



Percorsi sperimentali per la Qualità di Prodotto:

il caso plantari ortopedici è stata sviluppata nell'ambito del progetto Percorsi sperimentali per la qualità di prodotto, della Camera di Commercio di Padova in compartecipazione con CNA provinciale di Padova.

La pubblicazione è stata curata da:

Ing. Nicola Petrone, Dipartimento di Ingegneria Meccanica, Università di Padova

Dott.ssa Francesca Nardello Facoltà di Scienze Motorie, Università di Verona

Sandro Storelli, CNA Padova.

© Tutti i diritti riservati:

CNA Provinciale di Padova

CCIAA di Padova

Coordinamento del progetto:

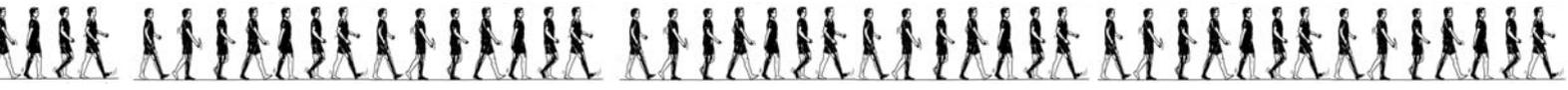
via della Croce Rossa, 56 - 35129 Padova

tel.049.8062236 fax 049.8062200

Stampato da Arti grafiche padovane

Nel dicembre 2007





Camera di Commercio  
Padova

Il “modello Veneto” - e del Nordest in generale - è caratterizzato da una vasta diffusione nel territorio della piccola e media impresa che ha garantito nell’ultimo ventennio uno sviluppo senza eguali, anche rispetto alle aree più industrializzate d’Europa.

La globalizzazione dei mercati impone però una sempre maggiore capacità competitiva, nuove soluzioni produttive e commerciali e induce rapide evoluzioni e sviluppi tecnologici. Le caratteristiche del nostro sistema produttivo - in gran parte composto da piccole imprese, - comportano problemi strutturali che producono spesso notevoli limiti alla capacità competitiva. È quindi indispensabile supportare le imprese, nei diversi settori, offrendo informazioni sull’evoluzione della normativa e riferimenti di competenze tecniche per garantire elevati livelli di qualità del prodotto/servizio offerto.

In molti casi, nella piccola impresa, divengono importanti gli strumenti di interpretazione e di applicazione della specifica Norma tecnica di riferimento.

È importante formalizzare metodologie applicative che semplifichino per le imprese gli adempimenti e conseguentemente abbattano i costi.

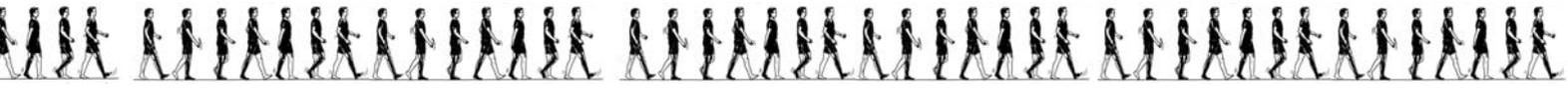
In particolare, l’interpretazione e la sperimentazione sulle modalità applicative di norme tecniche di riferimento per lo specifico prodotto, possono essere di grande utilità per gli operatori del settore produttivo interessato.

Con il progetto Percorsi sperimentali per la qualità di prodotto, nell’ambito del quale è stata realizzata questa pubblicazione, la Camera di Commercio e la CNA di Padova, con la collaborazione del Dipartimento di Ingegneria Meccanica dell’Università di Padova e del PST Galileo, intendono offrire un sostegno alle imprese che operano in questi settori. Questa pubblicazione costituisce uno strumento di aggiornamento che riteniamo possa essere utile per l’innovazione ed il rafforzamento della capacità competitiva aziendale. Ringraziamo in particolare il gruppo di lavoro tecnico che lo ha curato, così come gli operatori e imprenditori che hanno già “testato” questo lavoro.

Il Presidente  
Gianfranco Chiesa







Da quasi mezzo secolo la Comunità Europea, con la propria attività normativa, mira a garantire la libera circolazione delle merci in Europa con determinati requisiti di qualità e sicurezza.

In questa logica si collocano le “Direttive di prodotto”, che danno al fabbricante specifiche prescrizioni, fissando requisiti essenziali di sicurezza - RES per i prodotti e rinviano alle specifiche norme tecniche.

Le Norme tecniche sono in continua evoluzione. Ciò è legato al livello dell’evoluzione scientifica e tecnologica ed anche della cultura per la sicurezza.

Nella prassi comune viene utilizzata la parola “qualità” per definire un prodotto con caratteristica distintive, rispetto a prodotti dello stesso genere.

Ma dal punto di vista normativo, per definizione, la qualità è l’insieme delle caratteristiche di un prodotto che gli conferiscono la capacità di soddisfare le esigenze dell’utente, implicite od esplicite. I fattori di sicurezza e qualità assumono significato in riferimento alla destinazione del prodotto ed all’evoluzione della cultura e della sensibilità proprie del contesto civile e socio-economico. Sempre più, inoltre, i prodotti devono saper rispondere alle peculiari esigenze dell’utilizzatore finale.

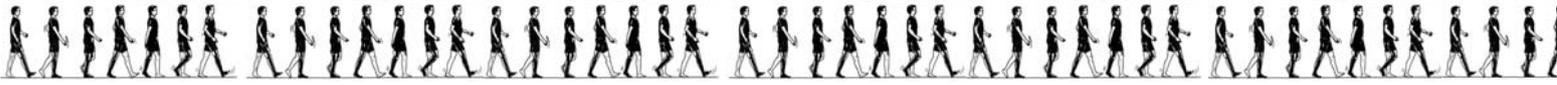
Nel nostro sistema economico sono attive in diversi settori “filieri specializzate”, in grado di assicurare elevati livelli di qualità del prodotto/servizio.

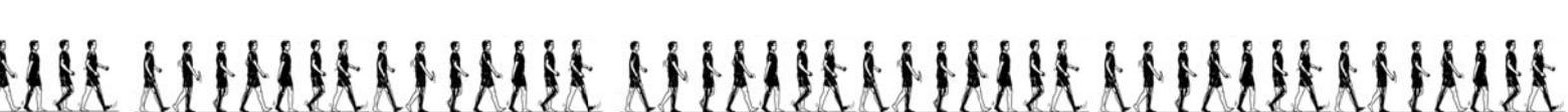
E la valorizzazione delle reti locali, così come il supporto alle imprese per la crescita della loro capacità competitiva, sono tra i nostri obiettivi prioritari.

Abbiamo ritenuto, con Percorsi sperimentali per la qualità di prodotto: il caso plantari ortopedici di offrire alle nostre imprese uno strumento importante di supporto tecnico.. Auspichiamo quindi che la pubblicazione possa essere apprezzata ed utilizzata dagli operatori del settore interessato.

Il Presidente  
Sergio Gelain







## INDICE

### Capitolo primo STUDI SUI PLANTARI: STATO DELL'ARTE

#### 1.1. INTRODUZIONE

- 1.1.1 Obiettivi
- 1.1.2 Il ciclo del passo (gait cycle)
- 1.1.3 Come orientarsi nel materiale bibliografico?

#### 1.2. STUDI DI TIPO SPERIMENTALE

- 1.2.1 Introduzione
- 1.2.2 Studi di tipo sperimentale: in laboratorio
  - Modelli di analisi del movimento: bidimensionale o tridimensionale?
  - Quali marker utilizzare e perchè?
  - 1.2.2.1 In laboratorio: settore clinico
    - Come controllare i disturbi agli arti inferiori?
    - Lo stretching è di aiuto?
  - 1.2.2.2 In laboratorio: settore sportivo
    - I sistemi articolari sui tre piani
    - Ortesi poste lateralmente o medialmente; anteriormente o posteriormente?
    - Insufficienza dei modelli cinematici tridimensionali
    - L'importanza di rilevazioni con pedane dinamometriche
    - Quanto conta il fattore 'individualità'?
  - 1.2.2.3 Sintesi
- 1.2.3 Studi di tipo sperimentale: funzionale
  - 1.2.3.1 Funzionale: settore clinico
    - L'implementazione di tecniche grafiche e di software ad hoc
    - Un esempio di software
    - Casi particolari
  - 1.2.3.2 Funzionale: settore sportivo
    - Il parametro 'recovery ability'
    - Solette con materiali diversi producono gli stessi effetti?
    - La stiffness della soletta
    - Come si comportano le strutture del piede durante il movimento?
  - 1.2.3.3 Sintesi

#### 1.3. STUDI DI TIPO NUMERICO

- 1.3.1 Introduzione
- 1.3.2 Studi di tipo numerico: funzionale
  - Un punto di riferimento
  - Come progettare plantari su misura?
  - 1.3.2.1 Funzionale: settore clinico
    - Il parametro comfort
    - Calzature con tacco: percezione di comfort?
    - Necessità di un approccio integrato
    - Stato della ricerca clinica
  - 1.3.2.2 Funzionale: settore sportivo





## **Capitolo secondo. SISTEMI DIAGNOSTICI: STATO DELL'ARTE**

- 2.1. Podoscopio
- 2.2. Pedana Baropodometrica
- 2.3. Tavole digitali
- 2.4. Scanner 3D laser
- 2.5. Scanner 3D

## **Capitolo Terzo. PERCORSI SPERIMENTALI PER LA QUALITA' DI PRODOTTO**

### 3.1 Percorso 1:

#### **CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DI PLANTARI ORTOPEDICI SOGGETTI A CARICHI CICLICI E CORRELAZIONE CON L'UTILIZZO QUOTIDIANO**

- 3.1.1. Introduzione
- 3.1.2. Materiali e metodi
  - 3.1.2.1. Materiali e strumentazioni
  - 3.1.2.2. Protocollo di prova
  - 3.1.2.3. Analisi dei dati
- 3.1.3. Risultati e discussione
- 3.1.4. Conclusioni

### 3.2 Percorso 2

#### **OTTIMIZZAZIONE DEI METODI DI PROVA SPERIMENTALE**

- 3.2 1. Introduzione
  - 3.2 2. Attrezzatura di prova
  - 3.2 3. Cicli di confronto plantari nuovo ed usato
    - 3.2 3.1 analisi dei carichi
    - 3.2 3.2 analisi delle pressioni
  - 3.2 4. Ciclo di camminata
    - 3.2 4.1 procedura
    - 3.2 4.2 risultati ottenuti
  - 3.2 5. Ciclo di corsa
    - 3.2 5.1 procedura
    - 3.2 5.2 risultati ottenuti
  - 3.2 6. Rilevazione camminata e passo reali
    - 3.2 6.1 analisi delle pressioni
    - 3.2 6.2 analisi dei carichi
- 3.3 CONCLUSIONI

