

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Scienze Biomediche

Corso di Laurea Triennale in Scienze Motorie

Tesi di laurea

**VALUTAZIONE DELL'APPOGGIO PLANTARE CON LA
TECNOLOGIA DEL LASER.**

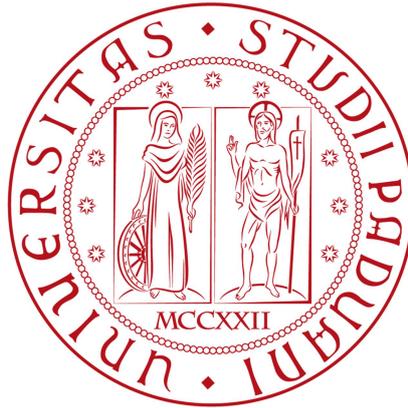
UNO STUDIO SPERIMENTALE IN UN GRUPPO DI ATLETI MEZZOFONDISTI.

Relatore: Prof.ssa Alessandra Nart

Laureanda: Erica Venzo

Correlatore: Dott. Massimo Rossato

Anno Accademico 2015/2016



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Scienze Biomediche

Corso di Laurea Triennale in Scienze Motorie

Tesi di laurea

**VALUTAZIONE DELL'APPOGGIO PLANTARE CON LA
TECNOLOGIA DEL LASER.**

UNO STUDIO SPERIMENTALE IN UN GRUPPO DI ATLETI MEZZOFONDISTI.

Relatore: Prof.ssa Alessandra Nart

Laureanda: Erica Venzo

Correlatore: Dott. Massimo Rossato

Anno Accademico 2015/2016

Indice

Introduzione	5
Postura umana	
Controllo motorio e posturale	
Attività fisica e controllo motorio	
1 Il piede	10
1.1 Anatomia del piede	10
1.2 Muscoli del piede	12
1.3 La volta plantare	14
1.4 Morfologia dell'impronta plantare	17
1.5 Alterazioni posturali derivanti da deformazioni plantari	18
1.6 Deformazioni dinamiche della volta plantare durante la marcia	24
1.7 Il recettore podalico e la propriocezione	25
2 Analisi biomeccanica della corsa	30
2.1 Il piede ed il contatto a terra durante la corsa	33
2.2 L'infortunio da sovraccarico	35
2.3 Comuni infortuni agli arti inferiori in atleti mezzofondisti	37
3 Protocollo e strumenti utilizzati per valutare il piede e la linea di Helbing	41
3.1 Protocollo per la valutazione posturale	41
3.2 Strumenti per la valutazione del piede	43
3.3 Il podoscopio "LedPodoLaser"	44
4 Disegno di ricerca	47
4.1 Valutazione al podoscopio "LedPodoLaser"	53
4.2 Protocollo "LedPodoLaser"	55
4.3 Analisi dei dati	62
4.4 Analisi statistiche dei dati rilevati	68
5 Risultati	78
6 Discussione	86
7 Conclusione	89
Bibliografia	91

Introduzione

Postura umana

“Generalmente, la postura viene definita come la disposizione delle parti del corpo nello spazio. Una buona postura è quello stato di equilibrio, muscolare e scheletrico, che protegge le strutture portanti del corpo da una lesione o da una deformità progressiva malgrado la posizione (eretta, distesa, accovacciata, china..) in cui queste strutture lavorano od oppongono resistenza. In queste condizioni, i muscoli lavorano in modo più efficace e gli organi toracici ed addominali si trovano in posizione ottimale. La postura è “cattiva” quando si ha una relazione scorretta delle varie parti del corpo che produce un aumento di tensione sulle strutture portanti e quando l’equilibrio del corpo sulla base di appoggio è meno efficiente”. (Kendall FP et al, 2005. PAG.49)

Il termine “*postura*” deriva dal verbo latino “ponere” «porre, organizzare, collocare» ed il participio passato “*positus*” diede origine alla parola “*positura*” con il significato di posizione, collocazione, disposizione, situazione, da cui deriva il suddetto termine italiano prevalentemente usato in riferimento al modo di atteggiarsi del corpo umano o di una sua parte e, in linguaggio medico, viene impiegato come sinonimo generico di “posizione” (www.treccani.it). Tale concetto viene ripreso e considerato da svariate discipline tanto che è giunto a comprendere una quantità notevole di fattori. Per questa ragione risulta difficile fornire un’univoca ed inequivocabile definizione di un fenomeno talmente complesso ed intrecciato.

Tuttavia, la postura non è una scoperta recente: essa è vecchia come l’uomo, o meglio, come i mammiferi. Essa viene talvolta considerata come l’atteggiamento, la posizione, che l’animale o l’uomo assume rispetto all’ambiente che lo circonda. Citando il neurofisiologo e ricercatore *Irvin M. Korr Ph.D (Fondamenti fisiologici della medicina osteopatica, 2015)* descriviamo così, brevemente, l’evoluzione dell’uomo ed il passaggio dalla quadrupedia alla bipedia dello stesso: “Abbiamo preso un magnifico ponte a mensola, la spina dorsale arcuata e quattro arti di supporto, e l’abbiamo trasformato in un grattacielo. Da un centro di gravità basso su base ampia, siamo passati ad un centro di gravità alto supportato da una piccola base e su due gambe!”.

Strutture e sistemi diversi comunicano ed interagiscono per mantenere la postura. La loro influenza reciproca ha diversi compiti:

- lottare contro la forza di gravità e porre resistenze alle forze esterne,
- disporre il corpo nello spazio e nel tempo che lo circonda,
- garantire l'equilibrio nel movimento,
- fornire una guida e un rinforzo al movimento stesso.

La postura è influenzata da tre grandi ordini di fattori:

- neurofisiologico,
- biomeccanico,
- psico-emotivo.

L'approccio neurofisiologico è basato sull'attività del Sistema Tónico Posturale (STP) che si esplica mediante micro e macro recettori, afferenti ed efferenti. Il STP permette l'elaborazione di input esterni derivanti da: oculomotricità, sistema vestibolare, sistema stomatognatico, propriocezione, piedi e cute. Tali afferenze recettoriali vengono integrate a livello del sistema nervoso centrale (SNC) permettendo di esplicare gli output motori richiesti ed adeguati al contesto .

Il fattore biomeccanico si esplica, in maniera più evidente, mediante le catene miofasciali: sequenze definite di muscoli la cui contiguità è data dal sistema connettivale fasciale che consente un'efficacia funzionale ma anche un'importante connessione tra apparato viscerale ed apparato locomotore. Inoltre, all'interno di tale sistema, è presente un tono preferenziale gestito dal sistema nervoso centrale (*Colonna S, 2006. PAG 3*).

L'aspetto biomeccanico, però, coinvolge altri molteplici fattori dal momento che le sub unità strutturali del corpo umano sono incluse e messe in comunicazione all'interno di importanti sistemi organizzati in una complessa connessione funzionale, oltre che morfologica. Tale relazione si esprime essenzialmente mediante tre principi fisici: chimico, elettrico, meccanico.

Il primo sfrutta la rete vascolo-linfatica per mettere in comunicazione ogni parte del corpo.

Il secondo utilizza la rete del sistema nervoso centrale e periferico; la quantità di cellule nervose presenti nel nostro organismo ci permette di affermare che il network nervoso collega direttamente o indirettamente tutte le cellule del nostro corpo.

I due sistemi di comunicazione sopra menzionati risultano sufficienti per mantenere in vita il nostro corpo. Tuttavia, per vivere nell'universo, abbiamo bisogno di muoverci e il movimento deve sottostare a precise leggi meccaniche. La forza di gravità terrestre impone al corpo umano una precisa strategia biomeccanica per muoversi. Ci si avvale, dunque, del sistema locomotore, apparato che per funzionare necessita di tutti quei sistemi sopraesposti di comunicazione e connessione: il chimico per l'approvvigionamento e lo smaltimento energetico, l'elettrico come promotore e responsabile della coordinazione temporo-spaziale, il meccanico per l'efficienza e l'integrità del sistema (*Colonna S, 2006. PAG 1*).

L'aspetto psico-emotivo riguarda, invece, la rappresentazione spaziale di atteggiamenti psichici, emotivi e relazionali.

Controllo motorio e posturale

Il controllo motorio è permesso da una precisa organizzazione anatomo-funzionale del sistema nervoso. Esso viene suddiviso in sistema nervoso centrale (SNC), che comprende encefalo e midollo spinale, e il sistema nervoso periferico (SNP), che comprende i nervi periferici che trasmettono le informazioni da e per il SNC.

L'encefalo si compone di sei aree principali: midollo allungato, ponte, mesencefalo, cervelletto, diencefalo e telencefalo. Le prime tre costituiscono il tronco encefalico e sono zone di comunicazione tra il midollo spinale e i centri superiori, andando così a svolgere un importante ruolo di integrazione fra i diversi segnali afferenti ed efferenti che lo attraversano.

Il cervelletto, anatomicamente, si compone di due emisferi e di una parte centrale. Attraverso un intricato sistema di circuiti a retroazione, monitora e coordina l'attività di altre aree neuronali encefaliche e spinali coinvolte nel controllo motorio. Questo tessuto cerebrale specializzato riceve comandi motori provenienti dalle aree motorie centrali corticali oltre che importanti input sensoriali provenienti dai recettori periferici muscolari, tendinei, articolari, cutanei e dagli apparati visivo, uditivo e vestibolare. Il ruolo funzionale del cervelletto è quello di intervenire nel controllo del movimento, rendendolo armonioso, coordinato e fluido. Il cervelletto è il principale centro che opera una continua valutazione, di confronto e di integrazione, di tutte le attività necessarie per gli aggiustamenti posturali e locomotori, nonché per il mantenimento dell'equilibrio, per la percezione della velocità dei segmenti corporei in movimento e per molte altre attività riflesse pertinenti al controllo del movimento.

Il midollo spinale, infine, racchiuso e protetto dalla struttura ossea della colonna vertebrale, rappresenta il principale mezzo di conduzione del duplice flusso di informazioni, in entrata e in uscita, provenienti da: cute, articolazioni, muscoli e dirette al cervello tramite collegamento di nervi spinali del SNP. Il midollo spinale contiene tre tipologie neuronali: neuroni motori, neuroni sensoriali, interneuroni.

Le vie nervose ascendenti, o afferenti, veicolano ai centri superiori le varie forme di sensibilità rilevate alla periferia dai recettori. Le terminazioni dei nervi periferici sensoriali funzionano da recettori specializzati per il rilevamento cosciente o subcosciente degli input sensoriali. Si parla dunque, rispettivamente, di propriocezione ed archeopropriocezione che, insieme, permettono di associare una esterocezione e una propriocezione, ossia: una percezione delle condizioni esterne ed interne all'organismo (Bricot B, 1998). Tuttavia la prima, rappresentando posizione e movimento a livello cosciente, riceve una minima parte dell'intero flusso di segnali propriocettivi provenienti dalla periferia ed ha un effetto trascurabile su qualità del movimento e stabilità funzionale delle articolazioni. L'archeopropriocezione, invece, comprende quel flusso di segnali che coinvolge le zone sottocorticali del sistema nervoso esterne al dominio della coscienza che si aggiungono ai recettori periferici consentendo l'innescamento di reazioni posturali immediate (Riva et al, 2000).

Le vie discendenti o efferenti (motorie) sono composte da assoni che discendono dal cervello e percorrono il midollo spinale per poi proseguire, a seconda della funzione svolta, lungo le due vie principali: il tratto piramidale, o laterale, che attiva la muscolatura scheletrica per i movimenti volontari sotto diretto controllo corticale, e il tratto extrapiramidale, o ventromediale, che controlla postura e tono muscolare attraverso il tronco cerebrale (McArdle WD et al, 2009. PAG 392-398).

Tale sistema risulta inoltre organizzato secondo meccanismi feedback mediante risposte posturali compensatorie o reattive e feedforward, usato nei movimenti volontari come sistema anticipatorio (Lephart SM et al, 2000). Questi sono incaricati di: permettere il mantenimento di una posizione eretta stabile nonostante la forza di gravità, con il baricentro (o centro di massa) all'interno della base d'appoggio; generare risposte anticipatorie prima di movimenti finalizzati (preceduti a loro volta da movimenti per il controllo della postura); adattarsi alle condizioni ed alle situazioni del preciso contesto di riferimento.

A proposito di adattamento e mantenimento della posizione eretta stabile, ricordiamo tre strategie di equilibrio e controllo posturale involontario ed automatico sul piano sagittale:

- *Ankle strategy*: il corpo viene considerato come un pendolo inverso dove l'articolazione tibio-tarsica funge da perno ed il resto del corpo coincide con la massa oscillante (Gagey & Webwer, 2000);

- *Hip strategy*: l'oscillazione del corpo viene paragonata ad un doppio pendolo inverso contrapposto diviso dall'anca stessa e stabilizzato dai muscoli agenti su questa struttura (*Runge CF et al, 1999*);
- *Stepping strategy*: mostra la necessità di effettuare un passo in avanti per far fronte alla perdita temporanea di stabilità (*Watanabe T et al, 2016*).

Attività fisica e controllo motorio

L'attività fisica regolare, come sappiamo, porta notevoli e molteplici vantaggi nella qualità della vita dell'uomo; essa agisce a livello del sistema respiratorio, cardio vascolare, endocrino, muscolare, neuromuscolare, psico-emotivo, inducendo modificazioni strutturali più o meno durature. Tra le più importanti vi sono quelle a livello cerebrale e nervoso: ogni emisfero cerebrale contribuisce al controllo delle azioni motorie. Diversi studi (*Mutha PK et al, 2012 ; Wan J et al, 2016*) suggeriscono un preciso ruolo dell'emisfero sinistro, ritenuto responsabile del controllo predittivo e coordinativo dell'azione nei processi di adattamento e apprendimento di nuove sequenze ed abilità motorie. Al contrario, i circuiti neuronali dell'emisfero destro risultano importanti nel continuo aggiornamento di ciò che avviene durante il movimento e nel fermare quest'ultimo nella posizione finale o al raggiungimento del determinato obiettivo mediante modulazione del meccanismo stabilizzatore sensomotorio (*Mutha PK et al, 2012*). Un allenamento regolare, inoltre, mantiene nel tempo tale lateralizzazione specializzata, traducendosi in una migliore organizzazione motoria integrata dal sistema somatosensoriale e dalle informazioni provenienti dal sistema vestibolare (*Wan J et al, 2016*).

Il livello di attività e il tipo di sport possono avere, dunque, un forte impatto sul controllo posturale: maggiore è il livello di pratica, più adeguata sarà l'organizzazione sensoriale ed il rendimento posturale in situazione statica come in dinamica (*Rossato M, 2015*).

I principali recettori responsabili del controllo e dell'aggiustamento motorio, come detto in precedenza, derivano da diversi sistemi: oculomotore, vestibolare, stomatognatico, propriocettivo, del piede e della cute. Tuttavia, tra tutti, chi interviene principalmente nell'aggiustamento posturale statico e dinamico sono l'occhio e il piede.

1 *Il piede*

Anatomicamente, il piede è la struttura situata all'estremità distale della gamba, alla quale è collegata mediante l'articolazione tibio-tarsica, o caviglia. Oltre ad essere appendice del nostro corpo, il piede rappresenta una struttura complessa e funzionalmente elaborata. Dal punto di vista articolare la sua struttura assolve a diversi compiti:

- Orienta il piede in rapporto agli altri due assi, nel piano sagittale, per presentare la pianta del piede correttamente al suolo, qualunque sia la posizione della gamba e l'inclinazione del terreno;
- Modifica forma e curvatura della volta plantare per poter adattare il piede alle asperità del terreno, crea tra suolo e gamba un sistema di ammortizzatori che dia al passo elasticità e scioltezza e permette la trasmissione del peso del corpo a terra.

La superficie plantare, o pianta, è inoltre un fondamentale sistema recettoriale del sistema posturale. Essa interviene modulando numerose informazioni derivanti da propriocettività muscolare ed articolare di piede e caviglia, e dall'esterocezione cutanea della pianta stessa ricca di esterocezioni (Kapandji AI, 2011. PAG 178-180).

1.1 *Anatomia del piede*

Il piede è composto da 26 ossa suddivise in tre gruppi: ossa del tarso, ossa metatarsali e falangi.

Il *tarso* (Fig.1) è costituito da sette ossa organizzate in una fila prossimale, o posteriore, e in una distale, o anteriore; talo e calcagno formano la prima, cuboide, navicolare e tre ossa cuneiformi la seconda. Il tarso contribuisce a formare lo scheletro della caviglia, articolazione distale definita "troclea" con un solo grado di libertà condizionante tutti i movimenti della gamba in relazione al piede, sul piano sagittale. Essa si dimostra necessaria, talvolta indispensabile, alla marcia ed alla corsa a prescindere dalla morfologia più o meno lineare del terreno.

E' un'articolazione molto congruente, subisce sollecitazioni estremamente importanti; basti pensare a situazioni di appoggio monopodalico: essa si trova a sopportare la totalità del peso corporeo, ulteriormente aumentato, per esempio durante la marcia, la corsa o il salto, dall'energia cinetica quando il piede prende contatto con il suolo con una certa velocità. La componente legamentosa si rivela, dunque, fondamentale per mantenere in sede le componenti ossee, limitare i movimenti a livello tibio-fibulare e fibulo-talare e garantire al contempo stabilità e capacità di adattamento mediale e laterale alla caviglia stessa. I principali legamenti considerati sono: legamenti collaterali mediali e laterali, legamenti anteriori e posteriori, due legamenti tibio-peroneali inferiori, legamento deltoideo.

Le *ossa metatarsali* (Fig.1) sono cinque ossa lunghe che formano il *metatarso* del piede e vengono indicate con i numeri romani da I a V, procedendo in senso medio-laterale. Esse fungono da tramite tra il tarso e le falangi, che compongono le ossa delle dita dei piedi. Prossimalmente, infatti, le prime tre ossa metatarsali si articolano con le tre ossa cuneiformi e le ultime due si articolano con il cuboide. Distalmente ciascun osso metatarsale si articola con una differente falange prossimale. Le ossa metatarsali aiutano a sostenere il peso del corpo in posizione eretta, durante la deambulazione e la corsa.

Le *falangi* (Fig.1), infine, sono 14 ossa lunghe che costituiscono le dita del piede. Fatta eccezione per l'alluce, che si compone di due falangi, tutte le altre dita sono formate da tre falangi: una prossimale, una intermedia e una distale.

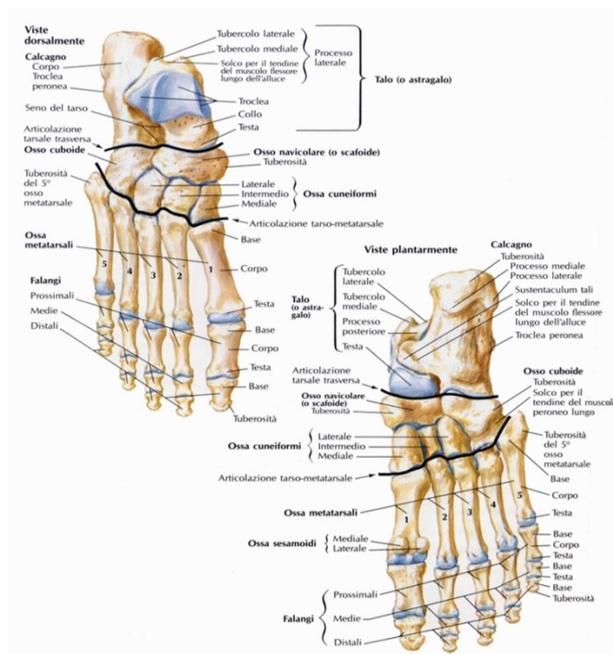


Figura 1: visione dorsale e plantare delle ossa del piede (Martini, 2012).

Le articolazioni del piede sono complesse e numerose; mettono in rapporto le ossa del tarso tra loro con quelle del metatarso e delle porzioni distali delle falangi. Esse sono:

- L'articolazione sotto-astragalica,
- L'articolazione medio-tarsica,
- L'articolazione tarso-metatarsica,
- Le articolazioni scafo-cuboidea e scafo-cuneiforme.

Tuttavia, tra il complesso articolare del retropiede, l'articolazione più importante è la tibio-tarsica che, assieme alle altre e con il contributo della rotazione assiale del ginocchio, realizza l'equivalente di un'unica articolazione con tre gradi di libertà che permette di orientare la volta plantare in tutte le direzioni, per adattarla alle asperità del terreno (Martini Timmons Tallitsch, 2012. PAG 205-206 ; Kapandji AI, 2011. PAG. 200)

1.2 Muscoli del piede

I muscoli del piede vengono suddivisi in: estrinseci ed intrinseci, a seconda dell'origine rispettivamente dalla parte anteriore o posteriore della gamba e dal dorso o collo del piede.

- Muscoli estrinseci: tutti i muscoli che originano dalla gamba (eccetto il popliteo) hanno inserzione sulle ossa del piede, responsabili dei movimenti del piede e delle dita, provocando talvolta la flessione plantare, che si verifica nell'atto di camminare e correre.

Tibia, fibula e membrana interossea suddividono ulteriormente questi muscoli in anteriori e posteriori.

Tra gli anteriori nominiamo il *tibiale anteriore*, l'*estensore lungo delle dita*, l'*estensore lungo dell'alluce*, il *peroneo lungo e breve* (Fig.2). Per il gruppo posteriore troviamo il *tricipite surale* facendo riferimento, dunque, ai due capi (mediale e laterale) del gastrocnemio e al soleo, il *plantare* e più in profondità il *tibiale posteriore* e il *flessore dell'alluce* (Fig.2).



Figura 2: *muscoli estrinseci del piede (Netter FH, 2014)*

- ***Muscoli intrinseci***: nel dorso del piede, responsabili del movimento delle dita del piede troviamo gli *estensori brevi delle dita e dell'alluce* e i *4 interossei dorsali (Fig.3)*; nella pianta, invece, vi sono *l'abduktore dell'alluce, il flessore breve dell'alluce, l'adduttore dell'alluce* e tutti i flessori e abduktori delle altre dita, il *quadrato della pianta*, i *4 muscoli lombricali* e i *3 interossei plantari (Fig.3) (Martini TT, 2012. PAG 315-323)*.

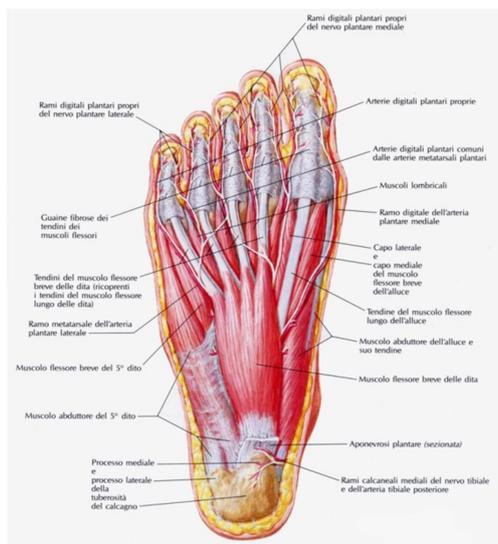


Figura 3: *muscoli intrinseci del piede (Martini TT, 2012)*

1.3 La volta plantare

La volta plantare è un insieme architettonico complesso che associa armonicamente ogni elemento osteoarticolare, legamentoso e muscolare del piede (Fig.4).

Durante l'evoluzione dalla quadrupedia alla bipedia, le è stato permesso di assumere una funzione fondamentale: permettere la migliore trasmissione possibile del peso del corpo verso il suolo, nonostante le sue asperità, durante la stazione eretta, la marcia, la corsa, il salto, a scapito della funzione di arrampicarsi sugli alberi, propria degli antenati quadrumani. Grazie ai suoi cambiamenti di curvatura ed alla sua elasticità, la volta può efficacemente svolgere le funzioni descritte ed opporsi, al contempo, alla sollecitazione costante della gravità terrestre.

