso corporeo e il tempo come percentuale dell'appoggio si sono ottenuti i seguenti risultati:

	RETROPIEDE		MESOPIEDE		AVAMPIEDE	
	Picco di forza (%BW) (SD)	Tempo (% appoggio) (SD)	Picco di forza (%BW) (SD)	Tempo (% appoggio) (SD)	Picco di forza (%BW) (SD)	Tempo (% appoggio) (SD)
PIEDE PIATTO	47,87 (13,12)	10,21 (4,83)	43,57 (22,10)	40,87 (9,08)	103,30 (35,84)	75,96 (5,54)
PIEDE CAVO	43,39 (11,95)	21,18 (3,74)	17,23 (8,07)	45,79 (9,03)	73,43 (18,26)	73,52 (7,45)
SOGGETTO SANO	54,07 (9,23)	19,77 (3,97)	23,08 (4,73)	50,61 (7,70)	92,36 (9,41)	76,46 (6,06)

Tab. 5.4 Valori medi dei picchi di forza (% BW) e dei tempi necessari a raggiungere tali picchi (% appoggio) nel retropiede, nel mesopiede e nell'avampiede per soggetti con piede piatto, cavo e soggetti sani.

Per quanto riguarda il retropiede risulta evidente che non ci sono rilevanti variazioni dei picchi di forza per le tre conformazioni del piede, se non un valore leggermente inferiore per i pazienti con piede cavo. Tuttavia in quest'area del piede i soggetti con piede piatto raggiungono più velocemente rispetto agli altri il picco di forza, forse perché l'intero tallone appoggia prima a causa di un rullaggio limitato o inesistente.

Anche nel mesopiede i pazienti con piede piatto raggiungono precocemente rispetto agli altri il picco di forza, probabilmente sempre a causa di un mancato rullaggio del piede. Questa tipologia di soggetti presenta in quest'area plantare un picco di forza notevolmente superiore rispetto agli altri soggetti, come ci si può aspettare a causa della maggiore superficie d'appoggio in questa zona.

Nell'avampiede, infine, non ci sono sostanziali differenze per quanto concerne i tempi di raggiungimento dei picchi. C'è comunque da sottolineare che il valore del picco di forza in questa regione per i pazienti con piede cavo è visibilmente inferiore rispetto agli altri soggetti, probabilmente dovuto ad una minore superficie di contatto in quest'area.

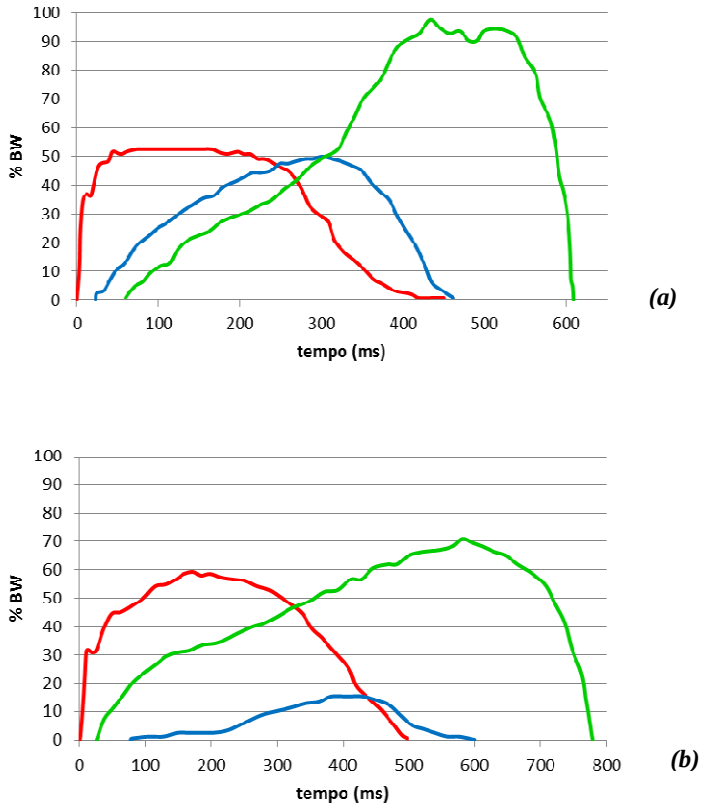

Fig.5.16 Esempio di curve di forza corrispondenti al retropiede (rosso), al mesopiede (blu) e all'avampiede (giallo) di un soggetto con piede piatto (a) e di un soggetto con piede cavo (b).