## **Capitolo Quarto. CONCLUSIONI**

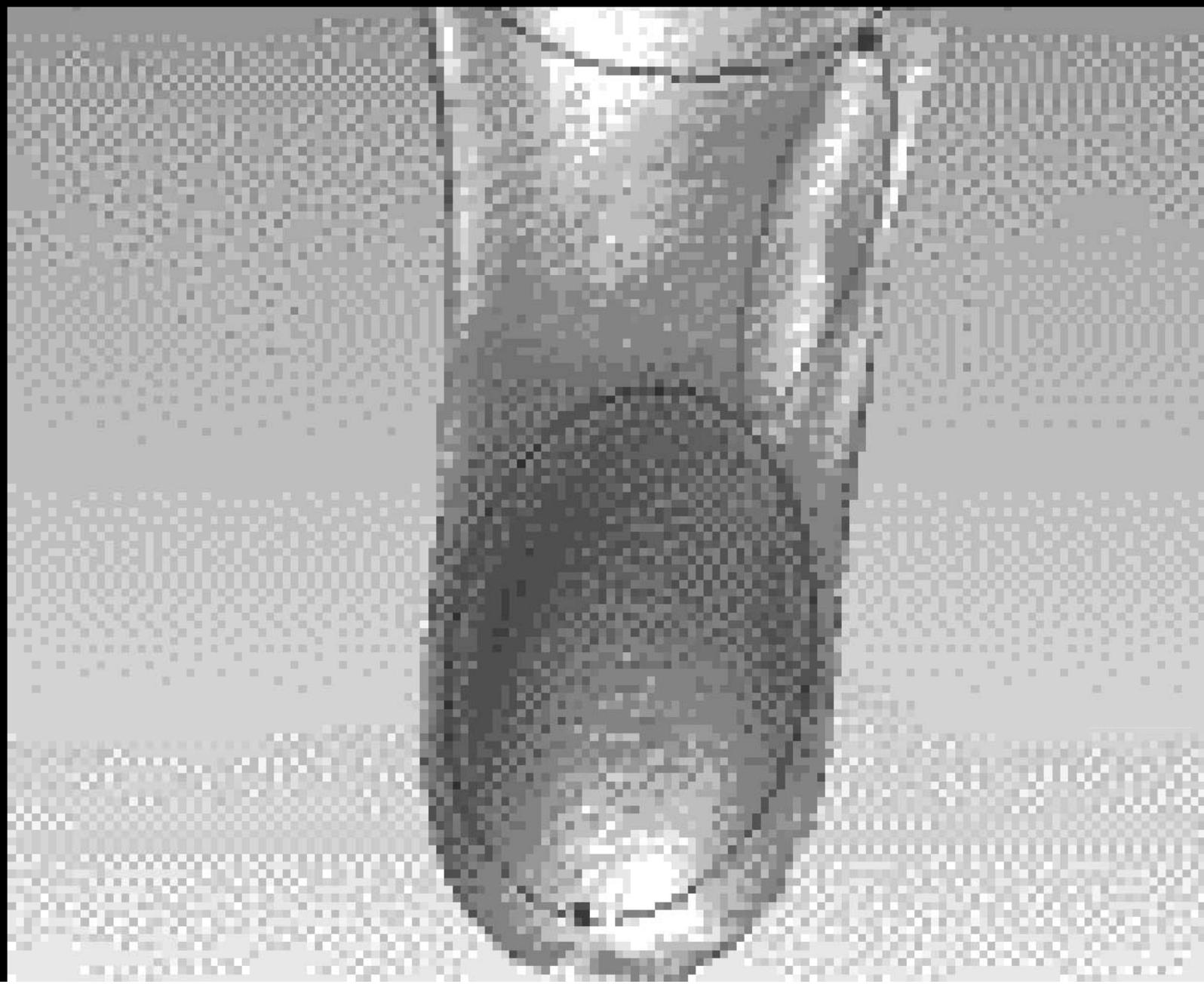
### **RINGRAZIAMENTI**

### **BIBLIOGRAFIA**





## STUDI SUI PLANTARI: STATO DELL'ART





## Capitolo Primo

### STUDI SUI PLANTARI: STATO DELL'ARTE

#### 1.1. INTRODUZIONE

In questa prima parte, necessaria per addentrarsi nei 'percorsi sperimentali per la qualità del prodotto', si ritiene utile la presentazione di un'analisi bibliografica dei principali studi sui plantari in vari settori, in questi ultimi decenni.

Certamente esaminare tutto il panorama bibliografico a nostra disposizione sarebbe estremamente importante e quanto mai esaustivo. Vista però l'enorme mole di lavoro richiesta da una simile procedura, si è deciso, in questa sede, di focalizzare l'attenzione e l'analisi sugli studi più recenti, particolarmente significativi ed esaurienti nella definizione delle linee guida dei 'percorsi sperimentali'. Considerando, nello specifico due tra le principali finalità dell'impiego dei plantari come dispositivi ortopedici:

- a) correggere la distribuzione di pressione sulla pianta del piede; e
- b) consentire una migliore uniformità di peso corporeo tra piede e calzatura.

##### 1.1.1 Obiettivi

La ricerca bibliografica e le conseguenti individuazione e definizione delle principali caratteristiche degli studi sui plantari consentono di:

- a) presentare un rapido e sommario 'excursus' storico, caratterizzandone i tratti salienti e le fasi fondamentali;
- b) organizzare in maniera sistematica e scientifica una 'review' di facile comprensione e consultazione;
- c) richiamare le nozioni principali sul ciclo del passo;
- d) comparare diverse metodologie di indagine ed analisi (ad esempio, studi di tipo sperimentale o di tipo numerico), ed i differenti risultati conseguiti;
- e) confrontare diversi ambiti di studio: ad esempio, settore clinico e settore sportivo;
- f) operare un confronto tra i principali gruppi di ricerca attualmente operativi (soprattutto di formazione giapponese ed americana);
- g) evidenziare i principali risultati applicativi ai quali si è giunti, soffermandosi sugli aspetti già ampiamente noti e dibattuti, ed individuando quelli ancora poco indagati; e
- h) rendere applicativi e concreti metodologie e risultati conseguiti, con possibilità di estensione anche a specifici progetti di ricerca.

##### 1.1.2 Il ciclo del passo (gait cycle)

Prima di addentrarsi nell'analisi approfondita del materiale bibliografico si ritiene utile soffermarsi su una rapida descrizione del ciclo del passo. La comprensione di molti dei singoli studi proposti, difatti, presuppone la conoscenza di queste nozioni.

Il ciclo del passo comprende i diversi movimenti che avvengono tra due appoggi consecutivi dello stesso tallone: è caratterizzato da una fase di appoggio (*stance phase*) ed una di sospensione (*swing phase*; figura 1).



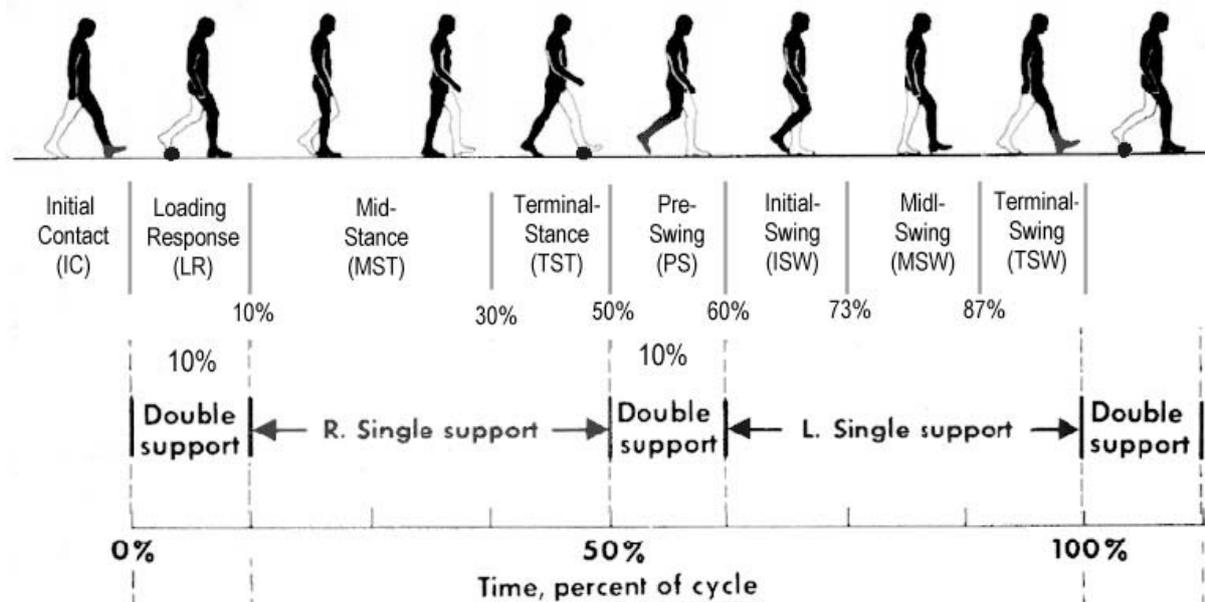
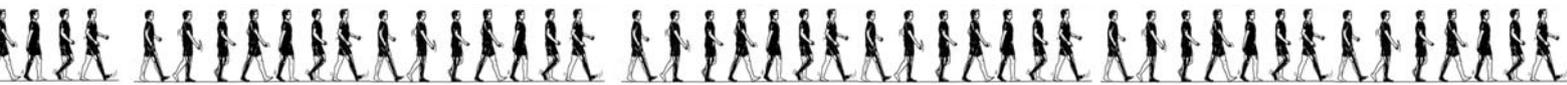


Figura 1. Le principali fasi del ciclo del passo.

Nella fase di appoggio o sostegno (60% dell'intera durata del passo), si individuano:

- *heel strike*: appoggio del piede destro nello stesso momento in cui il piede sinistro inizia la spinta sull'avampiede (prima fase del doppio appoggio);
- *foot flat*: il piede destro aderisce con tutta la pianta al terreno; nel frattempo il piede sinistro, staccatosi dal terreno, sta avanzando verso il destro;
- *mid stance*: contatto pieno della pianta del piede destro, mentre il sinistro viene a trovarsi al livello del piede destro. Questo è il momento nel quale l'equilibrio del soggetto in cammino è più instabile ed il peso del corpo è concentrato direttamente sopra l'arco portante;
- *heel off*: durante lo stacco del calcagno, il piede destro è ancora in carico, mentre il sinistro inizia il suo carico con il tallone (seconda fase del doppio appoggio);
- *toe off*: durante lo stacco delle dita, il piede destro inizia la fase oscillante, mentre il sinistro comincia ad essere in fase di appoggio singolo; e
- *push off*: lo stacco del calcagno e delle dita determinano lo stacco del piede.