Essa, perciò, ha un ruolo ammortizzante indispensabile alla fluidità della deambulazione.

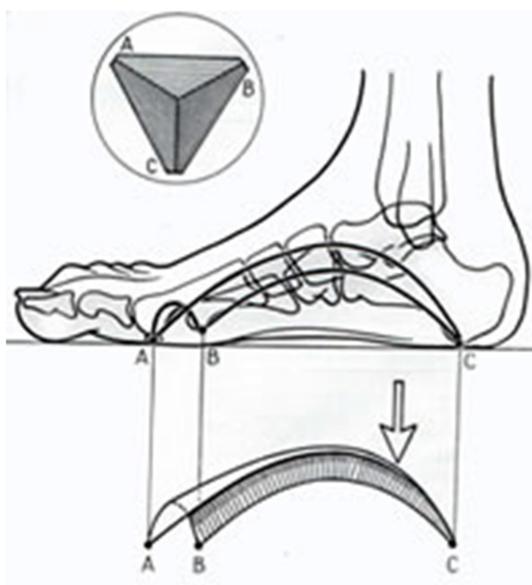


Figura 4: *rappresentazione stilizzata della volta plantare (Tiberio D, 1988)*

Gli archi plantari

Considerata nel suo insieme, l'architettura della pianta può essere descritta come una volta costituita e sostenuta da tre archi plantari.

La pianta del piede, infatti, non poggia completamente a terra ma si alza a livello della volta mediante una superficie concava delimitata da tre archi, ciascuno situato in un lato della superficie plantare del piede; questi archi sono:

- Arco trasverso od anteriore,
- Arco longitudinale mediale,
- Arco longitudinale laterale.

Gli archi plantari hanno il compito di trasformare le spinte verticali in spinte laterali per migliorare la distribuzione del peso corporeo in situazione statica e dinamica (durante la deambulazione, ad esempio) sfruttando la propagazione di stimoli e segnali attraverso le catene miofasciali, la cui funzione permette di connettere le porzioni più distali del corpo fino al capo (Rossato M, 2014).

Ogni arco plantare ha dei cunei, costituiti dalle ossa del tarso e del metatarso, e una chiave di volta, la porzione ossea più apicale che compone l'arco e che è caratterizzata dall'inserzione di un muscolo della gamba che la sorregge ed impedisce all'arco stesso 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. Inoltre, essendo l'arco plantare il risultato di diverse componenti ossee, la tensione muscolo-legamentosa diventa fondamentale nel sostenere le sollecitazioni dinamiche stabilizzando la volta plantare stessa.

Osservando un'impronta plantare, l'*arco longitudinale mediale* (o *interno*) è la porzione del piede che non poggia a terra (Fig.5); esso comprende cinque segmenti ossei, dall'indietro all'avanti: calcagno, astragalo, scafoide (chiave di volta dell'arco, situato a 15 – 18 mm dal suolo), primo cuneiforme (interamente sospeso) e primo metatarsale. Tale arco conserva la sua concavità grazie alle componenti legamentose e muscolari individuate rispettivamente dai numerosi legamenti plantari, dal legamento calcaneo-scafoideo inferiore, dal legamento astragalo-calcaneale e dai muscoli: tibiale posteriore, peroneo lungo, flessore proprio dell'alluce, flessore comune delle dita, adduttore dell'alluce.

L'*arco longitudinale laterale* (o *esterno*) comprende solamente tre segmenti ossei: il calcagno (punto d'appoggio posteriore dell'arco), il cuboide (totalmente sospeso) e il quinto metatarso (la cui testa costituisce il punto di appoggio anteriore dell'arco esterno). Quest'arco, a differenza da quello interno che è alto dal suolo, è poco elevato (3-5 mm) e prende contatto con il terreno tramite le parti molli (Fig.5).

L'*arco trasverso* (o *anteriore*) è teso tra la testa del primo metatarso e la testa del quinto metatarso, entrambe a 6 mm dal suolo (Fig.5). La concavità di questo arco è

poco accentuata e appoggia al suolo per mezzo delle parti molli. A differenza degli altri archi, sostenuti da numerosi legamenti e muscoli, l'arco anteriore è sorretto dai legamenti inter-metatarsali e dal solo muscolo abduuttore dell'alluce (Paparella Treccia R, 1978).

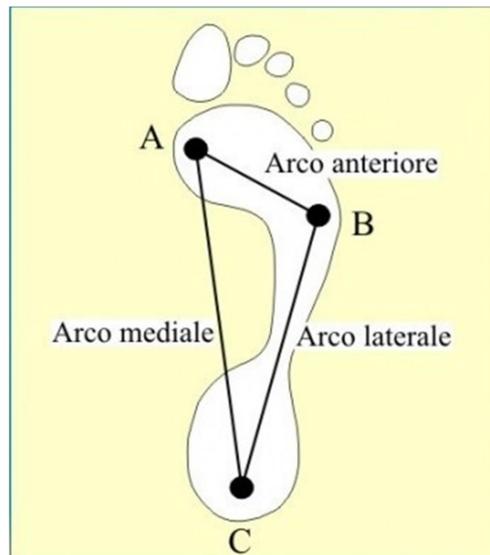


Figura 5: *gli archi plantari (Paparella Treccia R, 1978).*

Distribuzione dei carichi nella volta plantare

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

- Verso l'appoggio anteriore e interno, mediante il collo dell'astragalo,
- Verso l'appoggio anteriore esterno, mediante la testa dell'astragalo e l'apofisi del calcagno,
- Verso l'appoggio posteriore, mediante il corpo dell'astragalo.

La ripartizione relativa delle forze su questi tre punti viene semplificata se si pensa che quando 6 kg sono applicati sull'astragalo risulterà 1 kg per l'appoggio antero-esterno, 2 kg per quello antero-interno e 3 kg per il posteriore. Nella posizione eretta, verticale ed immobile, è il tallone che sopporta lo sforzo principale, ossia la metà del peso del corpo.

1.4 Morfologia dell'impronta plantare

Prima di procedere nella descrizione delle diverse tipologie di appoggio del piede, si ritiene necessario esporre la morfologia dell'impronta plantare (Fig.6).

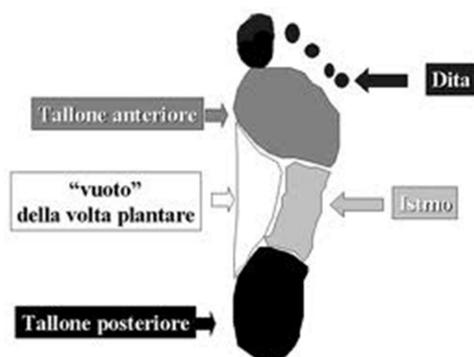


Figura 6: morfologia dell'impronta plantare (Hagman F, 2005)

Un'impronta del piede si suddivide principalmente in quattro parti: tallone posteriore, istmo, avampiede/tallone anteriore e dita (Fig.6).

Si definisce "impronta normale" (Fig.7) quella in cui la larghezza dell'istmo, ossia la parte del mesopiede che tocca il terreno lungo il margine laterale, corrisponde ad $\frac{1}{3}$ della larghezza espressa dall'impronta a livello delle teste metatarsali anteriori (riferito alla porzione dell'avampiede) e $\frac{1}{2}$ del tallone posteriore.

L'impronta in cui la larghezza dell'istmo è superiore ad $\frac{1}{3}$ del tallone anteriore si definisce "impronta da piede piatto" (Fig.7), ed ha tre diversi gradi di alterazione; al contrario, l'impronta nella quale la larghezza dell'istmo risulta essere inferiore a $\frac{1}{3}$ viene definita "impronta da piede cavo" (Fig.7), anch'essa con tre diversi gradi di alterazione (Hagman F, 2005).

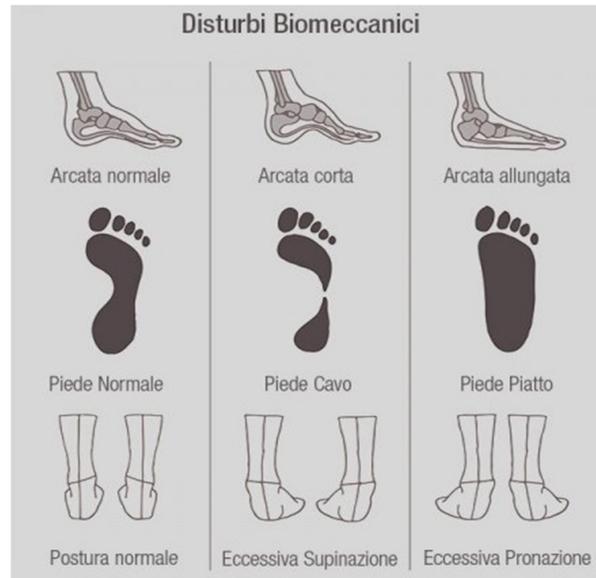


Figura 7: impronta plantare normale, impronta plantare cava, impronta plantare piatta con rispettive arcate e posture (Hagmaan F, 2005).

1.5 Alterazioni posturali derivanti da deformazioni plantari

Alcune modificazioni intrinseche a livello plantare possono derivare da sistemi superiori (oculomotricità, sistema stomatognatico), da difetti recettoriali o da una non perfetta simmetria del corpo. La letteratura, per queste ragioni, riporta tre tipologie di piede a seconda delle alterazioni che lo accompagnano:

- *Piede causativo*: il piede stesso è il responsabile dello squilibrio che provoca la sua patologia. Ci troviamo di fronte ad un problema ascendente che può essere congenito o acquisito ed è il responsabile dello squilibrio posturale nella parte superiore del corpo. Nell'evoluzioni di tali scompensi patologici posturali, poiché il piede è il "tampone" finale al suolo con funzione adattiva e compensativa posto inferiormente al centro di massa, come prima cosa avviene un suo adattamento, dopo 3 mesi si fissa e, successivamente, diviene l'elemento causativo (Bricot B, 1998);

- *Piede adattivo*: il piede rappresenta un semplice e relegato “tampone” poiché ci troviamo di fronte ad un problema discendente generato per lo più dall’apparato oculomotore od odontostomatognatico, risultando il mezzo di connessione tra gli squilibri ed il suolo. In un primo momento si parla di reversibilità adattiva, risultando sufficiente la correzione della causa primaria per correggere il sistema posturale stesso; dopo 6 – 12 settimane le alterazioni adattive si fissano e diviene indispensabile la correzione del piede per permettere la riprogrammazione del sistema tonico posturale;
- *Piede misto*: tale piede si presenta contemporaneamente come elemento adattivo e causativo. Deve essere sempre corretto, anche se la componente adattiva è reversibile. Sul piano podalico sono spesso piedi asimmetrici o disarmonici, facilmente individuabili e diagnosticabili (*Bricot B, 1998*).

Il piede, come visto, è sia un esorecettore che un endorecettore e, in quanto tale, risulta sensibile alle variazioni di carico statiche, dinamiche ed alle due concomitanti.

La parte superiore del corpo, deputata alla funzione orientativa sotto controllo dei muscoli oculomotori, dà ordine al corpo di spostarsi; la parte inferiore del corpo, dunque, trova nei piedi il tampone terminale di scarico delle forze al suolo. Tale struttura si adatta e compensa, se necessario, per evitare uno squilibrio e/o una caduta (*Andrè C, 1988*).

Gli occhi sono il tipico esempio di associazione di informazioni sia esorecettoriali che propriorecettoriali. La funzione visiva porta al cervello le informazioni che arrivano sulla retina e vengono veicolate alla corteccia visiva, in parte dirette, in parte crociate, per garantire ottima binocularità, visione netta, fusione, spessore, per codificare angoli, velocità e permette una grande integrazione con il sistema vestibolare. La funzione endorecettoriale è affidata ai muscoli oculomotori che governano il rapporto fra visione – movimenti dei globi oculari ed il corpo, che si adatta e compensa per garantire le funzioni orientative centrate negli occhi.

Pertanto, si può affermare che la funzione dei piedi è adattiva-compensativa a livello della parte inferiore del corpo, mentre quella degli occhi è orientativa a livello della parte superiore.

Più precisamente le *anomalie podaliche* sono:

- *Piede cavo varo*: è un piede causativo caratterizzato dalla caduta astragalo-calcaneare esterna che provoca una rotazione esterna degli assi tibiali e femorali. A livello posturale si possono rilevare diverse situazioni consequenziali: rotazione esterna di gamba e coscia, disassamento esterno rotuleo, tendenza a manifestare varismo di ginocchia, retroversione iliaca, verticalizzazione del sacro e diminuzione della lordosi lombare (Fig.8).

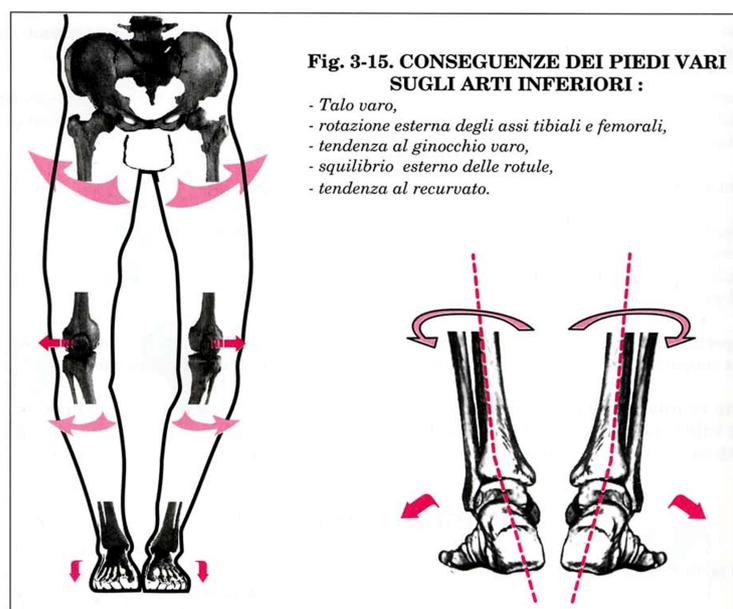


Figura 8: conseguenze dei piedi cavi vari sugli arti inferiori (Bricot B, 1998).

- *Piede cavo asimmetrico*: molto spesso si tratta di piedi misti e molto più raramente di piedi causativi. Si riscontra una rotazione esterna degli assi tibiali e femorali differenti tra i due emilati corporei, con un ginocchio varo più accentuato su un lato. Inevitabilmente, in conseguenza a tale situazione, si risconteranno un basculamento e una rotazione del bacino nel suo insieme portato da una coppia di forze torcenti collo – testa e cotile asimmetriche tra i due emilati. Tale rotazione si mostrerà con la parte più bassa e anteriore dal lato meno varo. La colonna vertebrale, a questo punto, tenderà a modificarsi in due modi: *armonioso*, con attitudine scoliotica o *disarmonico*, caratterizzato da blocchi vertebrali a vari livelli aggravati da retrazioni muscolari o anzianità dei soggetti analizzati.

- *Piede piatto valgo*: fa parte dei piedi causativi e, a causa di una lassità legamentosa, sono caratterizzati da un cedimento dell'arco interno. Tale infossamento astragalo – calcaneare interno provoca una rotazione interna degli assi tibiali e femorali, disassamento interno rotuleo, valgismo di ginocchio, antiversione iliaca con aumento dell'angolo sacrale, iperlordosi con proiezione anteriore di L3 e addome prominente, ipercifosi dorsale e cervicale (Fig.9).

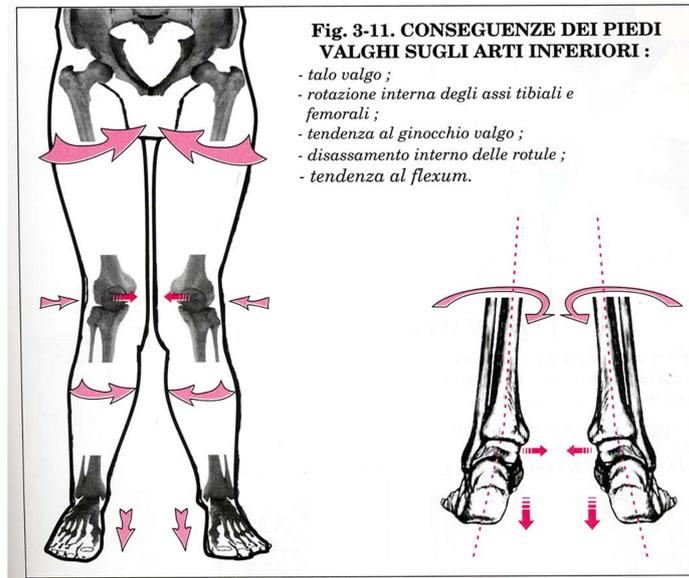


Figura 9: conseguenze dei piedi piatti valghi sugli arti inferiori (Bricot B, 1998)

- *Piede piatto asimmetrico*: è un piede misto perché associato ad un versante causativo e, successivamente, ad uno adattivo a causa di uno squilibrio discendente. La situazione si presenta con un valgo asimmetrico del retro-piede che causa una rotazione asimmetrica degli assi tibiali e femorali. La coppia di forze testa-cotile non ha più la medesima direzione, né la stessa distribuzione delle pressioni a destra e a sinistra, il bacino ruota sul suo stesso asse e bascula. Il lato più basso e anteriore sarà il lato corrispondente al piede più valgo. La colonna vertebrale, a questo punto, come nel caso dei piedi cavi asimmetrici, tenderà a modificarsi in due modi: *armonioso*, con attitudine scoliotica o *disarmonico*, caratterizzato da blocchi vertebrali a vari livelli.
- *Piedi disarmonici*: Si definiscono “disarmonici” due retro-piedi con caratteristiche opposte, ossia un valgo da un lato e un varo dall'altro (Fig.10). Questo tipo di piede è uno dei casi più frequenti poiché esprime la modalità con cui si adattano i piedi normali, a doppia componente, lievemente valghi o vari compensando un problema discendente e acquisendo così un carattere adattivo. Sono considerati *adattivi puri* quando sono il riflesso dell'adattamento di un piede normale, oppure *adattivi misti* quando rappresentano

l'adattamento degli altri tre tipi di piede. L'appoggio unipodalico mette in evidenza le disarmonie dette poiché un piede si manterrà in equilibrio con appoggio varizzante e l'altro con appoggio valgizzante.

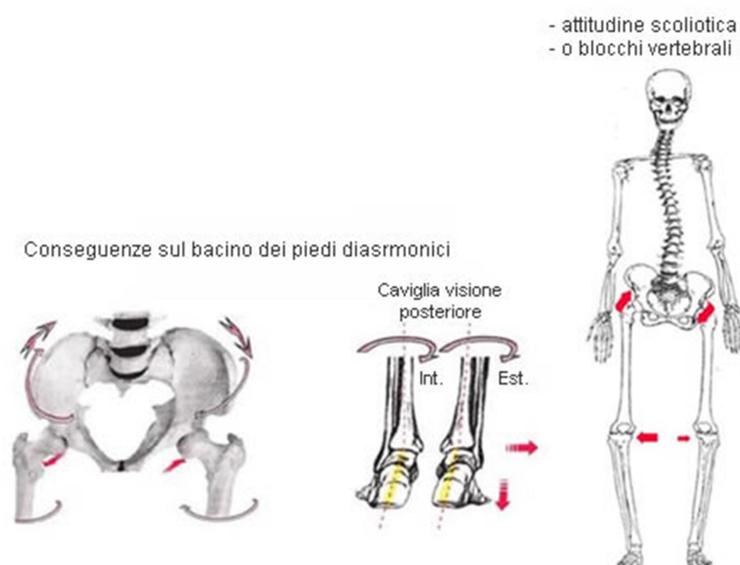


Figura 10: *piedi disarmonici ed effetti su bacino e colonna vertebrale* (Kannus VPA, 1992).

- *Piede a doppia componente*: questa tipologia di piede è visibile solamente durante una visita dinamica, tramite analisi del cammino, e non nella posizione ortostatica poiché il cambio precoce di appoggio da retro piede in varo ad avampiede il valgo, senza passare per un rotolamento e svolgimento del mesopiede o istmo, avviene nella dinamica temporale dell'appoggio al suolo. Perciò, un piede a doppia componente è un piede che presenta componenti sia "varizzanti" sia "valgizzanti".
Tutto ciò determina una proiezione anteriore del centro di massa che porta a delle sollecitazioni muscolari anomale a livello lombare con contrazione costante dei paravertebrali, che si trovano a combattere con tale proiezione anteriore. Ciò porta tensioni e dolori alla colonna vertebrale a diverse altezze, a livello dei trocanteri, ai polpacci, alle piante dei piedi. Avere un piede a doppia componente comporta il dorso piatto ed il piano scapolare anteriore.
- *Piede compensatore*: è un piede adattivo "attivo" perché non si accontenta di adattarsi passivamente allo scompenso ma lotta contro lo squilibrio di un altro recettore al fine di aiutare l'intero sistema a non perdere l'equilibrio antigravitario.

Un adattamento passivo sarà caratterizzante di uno scompenso maturo, al contrario, invece, un adattamento attivo sarà ingaggiato in una situazione di scompenso immaturo del sistema propriocettivo (Tiberio D, 1988) (www.cinziaberaudi.it) (Fig.11).

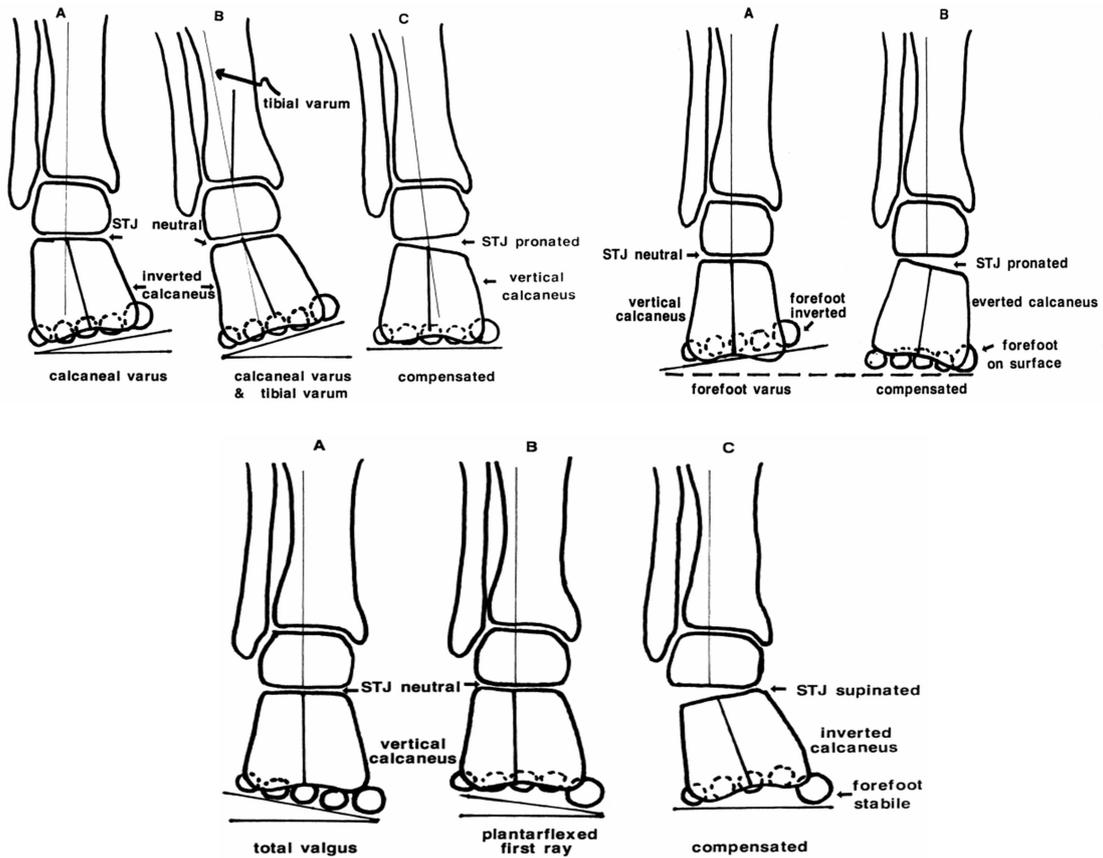


Figura 11: rappresentazioni di diverse alterazioni a livello di retropiede, mesopiede, avampiede con relative combinazioni e compensi (Tiberio D, 1988).