Si ritiene importante sottolineare che il picco di forza non è direttamente correlato al picco di pressione, in quanto i valori della forza sono calcolati sulla media delle pressioni dei sensori selezionati per ciascuna area. Perciò un valore basso (o alto) del picco di forza non implica un valore ridotto (o elevato) della pressione nella stessa area (W. R. Ledoux et al., 2002).

Conclusione

La valutazione baropodometrica è indispensabile per studiare il comportamento del piede in condizioni statiche e dinamiche e per impostare la costruzione del plantare ortopedico: essa è indicata sia per il piede pediatrico che per l'adulto con problemi di appoggio. Al fine di poter individuare correttamente le cause dei disturbi è necessario confrontare i valori ottenuti dall'analisi statica con quelli ottenuti dalla dinamica e affiancare sempre l'esame ad una valutazione clinica.

Al fine del lavoro effettuato la pedana baropodometrica ACP Light ha costituito un valido ausilio, in quanto strumento non invasivo, di semplice utilizzo, affidabile e veloce nell'acquisizione dei dati.

Dai risultati ottenuti si è dedotto che conformazioni anormali del piede, come il piede piatto e il piede cavo, comportano notevoli differenze a livello di distribuzione pressoria plantare, di superficie d'appoggio, di tempi d'appoggio e di forze di reazione al terreno. Come ci si poteva aspettare la zona che maggiormente evidenzia queste differenze è il mesopiede, area che risente di più della particolare conformazione degli archi plantari. In condizioni statiche si è ottenuto che, nel mesopiede, i soggetti affetti da piede piatto presentano una distribuzione pressoria percentuale e un picco di pressione elevati rispetto agli altri pazienti, viceversa i soggetti affetti da piede cavo presentano una distribuzione pressoria percentuale e un picco di pressione inferiori rispetto agli altri.

Anche la superficie d'appoggio varia molto in questa zona per le varie tipologie di pazienti: i pazienti con piede piatto, a causa del cedimento degli archi longitudinali, appoggiano molto nel mesopiede, mentre i pazienti con piede cavo appoggiano limitatamente in quest'area, prediligendo l'appoggio sull'avampiede.

Naturalmente questi valori sono più o meno accentuati in base all'entità del cavismo o del piattismo del paziente.

In condizioni dinamiche invece si è visto come un diverso modo di effettuare il gesto motorio durante il passo possa influire l'andamento della curva di forza di reazione al suolo. Infatti nei pazienti affetti da piede piatto la curva di forza risulta caratterizzata da un unico picco a causa del limitato, o addirittura assente, rullaggio del piede durante il

cammino, mentre nei soggetti con piede cavo la curva marca due picchi ben distinti dovuti ad un rullaggio evidente del piede durante il cammino.

Inoltre dalla valutazione del contributo delle tre regioni del piede nella definizione della componente verticale della forza di reazione al terreno è emerso che i soggetti con piede piatto raggiungono il picco di forza nel retropiede precocemente rispetto agli altri soggetti a causa di un appoggio quasi immediato dell'intero retropiede nelle fase di contatto iniziale del piede al suolo. Questi pazienti presentano anche un picco di forza notevolmente elevato rispetto agli altri nella regione del mesopiede, dovuto all'importante contributo fornito da quest'area plantare in soggetti aventi questa particolare conformazione del piede.