Gli ultimi passaggi costituiscono un periodo definito propulsivo, a differenza dei primi che definiscono un periodo frenante.

Nella fase di sospensione o oscillante (rimanente 40% dell'intera durata del passo), si individuano:

- un periodo di accelerazione: inizia subito dopo lo stacco delle dita e si conclude nel momento in cui l'arto inferiore oscillante si trova all'altezza del piede che sta in appoggio (*mid stance*); ed
- un periodo di decelerazione: finisce un attimo prima che il piede destro concluda il ciclo del passo appoggiando il tallone a terra (*mid swing*).

### 1.1.3 Come orientarsi nel materiale bibliografico?

Si è cercato di catalogare ed organizzare in maniera sistematica e scientifica il materiale bibliografico reperito. Pertanto, i diversi articoli/studi sono stati catalogati in due macrocategorie:

1. **studi di tipo sperimentale** (presentano un metodo appunto 'sperimentale' di indagine





e studio del 'problema' plantare e di tutte le componenti ad esso annesse); e

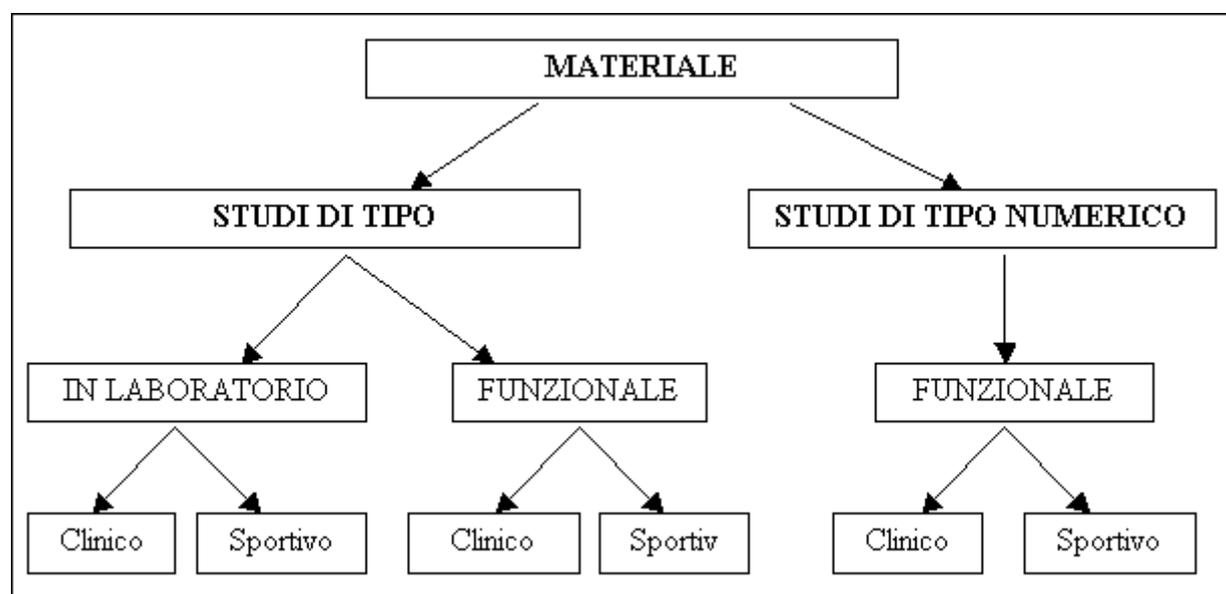
2. **studi di tipo numerico** (individuano e definiscono, per il plantare, design e modelli di tipo computazionale).

In merito al primo punto, la macrocategoria individuata può essere ulteriormente suddivisa in due sottocategorie: studi sperimentali in laboratorio e studi sperimentali di tipo funzionale. Infine, per ognuna di queste sottocategorie si sono indagati sia il settore clinico che il settore sportivo.

In merito al secondo punto, invece, si è definita una sola sottocategoria: studi di tipo funzionale. Al cui interno si è operata però la distinzione tra studi di tipo funzionale nel settore clinico e studi di tipo funzionale nel settore sportivo.

Lo schema 1 riporta una rappresentazione grafica delle modalità di organizzazione/catalogazione del materiale bibliografico.

La trattazione che segue prende spunto proprio da questo schema. È stata inserita anche una parte di sintesi al termine della spiegazione/illustrazione degli studi di cui al punto primo e secondo.



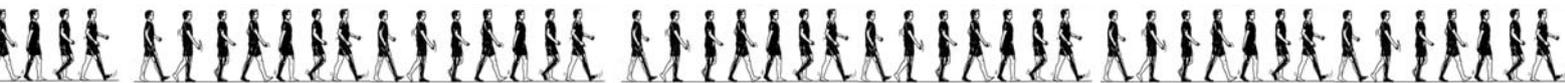
Schema 1. *Catalogazione del materiale bibliografico sui plantari.*

## 1.2. STUDI DI TIPO SPERIMENTALE

### 1.2.1 Introduzione

Come descritto nel paragrafo precedente, in questa sezione vengono presentati i principali studi di tipo sperimentale distinguendo tra quelli di laboratorio e quelli di tipo funzionale. Nella presentazione dei vari studi si concentrerà l'attenzione su:

- finalità dello studio (anche in relazione ad altri studi analoghi, ed al contesto bibliografico in generale);
- metodologie impiegate;
- casistica studiata; e soprattutto
- risultati applicativi conseguiti (nonché confronto con le eventuali ipotesi di partenza e possibilità di estensione degli stessi risultati a modelli simili o ad una casistica maggiore).



Prima di esaminare ciascuno dei singoli studi, si ritiene estremamente importante soffermarsi sul significativo lavoro di Nigg et al. (2005). Essi propongono una carrellata di carattere molto generale, ma quanto mai puntuale, riguardo la ricerca su plantari e calzature condotta in un range temporale ampio (dal 1970 al 2015).

1. In un primo intervallo temporale (past -1970/1995-), viene motivato l'urgente tentativo di modificare la struttura delle scarpe da corsa. Questo per ridurre l'impatto del carico (dovuto alle oscillazioni della corsa stessa); per controllare il movimento di eversione del piede; e per dirigerne il movimento di inversione. Per soddisfare tutte queste esigenze, le calzature sono state progressivamente modificate (per esempio, alleggerite; regolate alla base ed al livello dell'appoggio metatarsale e calcaneare) anche al fine di ridurre il rischio di fratture.
2. In un secondo intervallo, più vicino ai giorni nostri (present -1995/2005-), è stata attribuita sempre maggiore importanza alla grandezza biomeccanica del comfort. Contestualmente, si è proposto anche lo sviluppo di nuovi paradigmi per studiare sia l'impatto del carico (correlato a vibrazioni dei tessuti molli ed al tono muscolare) che il movimento di controllo neuromuscolare (correlato ai vincoli articolari ed alla realizzazione del movimento 'in una direzione preferenziale').
3. Infine, in un immediato futuro (future -2005/2015-), la ricerca sulla calzature dovrà intraprendere le seguenti direzioni: studio di 'frequency on input signals'; 'kinematic and kinetics and injury development' (con sviluppo di approcci funzionali); 'control systems' (componenti meccaniche, sensoriali e biochimiche); 'biological adaptation' (conoscenza degli effetti biopositivi o bionegativi nelle strutture del sistema locomotore e conseguente prevenzione delle fratture, nonché miglioramento della performance); 'biomechanical shoe-foot models'; 'intelligent footwear'; e 'performance/footwear'.

Si è preferito evitare la traduzione in italiano dei vari obiettivi futuri posti dal Nigg: i termini inglesi sono decisamente più eloquenti. E soprattutto costituiscono una prima precisa indicazione delle varie tappe che i ricercatori ed i tecnici ortopedici devono seguire, in maniera congiunta, per arrivare alla seguente meta finale:

- progettare calzature rigide, resistenti e durature (biomeccanicamente vantaggiose); e
- soddisfare il cliente con una calzatura individualizzata e comoda.

### 1.2.2 Studi di tipo sperimentale: in laboratorio

#### Modelli di analisi del movimento: bidimensionale o tridimensionale?

In merito agli studi sperimentali in laboratorio, come proposto in Areblad et al. (1990), è necessario conoscere l'evoluzione storica delle diverse tecniche di indagine del movimento/locomozione.

In passato, per spiegare le fratture o i disturbi che possono essere prodotti al complesso articolare caviglia-piede da eccessivi range di movimento (ROM) durante la locomozione, si è impiegata la visione bidimensionale: non senza difficoltà. Per esempio, le differenze nell'allineamento tra asse longitudinale del piede ed asse della camera possono produrre errori nelle valutazioni delle rotazioni degli angoli delle estremità inferiori (soprattutto in visione posteriore).

Pertanto oggi è stato introdotto (Areblad et al., 1990) un modello tridimensionale (figura 2) per calcolare gli angoli tra gamba e piede, tra piede e terreno e tra gamba e terreno, e per confrontare diverse tipologie di locomozione (bipede umana e quadrupede animale).



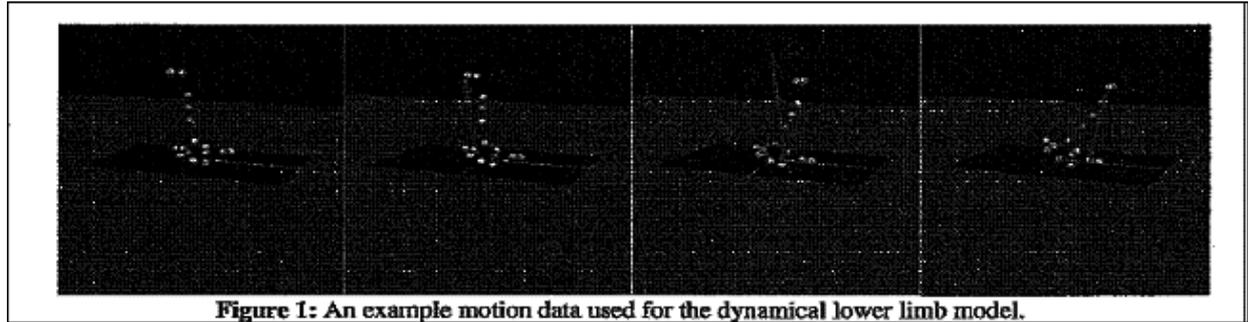


Figure 1: An example motion data used for the dynamical lower limb model.

Figura 2. Esempio di applicazione del modello tridimensionale per l'analisi del movimento.