1.6 Deformazioni dinamiche della volta plantare durante la marcia

Durante la marcia, lo svolgersi del passo, impone alla volta plantare degli sforzi e delle deformazioni che mettono ben in luce il suo ruolo di ammortizzatore elastico. Possiamo distinguere quattro tempi nello svolgimento di tale gesto (Fig.12):

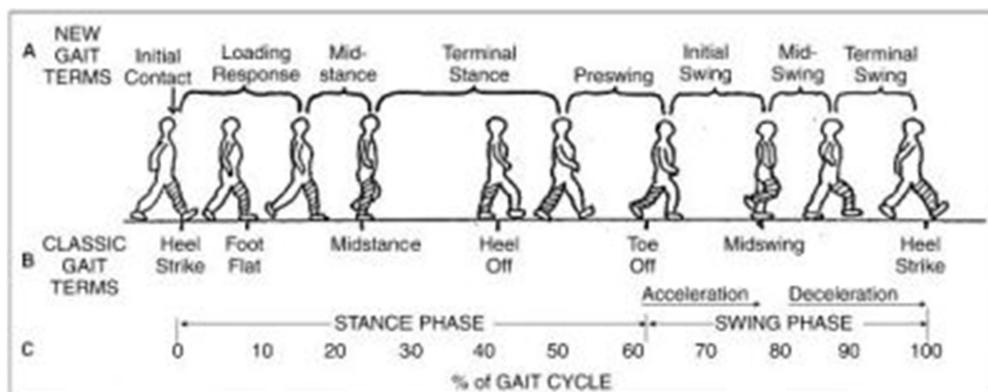


Figura 12: rappresentazione del gesto della deambulazione (Neal BS et al, 2014).

1. *Preso di contatto col suolo*: l'arto lanciato in avanti è sul punto di toccare a terra, la caviglia è dritta o in leggera flessione, il tallone (ossia il punto d'appoggio posteriore della volta plantare) prende contatto con il suolo; immediatamente, poi, il resto del piede poggia al suolo mentre la caviglia viene portata passivamente in estensione (Fig.13).
2. *Contatto massimo*: tutta la superficie della pianta del piede portante poggia a terra; il corpo, spinto dall'altro piede, passa al di sopra e avanti al piede portante segnando il tempo d'appoggio unilaterale. La caviglia portante torna in flessione e il peso del corpo viene applicato totalmente su tale piede appiattendosi così la volta plantare; contemporaneamente a ciò i tensori plantari si contraggono per opporsi a questo appiattimento determinando il primo effetto ammortizzante (Fig.13).
3. *Primo impulso motore*: il peso del corpo è davanti al piede portante e gli estensori della caviglia permettono di sollevare il tallone mentre l'insieme della volta effettua una rotazione attorno al suo punto d'appoggio anteriore. In questo momento la volta esprime il suo secondo effetto ammortizzante che permette di immagazzinare parte della forza degli estensori della tibio-tarsica per restituirla alla fine dell'impulso motore.

In questa fase si osserva uno schiacciamento dell'arcata anteriore e l'allargamento dell'avampiede sul suolo (Fig.13).

4. *Secondo impulso motore*: il primo impulso viene prolungato dai flessori delle dita; il piede si trova a lasciare il suo appoggio sull'avampiede e poggia solamente sulle prime tre dita, (l'alluce soprattutto) fino al momento terminale. La volta plantare resiste allo schiacciamento grazie ai tensori plantari, che restituiscono l'energia immagazzinata fino a quel momento (Fig.13). Il piede, dunque, lascia il suolo mentre l'altro comincia a prendere contatto, esplicando per un breve istante il periodo del doppio appoggio (Kapandji Al, 2011.).

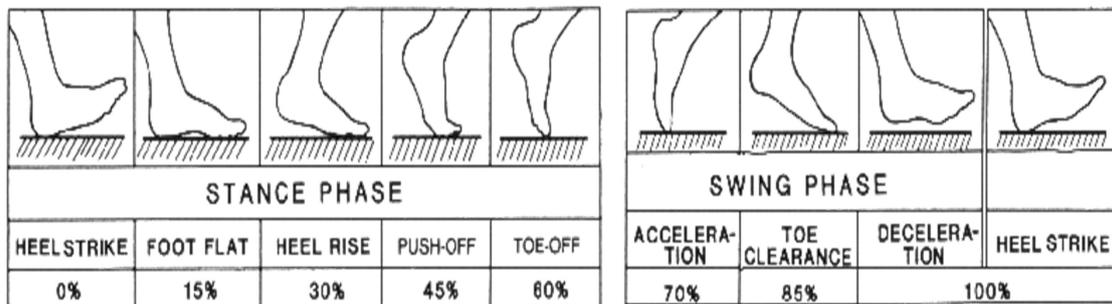


Figura 13: rappresentazione più analitica dello svolgersi del passo (Neal BS et al, 2014).

1.7 Il recettore podalico e la propriocezione

Il piede si trova ad essere a capo della catena ascendente, ricoprendo il ruolo di effetto e, allo stesso tempo, di recettore; esso riceve ed esegue comandi (mediante la concreta risposta motoria) tramite i muscoli e la continua interazione col resto del corpo, sia attraverso le catene muscolari, sia fornendo costanti informazioni provenienti dagli esterocettori cutanei presenti sulla pianta e dai propriocettori presenti a livello muscolare, tendineo e articolare.

Gli esterocettori cutanei del piede sono estremamente sensibili e rappresentano la continua connessione tra l'ambiente ed il sistema tonico posturale. Infatti, le informazioni plantari sono le uniche a derivare da un recettore sensoriale fisso a diretto contatto col suolo e, come detto in precedenza, per questa ragione, si rivela uno dei più efficienti sistemi di aggiustamento posturale sia in condizioni statiche sia

dinamiche, con grandi capacità adattive anche a livello morfologico-strutturale in base al terreno di appoggio (Roll JP et al, 2002) (Fig.14).

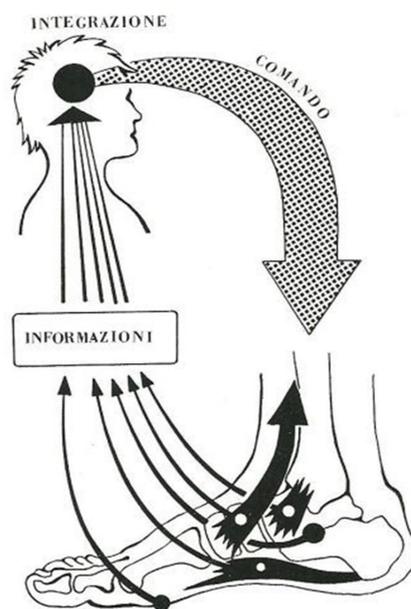


Figura 14: il piede come strumento, prima sensitivo e poi motorio, del sistema di adattamento (Altman AR et al, 2012).

Il piede permette il mantenimento dell'equilibrio, rileva il punto di applicazione della forza di pressione e ne controlla la sua distribuzione lungo la sua volta, assicura così supporto e stabilità, adottando la posizione più consona in riferimento anche al centro di gravità. La sua struttura permette, in questo modo, ai recettori muscolari, articolari e meccanici posti inferiormente alla pelle di fornire simultaneamente una risposta allo stesso stimolo che deve rispettare determinati valori di intensità, frequenza e durata per raggiungere il criterio minimo di soglia specifico per ogni parametro (Severac CA et al, 1996).

Tale sistema recettoriale, integrato a livello nervoso da afferenze sensoriali ed efferenze motorie, si esplica propriamente attraverso la propriocezione; essa rappresenta la capacità del SNC di percepire la posizione del corpo e delle sue parti, nonché dello stato di contrazione muscolare e del movimento nello spazio dei diversi distretti corporei (cinestesia) agendo tramite quel sistema feedback – feedforward inizialmente descritto (Fig.15).

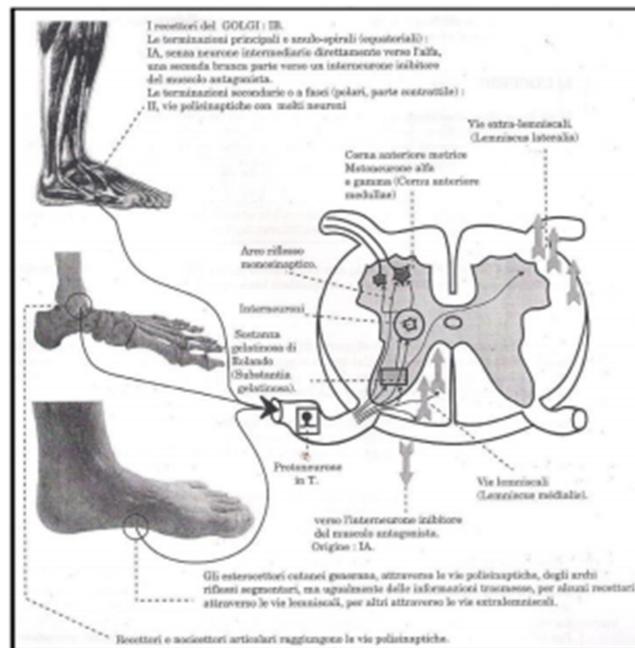


Figura 15: *recettore podalico (Bricot B, 1998).*

I recettori sensoriali svolgono il compito di espletare correttamente un movimento in relazione allo spazio; devono essere, quindi in grado, di discriminare le informazioni e anticipare il movimento, prevedere la risposta alternativa, prendere la decisione ed infine controllare il movimento finale (Fig.15). Alla base del sistema recettoriale, dunque, non può che esserci un complesso sistema sensoriale. I principali componenti di questo sistema sono: i recettori periferici, posizionati a livello articolare e nei tessuti circostanti (chiamati propriocettori), e le molteplici vie nervose, che trasportano i segnali propriocettivi al SNC, dal midollo spinale alla corteccia cerebrale.

I propriocettori segnalano, istante per istante, i movimenti che l'organismo stesso si trova a compiere. Tali informazioni segnalano in tempo reale i parametri biomeccanici del movimento quali: velocità, forza, direzione, accelerazione, e i parametri fisiologici riguardanti i cambiamenti biologici muscolari, tendinei ed articolari in relazione al gesto effettuato. Sulla base di queste indicazioni il cervello forma un'immagine della posizione del corpo e delle sue parti ed è in grado di correggere o modificare il movimento in corso.

La pianta del piede è estremamente ricca di recettori sensoriali implicati nella continua ricerca di equilibrio e aggiustamento posturale. Riportiamo di seguito i principali recettori operanti con tali funzioni:

- *Esterocettori cutanei:* recettori ad adattamento lento, o tonico, che codificano la sensibilità alla pressione (cellule di Merkel) o allo stiramento (corpuscoli di Ruffini), oppure recettori ad adattamento intermedio (corpuscoli di Meissner), importanti per il controllo della velocità del movimento, ed infine, recettori ad

adattamento rapido, o fasico, (corpuscoli di Pacini) che presentano forte sensibilità all'accelerazione della deformazione cutanea (Roll JP et al, 2002) ; (Fig.16).

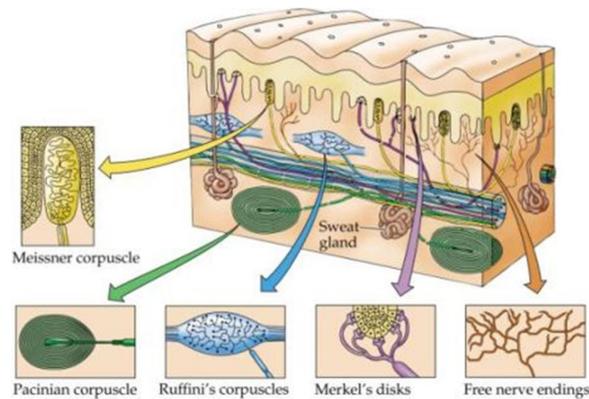


Figura 16: esteroceetori cutanei – corpuscoli di Pacini, corpuscoli di Ruffini, cellule di Merkel e terminazioni nervose libere (McArdle WD et al, 2009).

- *Meccanorecettori articolari*: recettori fasici che danno indicazioni sui movimenti articolari e sugli angoli di apertura e chiusura di tali strutture. I principali recettori in questione sono: i corpuscoli di Ruffini, di Pacini e di Golgi-Manzoni.
- *Recettori muscolari*: i muscoli intrinseci ed estrinseci del piede, oltre ad avere un ruolo dinamico, sono dei recettori sensibili fondamentalmente agendo mediante i fusi neuromuscolari (Fig.17) e gli organi tendinei di Golgi (Fig.18). I recettori detti, presenti rispettivamente a livello muscolare e tendineo, hanno importanti funzioni propriocettive e di controllo motorio; essi rilevano la posizione statica e dinamica dei differenti segmenti corporei e utilizzano tali informazioni per elaborare le risposte riflesse proprie dei due sistemi. I primi, infatti, sono sensibili allo stiramento muscolare, i secondi, invece, captano prevalentemente le variazioni di tensione muscolare a livello tendineo. (www.giovannichetta.it) (McArdle WD et al, 2009.).

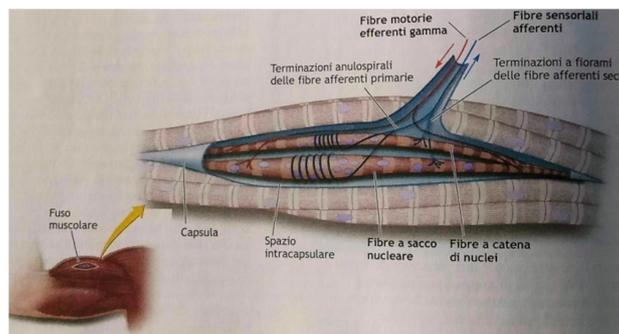


Figura 17: fusi neuromuscolari (McArdle WD et al, 2009).

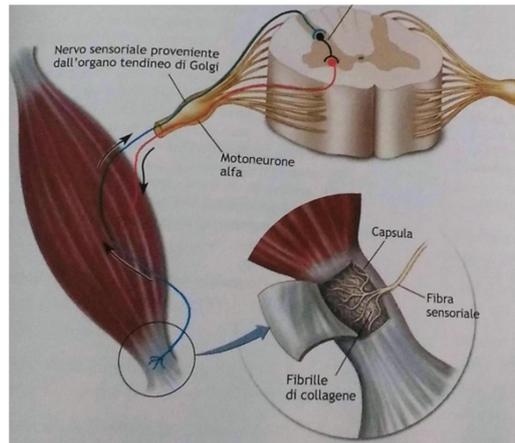


Figura 18: *Organi tendinei di Golgi* (McArdle WD et al, 2009).

Da quanto detto fin'ora, dunque, la struttura architettonica plantare ed il suo sistema recettoriale risultano fondamentali in situazione dinamica, oltre che in statica. Dopo aver delineato le fasi che compongono il gesto della deambulazione e dopo aver descritto dettagliatamente come il sistema recettoriale influisce prima, durante e dopo il gesto motorio, addentriamoci ora nello specifico campo della corsa, contesto essenziale dello studio di ricerca effettuato.

2 Analisi biomeccanica della corsa

La differenza fondamentale tra la corsa e la deambulazione è la presenza della fase aerea, o di sospensione. Durante questa fase, nessun piede rimane appoggiato a terra e, per un breve periodo di tempo, dunque, il corpo si trova “sospeso” da terra (Fig.19).

Inoltre, nella corsa, l'appoggio del piede a terra non avviene in sequenza tallone-avampiede come nel cammino. Più precisamente, è l'avampiede nella sua porzione esterna metatarsale a prendere contatto con il suolo, in modo da assorbire l'impatto e sfruttare al medesimo tempo l'azione dei muscoli estensori (mediante la capacità elastica accumulata nel momento immediatamente dopo il prestiramento iniziale impartito alla fascia stessa, ossia la stiffness).

Una corretta tecnica di corsa prevede il controllo di diversi segmenti corporei: testa, busto, bacino, braccia, piedi. Tale gesto tecnico può essere suddiviso in due fasi distinte:

- *Fase di appoggio singolo*: inizia con il contatto del piede al suolo e termina con il movimento di piegamento/estensione dell'arto in appoggio.
- *Fase aerea*: caratterizzata dal movimento di recupero degli arti inferiore per garantirne alternanza e sincronia.

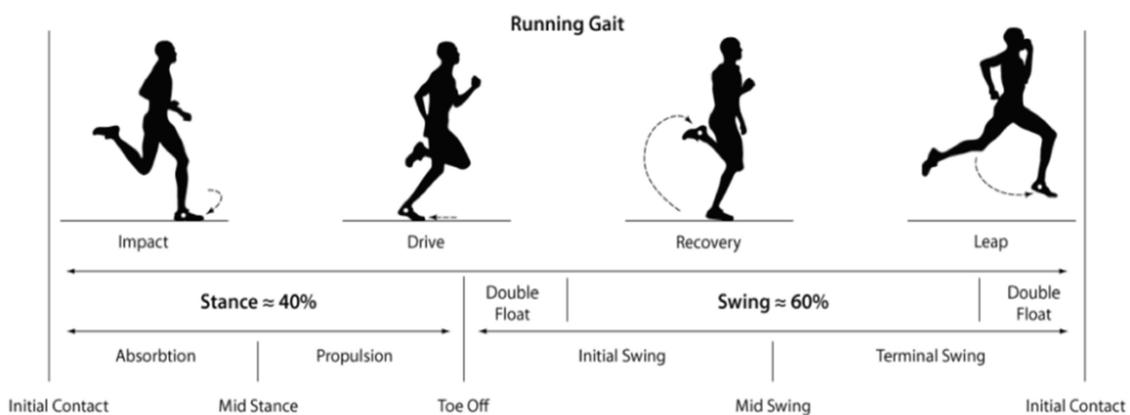


Figura 19: rappresentazione del gesto della corsa (Kannus VPA, 1992).

La *fase di appoggio singolo* può essere distinta in tre momenti:

1. *Momento di ammortizzazione*, ossia la presa di contatto del piede a terra e l'ammortizzazione dell'impatto stesso grazie all'azione del tricipite surale; in questa fase viene sfruttata in gran modo la componente reattivo-elastica del piede. Nel momento descritto, il piede si trova anteriormente rispetto al centro di massa e, con il contributo del quadricipite femorale, viene attenuato l'impatto al suolo.
2. *Momento di sostegno singolo*, rappresenta l'avanzamento lineare ed orizzontale del bacino per grande azione degli estensori situati nella loggia posteriore della coscia e dei muscoli glutei, in particolare; in questa fase, il piede si trova in asse con il centro di massa e la contrazione isometrica, soprattutto dei muscoli situati anteriormente, permette di mantenere la stabilità del corpo.
3. *Momento di spinta, o estensione*, consiste nell'estensione dell'arto in appoggio, il quale produce l'impulso necessario per fornire l'accelerazione necessaria al distacco del piede da terra che si trova posteriormente rispetto al centro di massa. In questa fase, i muscoli estensori dell'arto inferiore sfruttano, in particolar modo, la forza reattivo-elastica immagazzinata per proiettare in avanti il corpo e permettere la distensione dell'arto. La fase di spinta, dunque, inizia per azione dei muscoli del bacino, si continua con i muscoli della gamba e termina con i muscoli del piede. I muscoli di tronco e bacino agiscono, inoltre, come stabilizzatori durante tutto il movimento. Il muscolo soleo e il grande gluteo, in particolare, contribuiscono in larga misura alla genesi del movimento.

La *fase aerea* non è di meno importanza; in essa avviene il recupero degli arti inferiori per l'alternanza sincrona e coordinata della loro funzione. Durante il gesto della corsa, gli arti superiori controlaterali oscillano in coordinazione con il movimento degli arti inferiori.

Il busto, sia in fase aerea sia in fase di contatto, rimane in leggera flessione e inclinato avanti. In base alla richiesta ed alla specialità di corsa considerato si vede, tuttavia, la necessità di calibrare due parametri fondamentali: ampiezza e frequenza del passo, per sfruttare al meglio la forza d'attrito che si viene a creare dal contatto tra due corpi che si oppongono al loro moto reciproco. (www.fisioolympic.it).

Rapporti fra colonna vertebrale porzione lombosacrale, anca e biomeccanica della corsa

La postura della colonna vertebrale e della zona pelvica ha una grande influenza sulla biomeccanica della corsa.

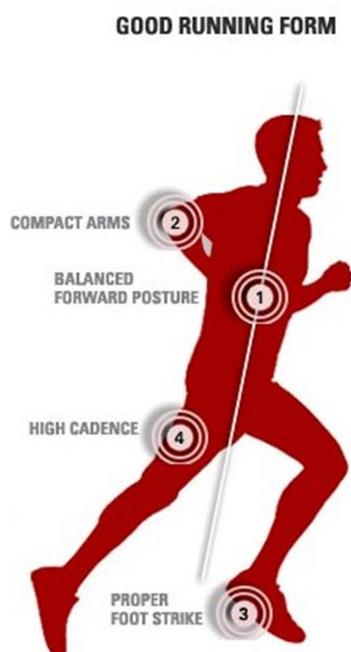


Figura 20: corretto assetto posturale durante la corsa (Neal BS et al, 2014).

La corretta inclinazione del bacino permette il mantenimento del tronco eretto e si esplica così come base del controllo posturale del gesto della corsa (Fig.20; Fig.21). Da tale struttura, infatti, dipende anche l'assetto della colonna vertebrale nella sua porzione lombosacrale e la rotazione esterna dell'anca. Una rotazione anteriore del bacino, ad esempio, porta ad un'iperlordosi lombare con riduzione della flessione dell'anca e spostamento anteriore del centro di gravità con sovraccarico sull'avampiede che prende contatto a terra.

Al contrario, una rotazione posteriore della zona pelvica porta ad una riduzione della fisiologica lordosi lombare con aumento della flessibilità dell'anca e spostamento posteriore del centro di gravità così che il peso corporeo va a gravare maggiormente a livello del retropiede del piede che prende contatto a terra.

Dunque, la corretta posizione del tronco si rivela essere quella eretta, favorendo il mantenimento della fisiologica curva lombosacrale senza accentuarla né ridurla, permettendo l'adeguata rotazione delle vertebre e la giusta flessione a livello articolare dell'anca (www.fisiolympic.it) (Fig.20; Fig.21).



Figura 21: *controllo posturale del gesto della corsa (Almaz Ayana, atleta etiopica campionessa olimpica dei 10000 metri piani e detentrica del record mondiale con 29' 17" 45) (www.rio2016.com).*

2.1 *Il piede ed il contatto a terra durante la corsa*

Il piede, durante la corsa, può prendere contatto con il suolo in tre modi: con il calcagno, con l'intera pianta del piede o con l'avampiede (*Fig.22*). Tenendo sempre presente che il piede deve adattarsi al terreno e simultaneamente assorbire l'impatto del contatto non è da dimenticare la sua funzione di leva rigida per proiettare il corpo anteriormente e permettere l'avanzamento mediante forza d'attrito a terra (*Root ML et al, 1977*).