Tuttavia questa attività sperimentale presenta alcune limitazioni, dovute al fatto che i pazienti sono influenzati dalla presenza della pedana durante l'esecuzione prove, al gruppo di soggetti non omogeneo per quanto riguarda la conformazione plantare, le patologie, l'età e il peso, e all'impossibilità di effettuare più prove per il singolo paziente.

Questo lavoro è utile in quanto fornisce un metodo oggettivo e preciso per la classificazione dei pazienti e perché fornisce informazioni quantitative della distribuzione pressoria in soggetti aventi diverse conformazioni del piede.

Tuttavia l'attività potrebbe essere affinata disponendo di un sistema di rilevamento fotografico fisso per l'acquisizione delle misure morfometriche del piede e di un tappeto nero in grado di mimetizzare la pedana in modo da ridurne l'influenza durante l'esecuzione del passo e permettere quindi al paziente di effettuare un passo normale.

Inoltre sarebbe utile avere a disposizione un gruppo di soggetti il più possibile omogeneo per età e peso, considerando separatamente bambini e adulti, in quanto presentano una diversa struttura plantare.

Sarebbe anche opportuno, al fine di ricavare dati più attendibili, effettuare una valutazione della distribuzione pressoria per pazienti aventi lo stesso grado di piattismo o cavismo.

Infine sarebbe vantaggioso avere la possibilità di far eseguire più prove ad ogni singolo paziente, anche in giorni diversi, in modo da ridurre le possibili influenze legate allo svolgimento del singolo esame.

Bibliografia

Parkkola T., 1995. Anatomy of the Achilles tendon (tendo calcaneus) with respect to tendon thickness measurements. Surg Radiol Anat 17: 263-268

Frank H. Netter, M.D., 2009, *Atlante di anatomia umana, terza edizione*, Elsevier Masson Editore

G. Anastasi, S. Capitani, M. L. Carnazza, S. Cinti, R. De Caro, R. F. Donato, V. F. Ferrario, L. Fonzi, A. T. Franzi, E. Gaudio, R. Geremia, G. G. Lanza, C. E. Grossi, M. Gulisano, F. A. Manzoli, G. Mazzotti, F. Michetti, S. Miscia, V. Mitolo, A. Montella, G. Orlandini, A. Paparelli, T. Renda, D. Ribatti, A. Ruggeri, P. Sirigu, A. Soscia, G. Tredici, M. Vitale, D. Zaccheo, G. Zauli, S. Zecchi, 2006. *Trattato di anatomia umana vol.1*, Edi. Ermes Editore

J. Perry, *Analisi del movimento,* Elsevier Editore

L. Avagnina, E. Benguerbi, G. Schmidt, 2003, *Diagnostica biomeccanica su pedane di pressione,* Timeo Editore

I.A. Kapandji, 1977, *Fisiologia articolare, schemi commentati di meccanica umana vol.II,* edizione italiana a cura del prof. L. Gui, Marrapese Editore – DEMI s.r.l.

M. L. Root, W. P. Orien, J. H. Weed, R. J. Hughes, *Valutazione biomeccanica del piede, vol. I,* 1999, edizione italiana a cura del prof. S. Giannini, Piccin Editore

J. L. McCrory, M. J. Young, A. J. M. Boulton, P. R. Cavanagh, 1997, *Arch index as a predictor of arch height,* The Foot, 7: 79-81

P. S. Igbigbi, MBBS, MSc, and B. C. Msamati, MD, PhD, 2002, *The footprint ratio as a predictor of pes planus: a study of Indigenous Malawians,* The Journal of Foot and Ankle Surgery, 41: 394-397

T. A. Bacarin, M. G. Carrettieri, P. M. H. Akashi, I. C. N. Sacco, 2005, *Plantar pressure distrinution differences between flat and normal feet in healthy subjects*

D. Rosenbaum, H. P. Becker, 1997, *Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications.* Foot and Ankle Surgery, 3: 1-14