Cornwall *et al.* (1995) sottolineano ancora però la validità dell'analisi bidimensionale (facilmente praticabile e meno costosa): il movimento rilevato in maniera bidimensionale e tridimensionale è essenzialmente lo stesso per il 60% iniziale della fase di stance. Si tratta però di un'idea alquanto isolata. Il panorama della ricerca oggi predilige l'impiego dei modelli tridimensionali principalmente perché:

- a) consentono un'alta definizione e precisione (circa 1 mm); e
- b) premettono una rielaborazione, appunto tridimensionale, delle immagini.

### Quali marker utilizzare e perché?

Reinschmidt *et al.* (1997), in merito all'utilizzo di diverse tipologie di marker (scheletrici e/o esterni), si sono posti la seguente domanda: *i marker esterni sono in grado di offrire una buona presentazione della cinematica scheletrica?*

Per rispondere a questo quesito hanno studiato il movimento tibio calcaneare durante la corsa con due metodi: marker esterni (applicati a livello di coscia e scarpa); o marker scheletrici (applicati sul condilo laterale della tibia e sulla parte posterolaterale del calcagno).

Si è trovato che:

- i movimenti di inversione/eversione, adduzione/abduzione, plantaro/dorsiflessione sono simili tra i soggetti; e
- le rotazioni registrate con i marker esterni sono sovrastimate (possibile causa è il movimento relativo tra marker sulle scarpe e sul calcagno).

I marker esterni sono, pertanto, indicatori grossolani del movimento scheletrico tibio calcaneare: i risultati da essi forniti sono spesso sovrastimati e da usare perciò con estrema attenzione. Essi vengono solitamente usati per descrivere il movimento della scarpa e, solo se le differenze nel movimento sono sostanziali, per descriverne anche i pattern specifici di movimento.

#### 1.2.2.1 In laboratorio: settore clinico

### Come controllare i disturbi agli arti inferiori?

Nigg *et al.* (1993) ipotizzano che esista una relazione tra l'altezza dell'arco mediale longitudinale del piede e gli infortuni alle estremità dell'arto inferiore. Questo ha consentito loro di studiare (in un campione di 30 soggetti) come l'altezza dell'arco plantare influenzi le variabili cinematiche delle estremità inferiori correlate alla comparsa di infortuni.

Ricordiamo che i disturbi al ginocchio possono essere provocati dal movimento di eversione del piede che si traduce in un movimento di rotazione interna della tibia (Stacoff, 2000: possibile 'accoppiamento calcagno-tibia').

Si è giunti alla conclusione che, aumentando l'altezza dell'arco plantare, aumenta il numero di infortuni/disturbi alle estremità inferiori (con trasferimento appunto del movimento dal piede -



eversione- alla tibia -rotazione interna-). Pertanto, l'ipotesi iniziale, sembra essere, almeno per il momento, soltanto parzialmente confermabile.

Cappaert *et al.* (2007), impiegando tre diverse condizioni (carichi pari a 0%, 100% e 150% del peso corporeo), hanno valutato le differenze nelle forme e nelle taglie dei piedi in relazione all'aumento dei carichi imposti. Si sono apprezzate differenze significative sia in relazione alle taglie dei piedi che ai carichi imposti: si può concludere (come provato anche da altri studi in letteratura) che modifiche nella forma del piede sono proporzionalmente meno importanti delle modifiche nelle taglie del piede stesso, all'aumentare del carico imposto.

### **Lo stretching è di aiuto?**

Macklin *et al.* (2007) cercano di rispondere ad un interrogativo estremamente attraente per i suoi risvolti pratico-applicativo: *does calf stretching reduce forefoot plantar pressure?*. Come intuibile, l'eventuale positività/negatività della risposta a questa domanda è cruciale nell'individuare ed individualizzare il protocollo rieducativo/riabilitativo.

L'ipotesi dimostrata/accettata da Macklin è che una robusta e complessa muscolatura della gamba:

- a) incrementi la pressione plantare;
- b) si traduca meccanicamente in un piccolo sollevamento del retro piede; e
- c) di conseguenza, ad ogni passo, aumenti il tempo speso sull'avampiede a discapito del retro piede (con sviluppo di condizioni patologiche varie).

Pertanto, cercando di valutare scientificamente gli effetti dello stretching sulla muscolatura della gamba, si è sottolineata l'importanza di un'adeguata flessibilità muscolare per sviluppare un range normale di movimento e, di conseguenza, una funzionalità normale del piede.

Applicando un protocollo di stretching per 8 settimane, si è visto che:

- il range di movimento della complessa struttura muscolare della gamba aumenta;
- il range di movimento dell'articolazione della caviglia aumenta; e
- la pressione plantare all'avampiede è significativamente ridotta con miglioramento naturale della funzione del piede.

Un approccio analogo è stato intrapreso anche da Rodrigues *et al.* (2007) che, pur applicando un protocollo con range di movimento estremamente ridotto, hanno ugualmente trovato positive differenze nei ROM sia attivi che passivi, dopo un periodo di training di almeno 6 settimane.

### **1.2.2.2 In laboratorio: settore sportivo**

#### **I sistemi articolari sui tre piani**

McClay *et al.* (1999), attraverso le rilevazioni cinematiche e cinetiche tridimensionali hanno studiato il comportamento dei diversi sistemi articolari sui tre piani in prove di corsa, in 20 soggetti maschi sportivi. Si è trovato (figura 3) che sul:

1. piano Traverso: il momento è ridotto; nella prima fase dello stance si ha un assorbimento seguito a ruota, nella seconda metà, dalla generazione di potenza (però, con risultati contrastanti e di ampia variabilità);
2. piano Frontale: la massima quota di lavoro positivo è generata per la maggior parte nella fase di stance; nella quale si apprezza anche un movimento di inversione ed eversione del piede; e
3. piano Sagittale: si apprezzano la massima quota di lavoro in generale -assorbimento e poi generazione di potenza-, una curva bifasica ed una dorsiflessione breve accompagnata da una plantaroflessione del piede.

Pertanto, si può concludere che il contributo sul piano frontale non è per niente trascurabile; ancora,





rimane ancora da definire quali muscoli lavorano, in quale modalità e con quale specifica funzione (O'Meara et al., 2007).

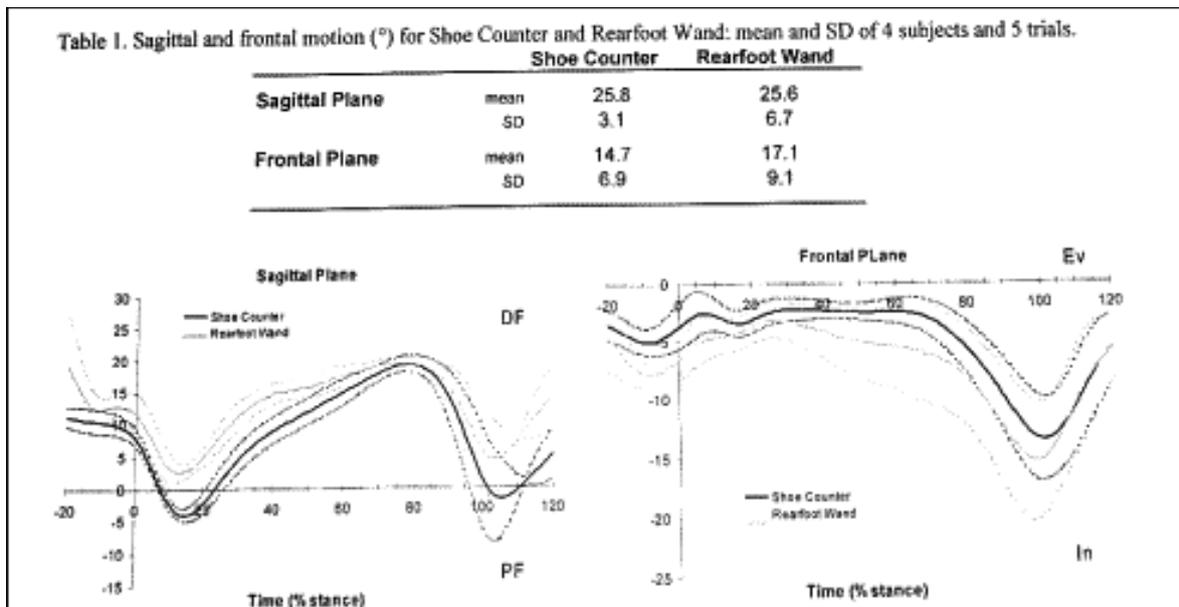


Figura 3. Il comportamento dei sistemi articolari su piano sagittale e frontale (durante lo stance).

Ortesi poste lateralmente o medialmente; anteriormente o posteriormente?

Stacoff *et al.* (2000) considerano le seguenti ipotesi iniziali:

- 1) le ortesi poste posteriormente sono più efficaci nel ridurre la massima eversione e rotazione tibiale; e
- 2) le ortesi poste medialmente (anteriormente e posteriormente) sono meno efficaci nel ridurre la massima eversione e rotazione tibiale.

Dal loro studio condotto su prove di corsa, si è trovato che le ortesi plantari poste medialmente non modificano in maniera sostanziale i movimenti tibio calcaneari durante lo stance della fase di corsa (si attendeva, invece, una riduzione, o quanto meno un controllo, dell'eversione del piede e della rotazione tibiale).

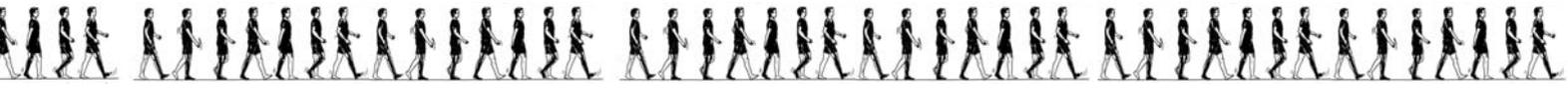
In uno studio successivo (condotto dagli stessi autori nel 2001), si è visto che non ci sono cambiamenti sostanziali nelle rotazioni tibio calcaneari nelle solette (poste come strumento di correzione ortopedica), nonchè eventuali loro modifiche (la biomeccanica del movimento tibia-calcagno è unica e soggetto-specifica). Anche in questo caso, sono maggiori le differenze inter-individuali (tra i soggetti) che le differenze intra-solette.

#### Insufficienza dei modelli cinematici tridimensionali

Dixon *et al.* (2001) hanno operato un confronto tra soletta nuova e soletta degradata in stivali per i militari, in relazione alle loro capacità di ridurre i picchi di forza e pressione (si veda anche studio analogo di Windle *et al.*, 1999).