Un corridore definito "neutro", nel primo momento della presa di contatto a terra, mostra il piede di riferimento in leggera eversione. Successivamente, consegue una posizione di lieve pronazione, ossia si piega di qualche grado verso l'interno; questa strategia contribuisce ad ammortizzare il contatto iniziale, trasmettendolo dal calcagno al resto del piede (*Fig.22*). Senza di essa lo shock dell'impatto verrebbe totalmente trasmesso agli arti inferiori rendendo la normale meccanica inefficace. Alcune persone, tuttavia, presentano una pronazione più accentuata di altre e ciò influisce sul modo in cui viene espresso il gesto tecnico della corsa aumentando la probabilità di lesioni.

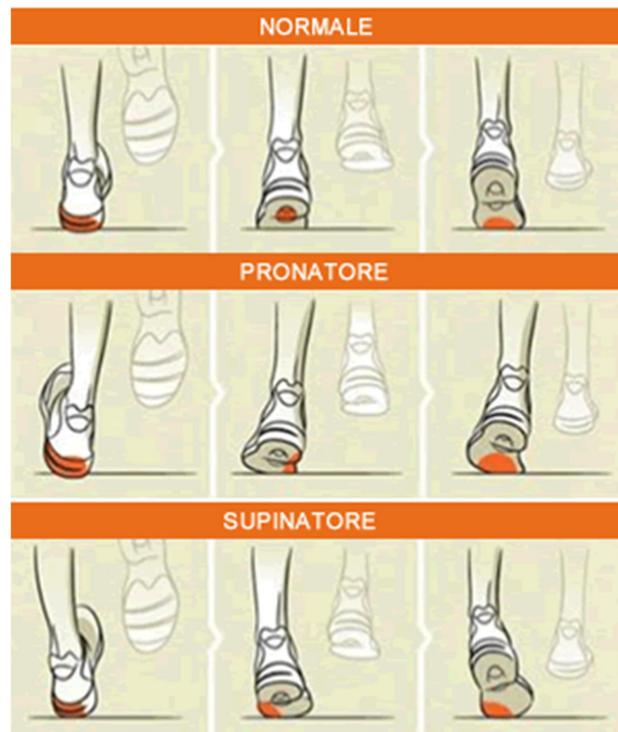


Figura 22: tre modalità di contatto a terra del piede durante la corsa (Nigg BM, 2001).

Inerente a ciò, sarà capitato a tutti di recarsi in un negozio di articoli sportivi per comprare un nuovo paio di scarpe da ginnastica: parlando con il commesso del prodotto da acquistare sarà certamente capitato di sentire nominare scarpe anti-pronazione, anti-supinazione o neutre, sotto proposta e suggerimento del commesso stesso. A tal proposito, nei siti delle principali marche di scarpe da corsa tra cui Nike, Asics, Adidas è facile trovare una pagina relativa alla spiegazione delle funzioni di tali scarpe (http://help-enus.nike.com/app/answers/detail/a_id/879/kw/shoe%20selection) (<http://www.asics.com/au/en-au/pronation-guide>).

Tuttavia, non risulta difficile capire come queste soluzioni si rivelino superficiali e con valore prettamente di marketing. Una scarpa standardizzata, per quanto possa assolvere a determinate funzioni, non può avere la stessa efficacia o lo stesso ruolo per ogni persona. Ognuno di noi presenterà diversi gradi di pronazione o supinazione che sia, con differenti distribuzioni delle forze e di segnali a livello tissutale, con addirittura differenza interpodaliche nel medesimo soggetto che non possono essere appianate da una scarpa pre-fabbricata secondo una standardizzazione generale (Benno MN, 2001).

Non esiste un appoggio ideale o universalmente migliore in quanto, come visto, subentrano numerosi e molteplici fattori, sia intrinseci del soggetto stesso, sia estrinseci, determinati dall'ambiente, dal contesto e dalle richieste specifiche.

Per questa ragione si è molto discusso anche sull'utilizzo di solette meccaniche o plantari. Per quanto esse siano basate sul soggetto nello specifico, non sembrano essere il veritiero sostegno necessario in condizione dinamica di corsa considerato che, comunque, le rilevazioni pressorie e morfologiche vengono ricavate in situazione statica, non corrispondente degli adattamenti e del comportamento del piede in dinamica (*Langley B et al, 2015*). I plantari, dunque, sembrerebbero produrre solo piccoli e non sistematici cambiamenti soggetto-specifici al movimento della gamba ed al piede stesso (*Benno MN, 2001*).

Da recenti studi, tuttavia, è emersa l'importanza nell'utilizzo di solette plantari in determinate situazioni diagnosticate in combinazione con esercizi specifici di rinforzo e allungamento (*Altman AR et al, 2012 ; Gallo AR et al, 2012*). Idealmente, la risoluzione dello scompenso e del dolore mediante utilizzo di solette sarebbe la procedura finale dopo un programma riabilitativo e di riacquisizione funzionale della parte. Le relazioni tra lo specifico scompenso e gli infortuni possibili sono difficili da verificare; tuttavia, l'osservazione di atleti mezzofondisti con sintomatologia acuta ha trovato un riscontro positivo nell'utilizzo di dispositivi correttivi meccanici. Per esempio, un atleta con iperpronazione a livello della tibio-tarsica e riportante una tendinite cronica al muscolo tibiale posteriore può trovare dei benefici nell'indossare dei plantari (*Kannus VPA, 1992*).

2.2 *L'infortunio da sovraccarico*

Il sistema locomotore umano (*Fig.23*) può compensare deformità strutturali ed adattarsi a diversi stati di stress, di caricamento e di movimento (*Tiberio D, 1988*). Tuttavia, circa un terzo dei runners che corrono circa 60km alla settimana, è vittima di un infortunio all'anno e la percentuale femminile è nettamente più alta di quella maschile. Fortunatamente, la percentuale degli infortuni invalidanti (che costringono ad uno stop superiore al mese) è tra il 15 % per gli uomini e il 25 % per le donne. Il dato femminile è controverso e complesso tenendo conto di fattori strutturali e fisiologici; tuttavia, la motivazione più immediata e lungimirante che possiamo fornire è il fattore

costituzionale per cui le donne hanno quantitativamente minor massa muscolare rispetto agli uomini e, a pari chilometraggio, realizzando velocità minori, corrono per tempi maggiori (www.albanesi.it).



Figura 23: *rappresentazione del sistema locomotore umano (Martini, 2012).*

Generalmente, le strutture muscolari sono interessate soprattutto da traumi acuti; gli infortuni tendinei ed osteoarticolari sono dovuti in larga misura ad un sovraccarico continuato, in un periodo che può andare dalla singola seduta a diverse settimane o mesi. Dunque, il problema può presentarsi rispettivamente al termine della seduta di allenamento o gradualmente, all'inizio come fastidio intermittente per poi conclamarsi in dolore che arriva ad impedire il gesto atletico stesso. Questi ultimi infortuni, quindi, sono pertanto collegati al traumatismo generato dal ripetuto appoggio del piede durante la corsa, per forza impulsiva ed energia di ritorno.

2.3 Comuni infortuni agli arti inferiori in atleti mezzofondisti

Recenti studi (*Baltich J et al, 2016*) ; (*Gallo AR et al, 2012*) su atleti mezzofondisti riportano l'avvento della maggior parte degli infortuni a carico di diverse strutture: ginocchio (tra il 7.2% e il 50%), gamba (tra il 9% e il 32.2%), piede (tra il 5.7% e il 39.3%) o coscia (tra il 3.4% e il 38.1%). Vi sono ampie differenze per tali sofferenze dell'arto inferiore. Il dolore può avere diverse cause ed origini: scheletriche (sindrome da stress del tibiale posteriore, fratture da stress), muscolotendinee (tendinopatie, miopatie), vascolari (sindrome da sforzo, trombosi venosa, sindrome da intrappolamento dell'arteria poplitea, claudicazione neurogenica), infezioni e neoplastiche.

In uno studio (*James SL et al, 1978*) condotto su oltre 2000 atleti, i più comuni infortuni rilevati sono stati: sindrome del tibiale posteriore (4.9%), tendinopatia del tendine d'Achille (4.8%), frattura tibiale da stress (3.3%) e tensioni a livello di soleo/gastrocnemio (1.3%).

Alcuni disturbi scheletrici, muscolotendinei e vascolari possono essere spiegati in termini anatomici e biomeccanici. La pratica di stretching e/o di attività condizionanti con fine preventivo dei tessuti molli dell'arto inferiore, in questi casi, possono rivelarsi adeguati e vantaggiosi.

Sindrome da stress del tibiale posteriore

La sindrome da stress del tibiale posteriore viene spesso confusa per periostite, causata da un'anormale trazione del flessore profondo e/o del muscolo soleo. Tale sindrome è associata spesso con un disequilibrio posturale del piede (maggiore a livello del mesopiede), eccessiva pronazione, improvviso aumento e/o durata dell'allenamento e terreno d'allenamento irregolare (*Gallo AR et al, 2012* ; *Yates B et al, 2004*).

Tendinopatia del tendine d'Achille

Durante la corsa il tendine d'Achille si trova a scaricare oltre 12.5 volte il peso corporeo del soggetto. Il complesso muscolare gastrocnemio-soleo permette tale funzione al suddetto tendine che, per assorbire questa notevole energia, si identifica come tendine più forte dell'intero corpo umano. L'attività del tendine d'Achille può essere

influenzata da fattori intrinseci e/o meccanici. I primi (ipervascolarizzazione regionale, patologie endocrine o metaboliche, predisposizioni genetiche) possono predisporre la degenerazione del tendine. I secondi (sovraccarico cronico e scarsa flessibilità) incrementano lo sforzo tendineo andando oltre la sua stessa abilità nell'assorbire l'energia e nello scaricarla a livello metatarsale. Inoltre, errori nell'allenamento stesso come tecnica sbagliata del gesto, inappropriato appoggio del piede, superficie inconsistente, sono associati ad una certa degenerazione della struttura (*Gallo AR et al, 2012 ; Neal BS et al, 2014*).

Fratture da stress di tibia e fibula

La tibia è il più comune sito di frattura da stress in atleti mezzofondisti e avviene in circa il 50% dei casi totali di tali fratture; meno frequentemente avviene a livello fibulare, che rappresenta tra il 4.6% e il 21% dei casi. Simili infortuni si verificano essenzialmente in situazioni di carico continuo senza sufficiente tempo di recupero, causando una sofferenza ossea con successivo fallimento funzionale e frattura dello stesso. La microlesione iniziale, dunque, se continuamente sottoposta a sforzo e carichi, inevitabilmente si propaga causando la macrolesione detta.

Nella tibia il risultato di tale frattura da stress generalmente avviene in compressione laterale e nella corteccia postero mediale in orientazione trasversale.

La frattura da stress a livello fibulare tipicamente non avviene lungo il corpo dell'osso ma a circa 5 o 6 cm prossimali del malleolo laterale, in corrispondenza del sito di inserzione dei tendini stessi.

I fattori di rischio della frattura tibiale sono molto difficili da prevedere. In atleti uomini si può supporre una scarsa densità minerale ossea ed una scarsa quantità di massa magra nell'arto inferiore; in atlete femmine, tuttavia, subentrano ulteriori fattori come squilibrio del ciclo mestruale ed una dieta povera di grassi. Irregolarità mestruale, in associazione ad alto chilometraggio ed alti volumi settimanali di allenamento, concorre a determinare fratture da stress non indifferenti. Alterazioni biomeccaniche, inoltre, contribuiscono al verificarsi di tali situazioni: discrepanze nella lunghezza degli arti, picco di adduzione dell'anca, angolo di eversione del retropiede nella fase di stacco durante la corsa, hanno dei collegamenti con tale infortunio soprattutto tra la componente femminile (*Gallo AR et al, 2012 ; Neal BS et al, 2014*).

Sindrome femoro-rotulea

La sindrome femoro-rotulea è relativamente frequente in ambito sportivo e, nel contesto dell'atletica, è riconducibile essenzialmente ad un sovraccarico funzionale in associazione a diversi fattori: mal allineamento dell'articolazione del ginocchio,

variazioni assiali o rotazionali dell'arto inferiore o alterazioni morfo-funzionali del piede, che possono influire negativamente sulla normale meccanica dell'articolazione femoro-rotulea. Il dolore è legato all'infiammazione della cartilagine sia della rotula come della gronda femorale (condropatia) ed è legata al cattivo scorrimento rotuleo durante la flessione-estensione del ginocchio; in particolare, la rotula si "lateralizza", ossia scorre più sul margine esterno dell'articolazione, aumentando l'attrito con il femore (Neal BS et al, 2014 ; Duffey MJ et al, 2000).

Sofferenza della struttura gastrocnemio-soleo

I muscoli pennati gastrocnemio e soleo sono spesso tesi e contratti a causa della loro stessa struttura. La parte mediale del gastrocnemio origina dal condilo mediale del femore e si fonde con la parte laterale prima di raggiungere l'aponeurosi del soleo con cui va a creare distalmente il tendine d'Achille. Il gastrocnemio è un muscolo deputato ad azioni rapide, in quanto si compone in larga parte di fibre veloci di tipo IIx ed è suscettibile ad infortuni e lesioni; il soleo, al contrario, è conosciuto largamente come muscolo posturale, in quanto costituito per la maggior parte da fibre lente di tipo I, e ha meno probabilità di andare incontro a lesioni.

Infortuni alla testa della parte mediale del gastrocnemio sono causati da un'improvvisa dorsiflessione plantare che flette il piede mentre il ginocchio è bloccato in estensione oppure durante una brusca estensione di ginocchio mentre la tibio-tarsica si trova in dorsiflessione. Durante la corsa tale lesione è spesso associata con importanti cambi di ritmo e con una corsa più veloce del normale e con una postura inappropriata causando, in tal modo, un'alterazione nella lunghezza del muscolo e nell'assorbimento dell'impatto (Gallo AR et al, 2012 ; Neal BS et al, 2014).

Sindrome da sforzo

Durante uno sforzo intenso i fluidi vengono accumulati nello spazio interstiziale dei muscoli aumentandone la massa di oltre il 20%. Tale accumulo di liquidi, combinato con una limitata espansione del compartimento fasciale, può determinare un'importante pressione intramuscolare causando occlusione a livello capillare. Il rallentamento del circolo sanguigno determina a sua volta ipossia e aumenta l'attività del metabolismo anaerobico con conseguente produzione di lattato ed eventuale morte cellulare. Il meccanismo che favorisce questa sofferenza rimane dubbio in quanto dipende in larga parte da caratteristiche intrinseche e fisiologiche dell'atleta come, ad esempio, tipologia e composizione del muscolo e densità capillare del medesimo (Gallo AR et al, 2012 ; Neal BS et al, 2014).

Sindrome da intrappolamento dell'arteria poplitea

L'arteria poplitea, prima di biforcarsi nelle due arterie tibiali anteriore e posteriore, normalmente corre inferiormente e tra le teste, mediale e laterale, del muscolo gastrocnemio.

Molto spesso questa sindrome è causata da variazioni anatomiche durante lo sviluppo embrionale ed include un'anormale origine della parte mediale del gastrocnemio influenzando il decorso dell'arteria poplitea stessa e/o alterando la fisiologica struttura muscolare. Nello sviluppo di tale situazione sofferente vi è spesso la compressione dell'arteria contro il condilo mediale del femore durante una forte flessione plantare (*Gallo AR et al, 2012 ; Neal BS et al, 2014*).

Recenti studi (*Lucas-Cuevas AG et al, 2016*) , a proposito di tutto ciò, hanno analizzato possibili effetti preventivi e riabilitativi della corsa a piedi nudi per cui verrebbe incoraggiato un pattern di corsa qualitativamente migliore, con appoggio anteriore del piede, riduzione degli impatti al suolo e variazioni nell'ampiezza del passo (*Altman AR, 2012*). Il piede nudo consente di fornire un maggior feedback sensoriale andando ad aumentare lo stimolo propriocettivo inizialmente descritto; inoltre, permette una conservazione di energia nell'arco plantare consentendone un utilizzo migliore e di maggior efficacia. La corsa in tale condizione altera i meccanismi articolari dell'intero arto inferiore ma i rischi di procurarsi degli infortuni in queste condizioni rimangono talvolta largamente sconosciuti (*Sarrafian SK, 1978*).

3 Protocollo e strumenti utilizzati per valutare il piede e la linea di Helbing

Nel contesto del mezzofondo preso in analisi, abbiamo voluto indagare circa la presenza di aspetti morfologici più o meno frequenti nel campo a proposito di adattamenti posturali e/o compensativi al gesto tecnico, oltre che agli scompensi strutturali soggettivi del singolo atleta. Si è, dunque, osservata e valutata la postura del campione nella sua totalità e nelle due componenti di genere.

3.1 Protocollo per la valutazione posturale

Per oggettivare la postura di ognuno in stazione eretta si è dovuto fare riferimento a delle linee guida comuni consentendo di esaminare la postura della persona nei vari piani.

In ogni piano si sono considerate le verticali di Barré e Kapoula per indicare sia la perpendicolarità dei punti di repere sia la simmetria degli stessi.

“In forma statica è possibile osservare la postura da varie angolazioni (anteriore, posteriore, laterale) includendo l’analisi delle curve cervicale, toracica e lombare, delle asimmetrie dei punti di repere e osservando ipertrofia o atrofia muscolare” (Nart A & Scarpa S, 2008).

In riferimento al lavoro da noi svolto, sono stati osservati solo i parametri ascendenti che vanno dall’appoggio del piede a retropiede, caviglie, ginocchia, linee glutee fino al bacino.

Sul piano frontale anteriore (*Fig.24*) abbiamo osservato:

- Posizione di piedi e dita,
- Rotazione del femore,
- Valgismo o varismo di ginocchia,

- Simmetria ed orizzontalità di specifici punti di repere formati, nel caso nostro, dalla linea delle creste iliache antero-superiori e dalla linea bi-malleolare.

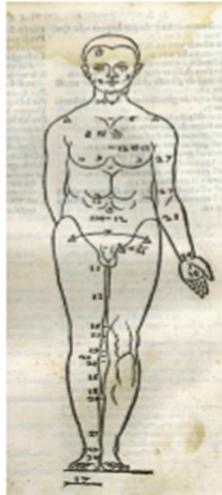


Figura 24: *piano frontale anteriore (Nart A & Scarpa S, 2008).*

Sul piano frontale posteriore (Fig.25) abbiamo osservato:

- Linea di Helbing (allineamento della gamba con il tallone),
- Pieghe poplitee e valgismo o varismo di ginocchia,
- Pieghe glutee,
- Orizzontalità della linea passante per le spine iliache posteriori,
- Inclinazione pelvica laterale.

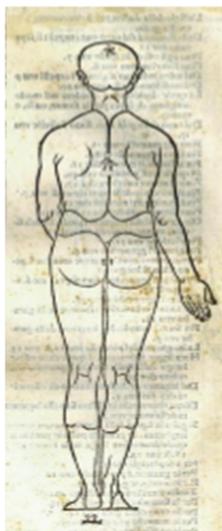


Figura 25: *piano frontale posteriore (Nart A & Scarpa S, 2008)*

Sul piano sagittale (*Fig.26*) abbiamo osservato:

- Malleolo laterale,
- Asse dell'articolazione del ginocchio,
- Asse dell'articolazione dell'anca.

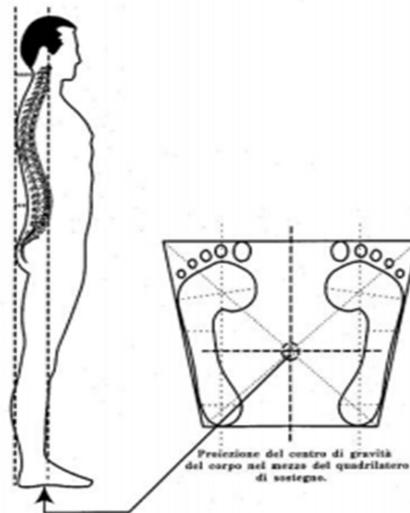


Figura 26: *piano sagittale e quadrilatero di sostegno (Bricot B, 1998).*

Si è osservato, inoltre, sul piano frontale, se le ginocchia si presentavano allineate tra loro, se gli arti inferiori erano ipertesi o flessi e se le curve fisiologiche del rachide (lordosi e cifosi) si mostravano accentuate.

Conclusa la valutazione statica abbiamo proseguito con la valutazione analitica delle componenti dell'apparato locomotore senza tralasciare l'individuale morfologia anatomica di ognuno di noi, quindi evitando di concentrarci sulle singole parti del corpo ma prediligendo una visione d'insieme del soggetto, nella sua totalità.

3.2 *Strumenti per la valutazione del piede*

Il podoscopio permette di effettuare una valutazione dell'appoggio plantare attraverso la rappresentazione pressoria dello stato degli archi del piede. Il podoscopio è formato da un supporto trasparente liscio (che non fornisce alcuna stimolazione sensoriale) dove si posiziona la persona. L'osservazione del piede e, contemporaneamente, della sua superficie di appoggio, è permessa dalla struttura

stessa dello strumento e dall'utilizzo di una luce fluorescente in direzione tangenziale e veicolata dall'occhio dell'osservatore. In combinazione a tutto ciò, è presente uno specchio inclinato che permette di ottenere l'immagine della morfologia pressoria plantare della persona analizzata. Questo strumento ci aiuta ad indentificare i diversi gradi degli archi plantari, a determinare le differenti distribuzioni pressorie del piede, a valutare la posizione del calcagno, ad evidenziare possibili tensioni del rachide e del bacino; risulta perciò possibile valutare la condizione generale degli arti inferiori partendo dalla misurazione oggettiva dei piedi e risalendo fino al bacino.

Per ottenere maggiori informazioni sulle risposte del sistema tonico posturale della persona, si potrebbero abbinare altri metodi valutativi a questo strumento. Infatti, se al podoscopio fosse stata abbinata la stabilometria, avremmo potuto avere maggiori informazioni per oggettivare la valutazione della stabilità e misurare le variazioni di forza dei vettori al suolo (Rossato M & Sarchioto A, 2015).

Lo studio sperimentale che ha portato a questa ricerca è stato svolto utilizzando un podoscopio di nuova generazione chiamato "LedPodoLaser".

3.3 Il podoscopio "LedPodoLaser"

Il podoscopio utilizzato per la ricerca è il "LED PODO LASER" mod. LPL2015A (dim.480x480x290) dal peso di 11kg (Fig.27). Tale strumento permette di osservare le superfici plantari in appoggio di entrambi i piedi contemporaneamente ma anche di prenderli in analisi singolarmente. Mediante una ristretta visualizzazione oculare e grazie alla capacità di diffusione della luce molto forte emessa da particolari LED per mettere in risalto le aree di maggiore e minore carico o eventuale non contatto, è possibile un'analisi precisa ed accurata. La presenza, poi, di una fotocamera/video alla base del podoscopio consente di catturare l'immagine per un eventuale confronto con la valutazione posturale finale. E' un apparecchio con una struttura ed un design altamente specializzati che separa la componente elettrica/elettronica da quella a contatto con la persona (sostiene un massimo di 140kg) per evidenti fattori di sicurezza (non solo durante la misurazione, ma anche durante il trasporto del podoscopio stesso).

La struttura è in metacrilato, materiale con notevole capacità di conduzione luminosa, non stimola i termorecettori plantari, si mantiene fredda e non si rompe, non conduce l'elettricità ed è dotata di maniglie di trasporto.