B. Brigo, 2010, *Esami medici dalla A alla Z, II ed.*, Edizioni Tecniche Nuove

F. Grassi, U. Pazzaglia, G. Pilato, G. Zatti, 2009, *Manuale di ortopedia e traumatologia*, Elsevier Editore

A. Novembri, A. Pagliazzi, V. Flori, M. Generoso, E. Solito, 1996, *Ortopediatria*, SEE Firenze

U. Del Torto, 1990, *Lezioni di clinica ortopedica, VIII ed.*, Piccin Editore

O. Casonato, A. Poser, *Riabilitazione integrata delle patologie della caviglia e del piede*, 2000, Masson

J. Burns, J. Crosbie, A. Hunt, R. Ouvrier, 2005, *The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure*, Clinical Biomechanics 20, 877-882, Elsevier

W. R. Ledoux, H. J. Hillstrom, 2002, *The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet*, Gait and Posture 15, 1-9

D. V. Rai, L. M. Aggarwal, 2006, *The study of plantar pressure distribution in normal and pathological foot,* Pol J Med 12, 25-34

Siti web:

http://www.ulss12.ve.it

http://www.piedepiatto.it

http://www.valentiniweb.com

http://www.pacenter.it

http://www.eurpavese.it

http://www.piedeginocchio.com

Slide:

P. Galasso, F. Sylos Labini, *Parte III: Baropodometria statica e coordinazione dinamica*

Ringraziamenti

Al termine di questa esperienza ritengo doveroso ringraziare tutte le persone che hanno permesso la realizzazione di questa tesi.

Innanzitutto ringrazio il Dottor Andrea Perissinotto, per avermi dato la possibilità di svolgere lo stage presso l'U.O. di Biomeccanica dell'Ospedale dell'Angelo, per avermi costantemente affiancata durante i quattro mesi di attività, per la sua competenza in ambito clinico, per la sua capacità di sdrammatizzare, per i suoi preziosi consigli riguardanti sia il lavoro svolto sia il mio futuro.

Un sentito grazie anche a tutto lo staff dell'Unità Operativa di Biomeccanica, Maurizio, Cristina e Cristina, per la loro gentilezza, per avermi sempre aiutata a risolvere problemi improvvisi, per avermi fatta sentire a mio agio e per la loro capacità di trovare sempre le parole giuste per confortarmi.

Un dovuto ringraziamento al Ch.mo Professor Arturo N. Natali per avermi fatto appassionare alla sua materia, per aver appoggiato la mia idea di collaborare con l'U.O. di Biomeccanica, per i suoi consigli, per le sue critiche costruttive e per il suo intento di farmi maturare come persona.

Ringrazio sentitamente l'Ing. Antonella Forestiero per tutto il tempo che mi ha dedicato, per essere sempre stata al mio fianco, per la sua pazienza, per la sua professionalità e per avermi sempre incoraggiata nei momenti di difficoltà.

Ringrazio Marica per aver condiviso con me quest'esperienza: ci siamo sostenute a vicenda e insieme abbiamo superato le difficoltà che si sono presentate durante questi mesi. La ringrazio per essere riuscita a farmi sorridere anche nelle situazioni più dure.

Lo stage svolto presso l'Ospedale dell'Angelo mi ha permesso di vedere finalmente qualcosa di concreto e mi ha aiutata a capire cosa mi piace veramente. Anche se non sempre le cose si sono rivelate semplici sono contenta di aver fatto una tesi sperimentale in quanto è stata un'esperienza molto costruttiva.

Un doveroso ringraziamento ai miei genitori per avermi dato la possibilità di intraprendere questo percorso di studi e di raggiungere questo piccolo ma importante traguardo, per essermi stati vicini e per aver sempre creduto in me.

Grazie anche ad Andrea per essere sempre stato presente, per il suo supporto tecnico e morale e per avermi aiutata a compiere scelte impegnative.
Nell'intento di non voler dimenticare nessuno ringrazio tutti i miei familiari e i miei amici che mi sono stati vicini in questi anni di università.