Sono stati studiati 16 militari in tutto (con un training totale di 30 settimane). Si sono effettuate 10 prove di corsa alla velocità di 3.6 m/sec per rilevare, tramite pedana dinamometrica, le forze di reazione al terreno (GRF). Come proposto in Nigg (1987), si è visto che:

- a) la velocità di corsa influenza i picchi di impatto della forza verticale, con una relazione di tipo lineare; e
- b) la robustezza/resistenza della parte centrale della soletta non influenza, invece, la



‘magnitudo’ e la porzione di carico delle forze di impatto verticale.

La strumentazione impiegata può essere arricchita, come proposto in Nurse *et al.* (2005), anche da:

1. **rilevazioni elettromiografiche.**

Mundermann *et al.* (2006) hanno dimostrato, ad esempio, che i muscoli della coscia (retto femorale e bicipite femorale) lavorano di più di quelli della gamba (tibiale anteriore e gastrocnemio mediale) nel prevenire le perturbazioni dei tessuti molli e nel controllare il movimento dell’articolazione del ginocchio. Così avviene anche per le ortesi plantari che modificano le attività muscolari delle estremità degli arti inferiori in maniera differente e specifica in ciascuna fase del ciclo del passo. Nawoczinski *et al.* (1999), studiando vasto mediale, vasto laterale, bicipite femorale, tibiale anteriore e gastrocnemio mediale (muscoli di coscia e gamba), hanno dimostrato che il *tibiale anteriore* presenta la maggiore attivazione in positivo (+37.5%) -per il cambio nell’interfaccia tra piede e scarpa e per controllare la rapida discesa del piede immediatamente dopo il contatto del tallone-; ed il *bicipite femorale*, la maggiore attivazione in negativo (-11.1%). Gli altri fasci muscolari presentano risultati poco significativi se paragonati ai suddetti;

2. **inserimento di solette** (ad esempio, Pedar Flexible Insoles);

3. **un intervento anestetico con ghiaccio;** e

4. studio, **tramite footswitch**, delle fasi di stanche (appoggio) e swing (oscillazione; facilmente distinguibili e riconoscibili) in un passo.

Sempre in relazione allo studio di Dixon (2001), la figura 4 presenta i risultati in termini di *peak heel pressure*, *peak impact force*, *time of peak impact force* e *peak loading rate* per i diversi tipi di solette studiate.

	No insole	Insole A (n)	Insole B (n)	Insole C (n)	Insole A (d)	Insole B (d)	Insole C (d)
Peak Heel Pressure (N.cm <sup>-2</sup> )	42.3 (8.0)	33.0* (7.7)	41.7 (6.5)	26.9* (8.6)	33.8* (9.2)	41.2 (13.4)	26.1* (8.2)
Peak Impact Force (BW)	1.99 (0.40)	1.99 (0.42)	1.95 (0.43)	1.90 (0.37)	2.01 (0.41)	1.91 (0.42)	1.89 (0.31)
Time of Peak Impact Force (ms)	26.7 (5.1)	27.3 (4.6)	26.1 (4.3)	30.4* (6.3)	29.3 (4.4)	26.7 (5.9)	29.8* (5.6)
Peak Loading Rate (BW.s <sup>-1</sup> )	183.3 (59.6)	174.0 (61.4)	167.3 (57.4)	152.3* (47.9)	170.1 (60.9)	169.1 (62.3)	157.0 (54.7)

**Table 1:** Mean values for peak pressures (n=18) and impact force variables (n=16) (SD).

\* indicates a significant difference compared with the no insole condition (p<0.05).

Figura 4. *Peak heel pressure*, *peak impact force*, *time of peak impact force* e *peak loading rate* per i diversi tipi di solette studiate.

Questo studio, in relazione ai parametri considerati, consiglia quindi le situazioni A e C (per distanze di almeno 100 Km). Viene invece ‘scartata’ la soletta B per la sua incapacità di ridurre i picchi di pressione o le variabili di impatto della forza.

**L’importanza di rilevazioni con pedane dinamometriche**

Gli studi presenti in letteratura, che utilizzano come strumentazione principale, pedane dinamometriche sono moltissimi: questo a sottolineare la validità di tale apparecchiatura. Da





utilizzare, qualora possibile, in combinazione con i modelli cinematici.

La pedana dinamometrica consente di visualizzare, in funzione della variabile tempo, il comportamento della forza (componenti verticale, antero-posteriore e medio-laterale) per ciascuna fase del movimento (figure 5 e 6).

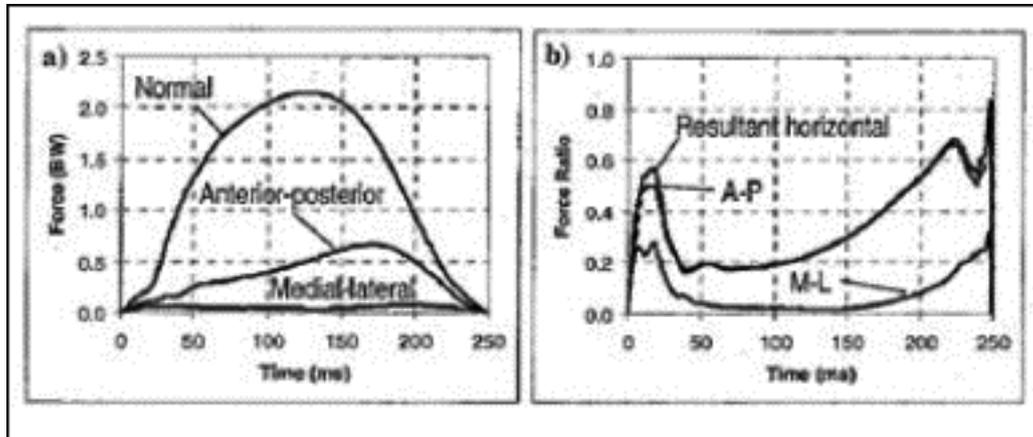


Figura 5. Le diverse componenti della forza (Kirk et al., 2007).

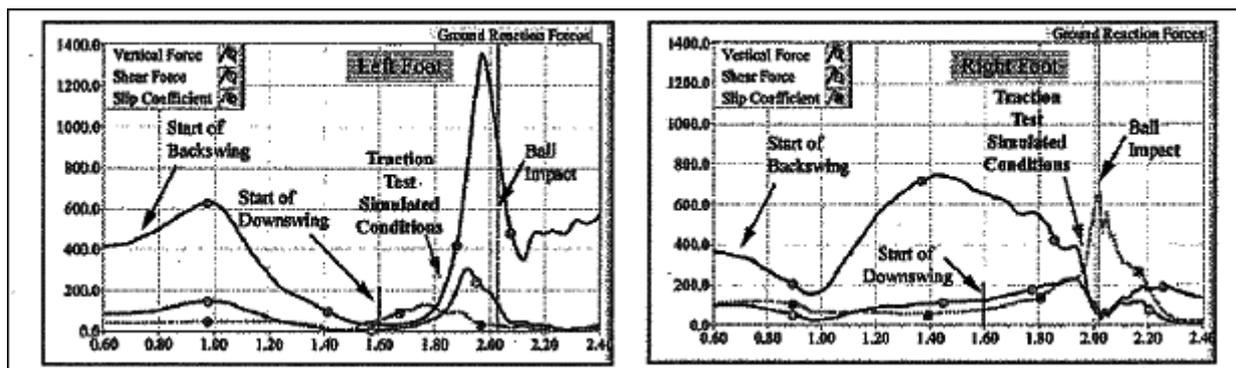


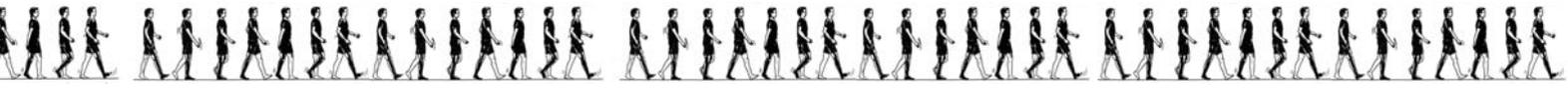
Figura 6. GRF durante il movimento di swing nel golf (Williams et al., 2007).

Taylor *et al.* (2004), riprendendo gli studi precedenti di Hughes, Rosenbaum, Zhu (1998), hanno dimostrato che, aumentando la velocità di camminata, sia il tempo di contatto che la forza massima e la pressione aumentano. Sempre aumentando la velocità di camminata, però, l'integrale forza-tempo e pressione-tempo si riducono, fatta eccezione per la regione delle dita (probabilmente per l'esigenza di stabilizzare il corpo). Infine, per modifiche sostanzialmente piccole della velocità non si osservano influenze sulla forza massima e sui picchi di pressione.

Williams *et al.* (2007) hanno usato la pedana di forza Kistler per misurare sia le forze orizzontali ( $F_y$ ) che verticali ( $F_z$ ) di reazione al terreno mentre un carico verticale di 250 N veniva applicato al centro dell'avampiede ed un meccanismo tipo pendolo veniva applicato come forza orizzontale sulle scarpe.

Kirk *et al.* (2007) hanno dimostrato che la forza verticale richiesta per provocare rotture aumenta rispetto alla forza normale (si veda anche Nigg, 1990). È noto che il tempo per ottenere il più alto valore di forza verticale-orizzontale può essere collocato nel momento più cruciale del movimento. Del resto, si può ancora dedurre che il tempo in cui si ha il picco orizzontale di forza è il più significativo.

In questi ultimi anni si sono anche proposti degli studi decisamente più innovativi: Kersting *et al.*



(2007) hanno cercato di studiare i meccanismi di rottura (e di valutazione relativa degli interventi) nello snowboarding. In questi settori, però la ricerca è ancora in uno stadio iniziale. Kong *et al.* (2007) per studiare il pattern del COP (center of pressure; figura 7) e per costruire un modello individuale di calzatura, ipotizzano che il modello scelto di calzatura debba essere in accordo con il modello effettivamente preferito dal soggetto.

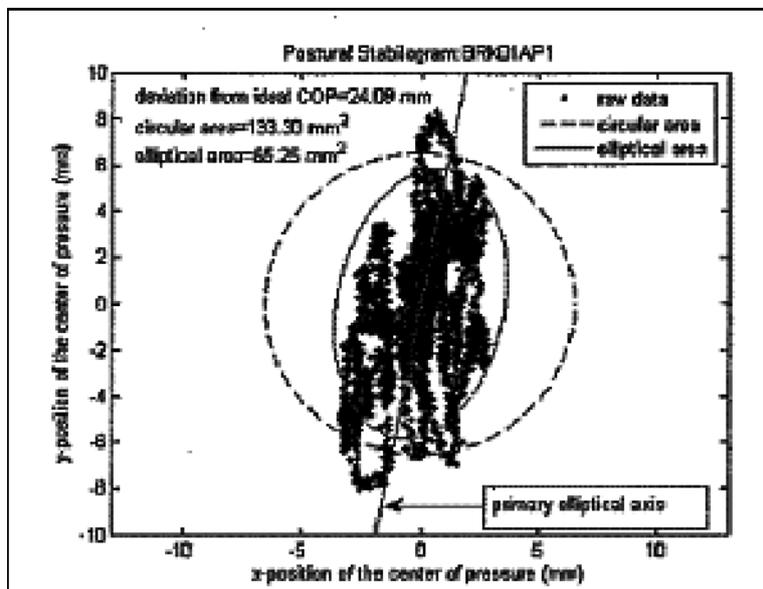


Figura 7. Semplice analisi posturale attraverso stabilogramma.