Con ciò si consente di osservare importanti variazioni di intensità cromatica sui punti di maggiore e minore carico plantare per precise analisi e registrazioni. La parte inferiore riflettente a specchio è inclinata e mantenuta in tale posizione da una porzione in plexiglass come la base d'appoggio; l'inclinazione è stata studiata per l'analisi globale di piede, caviglia, gamba, ginocchia, coscia, bacino andando a valutare globalmente la parte inferiore del corpo intesa come componente adattiva e compensativa (Fig.27).

Le parti elettriche (a bassa tensione) sono contenute essenzialmente in una "scatola" che può essere collegata e scollegata nella preparazione per la valutazione o per una eventuale manutenzione, separata dalla parte a contatto con il paziente e collegata da un cavo rete con spina provvisto di trasformatore a doppio isolamento. La scatola contiene i LED (9 VOLTS, 9.72W/m) per l'illuminazione, i LASERS e gli attacchi per fotocamera/videocamera esterna. (Sprint.it srl , Manuale d'uso e manutenzione LedPodoLaser modello LPL2015A).

I laser sono la grande differenza rispetto a tutti gli altri podoscopi (Fig.27); mentre questi ultimi si "limitano" ad una osservazione del piede, i laser ci aiutano ad evidenziare, con più precisione ed oggettività, come le alterazioni del sistema di appoggio podalico siano collegate in catena cinematica ed adattiva a caviglia, gamba, ginocchia, articolazione coxo-femorale e bacino, strutture che, in determinate situazioni, trovano adattamenti e compensi nelle 3 dimensioni dello spazio (Rossato M, 2015 ; Rossato M, 2014).

L'obiettivo di questa strumentazione è di proporre un sistema ripetibile e riproducibile consentendo l'utilizzo di un protocollo rapido, oggettivo e di facile lettura. Inoltre, il software ci permette di avere una stampa immediata della procedura.



Figura 27: il podoscopio LedPodoLaser (SprintIt, 2015).

Di seguito riportiamo rilevanti studi effettuati in riferimento a validità ed affidabilità dello strumento descritto:

- Studio di *Gonzalez Martin C et al. (2014)*: dimostra che il podoscopio è un ottimo strumento per la diagnosi del piede piatto in un campione casuale di persone di età uguale o superiore ai 40 anni.
- Ricerca di *Wòjtowicz D et al. (2013)*: dimostra che l'asimmetria posturale in bambini con Central Coordination Disturbance (CCD) misurata al podoscopio è assolutamente in linea con la diagnosi clinica.
- *Silva Moreno A et al (2011)*: spiegano come la valutazione plantare al podoscopio sia semplice, poco costosa e precisa.
- *Cristian S et al. (2011)*: dimostrano l'efficacia della retroilluminazione del podoscopio nel valutare le diverse patologie dell'appoggio plantare: essa riduce l'interferenza dell'illuminazione naturale dell'ambiente e, allo stesso tempo, permette di vedere più nel dettaglio alcune caratteristiche del piede.

4 Disegno di ricerca

Obiettivi

Valutare, attraverso il LedPodoLaser (podoscopio di nuova generazione per l'esaminazione podalica) ed il software Sprintware a lui connesso, appoggio plantare e morfologia funzionale di atleti mezzofondisti presso il Campo sportivo comunale di Mogliano Veneto.

L'équipe coinvolta nelle rilevazioni per questo studio era composta dalla Prof.ssa Nart Alessandra, dal Dott. Rossato Massimo (Scientific Advisor of Postural Équipe Academy Venezia), dalla sottoscritta Venzo Erica laureanda in Scienze Motorie e dal Dott. Biancucci Antonio, laureato in Scienze Motorie.

Per portare a termine la ricerca sono stati esaminati 34 atleti che hanno aderito volontariamente alla ricerca. In precedenza, oltre ad essere stati informati dei criteri di inclusione ed esclusione, gli era stato richiesto di compilare un questionario personale per venire a conoscenza di dati antropometrici necessari e passato infortunistico (soprattutto legato allo sport praticato).

Le rilevazioni sono state effettuate nel mese di Giugno 2016.

Materiali e metodi

Sono stati utilizzati due podoscopi "LedPodoLaser" di nuova generazione, due Pc, il software Sprintware, quattro webcam e due mire ottiche con Laser auto-centrante che genera una verticale luminosa (>200 lumen di delta ambientale) con un errore statistico medio di 0.2 mm (ininfluente per la percezione oculare) a 2.40 m dal soggetto come suggeritoci dalla bibliografia (Fig.28) (Ouaknine M & Bernard M, 2006). Sono stati proiettati due laser sul piano frontale di ogni postazione per dare riferimento della verticale del corpo, o verticale di Barré (Matheron E et al, 2006).

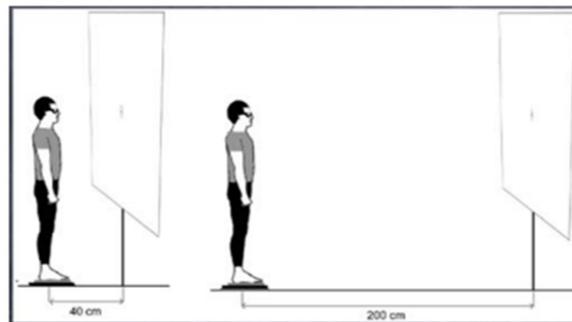


Figura 28: La verticale di Barré (Kapoula Z & Le TT, 2006)

Destinatari

Allo studio hanno preso parte in totale 38 atleti di età compresa tra i 13 e i 52 anni (M=21,5). Applicati i criteri di inclusione ed esclusione qui in seguito descritti il campione si è confermato di 34 atleti (9 F; 25 M).

Criteri di inclusione: età compresa tra i 12 e i 60 anni provvisti di certificato medico di idoneità sportiva; mantenere una posizione eretta stabile per un tempo stabilito (8 minuti, tempo necessario per effettuare l'esame al podoscopio) su una pedana a 29 cm da terra senza la possibilità di appoggiarsi ad un muro o ad un qualsivoglia sostegno; mantenere per alcuni secondi l'equilibrio in atteggiamento mono podalico su entrambi i piedi senza la possibilità di appoggiarsi ad un muro o ad un qualsivoglia sostegno; assenza di malattie neurologiche.

Criteri di esclusione: età minore di 12 o maggiore di 60 anni sprovvisti di certificato medico di idoneità sportiva; incapacità di mantenere una posizione eretta stabile per un tempo stabilito (8 minuti, tempo necessario per effettuare l'esame al podoscopio) su una pedana a 29 cm da terra senza la possibilità di appoggiarsi ad un muro o ad un qualsivoglia sostegno; incapacità di mantenere per alcuni secondi l'equilibrio in atteggiamento mono podalico su entrambi i piedi senza la possibilità di appoggiarsi ad un muro o ad un qualsivoglia sostegno; presenza di malattie neurologiche.

Si evidenzia che l'obiettivo della ricerca era quello di effettuare una lettura della realtà dell'appoggio del piede fino al centro di massa attraverso il nuovo strumento di valutazione LedPodoLaser con software Sprintware.

I criteri di inclusione/esclusione non si focalizzavano sull'omogeneità del campione, su genere o morfologia fisica ma erano centrati e contestualizzati nell'ambito sportivo dell'atletica leggera, in particolare nella disciplina del mezzofondo, al fine di indagare la morfologia strutturale e valutare la postura di tali atleti.

Modalità di reclutamento

Il campione è stato reclutato presso il campo sportivo comunale di Mogliano Veneto con l'autorizzazione ed il consenso dell'allenatore e referente Lahbi Faouzi. Prima di effettuare l'analisi è stato richiesto ai partecipanti di compilare un questionario personale per ricavare dati antropometrici e passato infortunistico degli atleti. Oltre a

ciò, è stato richiesto di compilare e firmare il consenso informato. Le valutazioni hanno avuto luogo nello stadio stesso, presso uno spogliatoio concesso dalla struttura in accordo con l'allenatore.

Disegno sperimentale e tipologie di intervento

Lo studio sperimentale prevedeva la partecipazione di un campione casuale, interno ad un gruppo numeroso ed eterogeneo di atleti mezzofondisti frequentante il campo sportivo comunale di Mogliano Veneto.

Una volta definito il campione dello studio sono state scelte due giornate da dedicare alle rilevazioni tali da risultare compatibili con gli impegni sportivi degli atleti. In possesso, perciò, di un'anamnesi iniziale e dei dati personali ricavati dal questionario (*Fig.29*) è stato stilato un calendario con l'appuntamento di ognuno nella data e nell'ora assegnata. Si è cercato di far fronte alle esigenze lavorative e sportive di ogni atleta senza andare a creare disagio o qualsivoglia difficoltà.

L'anamnesi iniziale ricavata dal questionario ci è servita per creare il profilo dell'atleta nel database della piattaforma SprintWare. Le informazioni riguardo il passato infortunistico ci sono state utili per un confronto con la letteratura relativa al campo del mezzofondo ma anche per osservare eventuali cause o conseguenze morfologiche dell'atleta stesso. Al seguito riportiamo il questionario personale consegnato al campione (*Fig.29*) :



SCHEDA PERSONALE

Cognome e Nome _____

Sesso [M] [F] Età _____

Luogo e data di nascita _____

Peso _____ kg Altezza _____ cm Numero di scarpa _____

BMI: _____

Barrare le voci che interessano e, se richiesto, rispondere brevemente alle altre domande:

-Come sono i tuoi piedi?

Piatti SI NO

Cavi SI NO

Eventuali strategie di correzione.....

-Ha avuto ginocchia

Valghe (a 'x')  SI NO

Vare (a cavallerizzo)  SI NO

Ancora presenti  SI NO

-Ha subito interventi chirurgici osteoarticolari (anca, ginocchio, caviglia..) SI NO

Se SI indicare la parte coinvolta e l'operazione riportata.....

A che età?.....

Eventuali conseguenze.....

Figura 29: questionario personale consegnato al campione.



-Ha avuto traumi a articolazioni e/o muscoli? (distorsioni, fratture, stiramenti...) **SI** **NO**

Se **SI** quali?.....

-Segni un eventuale stato infiammatorio/patologico lesivo da lei riportato:

- Fascite plantare
- Tendinopatia del tendine d'Achille
- Sindrome della bandelletta ileotibiale
- Sindrome femoro-rotulea
- Sindrome di Osgood-Schlatter
- Tendinite rotulea
- Pubalgia
- Lombalgia
- Altro Specificare:.....

-Ha qualcosa da aggiungere riguardo la sua colonna vertebrale? **SI** **NO**

Se **SI** specificare:.....

-Ha l'alluce valgo? **SI** **NO**



Se **SI** indicare **DX** **SX** **BILATERALE**

-Ha qualcosa da riportare a riguardo delle sue dita dei piedi? **SI** **NO**

Se **SI** specifichi:.....

Figura 29: *questionario personale consegnato al campione.*

Modalità di valutazione

Gli atleti sono stati analizzati tramite LedPodoLaser seguendo il protocollo creato dall'azienda SprintIT srl di Noale, la medesima che ci ha fornito gli strumenti necessari ed i podoscopi stessi. I dati raccolti dall'analisi sono stati salvati in una banca dati online a cui potevamo avere accesso in qualsiasi momento tramite un account personale appositamente creato.

Le rilevazioni sono state effettuate in un ambiente in cui atleta ed operatori non subissero distrazioni od intralci di alcun tipo per l'intera durata delle stesse.

Sono stati posizionati due computer su due scrivanie, connessi a rete internet per permettere l'utilizzo del software SprintWare ed il salvataggio dei dati.

Il podoscopio è stato posizionato rivolto verso una parete, a 40 cm da essa, tenendo conto della presenza di due finestre nella parte superiore del muro laterale destro agli strumenti stessi. Ci si è assicurati che i laser fossero evidenti per osservare linea di Helbing senza interferenze della luce proveniente dalle finestre e senza creare alcun disagio ai partecipanti.

Sono state posizionate due webcam per ogni podoscopio, collegate ai rispettivi computer per poter scattare due foto ad ogni soggetto: una webcam si trovava posteriormente al soggetto, ad una distanza di 200 cm e permetteva di catturare un'immagine dalla base del podoscopio a metà del rachide nella sua porzione lombare (per includere tutte le parti interessate dallo studio). La seconda immagine mostrava nello specifico l'appoggio plantare ed è stata utilizzata una webcam posizionata alla base dello strumento stesso.

Successivamente, si è verificato che le verticali dei laser dei podoscopi fossero parallele alla verticale del ripetitore laser, il quale mostra un errore teorico di 2 millimetri ogni 5 metri.

Infine, ci si è accertati che la superficie del podoscopio fosse livellata ed il pavimento fosse rigido e non sottoposto a vibrazioni esterne di alcuna origine.

4.1 Valutazione al podoscopio LedPodoLaser

Analisi al podoscopio

Il soggetto, in abbigliamento che potesse lasciare spazio all'osservazione posturale e all'inserimento dei marker, è stato invitato a salire sopra il podoscopio.

Tramite utilizzo di un calibro, si è calcolata precisamente la mediana per andare a trovare i punti di repere nei due emilati corporei e per posizionare i marker.

Sono stati considerati i seguenti punti: astragalo, cavo popliteo, piega sottoglutea di ogni arto, malleoli tibiale e peroneale (Fig.30).



Figura 30: *alcuni passaggi della valutazione al podoscopio. Da sinistra: vista generale, posizionamento piedi, asse verticale del tallone, asse verticale popliteo (SprintIT srl, 2015).*

Come da protocollo, il piede sinistro del soggetto è stato posizionato all'interno dell'apposita forma riprodotta sul podoscopio, avendo cura che la mediana del talo (dove era stato precedentemente posizionato il marker) combaciasse con la punta della dima disegnata sulla superficie; il piede destro, invece, è stato posizionato parallelo al sinistro in relazione alla larghezza del bacino; entrambi i piedi dovevano essere orientati, quanto possibile, secondo il piano sagittale del paziente (Fig.31).



Figura 31: *posizionamento dei piedi sul podoscopio (SprintIT srl, 2015).*

Si è proceduto, poi, con l'accensione dei laser, la cui posizione regolabile veniva adattata rispettando l'apertura dei piedi e la loro relazione con il bacino.

I laser sono stati calibrati in modo che ognuno di essi si proiettasse perfettamente sulla verticale del tendine d'Achille.

Subito dopo aver posizionato i piedi ed aver acceso i laser, il soggetto è stato invitato a guardare un punto davanti a sé in modo da tenere il capo eretto, senza stringere i denti e/o aprire la bocca, con le braccia rilassate lungo il busto, cercando di assumere e mantenere una posizione ortostatica neutra. Una volta stabilizzato il soggetto gli si chiedeva di non parlare per consentire inizio ed elaborazione dell'analisi.

La valutazione, dunque, è stata effettuata seguendo il protocollo LedPodoLaser creato da SprintIT srl nella piattaforma multimediale SprintWare.

4.2 Protocollo LedPodoLaser

Di seguito elenchiamo i vari passaggi di cui si componeva la valutazione:

1. **Posizionamento.** Posizionare il piede sinistro sulla figura disegnata sul podoscopio. Successivamente si indica al soggetto dove deve posizionare il piede destro (larghezza del bacino). Si prende visione della lettera corrispondente (dalla A alla M) all'apertura dei piedi direttamente sulla superficie del podoscopio e si seleziona l'icona corrispondente (importante sistema per consentire riproducibilità dell'appoggio). Successivamente si scatta la foto (*Fig.32*).



Figura 32: Test valutativo della distanza tra i due piedi (SprintIT srl, 2015).

2. Appoggio morfologico dei piedi. Osservando la superficie riflettente direttamente sul podoscopio si è identificata la superficie di contatto del piede; valutando l'ampiezza dell'istmo di piede sinistro e piede destro. Si è selezionata, quindi, l'icona che potesse rappresentare la morfologia identificata sulla superficie di contatto (Fig.33).



Figura 33: Test valutativo dell'appoggio bipodalico (SprintIT srl, 2015).

3. Test dell'asse verticale del tallone. Si ha dato inizio alla valutazione della linea di Helbing tramite i marker posizionati in precedenza rispetto alla luce del laser; in questo caso si osservava se la mediana dell'astragalo si trovava all'esterno o all'interno del laser. Ci era così permesso di capire se il piede tendeva ad un valgismo o ad un varismo. Sono state selezionate di conseguenza le icone corrispondenti (Fig.34).

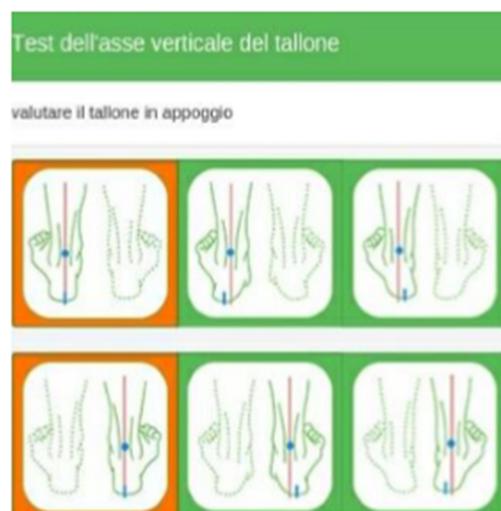


Figura 34: Test dell'asse verticale del tallone (SprintIT srl, 2015).

4. Test dell'asse verticale popliteo. Con la stessa procedura si è valutato se l'asse verticale popliteo fosse interna od esterna rispetto al laser, e si è scelta l'icona corrispondente (Fig.35).

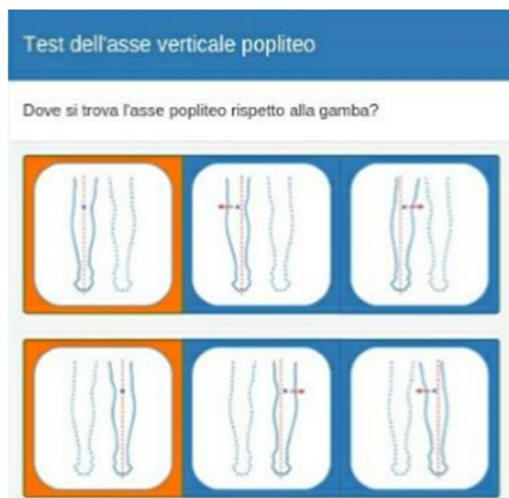


Figura 35: Test dell'asse verticale popliteo (SprintIT srl, 2015).

5. Test dell'asse verticale della linea sotto glutea. Con la stessa procedura si è valutato se la linea sottoglutea fosse interna od esterna rispetto al laser, e si è scelta di conseguenza l'icona corrispondente (Fig.36).

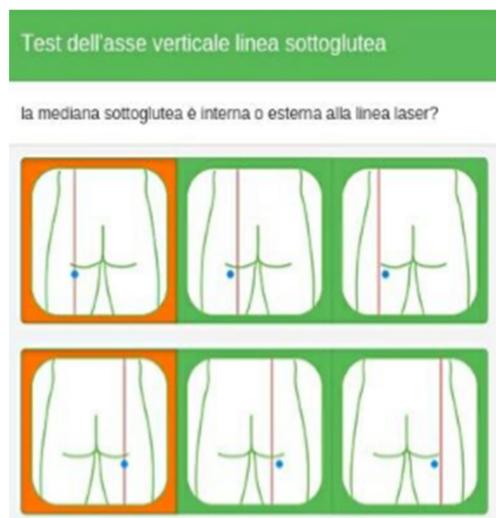


Figura 36: Test dell'asse verticale della linea sottoglutea (SprintIT srl, 2015).

6. Test dell'asse verticale della linea interglutea. Si è valutato se la linea interglutea fosse interna od esterna rispetto al laser con supporto di un pendolo legato ad uno spago di piccolo spessore con l'estremità posizionata a livello di L4, e si è scelta l'icona corrispondente (Fig.37).



Figura 37: Test dell'asse verticale della linea interglutea (SprintIT srl, 2015).

7. Test dell'asse orizzontale della linea sotto glutea. Si è identificata l'altezza delle pieghe sottoglutee utilizzando una bolla, verificando quindi se vi fosse un basculamento del bacino. Si è selezionata quindi l'icona corrispondente (Fig.38).



Figura 38: Test dell'asse orizzontale della linea sottoglutea (SprintIT srl, 2015).

8. Test asse verticale della linea glutea dall'alto. Si è verificata la presenza di una rotazione antero-posteriore del bacino, ovvero se il gluteo sinistro o destro fosse più avanzato o retroposto rispetto all'altro. Si è selezionata in conseguenza l'icona corrispondente (Fig.39).



Figura 39: Test della rotazione del bacino (SprintIT srl, 2015).

9. Test dell'asse bimalleolare. Si è identificata l'inclinazione della linea che congiunge l'apice del malleolo interno con quello esterno. Si è selezionata poi l'icona corrispondente (Fig.40).



Figura 40: Test dell'asse bimalleolare (SprintIT srl, 2015).

10. Test dell'asse verticale vista laterale del poplite. Da visione laterale si è identificato l'allineamento popliteo, valutando iperestensione, iperflessione o normale estensione delle ginocchia. Si è selezionata l'icona corrispondente (Fig.41).

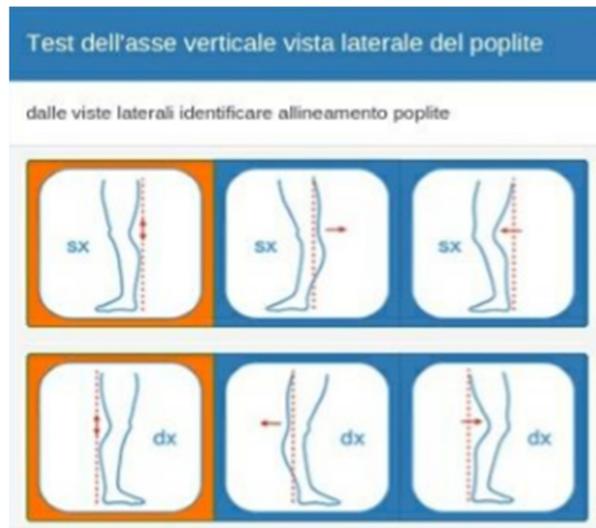


Figura 41: Test dell'asse verticale popliteo da vista laterale (SprintIT srl, 2015).

11. Test in monopodalico. Si è chiesto al soggetto di alzare un piede, senza guardare i piedi o la base, bensì la verticale di Barré per valutare il carico pressorio del piede restante in appoggio per mantenere stabilità ed equilibrio del sistema. Si è ripetuta l'azione con il piede opposto. Sono state selezionate le icone corrispondenti in base ai compensi attuati a livello della tibio-tarsica osservando, dunque, se per mantenere la posizione il carico si accentuasse sull'esterno del piede o sull'interno (definendo tali situazioni rispettivamente extrarotatoria od intrarotatoria) (Fig.42). Il test veniva superato con successo se non si osservavano carichi pressori compensatori e basculamenti della tibio-tarsica entro un minuto di tempo.

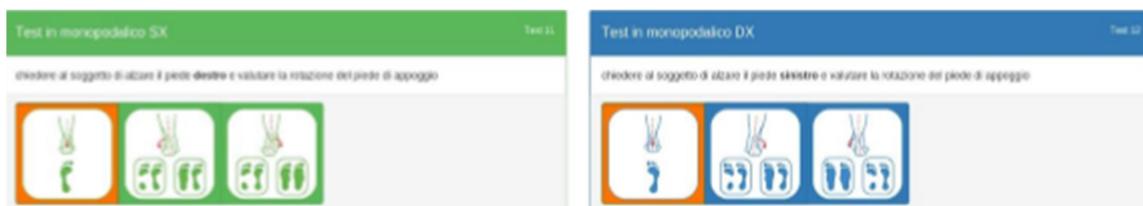


Figura 42: Test in monopodalico (SprintIT srl, 2015).

12. Note libere e foto. E' stata scattata una fotografia sul piano frontale posteriore del soggetto che permettesse la visuale chiara di laser e marker da poter utilizzare al momento di una seconda analisi (Fig.43). Infine sono state compilate le note libere scaturite dai risultati di ogni test effettuato (Fig.43).

A conclusione di questi passaggi, tutti i test venivano così riassunti nel report di un'unica pagina (Fig. 43):



Figura 43: Esempio di report finale (SprintIT srl, 2015).

4.3 Analisi dei dati

Presentazione del campione (Tab. I):

NOME	SESSO	ETA'	STATURA (cm)	PESO (kg)	BMI	N SCARPE
Chiara	F	16	168	51.0	18.1	38
Valentina	F	31	164	51.0	18.96	39
Laura	F	18	165	60.0	22.04	38
Alessio	M	20	188	80.0	22.6	46
Maurizio	M	48	183	64.0	19.11	43
Luca	M	14	170	51.0	17.65	42
Mattia	M	20	191	74.0	20.3	44
Radames	M	52	184	88.0	25.9	43
Tatiana	F	14	160	56.0	21.87	38
Gabriel	M	14	168	56.0	19.84	42
Andrea	M	44	176	67.0	21.6	43
Riccardo	M	14	171	55.0	18.81	44
Silvia	F	13	153	42.5	18.15	39
Leonardo	M	14	170	53.0	18.34	43
Francesco T	M	14	170	55.0	19	44
Margherita	F	15	170	49.0	16.95	41
Agnese	F	15	164	58.0	21.6	40
Behailu	M	14	175	55.0	17.95	42
Mattia S	M	24	177	62.0	19.8	41
Andrea Q	M	15	170	54.0	18.7	40
Lara	F	20	158	51.0	20.43	38
Marco V	M	20	177	65.0	20.7	42
Andrea B	M	20	178	72.0	22.72	42
Leonardo B	M	24	174	57.0	18.83	43
Andrea G	M	20	185	64.0	18.7	44
Francesco D	M	19	191	77.0	21.1	46
Marco F	M	21	180	68.0	20.98	46
Riccardo D	M	21	178	63.5	20.04	44
Luca B	M	23	177	72.0	22.98	43
Anna	F	20	166	51.0	18.14	40
Riccardo F	M	20	180	67.0	20.68	42
Simone	M	21	184	66.0	19.5	44
Massimo	M	32	176	70.0	22.6	42
Tobia	M	22	193	81.0	21.75	46

Tabella I: *presentazione del campione.*

In totale il campione si compone di 34 atleti di cui 9 femmine e 25 maschi evidenziati le prime in rosa ed i secondi in azzurro per renderne più evidente la distribuzione.

L'età media del campione nella sua totalità corrisponde a 21.5 anni.

Nello specifico, l'età media del genere femminile risulta di 15.8 anni, approssimato per eccesso a 16. L'età media del genere maschile, invece, risulta di 22.8 anni, approssimato per eccesso a 23.

La statura media in centimetri della totalità del campione preso in analisi risulta essere di 174.5 centimetri.

Nello specifico, la statura media del genere femminile risulta essere di 163 centimetri; la statura media del genere maschile risulta essere di 178.6 centimetri.

Il peso corporeo in kilogrammi della totalità del campione corrisponde a 60.2 kilogrammi.

Nello specifico, il peso corporeo medio del genere femminile appare di 52.2 kilogrammi; il peso corporeo medio del genere maschile appare di 65.5 kilogrammi.

Il valore medio dell'indice di massa corporea (BMI) si presenta omogeneamente e per la quasi totalità come regolare con un valore di 20.18. Vi sono stati, inoltre, due casi di visibile sottopeso con valori rispettivamente di 16.95 (1 femmina) e 17.65 (1 maschio), due casi di leggero sottopeso con 18.1 (1 femmina) e 18.14 (1 femmina) ed un caso di leggero sovrappeso con 25.9 (1 maschio).

Il numero di scarpa medio dell'intero campione risulta essere 42.

Nello specifico, nel genere femminile equivale a 39, mentre, nel genere maschile equivale a 43.

Riportiamo, di seguito, quanto estrapolato dai questionari consegnati agli atleti. Da sinistra a destra troviamo rispettivamente notizie riguardo: appoggio plantare (in presenza di diagnosi medica o visita ortopedica), utilizzo di plantari e tipologia di essi, notizie a proposito della conformazione strutturale delle loro ginocchia (se a conoscenza tramite diagnosi medica), notizie a riguardo del passato infortunistico con presenza di interventi osteoarticolari, traumi o ‘semplici’ stati infiammatori e/o lesivi (Tab.II) (Fig.44).

NOME	PIEDI		UTILIZZA PLANTARI		GINOCCHIA		INTERVENTI CHIRURGICI O.A	TRAUMI A/M	STATI INFIAMMATORI
	PIATTI	CAVI	SI/NO	TIPO:	VALGHE	VARE			
Chiara	X		SI	MECC	NO	NO	NO	MICROFRATT TIBIA DX	SBIT, SFR, TR, Pe/TP
Valentina	X		SI	MECC	NO	NO	NO	DC DX E SX	FP, TTA
Laura	X		NO	/	NO	NO	NO	NO	TTA, Pe/TP
Alessio	/	/	SI	MECC	NO	NO	NO	LESIONE TENDINE D'ACHILLE SX	/
Maurizio	X		SI	MECC	NO	NO	INTERVENTO ALLA CAVIGLIA+INS MEZZI SINTESI	FRATT BIMALLEOLARE+LUSSAZIONE TIBIA	TTA, Pe/TP
Luca	/	/	NO	/	NO	NO	NO	NO	/
Mattia	/	/	SI	MECC	NO	NO	NO	STIRAMENTO LCA DX	/
Radames	/	/	NO	/	NO	NO	NO	DC, STIRAM M ADD	TTA
Tatiana	X		NO	/	NO	NO	NO	NO	/
Gabriel	X		NO	/	NO	NO	NO	NO	/
Andrea	X		SI	MECC	NO	NO	NO	DC, STRAPPO FEM	Pu, L
Riccardo	/	/	NO	/	NO	NO	NO	DC	SOG
Silvia	X		SI	MECC	NO	NO	NO	NO	/
Leonardo	/	/	NO	/	NO	NO	NO	NO	/
Francesco T	X		NO	/	NO	NO	NO	NO	/
Margherita	X		NO	/	NO	NO	NO	NO	/
Agnese	/	/	NO	/	NO	NO	NO	NO	/
Behailu	/	/	NO	/	NO	NO	NO	NO	/
Mattia S	/	/	NO	/	NO	NO	NO	DISTORSIONI GIN SX	Pe/TP
Andrea Q	X		NO	/	NO	NO	NO	NO	/
Lara	X		NO	/	NO	NO	NO	STIRAMENTO SEMITENDINOSO DX	FP
Marco V	X		NO	/	NO	NO	NO	DC	/
Andrea B	X		SI	MECC	NO	NO	NO	NO	/
Leonardo B	X		NO	/	NO	NO	TENDINE ACHILLEO SX CON SPERONE CALC	LESIONE TENDINE D'ACHILLE SX	FP, TTA, SFR, Pe/TP
Andrea G	/	/	SI	CLASS	NO	NO	NO	NO	/
Francesco D	X		NO	/	NO	NO	NO	BORSITE ILEO-PSOAS SX	Pe/TP
Marco F	/	/	SI	PROPRIOC	NO	NO	NO	DC DX	TTA, VTFL, IIP
Riccardo D	X		SI	CLASS	NO	NO	NO	DC DX	TTA, Pe/TP
Luca B	/	/	SI	MECC	NO	NO	NO	STIRAMENTO BICIPITE FEM SX	FP, TTA, Pe/TP
Anna	/	/	SI	MECC	NO	NO	NO	MICROFRATT SCAFOIDE SX	/
Riccardo F	X		SI	CLASS	NO	NO	NO	DC, MM, ST. BIC FEM	Pe/TP E AV BILAT
Simone	/	/	SI	MECC	NO	NO	NO	NO	TR
Massimo	/	/	SI	MECC	NO	NO	NO	NO	Pu, Pe/TP
Tobia	X		NO	/	NO	NO	NO	NO	/

Tabella II: dati estrapolati dai questionari personali consegnati al campione.

LEGENDA:	
FP	Fascite plantare
TTA	Tendinopatia tendine Achilleo
SBIT	Sindrome bandelletta ileotibiale
SFR	Sindrome femoro-rotulea
SOG	Sindrome Osgood-Schlatter
TR	Tendinite rotulea
Pu	Pubalgia
L	Lombalgia
DC	Distorsione alla caviglia
VTFL	Versamento tendineo del flessore lungo
IIP	Infiammazione m ileo-psyas
AV	Alluce valgo
MM	Microfrattura metatarsale
Pe/TP	Periostite/Tibiale Posteriore

Figura 44: legenda riferita alla Tabella II.

Dalla tabella riportiamo i seguenti dati:

Su 34 atleti analizzati 16 riportano presenza di cavismo plantare diagnosticato (6 femmine e 10 maschi), 3 riportano piattismo plantare diagnosticato (1 femmina e 2 maschi) ed i rimanenti 15 non sono a conoscenza della morfologia del loro appoggio plantare.

In 16 hanno affermato di utilizzare plantari. 14 di loro fanno uso di solette meccaniche (4 femmine e 10 maschi), 1 propriocettive (maschio) ed 1 classiche (maschio). I rimanenti 18 non utilizzano plantari.

Nessuno di loro riporta alterazioni strutturali a livello articolare di ginocchia.

Sulla totalità del campione, in 2 riportano di aver subito interventi osteoarticolari in conseguenza ad importanti lesioni. Uno riporta un intervento alla caviglia con inserimento di mezzi di sintesi in conseguenza ad una frattura bimalleolare con lussazione della tibia; il secondo riporta intervento di ricostruzione del tendine Achilleo danneggiato da uno sperone osseo calcaneare.

A proposito di quanto ritrovato e di traumi articolari/muscolari riferiamo la seguente situazione in sintesi (*Tab.III*):

Intervento alla caviglia	1
Intervento al tendine Achilleo	1

Microfrattura da sovraccarico	Tibiale	1
	Metatarsale	1
	Scafoide	1

Distorsione alla caviglia		7
Traumi muscolari	Stiramento muscoli adduttori	1
	Strappo e stiramento bicipite femorale	3
	Borsite muscolo ileo-psoas	1
Lesione al ginocchio	Distorsione e stiramento LCA	2

Tabella III: *tabella riassuntiva relativa agli infortuni subiti dal campione.*

Descriviamo ora la *tabella III* riportata:

- 3 casi di microfratture: una tibiale, una a livello dello scafoide ed una metatarsale;
- 1 frattura bimalleolare con lussazione della tibia;
- 7 casi di distorsione alla caviglia;
- 2 lesioni importanti al tendine Achilleo;
- 6 casi di traumi muscolari di cui: uno stiramento ai muscoli adduttori, uno strappo ai femorali, uno stiramento al semitendinoso, due stiramenti al bicipite femorale ed una borsite a livello del muscolo ileo-psoas;
- 2 casi riportano lesione articolare a livello di ginocchia: uno stiramento al Legamento Crociato Anteriore (LCA) ed un caso di distorsione.

I rimanenti 16 atleti non riportano situazioni traumatiche o lesive a livello di tali strutture, sottolineando, con accorgimento, che diversi atleti possono aver subito più di una lesione tra quelle descritte.

Ultima voce da presentare riguarda gli stati infiammatori riportati dagli atleti nell'intera carriera sportiva. Seguendo l'ordine proposto dalla legenda (*Fig.44*) troviamo:

- 4 casi di fascite plantare;
- 8 casi di tendinopatia al tendine Achilleo;
- 1 caso di sindrome della bandelletta ileo-tibiale;
- 2 casi di sindrome femoro-rotulea;
- 1 caso di sindrome di Osgood-Schlatter;
- 2 casi di tendinite rotulea;
- 2 casi di pubalgia;
- 1 caso di lombalgia;
- 1 caso di versamento tendineo del flessore lungo delle dita;
- 1 caso di infiammazione muscolare a livello dell'ileo-psoas;
- 1 caso di alluce valgo conclamato;

- 10 casi di periostite/sindrome del tibiale posteriore.

In 17 non riportano passate situazioni infiammatorie patologiche considerando, con accortezza, che i numeri riportati non si riferiscono al numero di atleti che hanno sofferto di tali stati infiammatori ma dei casi patologici riscontrati.

Dunque, in totale, dei 34 atleti analizzati, si osserva che il 50% di loro riporta di aver sofferto di determinati stati infiammatori.

Si sottolinea che, della totalità del campione, il 50% che non ha riportato alcuna situazione infiammatoria o lesiva sono essenzialmente i più giovani, tra i 13 ed i 15 anni. Gli atleti più avanzati, con più esperienza e con più lunga carriera, invece, mostrano comprensibilmente un passato infortunistico di diverso calibro.

Procediamo ora con l'analisi dei dati estrapolati dalle rilevazioni mediante LedPodoLaser.

4.4 Analisi statistiche dei dati rilevati

Riportiamo le tabelle riassuntive dei dati (Tab.IV) ; (Tab.V) relativi alla totalità del campione rilevato con legenda in allegato (Fig.45):

NOME	DISTANZA PIEDI (cm)	APPOGGIO PODALICO		TALLONE		ASSE POPLITEO		L. MED. PIEGA SOTTOGLUTEA		SBIL. ASSE MEDIANO
		SX	DX	SX	DX	SX	DX	SX	DX	
Chiara	19	N	N	pro	pro	est	est	in asse	est	a dx
Valentina	19	-2	-3	in asse	pro	est	est	in asse	est	centrato
Laura	18	-1	-2	pro	sup	est	est	in asse	est	a sx
Alessio	18	-1	-1	pro	pro	est	est	in asse	in asse	a sx
Maurizio	19	1	1	in asse	pro	est	in asse	in asse	in asse	a dx
Luca	18	N	N	pro	pro	est	est	in asse	int	a sx
Mattia	19	-1	-2	in asse	pro	est	est	in asse	est	a dx
Radames	18	N	N	in asse	in asse	est	est	in asse	int	a sx
Tatiana	18	-1	1	in asse	pro	in asse	est	in asse	est	centrato
Gabriel	19	-2	N	in asse	in asse	est	est	in asse	in asse	centrato
Andrea	18	N	1	in asse	in asse	in asse	est	in asse	est	a dx
Riccardo	17	N	-1	sup	sup	est	in asse	in asse	est	a sx
Silvia	18	N	N	pro	pro	int	in asse	in asse	int	a sx
Leonardo	18	N	-1	in asse	pro	est	in asse	est	int	a sx
Francesco T	18	N	-1	in asse	pro	in asse	int	in asse	int	a dx
Margherita	18	N	1	sup	pro	in asse	est	in asse	est	centrato
Agnese	18	-1	N	in asse	in asse	est	est	in asse	est	a sx
Behailu	18	N	N	in asse	pro	in asse	est	in asse	est	a dx
Mattia S	19	-1	N	in asse	pro	est	in asse	est	in asse	a sx
Andrea Q	18	N	N	pro	pro	est	est	est	int	a sx
Lara	19	-1	N	in asse	pro	est	est	in asse	in asse	a sx
Marco V	17	N	1	in asse	pro	in asse	est	in asse	est	centrato
Andrea B	18	-2	-2	in asse	in asse	est	est	in asse	est	a dx
Leonardo B	18	1	-2	in asse	pro	est	est	in asse	in asse	a sx
Andrea G	21	1	1	in asse	pro	est	est	in asse	in asse	a sx
Francesco D	19	-1	-1	in asse	pro	est	est	in asse	est	a dx
Marco F	18	1	N	in asse	pro	in asse	est	in asse	est	a dx
Riccardo D	19	-1	-1	in asse	in asse	est	est	int	est	a dx
Luca B	19	N	1	in asse	in asse	in asse	est	in asse	est	a dx
Anna	19	-1	N	in asse	in asse	est	int	est	int	a sx
Riccardo F	17	-1	1	pro	pro	est	est	est	int	a sx
Simone	18	N	-1	in asse	pro	est	est	in asse	est	a sx
Massimo	18	-2	-2	pro	in asse	est	est	in asse	est	a dx
Tobia	18	N	1	in asse	pro	in asse	est	in asse	est	a dx

Tabella IV: tabella riassuntiva dei dati rilevati.

NOME	H PIEGA SOTTOGLUTEA	ASSE GLITEO	ASSE BIMALLEOLARE		GINOCCHIO		TEST MONOPODALICO	
			SX	DX	SX	DX	SX	DX
Chiara	dx > sx	rot ant sx	est	est	iperest	iperest	con successo	con successo
Valentina	sx > dx	rot ant sx	est	est	iperest	norm	extraruota	extraruota
Laura	dx > sx	rot ant sx	est	est	norm	iperest	extraruota	intraruota
Alessio	sx > dx	allineato	est	est	iperest	norm	extraruota	extraruota
Maurizio	sx > dx	rot ant sx	orizz	est	norm	iperfless	intraruota	intraruota
Luca	sx > dx	rot ant sx	est	est	norm	iperest	con successo	con successo
Mattia	sx > dx	rot ant sx	est	est	norm	iperest	extraruota	intraruota
Radames	sx > dx	rot ant sx	est	est	iperfless	norm	intraruota	intraruota
Tatiana	sx > dx	rot ant sx	orizz	est	iperest	norm	extraruota	extraruota
Gabriel	sx > dx	rot ant sx	est	est	norm	iperest	intraruota	extraruota
Andrea	sx > dx	rot ant dx	est	est	norm	iperest	intraruota	extraruota
Riccardo	dx > sx	rot ant dx	est	est	iperest	iperest	extraruota	intraruota
Silvia	sx > dx	rot ant sx	est	est	norm	norm	extraruota	extraruota
Leonardo	sx > dx	rot ant sx	est	est	iperest	iperfless	intraruota	intraruota
Francesco T	dx > sx	rot ant dx	est	est	iperest	iperest	intraruota	extraruota
Margherita	sx > dx	rot ant dx	est	est	norm	iperest	extraruota	extraruota
Agnese	sx > dx	allineato	est	est	norm	norm	con successo	con successo
Behailu	sx > dx	rot ant dx	est	est	iperest	norm	extraruota	extraruota
Mattia S	sx > dx	allineato	est	est	norm	norm	extraruota	extraruota
Andrea Q	sx > dx	rot ant sx	orizz	est	norm	norm	intraruota	intraruota
Lara	sx > dx	rot ant dx	est	est	iperest	iperest	extraruota	extraruota
Marco V	dx > sx	rot ant sx	est	est	norm	iperest	intraruota	extraruota
Andrea B	dx > sx	rot ant dx	est	est	norm	norm	extraruota	intraruota
Leonardo B	dx > sx	rot ant sx	est	est	norm	norm	extraruota	extraruota
Andrea G	sx > dx	rot ant dx	est	est	iperest	norm	extraruota	intraruota
Francesco D	sx > dx	rot ant sx	est	est	norm	norm	extraruota	extraruota
Marco F	dx > sx	rot ant dx	est	int	norm	norm	extraruota	extraruota
Riccardo D	dx > sx	rot ant sx	est	est	iperest	norm	extraruota	extraruota
Luca B	sx > dx	rot ant dx	est	est	norm	iperest	extraruota	extraruota
Anna	sx > dx	rot ant sx	est	est	norm	norm	extraruota	intraruota
Riccardo F	sx > dx	rot ant sx	est	est	norm	norm	intraruota	extraruota
Simone	dx > sx	allineato	est	est	iperest	norm	extraruota	extraruota
Massimo	sx > dx	rot ant dx	est	est	iperest	iperest	extraruota	extraruota
Tobia	sx > dx	rot ant dx	est	est	iperest	iperest	intraruota	intraruota

Tabella V: tabella riassuntiva dei dati rilevati.

LEGENDA:	
N	Appoggio plantare neutro
1,2,3	Appoggio plantare con piattismo di 1°,2°,3° grado
-1,-2,-3	Appoggio plantare con cavismo di 1°,2°,3° grado
In asse	Tallone in asse
Pro	Tallone pronato
Sup	Tallone supinato
In asse	Asse popliteo in asse
Est	Asse popliteo esterno
Int	Asse popliteo interno
In asse	Linea mediana sottoglutea in asse
Est	Linea mediana sottoglutea esterna
Int	Linea mediana sottoglutea interna
Centrato	Asse mediano centrato
A dx	Asse mediano spostato a destra
A sx	Asse mediano spostato a sinistra
dx>sx	Piega sottoglutea destra più alta della sinistra
sx>dx	Piega sottoglutea sinistra più alta della destra
Allineato	Asse gluteo allineato
Rot ant dx	Asse gluteo ruotato anteriormente a destra
Rot ant sx	Asse gluteo ruotato anteriormente a sinistra
Orizz	Asse bimalleolare orizzontale
Est	Asse bimalleolare esterno
Int	Asse bimalleolare interno
Norm	Morfologia normale a livello di ginocchio
Iperfless	Iperflessione a livello di ginocchio
Iperest	Iperestensione a livello di ginocchio
Con successo	Test monopodalico superato con successo
Extraruita	In monopodalico compensa extraruitando
Intraruita	In monopodalico compensa intraruitando

Figura 45: *legenda riferita alle tabelle IV e V.*

Procediamo con la trattazione analitica dei dati, ponendo particolare attenzione alla differenza tra i due sessi (nonostante lo scarso numero del genere femminile rispetto a quello maschile):

1. *Distanza in centimetri tra i due piedi in appoggio bipodalico:*

La distanza media relativa alla totalità del campione è di 18.3 cm;

Nel campione femminile la distanza media equivale a 18.4 cm, nel campione maschile a 18.3 cm.

2. Valutazione dell'appoggio podalico:

Riguardo la morfologia dell'impronta plantare si osservano 13 casi di simmetria tra i due piedi e 21 casi di asimmetria, considerando la totalità del campione.

Nel campione femminile il 22 % (2 su 9) mostra un appoggio simmetrico, il restante 78 % (7 su 9) mostra un appoggio asimmetrico.

Nel campione maschile il 40 % (10 su 25) mostra un appoggio simmetrico, il restante 60 % (15 su 25) mostra un appoggio asimmetrico.

A partire da tali affermazioni, procediamo nella trattazione precisa delle varie morfologie pressorie dell'appoggio plantare partendo dalle seguenti tabelle riassuntive e rappresentative di riferimento (Tab.VI) (Tab.VII):

SX	Campione totale			DX	Campione totale		
	Femmine	Maschi			Femmine	Maschi	
N	3	12	15	N	5	7	12
1	0	4	4	1	2	7	9
-1	5	6	11	-1	0	7	7
2	0	0	0	2	0	0	0
-2	1	3	4	-2	1	4	5
3	0	0	0	3	0	0	0
-3	0	0	0	-3	1	0	1

Tabella VI: *tabella riassuntiva relativa all'appoggio podalico del campione.*

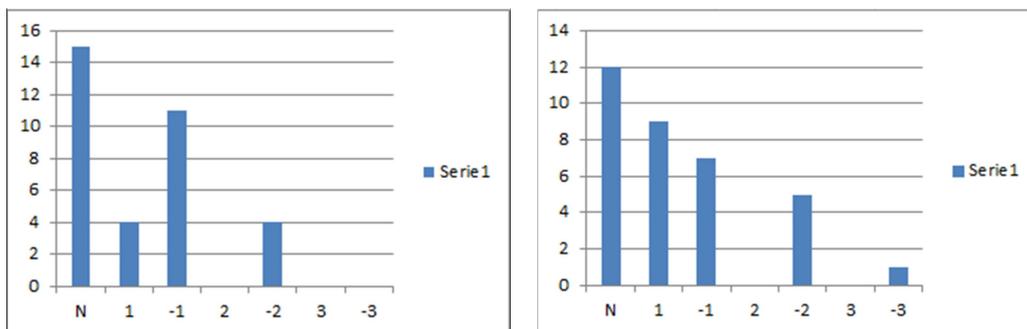


Tabella VII: *grafici riassuntivi da sinistra a destra di: appoggio podalico sinistro e destro nel campione totale.*

Continuiamo nell'analisi dettagliata dei dati:

Come osservato attentamente dalla Tabella IV, 6 atleti mostrano un appoggio normale simmetrico (2 femmine e 4 maschi). Altri 15 atleti, invece, mostrano un appoggio normale asimmetrico di cui si riferiscono 6 casi con una situazione di piattismo di 1° grado, 8 situazioni di cavismo di 1° grado e 1 situazione di cavismo di 2° grado.