Quindi si è studiato un solo soggetto con tre differenti tipi di scarpe: *barefoot running*; *cushioning* e *leggermente cushioning*. Si è visto che:

- la condizione *cushioning shoe* presenta un comportamento migliore rispetto alla condizione *barefoot running* (l'ipotesi iniziale è confermata: il *comfort* soggettivo è positivamente associato con misure oggettive); e
- la condizione *barefoot running* è quella che più si avvicina alla realtà (per caratterizzare 'running gait' e sviluppare un modello di scarpa appropriato per ciascun individuo).

Kim *et al.* (2007) hanno impiegato tre diverse Birkenstock scarpe: Arizona Sandal; Boston Clog; e London Shoe per rilevare i dati di COP tramite una pedana di forza Kistler. Non si sono trovate differenze significative in relazione al tipo di calzatura indossata, anche se si è visto che il 'postural sway' (figura 7) è influenzato dal design della calzatura. Difatti, solamente a titolo esemplificativo si ricorda che quando si indossa un Arizona sandal con un minimo supporto superiore o una Boston clog con un supporto solamente sulle dita, il 'postural sway' è decisamente superiore rispetto alla London shoe che presenta un supporto notevolmente più consistente.

Brauner *et al.* (2007), tramite pedana di forza Kistler, hanno misurato la forza verticale di reazione al terreno (in cestisti che eseguono un salto verticale).

- Non si sono trovati miglioramenti dopo avere introdotto una soletta/rialzo.
- Si sono però osservati una riduzione nei parametri caratterizzanti la velocità di generazione della forza e la *force relaxation*.

Pertanto si può concludere che indossare calzature con una moderata riduzione nell'altezza del tallone risulti sostanzialmente controproducente.

Maiwald *et al.* (2007) sono riusciti a modellizzare e predire l'eversione calcaneare a partire dai dati di COP. La letteratura ha reso noto che le transizioni di carico plantare nel tallone sono relazionate





alle velocità di rotazione interna tibiale. Non è ancora noto, però, quale sia il comportamento delle pressioni plantari del piede rispetto alla cinematica di anca, ginocchio e caviglia.

Computando i pattern pressori plantari (9 sottoaree anatomiche) si è visto che:

- a) i pattern pressori mediali e laterali non sono associati a differenti caratteristiche di cinematica sul piano frontale; e
- b) i pattern pressori plantari sono complessi segnali di in/out del sistema locomotorio umano e non rappresentano solamente le conseguenze meccaniche dei movimenti delle estremità inferiori.

### Quanto conta il fattore 'individualità'?

Prima di procedere, occorre ricordare inoltre il ruolo giocato dal fattore 'individualità' (sia in relazione agli studi di tipo sperimentale che numerico).

Come proposto in Razeghi *et al.* (2005), difatti, la risposta (misurata in un campione iniziale di 45 soggetti) alle differenti condizioni di carico (con strategie di 'cushioning' e modifiche alla superficie) è del tutto individuale.

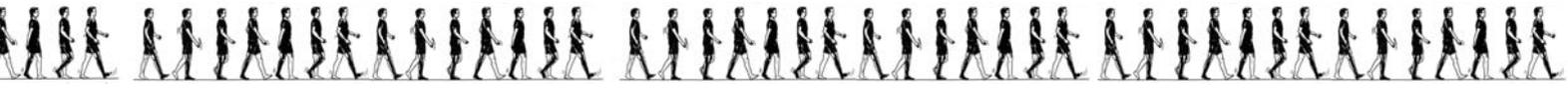
Katja *et al.* (2005), attraverso l'impiego di pedane di forza e sistemi di visione, hanno visto che:

- 'very soft shoes are not appropriate for faster running speeds, especially not for heavier runners'; le scarpe 'soffici' non sono adeguate in tutte le condizioni e per tutti i soggetti;
- 'very hard midsoles are not appropriate for lightweight female runners'; neanche le solette 'dure' sono adeguate per tutte le condizioni e per tutti i soggetti;
- 'in order to provide optimal cushioning for every runner, it makes sense to adjust the cushioning behaviour of the shoes to different bodyweights, running styles and running speeds'; occorre pertanto individualizzare la scarpa al soggetto (considerandone il peso) e alla condizione di utilizzo della stessa (tipologia e velocità di locomozione); e
- 'as many runners change speed and terrain during one run, the adjustment has to be done in real time, during running'; occorre, spesso, intervenire direttamente sul campo (in 'real time').

### 1.2.2.3 Sintesi

Questa prima carrellata bibliografica sugli studi di tipo sperimentale in laboratorio (settore clinico e sportivo) permette di concludere che:

- ☐ la struttura articolare caviglia-piede è estremamente complessa dal punto di vista anatomo-funzionale e biomeccanico;
- ☐ anche se la ricerca sperimentale è ancora in uno stadio iniziale, in questi ultimi anni sono stati compiuti importanti passi avanti. Difatti, l'impiego di tecnologie tridimensionali cinematiche, dinamiche ed elettromiografiche (non invasive) consente di affrontare in maniera innovativa lo studio del segmento piede;
- ☐ le strumentazioni di tipo dinamico consentono di monitorare il comportamento del centro di pressione e di rilevare i pattern pressori in corrispondenza delle diverse zone del piede;
- ☐ il movimento del piede è quasi sempre relazionato ai piani in cui esso si svolge;
- ☐ è necessario individualizzare soletta e calzatura per il soggetto e per la tipologia/velocità di locomozione;
- ☐ poche analisi sono state sinora condotte in movimenti o attività sportive che esulino da prove di camminata, corsa e salto verticale;
- ☐ le principali limitazioni dell'approccio attuale al problema della prescrizione e realizzazione di un plantare ortopedico efficiente sono: una diagnosi attualmente svolta staticamente



su una superficie piana e rigida, diversa da quella reale di deambulazione in dinamica; una definizione dell'entità e della localizzazione della correzione troppo spesso eseguita a tentativi senza la possibilità di una valutazione sul paziente in tempo reale; ed una geometria del plantare legata ad un calco fisico in gesso del piede; e

- nell'esecuzione del plantare si considera troppo poco il comportamento viscoelastico del materiale per cui si arriva in realtà ad una correzione differente da quella intenzionalmente prescritta, senza definire per il plantare la durata funzionale, ovvero il numero di mesi/anni di utilizzo tipico che sono garantiti.

### 1.2.3 Studi di tipo sperimentale: funzionale

#### 1.2.3.1 Funzionale: settore clinico

##### L'implementazione di tecniche grafiche e di software ad hoc

Mauch *et al.* (2007) hanno cercato, utilizzando scanner 3D di tipo dinamico, di sviluppare un metodo per creare specifici design di scarpe per bambini con diverse tipologie morfologiche di piede. Questo a partire da rilevazioni tridimensionali, ad esempio degli angoli di flessione-estensione all'anca, al ginocchio ed alla caviglia (figura 8. Si veda anche lo studio analogo di Kouchi *et al.* 2007, estremamente significativo per l'ampia casistica considerata: ben 115 bambini). Pertanto, si è visto come sia possibile impiegare tale strumentazione per l'implementazione delle calzature più appropriate per ciascun soggetto (rispettando la morfologia del piede; si veda anche lo studio di Krauss *et al.*, 2007).

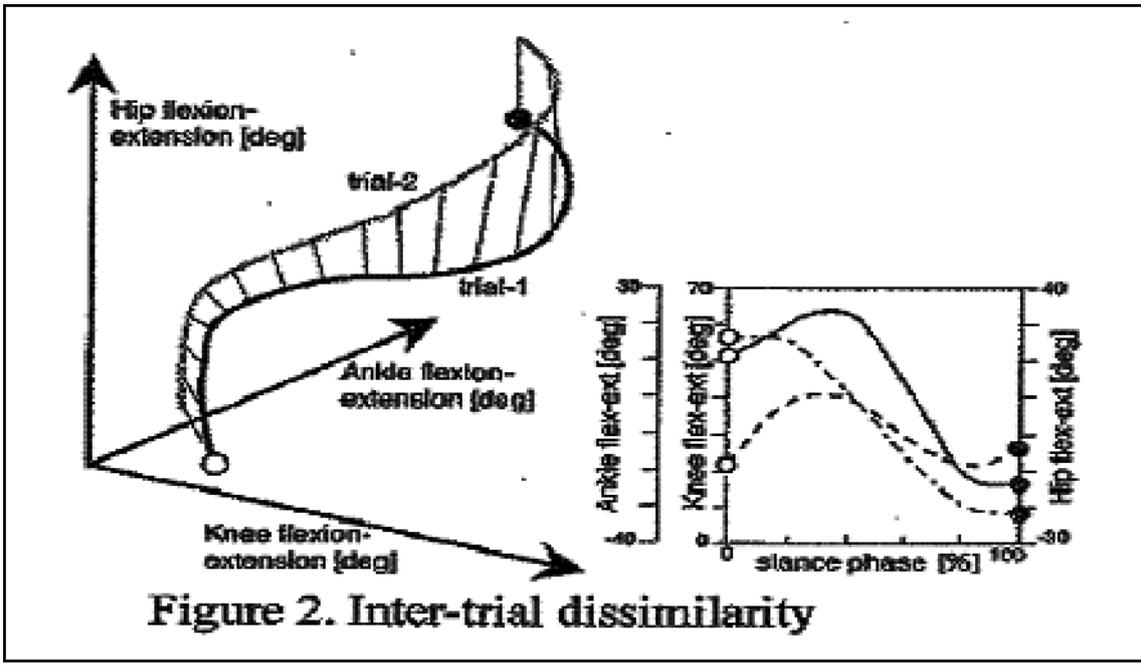


Figura 8. Informazioni, per la fase di stance, quantificate con scanner 3D.