La morfologia pressoria plantare dei rimanenti 13 atleti è così riassunta:

- 3 casi di cavismo di 1° grado simmetrico (3 maschi),
- 2 casi di piattismo di 1° grado simmetrico (2 maschi),
- 2 casi di asimmetria con un piede piatto di 1° grado e l'altro cavo di 1° grado (1 femmina e 1 maschio),
- 1 caso di asimmetria con un piede piatto di 1° grado e l'altro cavo di 2° grado (1 maschio),
- 2 casi di asimmetria con un piede cavo di 1° grado e l'altro cavo di 2° grado (1 femmina e 1 maschio),
- 2 casi di cavismo di 2° grado simmetrico (2 maschi),
- 1 caso di asimmetria con un piede cavo di 2° grado e l'altro cavo di 3° grado (1 femmina).

La morfologia dell'appoggio plantare si può rispecchiare di conseguenza sulle altre parti analizzate. Vediamo in percentuale i risultati di ogni voce presa in considerazione continuando con un'osservazione differenziata tra genere femminile e maschile.

3. Retropiede sinistro:

Nel campione totale il 67 % si presenta in asse (23 casi su 34), il 27 % si presenta pronato (9 casi su 34) ed il 6 % si presenta supinato (2 casi su 34).

Nel campione femminile il 56 % mostra un retropiede sinistro in asse (2 casi su 9), il 33 % lo mostra pronato (3 casi su 9) ed il rimanente 11 % (1 caso su 9) lo mostra supinato.

Nel campione maschile il 72 % mostra un retropiede sinistro in asse (18 casi su 25), il 24 % lo mostra pronato (6 casi su 25) ed il 4 % rimanente (1 caso su 25) lo mostra supinato.

Retropiede destro:

Nel campione totale il 27 % si presenta in asse (9 casi su 34), il 67 % si presenta pronato (23 casi su 34) ed il 6 % si presenta supinato (2 casi su 34).

Nel campione femminile il 22 % mostra un retropiede destro in asse (2 casi su 9), il 67 % lo mostra pronato (6 casi su 9) ed il rimanente 11 % lo mostra supinato (1 caso su 9).

Nel campione maschile il 28 % mostra un retropiede destro in asse (7 casi su 25), il 68 % lo mostra pronato (17 casi su 25) ed il rimanente 4 % lo mostra supinato (1 caso su 25).

4. Asse popliteo sinistro:

Nel campione totale il 26 % si presenta in asse (9 casi su 34), il 71 % si presenta esterno rispetto alla proiezione del laser (24 casi su 34) ed il 3 % si presenta interno rispetto alla proiezione del laser (1 caso su 34).

Nel campione femminile il 22 % mostra l'asse popliteo sinistro in asse con la proiezione del laser (2 casi su 9), il 67 % lo mostra esterno (6 casi su 9) ed il rimanente 11 % lo mostra interno (1 caso su 9).

Nel campione maschile il 28 % mostra l'asse popliteo sinistro in asse con la proiezione del laser (7 casi su 25) ed il 72 % lo mostra esterno (18 casi su 25). Non vi sono casi, tra i maschi, in cui tale asse si trovi interno rispetto alla proiezione del laser.

Asse popliteo destro:

Nel campione totale il 15 % si presenta in asse (5 casi su 34), il 79 % si presenta esterno rispetto alla proiezione del laser (27 casi su 34) ed il 6 % si presenta interno rispetto alla proiezione del laser (2 casi su 34).

Nel campione femminile l'11 % mostra l'asse popliteo destro in asse con la proiezione del laser (1 caso su 9), il 78 % lo mostra esterno (7 casi su 9) ed il rimanente 11 % lo mostra interno (1 caso su 9).

Nel campione maschile il 16 % mostra l'asse popliteo destro in linea con la proiezione del laser (4 casi su 25), l'80 % lo mostra esterno (20 casi su 25) ed il rimanente 4 % lo mostra interno (1 caso su 25).

5. Linea mediana della piega sottoglutea sinistra:

Nel campione totale l'82 % si presenta in asse (28 casi su 34), il 15 % si presenta esterno rispetto alla proiezione del laser (5 casi su 34) ed il 3 % si presenta interno rispetto alla proiezione del laser (1 caso su 34).

Nel campione femminile l'89 % mostra la linea mediana della piega sottoglutea sinistra in asse con la proiezione del laser (8 casi su 9), il restante 11 % lo mostra esterno (1 caso su 9) e, come dedotto, non vi sono casi in cui la linea mediana della piega sottoglutea si mostri interna rispetto al laser.

Nel campione maschile l'80 % mostra la linea mediana della piega sottoglutea sinistra in asse con la proiezione del laser (20 casi su 25), il 16 % la mostra esterna rispetto alla proiezione del laser (4 casi su 25) ed il restante 4 % la mostra interna rispetto alla proiezione del laser (1 caso su 25).

Linea mediana della piega sottoglutea destra:

Nel campione totale il 21 % si presenta in asse (7 casi su 34), il 56 % si presenta esterna rispetto alla proiezione del laser (19 casi su 34) ed il restante 23 % si presenta interna rispetto alla proiezione del laser (8 casi su 34).

Nel campione femminile l'11 % mostra la linea mediana della piega sottoglutea destra in asse con la proiezione del laser (1 caso su 9), il 67 % la mostra esterna rispetto alla proiezione del laser (6 casi su 9) ed il 22 % la mostra interna rispetto alla proiezione del laser (2 casi su 9).

Nel campione maschile il 24 % mostra la linea mediana della piega sottoglutea destra in asse con la proiezione del laser (6 casi su 25), il 52 % la mostra esterna rispetto alla proiezione del laser (13 casi su 25) ed il restante 24 % la mostra interna rispetto alla proiezione del laser (6 casi su 25).

6. Sbilanciamento dell'asse mediano:

Nel campione totale il 15 % presenta l'asse mediano del corpo centrato (5 casi su 34), il 38 % presenta l'asse sbilanciato a destra (13 casi su 34) ed il 47 % presenta l'asse sbilanciato a sinistra (16 casi su 34).

Nel campione femminile il 33 % presenta l'asse mediano corporeo centrato (3 casi su 9), l'11 % presenta l'asse sbilanciato a destra (1 caso su 9) ed il restante 56 % presenta l'asse sbilanciato a sinistra (5 casi su 9).

Nel campione maschile l'8 % presenta l'asse mediano corporeo centrato (2 casi su 25), il 48 % lo presenta sbilanciato a destra (12 casi su 25) ed il restante 44 % lo presenta sbilanciato a sinistra (11 casi su 25).

7. Altezza della piega sottoglutea:

Nel campione totale il 29 % presenta la piega sottoglutea destra più alta rispetto alla sinistra (10 casi su 34) mentre il 71 % presenta la sinistra più alta della destra (24 casi su 34).

Nel campione femminile il 22 % mostra la piega sottoglutea destra più alta della sinistra (2 casi su 9) mentre il restante 78 % mostra la sinistra più alta della destra (7 casi su 9).

Nel campione maschile il 32 % mostra la piega sottoglutea destra più alta della sinistra (8 casi su 25) mentre il restante 68 % mostra la sinistra più alta della destra (17 casi su 25).

8. Rotazione dell'asse gluteo:

Nel campione totale il 12 % presenta l'asse gluteo allineato (4 casi su 34), il 35 % presenta una rotazione anteriore destra dell'asse gluteo (12 casi su 34) ed il restante 53 % presenta una rotazione anteriore sinistra dell'asse gluteo (18 casi su 34).

Nel campione femminile l'11 % mostra l'asse gluteo allineato (1 caso su 9), il 22 % mostra una rotazione anteriore destra dell'asse gluteo (2 casi su 9) ed il restante 67 % mostra una rotazione anteriore sinistra dell'asse gluteo (6 casi su 9).

Nel campione maschile il 12 % presenta l'asse gluteo allineato (3 casi su 25), il 40 % presenta una rotazione anteriore destra dell'asse gluteo (10 casi su 25) ed il restante 48 % presenta una rotazione anteriore sinistra dell'asse gluteo (12 casi su 25).

9. Asse bimalleolare sinistro:

Nel campione totale il 9 % presenta l'asse bimalleolare sinistro orizzontale (3 casi su 34) ed il restante 91 % presenta l'asse bimalleolare sinistro esterno; come dedotto, non vi sono casi in cui l'asse bimalleolare sinistro sia interno.

Nel campione femminile l'11 % manifesta l'asse bimalleolare sinistro orizzontale (1 caso su 9) mentre il restante 89 % manifesta l'asse bimalleolare sinistro esterno (8 casi su 9).

Nel campione maschile l'8 % presenta l'asse bimalleolare sinistro orizzontale (2 casi su 25) mentre il restante 92 % presenta l'asse bimalleolare sinistro esterno (23 casi su 25).

10. Asse bimalleolare destro:

Nel campione totale non vi sono stati casi in cui tale asse si presentasse orizzontale; tuttavia, il 97 % presenta l'asse bimalleolare destro esterno (33 casi su 34) ed il restante 3 % presenta l'asse bimalleolare destro interno (1 caso su 34).

Nel campione femminile il 100 % manifesta l'asse bimalleolare destro esterno (9 casi su 9), dunque non vi sono casi in cui l'asse bimalleolare destro sia interno.

Nel campione maschile il 96 % presenta l'asse bimalleolare destro esterno (24 casi su 25) mentre il restante 4 % presenta l'asse bimalleolare destro interno (1 caso su 25).

11. Morfologia del ginocchio sinistro:

Nel campione totale il 56 % presenta il ginocchio sinistro normale (19 casi su 34), il 3 % presenta il ginocchio sinistro iperflesso (1 caso su 34) ed il restante 41 % presenta il ginocchio sinistro iperesteso (14 casi su 34).

Nel campione femminile il 56 % mostra il ginocchio sinistro normale (5 casi su 9), non vi sono casi di iperflessione ma presenta per il 44 % dei restanti casi un'iperestensione del ginocchio sinistro (4 casi su 9).

Nel campione maschile il 56 % presenta il ginocchio sinistro normale (14 casi su 25), il 4 % presenta il ginocchio sinistro iperflesso (1 caso su 25) ed il restante 40 % lo presenta iperesteso (10 casi su 25).

Morfologia del ginocchio destro:

Nel campione totale il 53 % presenta il ginocchio destro normale (18 casi su 34), il 6 % presenta il ginocchio destro iperflesso (2 casi su 34) ed il restante 41 % lo presenta iperesteso (14 casi su 34).

Nel campione femminile il 56 % mostra il ginocchio destro normale (5 casi su 9), non vi sono casi di iperflessione di tale struttura ma il restante 44 % dei casi mostra un'iperestensione del ginocchio destro (4 casi su 9).

Nel campione maschile il 52 % presenta il ginocchio destro normale (13 casi su 25), l'8 % presenta il ginocchio destro iperflesso (2 casi su 25) ed il restante 40 % lo presenta iperesteso (10 casi su 25).

12. Test monopodalico sinistro:

Nel campione totale il 9 % ha superato con successo il test monopodalico con piede sinistro in appoggio (3 casi su 34), il 62 % ha mostrato un atteggiamento compensatorio in tale test extraruotando (21 casi su 34) ed il restante 29 % ha mostrato un atteggiamento compensatorio intraruotando (10 casi su 34).

Nel campione femminile il 22 % ha superato con successo il test monopodalico con piede sinistro in appoggio (2 casi su 9) mentre il restante 78 % ha manifestato un atteggiamento compensatorio a tale test extraruotando (7 casi su 9). Non vi sono stati casi in cui si manifestasse un atteggiamento compensatorio in intrarotazione.

Nel campione maschile il 4 % ha superato con successo il test monopodalico con piede sinistro in appoggio (1 caso su 25), il 56 % ha mostrato un atteggiamento compensatorio a tale test extraruotando (14 casi su 25) ed il restante 40 % ha mostrato un atteggiamento compensatorio in intrarotazione a tale test (10 casi su 25).

Test monopodalico destro:

Nel campione totale il 9 % ha superato con successo il test monopodalico con piede destro in appoggio (3 casi su 34), il 59 % ha manifestato un atteggiamento compensatorio in tale test extraruotando (20 casi su 34) ed il restante 32 % ha manifestato un atteggiamento compensatorio in intrarotazione (11 casi su 34).

Nel campione femminile il 22 % ha superato con successo il test monopodalico con piede destro in appoggio (2 casi su 9), il 56 % ha mostrato un atteggiamento compensatorio in tale test extraruotando (5 casi su 9) ed il restante 22 % ha mostrato un atteggiamento compensatorio in intrarotazione (2 casi su 9).

Nel campione maschile il 4 % ha superato con successo il test monopodalico con piede destro in appoggio (1 caso su 25), il 60 % ha manifestato un atteggiamento compensatorio in tale test extraruotando (15 casi su 25) ed il restante 36 % ha manifestato un atteggiamento compensatorio in intrarotazione (9 casi su 25).

5. Risultati

Di seguito riportiamo le percentuali estrapolate per ogni voce presa in analisi dalla trattazione dei dati sulla totalità del campione:

1. Appoggio podalico (Tab.VIII)

NORMALE	40%
CAVO 1° GRADO	26%
PIATTO 1° GRADO	19%
CAVO 2° GRADO	13%
PIATTO 2° GRADO	0%
CAVO 3° GRADO	2%

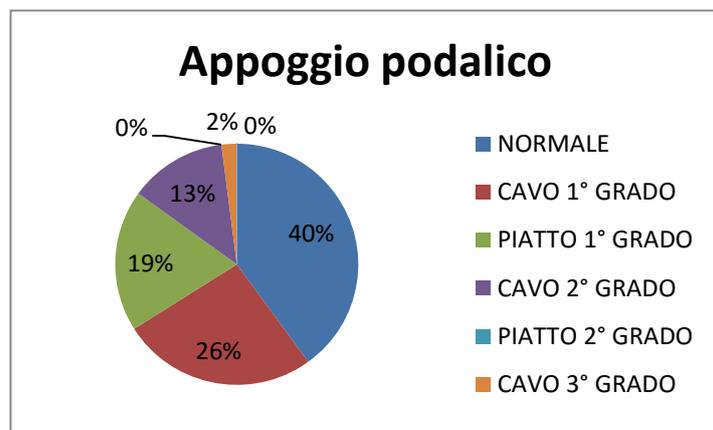


Tabella VIII: *grafico finale percentuale riferito all'analisi dell'appoggio podalico.*

2. Retropiede

RETROPIEDE SINISTRO (Tab.IX)

IN ASSE	67%
PRONATO	27%
SUPINATO	6%

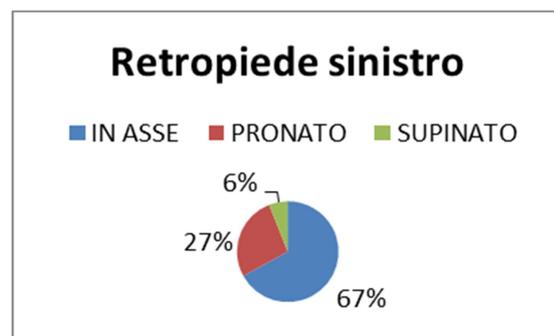


Tabella IX: *grafico retropiede sinistro.*

RETROPIEDE DESTRO (Tab.X)

IN ASSE	27%
PRONATO	67%
SUPINATO	6%

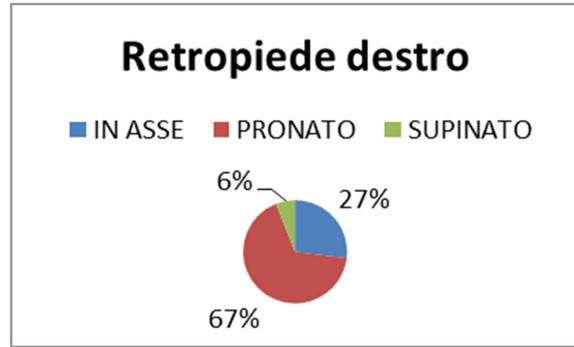


Tabella X: grafico retropiede destro.

3. Asse popliteo

ASSE POPLITEO SINISTRO (Tab.XI)

IN ASSE	26%
ESTERNO	71%
INTERNO	3%

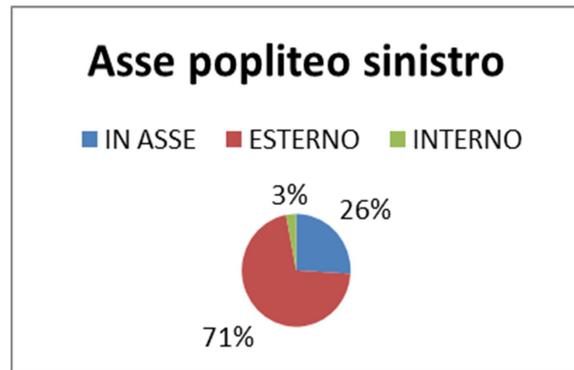


Tabella XI: grafico asse popliteo sinistro.

ASSE POPLITEO DESTRO (Tab. XII)

IN ASSE	15%
ESTERNO	79%
INTERNO	6%

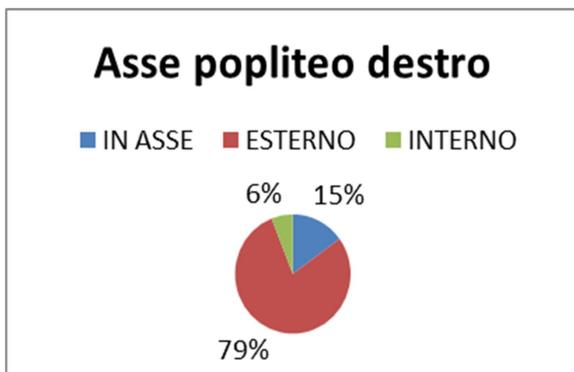


Tabella XII: grafico asse popliteo destro.

4. Linea mediana della piega sottoglutea

L. MED. PIEGA
SOTTOGLUTEA SINISTRA
(Tab.XIII)

IN ASSE	82%
ESTERNA	15%
INTERNA	3%

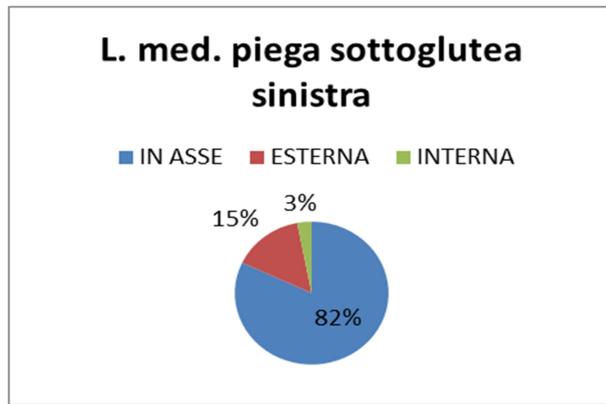


Tabella XIII: grafico linea mediana della piega sottoglutea sinistra.

L. MED. PIEGA
SOTTOGLUTEA DESTRA
(Tab.XIV)

IN ASSE	21%
ESTERNA	56%
INTERNA	23%

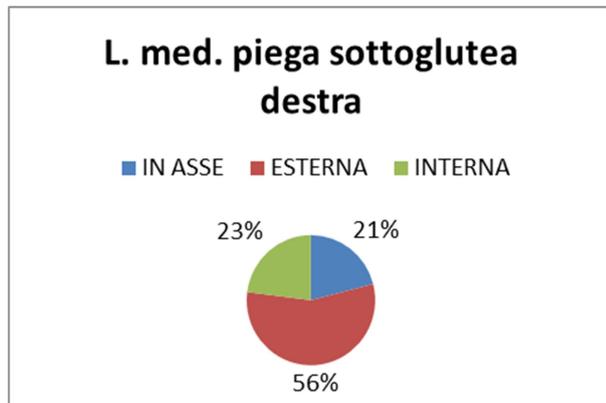


Tabella XIV: grafico linea mediana della piega sottoglutea destra.

5. Sbilanciamento dell'asse mediano (Tab.XV)

CENTRATO	15%
SBILANCIATO A DESTRA	38%
SBILANCIATO A SINISTRA	47%

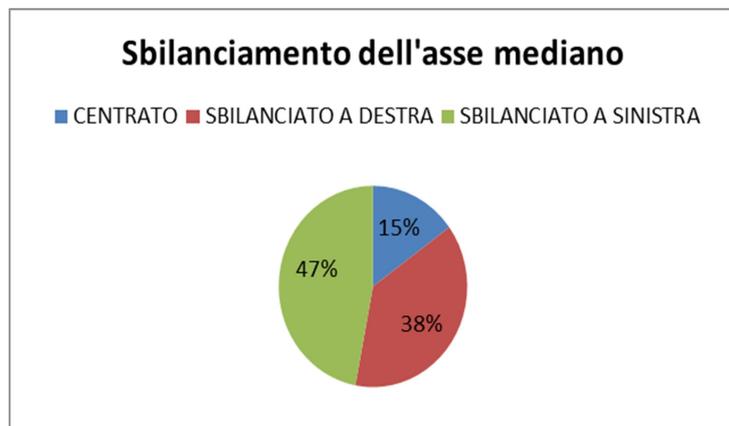


Tabella XV: grafico sbilanciamento dell'asse mediano.

6. Altezza della piega sottoglutea
(Tab.XVI)

DESTRA PIU' ALTA DELLA SINISTRA	29%
SINISTRA PIU' ALTA DELLA DESTRA	71%

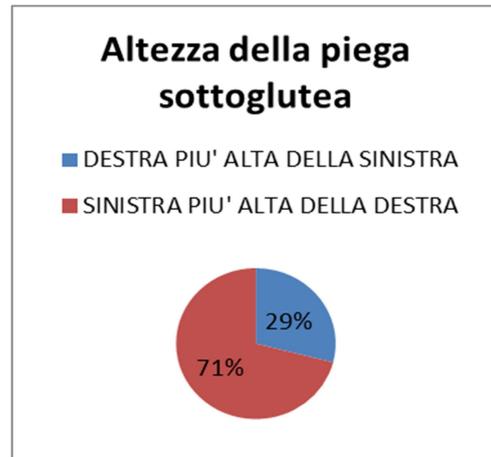


Tabella XVI: grafico altezza della piega sottoglutea.