Questo con il fine di cercare almeno di abbozzare una prima risposta alla cruciale domanda: *foot shoe corresponds to foot shape?*





## Un esempio di software

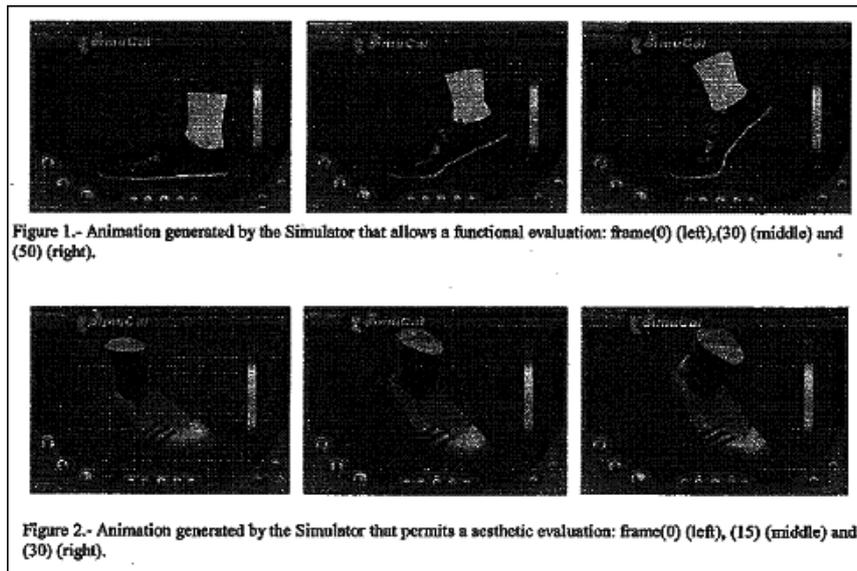


Figura 9. Software Simucal.

Ruperez *et al.* (2007) hanno presentato un progetto multidisciplinare che utilizza tecniche grafiche al computer per creare un nuovo design e valutare la metodologia dei prototipi plantari virtuali, senza bisogno di ricorrere (e dunque costruire) ai corrispondenti prototipi reali.

I principali vantaggi dell'applicazione del Software Simucal sono:

- la possibilità di valutazioni non solo statiche, ma anche dinamiche;
  - il piede scannerizzato è, a tutti gli effetti, un piede reale (senza una forma standard); e
  - lo sviluppo di un modello deformabile che simula diverse caratteristiche della scarpa.
- Si tratta di un'innovazione rispetto alle altre tecnologie che misuravano solamente le pressioni plantari o consentivano solo un'analisi statica delle differenze tra la forma standard ed il piede scannerizzato.

## Casi particolari

Lung *et al.* (2007) hanno introdotto un metodo per monitorare, e dunque comparare, l'altezza dell'osso navicolare in soggetti con metatarsalgia/piede piatto (maschi e femmine), usando un sistema di coordinate bidimensionale (figura 10).

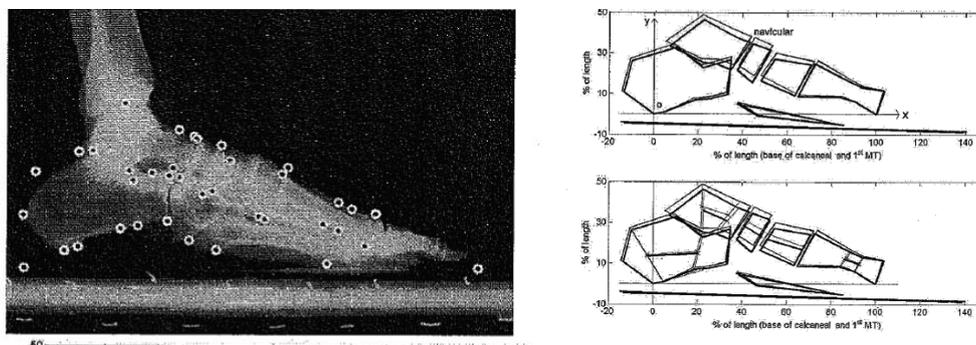
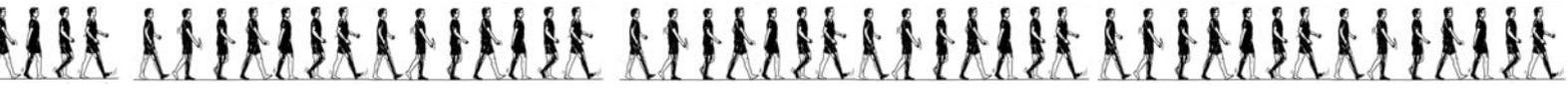


Figura 10. Sistema di coordinate bidimensionale per monitorare l'altezza dell'osso navicolare.



Si è visto che:

- nelle femmine si osserva una progressiva riduzione nell'altezza dell'osso navicolare; e
- non ci sono, invece, differenze relative alle coordinate verticali sia di calcagno che di metatarso.

Attraverso questo metodo, pertanto si sono validate l'applicabilità/scientificità del sistema a coordinate bidimensionale nell'identificare le caratteristiche delle strutture ossee in soggetti adulti (anche con la possibilità di individuazione di sintomi quali metatarsalgia e/o piede piatto).

Lin *et al.* (2007), studiando come l'impiego di apposite solette possa ridistribuire la pressione plantare e migliorare l'abilità ambulatoria in soggetti con diabete mellito, hanno osservato che:

- la forza massima ed il picco di pressione sono ridotti nelle regioni del tallone e della parte laterale del piede in confronto a situazioni con e/o senza scarpe;
- non ci sono differenze significative tra le diverse posizioni deambulatorie;
- in relazione ai parametri spaziali, il tempo e la lunghezza di stride e la velocità di camminata sono aumentati; e
- quando si cammina, il ROM alla regione della pelvi è aumentato nella parte posteriore a causa della risposta al carico (*mid stance*); nella parte anteriore è diminuito nella fase dal singolo appoggio (*mid stance*) alla preoscillazione (*pre swing*).

### 1.2.3.2 Funzionale: settore sportivo

#### Il parametro 'recovery ability'

Alcantara *et al.* (2001) hanno coinvolto 10 soggetti con 10 solette di materiale differente, al fine di valutare la capacità di recupero del materiale dopo l'applicazione di un carico compressivo.

Il metodo introdotto consente di misurare la deformazione/lo spostamento residuo in una condizione di pressione elevata applicata rapidamente ed in una condizione di pressione ridotta applicata lentamente.

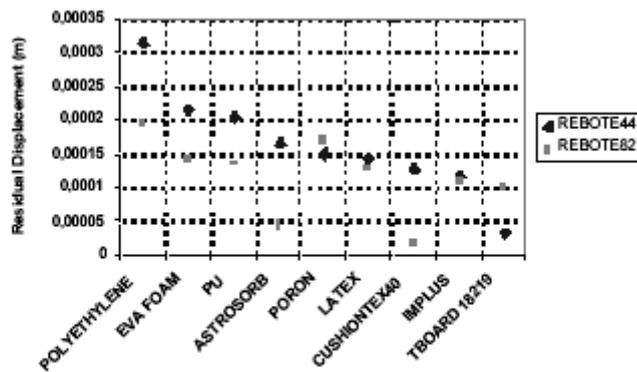


Figure 3. Rebote for a sample of insole materials

Figura 11. Confronto tra Rebote 44 e Rebote 82 in relazione ai diversi materiali.

Nello specifico è stato operato un confronto (figura 11) tra Rebote 44 (pressione elevata, applicata rapidamente; presenta il comportamento migliore) e Rebote 82 (pressione ridotta, applicata lentamente), in relazione a:

1. fattore tempo;
2. fattore deformazione/spostamento residui in seguito all'applicazione di un carico; e





### 3. 'recovery ability'.

Come illustrato in figura, è particolarmente significativo il comportamento del Polietilene, materiale con maggiore deformazione residua, che presenta il comportamento migliore.

Ancora, rispetto al parametro 'recovery ability', Alcantara *et al.* (2001) hanno studiato le caratteristiche di 'recovery' di diversi materiali, definendo 3 parametri, ottenuti dai segnali di forza e spostamento (per definire anche numericamente la 'recovery ability'):

1. *integration of displacement on time* (Area);
2. *residual compression* (Rebote in m);
3. *loading work* ( $W_{deform}$ ).

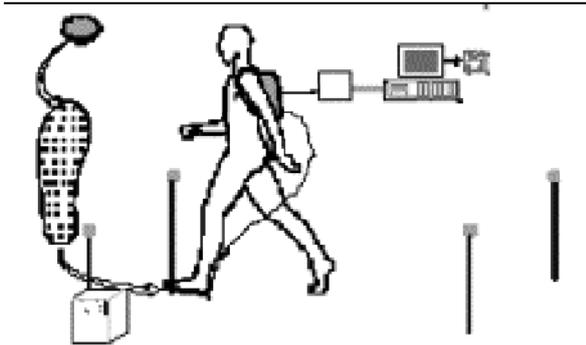


Figure 1. Laboratory set up for plantar pressure distribution testing.

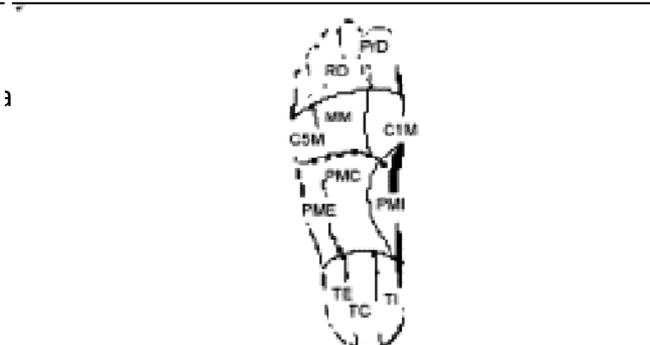


Figure 2. Areas into which the foot plant is divided.

Figura 12. Strumentazione usata da Alcantara *et al.* (2001) per studiare la 'recovery ability'.

### Solette con materiali diversi producono gli stessi effetti?

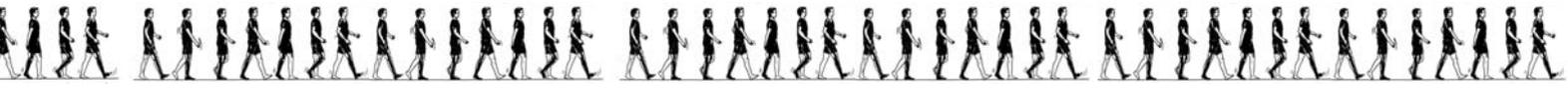
Nigg *et al.* (1998) hanno quantificato i cambiamenti (in materiali diversi di 5 solette della stessa forma) in termini di eversione del piede e rotazione tibiale durante la corsa. Sono stati studiati 12 soggetti (di cui sono noti l'altezza dell'arco plantare, la relativa deformazione ed il ROM). Sperimentalmente si sono impiegate appunto solette della stessa forma con due differenti materiali tra superficie superiore ed inferiore. Si è giunti alle seguenti conclusioni:

- l'eversione totale del piede e la rotazione tibiale interna risultano essere quantitativamente ridotte se le prove sono effettuate con le solette piuttosto che senza;
- una soletta con materiale 'soffice' è più restrittiva. Essa 'costringe' pertanto il piede ad un movimento simile a quello della scarpa;
- una soletta 'dura', invece, lascia piede e gamba liberi di muoversi (il piede non è così costretto in un movimento predefinito); ed
- i soggetti con ridotto movimento di rotazione della tibia presentano un piede mediamente più flessibile.