7. Rotazione dell'asse gluteo
(Tab.XVII)

ALLINEATO	35%
ROTAZIONE ANTERIORE SINISTRA	53%
ROTAZIONE ANTERIORE DESTRA	35%

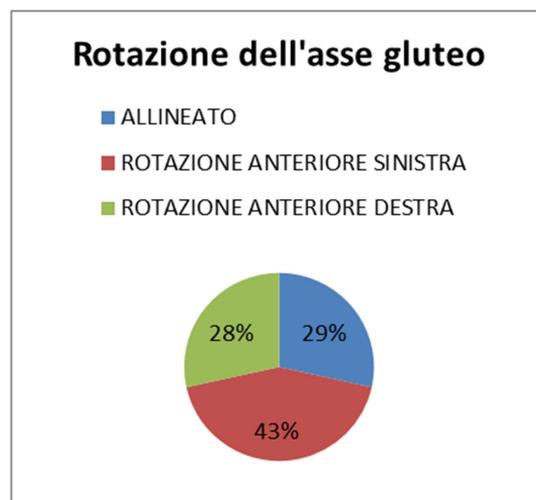


Tabella XVII: rotazione dell'asse gluteo.

8. Asse bimalleolare

ASSE BIMALLEOLARE SINISTRO
(Tab.XVIII)

ORIZZONTALE	9%
ESTERNO	91%
INTERNO	0%

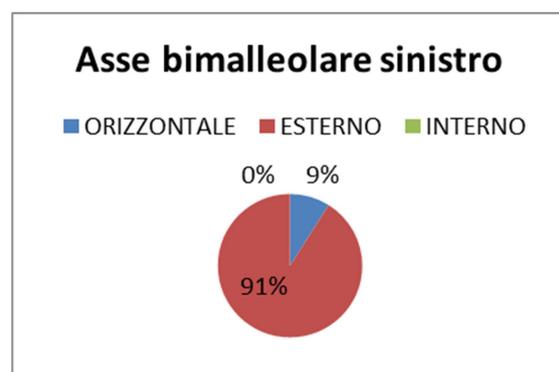


Tabella XVIII: grafico asse bimalleolare sinistro.

ASSE BIMALLEOLARE DESTRO
(Tab.XIX)

ORIZZONTALE	0%
ESTERNO	97%
INTERNO	3%



Tabella XIX: *grafico asse bimalleolare destro.*

9. Ginocchio

GINOCCHIO SINISTRO (Tab.XX)

NORMALE	56%
IPERFLESSO	3%
IPERESTESO	41%

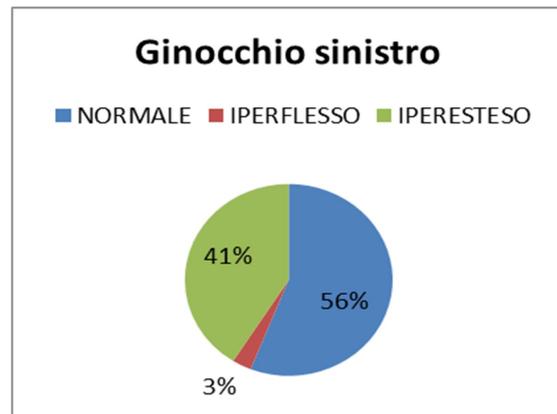


Tabella XX: *grafico ginocchio sinistro.*

GINOCCHIO DESTRO (Tab.XXI)

NORMALE	53%
IPERFLESSO	6%
IPERESTESO	41%

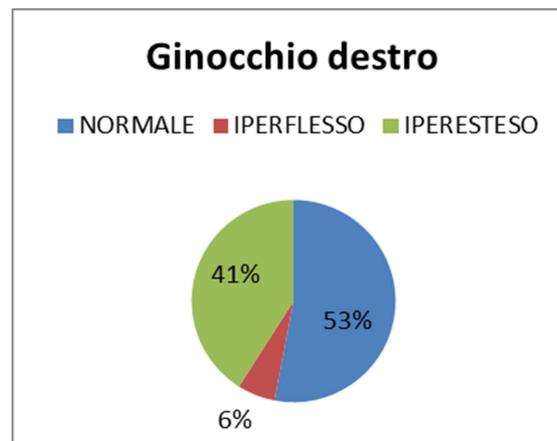


Tabella XXI: *grafico ginocchio destro.*

10. Test monopodalico

TEST MONOPODALICO SINISTRO
(Tab.XXII)

CON SUCCESSO	9%
EXTRAROTAZIONE	62%
INTRAROTAZIONE	29%



Tabella XXII: *grafico test monopodalico sinistro.*

TEST MONOPODALICO DESTRO
(Tab. XXIII)

CON SUCCESSO	9%
EXTRAROTAZIONE	59%
INTRAROTAZIONE	32%



Tabella XXIII: *grafico test monopodalico destro.*

Riferiamo, inoltre, i dati ricavati dai questionari personali consegnati al campione prima di effettuare la rilevazione mediante LedPodoLaser (*Tab.XXIV*):

Intervento alla caviglia	1
Intervento al tendine Achilleo	1

Microfrattura da sovraccarico	Tibiale	1
	Metatarsale	1
	Scafoide	1

Distorsione alla caviglia		7
Traumi muscolari	Stiramento muscoli adduttori	1
	Strappo e stiramento bicipite femorale	3
	Borsite muscolo ileo-psoas	1
Lesione al ginocchio	Distorsione e stiramento LCA	2

Periostite/Sindrome del tibiale posteriore	10
Tendinopatia del tendine d'Achille	8
Fascite plantare	4
Sindrome femoro-rotulea	2
Pubalgia	2
Tendinite rotulea	1
Sindrome della bandelletta ileo-tibiale	1
Sindrome di Osgood-Schlatter	1
Lombalgia	1

Tabella XXIV: *tabella riassuntiva relativa ai passati infortuni subiti dagli atleti.*

Graficamente (Tab.XXV), tali situazioni sono così rappresentate:

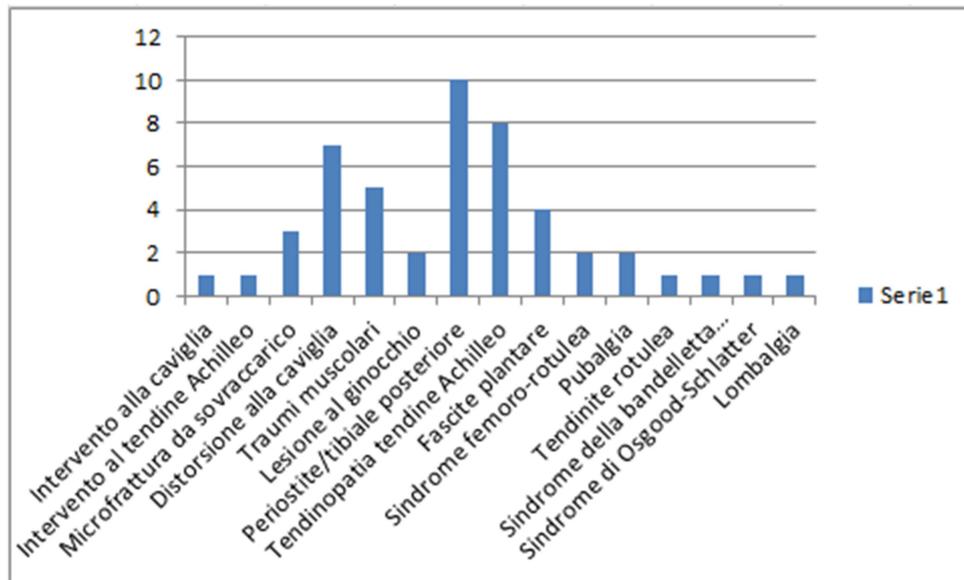


Tabella XXV: Tabella riassuntiva relativa ad operazioni e infortuni subiti dagli atleti.

6. *Discussione*

Dalla valutazione effettuata mediante il LedPodolaser è scaturita un'analisi morfologica funzionale contestualizzata nel campo del mezzofondo in cui si osservano, per analisi statistica percentuale, la prevalenza di:

- piedi normali e cavi per un totale del 79% (*Tab.VIII*),
- retropiede sinistro in asse per il 67% (*Tab.IX*) e destro pronato per il 67% (*Tab.X*),
- asse popliteo sinistro e destro esterni rispettivamente per il 71% (*Tab.XI*) ed il 79% (*Tab.XII*) descrivendo strutturalmente delle ginocchia leggermente vare (anche se per la maggior parte non accentuate e non discriminanti),
- linea mediana della piega sottoglutea sinistra in asse per l'82% (*Tab.XIII*) e destra esterna per il 56% (*Tab.XIV*),
- sbilanciamento dell'asse mediano a sinistra per il 38% dei casi (*Tab.XV*) e a destra per il 47% (*Tab.XV*),
- altezza della piega sottoglutea sinistra più alta della destra per il 71% (*Tab.XVI*),
- rotazione anteriore a sinistra dell'asse gluteo per il 53% (*Tab.XVII*) e a destra per il 35% (*Tab.XVII*),
- asse bimalleolare sinistro e destro esterni rispettivamente per il 91% (*Tab.XVIII*) ed il 97% (*Tab.XIX*),
- ginocchio sinistro normale per il 56% (*Tab.XX*) e destro normale per il 53% (*Tab.XXI*) con un 41% di iperestensione in entrambi gli emilati,
- test monopodalico sinistro per il 62% in ricerca di compenso in extrarotazione (*Tab.XXII*) e test monopodalico a destra con un 59% di compenso in extrarotazione (*Tab.XXIII*).

Un piede cavo di 1° grado, come quello per la maggior parte rilevato, può dimostrarsi funzionalmente vantaggioso nel gesto biomeccanico della corsa. Nella fase di spinta, infatti, un piede simile si trasformerebbe in una adeguata leva rigida esplicando un importante ruolo in tale fase (*Anbarian M & Esmaeili H, 2016*).

Tuttavia, tale forma di cavismo presenta un piccolo svantaggio nella fase di appoggio in quanto non risulta, in maniera efficace, un buon ammortizzatore. Per la sua conformazione si trova, in effetti, a caricare la porzione più esterna del mesopiede e ciò tende a compromettere la stabilità della struttura plantare (Anbarian M & Esmaeili H, 2016).

Interpretando i dati relativi a: linea mediana della piega sottoglutea, altezza della piega sottoglutea, rotazione dell'asse gluteo e sbilanciamento dell'asse mediano si osserva un comportamento differente tra i due arti inferiori che si riflette a sua volta a livello del bacino e sul centro di massa. Da quanto riscontrato ci siamo permessi di ipotizzare un adattamento morfologico al gesto ciclico e ripetuto della corsa in pista (dove ricordiamo viene effettuata sempre una curva a sinistra nel seguire il decorso dell'area del campo).

Lo scopo dello studio in questione era di analizzare l'appoggio plantare e la morfologia funzionale dell'arto inferiore fino al centro di massa di atleti nel campo del mezzofondo; tuttavia, nonostante le ipotesi sopra riportate, non vogliamo dimenticare gli insegnamenti bibliografici per cui uno studio statico non può prevedere le situazioni espresse in dinamica. Dunque, ribadiamo che i dati riportati vogliono semplicemente descrivere la struttura del campione preso in analisi senza andare a fare previsioni specifiche relative al gesto della corsa; tali supposizioni, infatti, ci devierebbero dalla realtà portandoci ad errate conclusioni. Non verrebbero, infatti, presi in considerazione nell'analisi svariati e molteplici fattori che invece concorrono alla dinamica del gesto espresso durante la corsa.

Uno dei pochi fattori di cui siamo in grado di riportare osservazioni consistenti è il risultato dei test effettuati in monopodalico.

Gli atleti, una volta richiesta la posizione standardizzata e acquisita una situazione di equilibrio dopo una decina di secondi, risultavano notevolmente stabili e non mostravano importanti sbilanciamenti o atti compensatori. Per riuscire ad osservare un qualche compenso, nella maggior parte dei casi, si è dovuto attendere diverso tempo, fino addirittura a più di un minuto. Questo ci dimostra come il sistema recettoriale e propriocettivo podalico si sia sviluppato per garantire l'efficienza e la funzionalità dell'intero sistema. Inoltre, dalle notizie riportate dall'allenatore, agli atleti spesso viene richiesto di effettuare le fasi di warm-up e di cool-down scalzi sull'erba del campo da calcio interno alla pista. Questo ci riporta all'articolo citato "Altman A. R. & al, *Barefoot running: biomechanics and implications for running injuries.*" per cui la corsa a piedi nudi giocherebbe un ruolo importante nell'aumento dei feedback sensoriali dal contatto a terra, oltre che a miglioramenti biomeccanici e preventivi nello specifico contesto della corsa.

Il principale compenso rilevato è stato in extrarotazione. Ciò significa che per ricercare stabilità ed equilibrio si osservavano basculamenti della tibio-tarsica sull'arco laterale della volta plantare. Questa situazione ci fa pensare ad un adattamento portato dalla fase di appoggio durante la corsa, momento in cui il piede prende contatto a terra in leggera supinazione, fattore che incide sull'efficienza del passo stesso (*Benno MN, 2001 ; Tiberio D, 1988*).

Da quanto osservato tramite i questionari personali consegnati inizialmente, ci troviamo ad osservare i principali infortuni subiti dagli atleti rafforzando quanto riportato nella bibliografia fino ad ora ricercata e citata. Con ciò, dunque, confermiamo: un'alta presenza di situazioni infiammatorie a carico di tibiale posteriore o di periostio tibiale, una frequente sofferenza a livello del tendine Achilleo, diverse situazioni di microfratture da sovraccarico a strutture metatarsali ed alla tibia, una numerosa presenza di distorsioni alla caviglia di diversa gravità e molteplici situazioni di lesioni muscolari, soprattutto a carico della regione posteriore della coscia.

7. Conclusione

I dati raccolti ed analizzati tramite il LedPodoLaser ci hanno permesso di osservare, con efficacia ed obiettività, la correlazione tra i piedi, adattatori e compensatori, e tutta la parte inferiore del corpo fino al centro di massa.

In questo lavoro sono stati presentati 34 atleti di mezzofondo nella loro struttura e nella loro morfologia funzionale, talvolta cercando di osservare scompensi e correlati compensi caratteristici di ognuno. Non ci siamo spinti ad analizzare possibili correlazioni con l'andamento del gesto della corsa poiché, come ritrovato in bibliografia e come assodato, una valutazione statica non può prevedere ciò che si realizza in situazione dinamica per presenza di fattori, sia interni che esterni, che non possono essere predetti.

Tuttavia, dal confronto con la bibliografia, sono state prese in considerazione e confermate diverse situazioni infiammatorie o traumatiche che caratterizzano la disciplina del mezzofondo e gli atleti stessi che la praticano.

Giunti alla conclusione dello studio descritto ed esposto, desidero lasciare impressi i miei più sinceri e devoti ringraziamenti a tutti coloro i quali hanno reso possibile, più o meno direttamente, la realizzazione del lavoro:

in primis la ditta "SprintIT" di Noale, per il supporto tecnico e per i materiali messi a completa disposizione, e Lahbi Faouzi, allenatore della squadra agonistica "Atletica Mogliano", che ci ha concesso lo spazio necessario per le rilevazioni all'interno dello stadio comunale di Mogliano Veneto e ci ha permesso di analizzare i suoi atleti. Ringrazio, dunque, con affetto ed amicizia, tutti gli atleti e le atlete che hanno preso parte al lavoro con disciplina, curiosità ed entusiasmo.

Ringrazio, in secondo luogo ma non con meno importanza, la Professoressa Nart Alessandra, Relatrice di questa tesi, per la sua grande disponibilità, per la premura che ha sempre mostrato seguendomi nell'intero svolgimento dello studio che ha portato alla conclusione di questo mio percorso e per la complice stima nata e consolidata lavorando e confrontandoci insieme.

Ringrazio il Dottor Rossato Massimo, Correlatore, medico specialista, per aver concesso i materiali necessari tramite la ditta sopra detta e per le osservazioni analitiche e rigorose fornitemi.

Ringrazio mio padre e mia madre, per avermi permesso di intraprendere e concludere questo percorso di studi.

Ringrazio i miei compagni, per aver reso questi tre anni passati insieme un sereno ricordo ed un'esperienza di crescita ineguagliabile.

Ringrazio i docenti, con affetto particolare per una parte di loro, per avermi trasmesso molto più delle fredde e razionali nozioni, per avermi incuriosita e coinvolta, permettendomi la fine di questo "breve" percorso e l'inizio di un nuovo (e sicuramente più ampio) viaggio.

Bibliografia

Altman AR PhD & Davis IS PhD (2012). *Barefoot running: biomechanics and implications for running injuries*. Curr Sports Med Rep.

Anbarian M & Esmaeili H (2016). *Effects of running-induced fatigue on pantar pressure distribution in novice runners with different foot types*. Gait posture.

Andrè C, Deshays C & Revel M (1988). *Role sensoriel de la plante du pied dans la perception du mouvement et le controle postural*. Méd. Chir. Du pied.

Baltich J, Emery CA, Whittaker JL & Nigg BM (2016). *Running injuries in novice runners in different training interventions: a pilot randomized controlled trial*. Scand J Med Sci Sports.

Benno M Nigg (2001). *The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm*. Clinical Journal of Sport Medicine.

Bricot B (1998). *La riprogrammazione posturale globale*. Ed. Stati Pro.

Colonna S (2006). *Le catene miofasciali in medicina manuale. Il rachide*. Edizioni Martina.

Crisan S, Zaharia VD, Curta C & Irimia ED (2011). *Computer assisted optical podoscope for orthostatic measurements*. International conference on advancements of medicine and health care through technology.

DuffeyMJ, Martin DF, Cannon DW, Craven T & Messier SP (2000). *Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners*. Med Sci Sports Exerc.

Gagey PM & Webwer B (2000). *Posturologia*. Marrapese Editore, Roma.

Gallo AR, Plakke M & Silvis ML (2012). *Common leg injuries of long-distance runners*. Sports Health.

González-Martín C, Seoane-Pilladi T, López-Calvino B, Pérttega-Díaz S & Gil-Guillén V (2014). *Validity of footprint analysis to determine flatfoot using clinical diagnosis as the gold standard in a random sample aged 40 years and older*. Pita-Fernández S. I., J Epidemiol.

Hagman F (2005). *Can plantar pressure predict foot motion?* Technische Universiteit Eindhoven.

Hufschmidt A, Dichgans J & Mauritz KH (1980). *Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological application*. Arch P Psychiat Nervenkr, 228: pp 135-150.

James SL, Bates BT & Osterning LR (1978). *Injuries to runners*. Am J SportsMed.

Kannus MD VPA PhD (1992). *Evaluation of abnormal biomechanics of the foot and ankle in athletes*. Be J SP Med.

Kapandji AI (2011). *Anatomia funzionale. Arto inferiore*. VI ed Monduzzi Editoriale.

Kapoula Z & Le TT (2006). *Effects of distance and gate position on postural stability in young and old subjects*. Experimental Brain Research 173: pp 438-445.

Kendall FP, McCleary EK, Provance PG, Rodgers MM & Romani WA (2005). *I muscoli. Funzioni e test con postura e dolore*. Verduci Editore.

Langley B, Cramp M & Morrison SC (2015). *Selected static foot assessments do not predict medial longitudinal arch motion during running*. Journal of foot and ankle research.

Lephart SM, Riemann BL & Fu FH (2002). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Journal of athletic training.

Lucas-Cuevas AG, Priego Quesada JI, Giménes JV, Aparicio I, Jimenez-Perez I & Pérez-Soriano P (2016). *Initiating running barefoot: effects on muscle activation and impact accelerations in habitually rearfoot shod runners*. Eur J Sport Sci.

Martini Timmons Tallitsch (2012). *Anatomia umana*. V ed EdiSes.

Matheron E & Weber B (2006). *Implication de l'entrée visuelle dans les asymétries toniques posturales: approche clinique*. In: Perennou D et Lacou M (EDS) *Efficience et déficiences du contrôle postural*. Solal, Marseille, pp 261-270.

McArdle WD, Katch FI & Katch VL (2009). *Fisiologia applicata allo sport. Aspetti energetici, nutrizionali e performance*. II ed Casa Editrice Ambrosiana.

Mutha PK, Haaland KY & Sainburg RL (2012). *The effects of brain lateralization on motor control and adaptation*. J Mot Behav.

Nart A & Scarpa S (2008). *Attività motoria e ginnastica posturale*. Cleup.

Neal BS, Griffiths IB, Dowling GJ, Murley GS, Munteanu SE, Franettovich Smith MM, Collins NJ & Barton CJ (2014). *Foot posture as a risk for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis*. Journal of foot and ankle research.

Netter Frank H (2014). *Netter. Atlante di anatomia umana con guida all'atlante di anatomia umana*. Edra Editore.

Ouaknine M & Bernard M (2006). *Posture et vision*. Cahiers du CEOPS.

Paparella Treccia R (1978). *Il piede dell'uomo*. Verduci.

Riva D (2000). *Archeopropriocezione: alla scoperta di una nuova era*. Professione fitness.

Roll JP, Roll R & Kavounoudias A (2002). *Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body awareness*. *Pub Med – Neurore Port*, Oct 28; 13 (15): 19.

Rossato M (2015). *Analisi posturale al podoscopio. Protocollo Rossato*. Postural equipe academy, Venezia.

Rossato M (2015). *Equilibrio posturale medico per una super prestazione sportiva: occhi, piedi e denti*.

Rossato M & Sarchioto A (2015). *Il Sistema Tónico Posturale: un sistema cibernetico ad enorme reattività rapportato ai rilevamenti stabilometrici*. Sala Consiliare Comune di Favè (TN).

Rossato M (2014). *Studio delle correlazioni tra un disequilibrio posturale ed i disturbi dell'apprendimento-sociali-ambientali-alimentari*. Il giornale Italo-tedesco di posturologia.

Runge CF, Shupert CL, Horak FB & Zajac FE (1999). *Ankle and hip postural strategies defined by joint torques*. *Gait and posture*.

Sarrafian SK (1987). *Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading*. *Foot Ankle*.

Severac Cauquiol A, Bessou M, Dupui PhD & Bessou P (1996). *Anteroposterior dynamic balance reactions induced by circular translation of the visual field*. *Journal of physiology, Paris*, Vol. 90, pp 53-62.

Silva Moreno AA & Chàvez Gutiérrez F (2011). *Digital podoscope for remote diagnosis*. Eighth Symposium Optics in Industry, 82870K.

Sprint.it srl (2015). *Manuale d'uso e manutenzione LedPodoLaser modello LPL2015A*.

Tesi di laurea (2014-2015). *LedPodoLaser: uno studio sperimentale di coorte con criteri di inclusione ed esclusione*. Università degli Studi di Padova. Relatore: Alessandra Nart, Correlatore: Massimo Rossato, Laureando: Tommaso Zovi.

Tesi di laurea (2015-2016). *LedPodoLaser: lettura guidata per icone di morfologia e appoggio arti inferiori nelle competenze delle Scienze Motorie. Audit statistico applicato da specialista medico*. Università degli Studi di Padova. Relatore: Alessandra Nart, Correlatore: Massimo Rossato, Laureando: Antonio Biancucci.

Tiberio D (1988). *Pathomechanics of structural foot deformities*. Phys Ther.

Wang J, D'Amato A, Bambrough J, Swartz AM & Miller NE (2016). *A positive association between active lifestyle and hemispheric lateralization for motor control and learning in older adults*. Behav Brain Res.

Watanabe T, Tsutou K, Saito K, Ishida K, Tanabe S & Nojima I (2016). *Performance monitoring and response conflict resolution associated with choice stepping reaction tasks*. Exp Brain Res.

Wòjtowicz D, Skrzek A & Pyzio-Kowalik MI (2013). *Assessing postural asymmetry with a podoscope in infants with central coordination disturbance*. Res Dev Disabil.

Yates B & White S (2004). *The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits*. Am J Sports Med.

Siti internet

http://help-en-us.nike.com/app/answers/detail/a_id/879/kw/shoe%20selection

<http://www.asics.com/au/en-au/pronation-guide>

www.albanesi.it

www.fisiolympic.it

www.giovanichetta.it

www.rio2016.com

www.sprintit.net

www.treccani.it