Pertanto questo studio soddisfa l'ipotesi iniziale; evidenzia nuovamente le differenze individuali (non si può stabilire in maniera univoca la soletta ottimale) e sottolinea la necessità di conoscere fattori soggetto-specifici come caratteristiche statiche, dinamiche e neurofisiologiche di piede e gamba.

### La stiffness della soletta

Tradurre in lingua italiana il termine *stiffness* è un'impresa decisamente difficile. Si rischierebbe difatti di banalizzare un vocabolo (e relativo concetto) estremamente importante per lo studio biomeccanico dei diversi materiali costituenti le solette. Senza entrare nel merito di questioni decisamente più



complesse (e già affrontate in pubblicazioni precedenti), in questa sede ci limitiamo a sottolineare le differenze tra:

- rigidezza (rigidità): tendenza di un corpo a mantenere la propria forma se sottoposto a forze;
- resistenza: proprietà di un corpo di mantenere la propria integrità se sottoposto a forze; e
- durata (fatica): proprietà di un corpo di mantenere la propria funzionalità nel tempo.

Il termine *stiffness* riassume in sé i concetti italiani di rigidezza e resistenza meccanica.

Nishiwaki (2007) ha introdotto un metodo decisamente innovativo per la stima degli angoli (di torsione e flessione) di deformazione: l'indagine appunto della *stiffness* della soletta (figura 13).

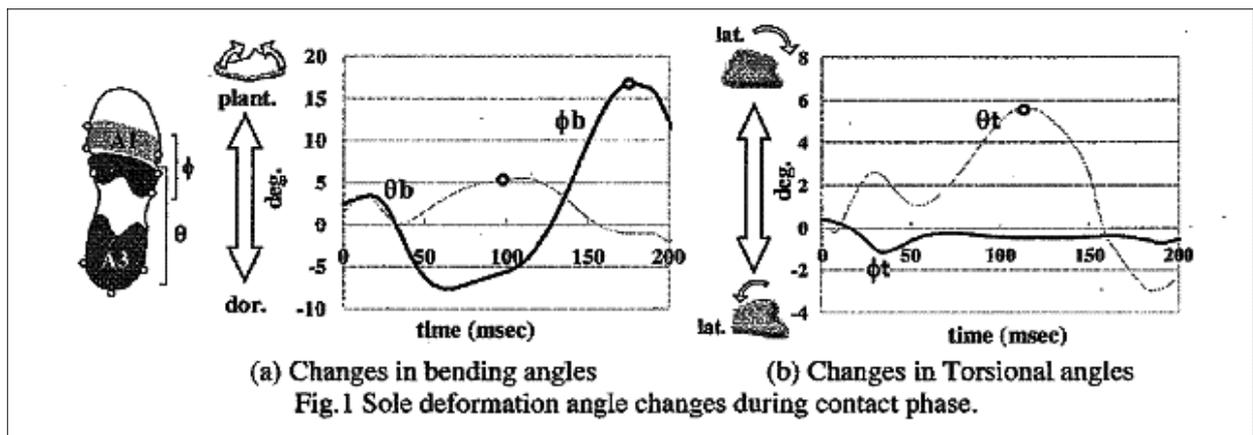


Figura 13. Angoli di deformazione della soletta.

Si è visto però che questo metodo difetta ancora di scientificità: questo è dovuto principalmente al fatto che la deformazione viene apprezzata in condizioni meccaniche sostanzialmente diverse da quelle delle normali condizioni di locomozione.

Un aumento nella *stiffness bending longitudinal* nelle scarpe da corsa:

- a) migliora le performance di salto e sprint;
- b) riduce la perdita di energia al livello dell'articolazione metatarso-falangea; e
- c) migliora anche l'economia della corsa.

Questi risultati sono stati dimostrati attraverso la raccolta di dati cinematici, dinamici (Kistler) e grafici (Kintrak; Motion Analysis Corp.) in Luo et al., 2007.

Lin et al. (2007) hanno investigato la biomeccanica degli scambi energetici nelle solette delle scarpe e nelle ossa del piede durante la fase di heel strike. Al fine di determinarne le relative correlazioni, rispettando la *stiffness* della scarpa stessa.

Un aumento di performance dipende da un'efficienza nel meccanismo di conversione dell'energia chimica in energia meccanica per il sistema muscoloscheletrico. Si è visto che:

1. l'energia immagazzinata nella componente elastica deformata della soletta esterna diminuisce con l'aumentare della *stiffness* della scarpa;
2. l'energia di stiramento di calcagno e tessuti molli e le forze di reazione al terreno aumentano con l'aumentare della *stiffness* della scarpa; e
3. perciò, il recupero di energia dipende dal carico applicato e dal materiale di composizione della scarpa stessa.





### Come si comportano le strutture del piede durante il movimento?

Tramite le tecniche di analisi cinematica e dinamica del movimento (locomozione umana, nello specifico), è possibile conoscere e quantificare il comportamento delle principali strutture ossee, muscolari ed articolari degli arti inferiori (regione della pelvi, anca, ginocchio e caviglia). Questo con l'intenzione di indagare le principali modifiche a cui queste strutture sono sottoposte, individuando il confine tra normalità e patologia di deformazione/movimento di ciascun elemento.

Arndt *et al.* (2007) hanno quindi tentato di definire in maniera scientifica che cosa avviene alle suddette differenti strutture articolari durante camminata e corsa (esempio in figura 14). Questo per progettare una calzatura che possa accomodare in maniera specifica le variazioni di movimento ai diversi punti anatomici. Per misurare adduzione/abduzione delle strutture articolari intrinseche del piede si sono utilizzati diversi sensori intracorticali posizionati su significativi punti di reperi (metodica invasiva).

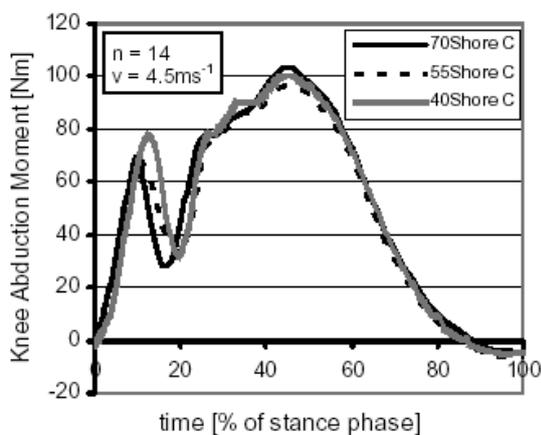


Fig. 1: Knee abduction moments (male)

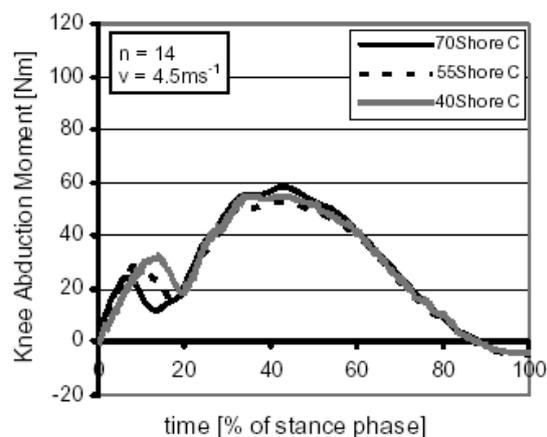


Fig. 2: Knee abduction moments (female)

Figura 14. Confronto tra i momenti di abduzione al ginocchio in maschi e femmine.

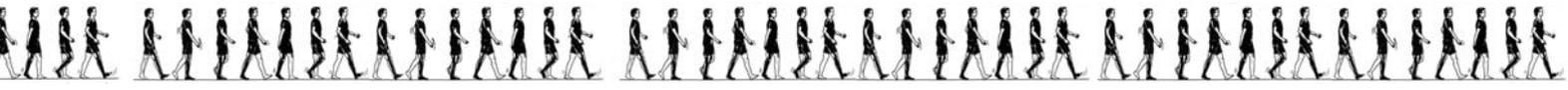
Il principale risultato è che tutte le articolazioni (fatta eccezione per l'articolazione tibio-talare) presentano un migliore range di movimento (in adduzione/abduzione) durante la camminata rispetto alla corsa. Ancora, i più significativi risultati di adduzione/abduzione si sono apprezzati alle articolazioni navicolo-talare e quinto metatarsale-cuboidea.

Zhang *et al.* (2007) hanno cercato di documentare i cambiamenti nella forma strutturale del piede in relazione a:

- età dei soggetti;
- sesso;
- taglia corporea; e
- grado di normalità e/o patologia del segmento piede.

Per misurare le distribuzioni di pressione plantare di ciascun piede (posture statiche e dinamiche), in circa 300 soggetti (tra 18 e 70 anni), si è usato un sistema 'plantar pressor sensormat' (Tekscan). Risultati statistici significativi mostrano differenze dovute all'età nella profondità metatarsale, nel navicolare, nella *stiffness* dell'arco plantare e nel solco navicolare.

Questo studio costituisce un punto di riferimento, ovvero propone un *database* delle più comuni misure di strutture e di arco plantare in una gamma molto estesa di soggetti.



### 1.2.3.3 Sintesi

Gli studi di tipo sperimentale funzionale (settore clinico e sportivo) permettono di concludere che:

- ☐ è importante costruire dei *database* di riferimento, entro i quali collocare le diverse strutture plantari ed i soggetti;
- ☐ tramite l'impiego di software ad hoc è possibile studiare il comportamento di singole strutture ossee e di tessuti molli;
- ☐ per studiare il comportamento delle solette si possono usare strumentazioni ad uopo: ad esempio, pedane pressorie plantari o apposite solette 'sensorizzate' posizionate a contatto con il piede e/o il plantare stesso;
- ☐ solette con materiali differenti producono effetti meccanici differenti, sia a breve che a lungo termine (particolarmente significativo è l'impiego del Polietilene, materiale altamente consigliato);
- ☐ è importante conoscere il comportamento meccanico delle diverse solette, o meglio dei differenti materiali costituenti le solette (ad esempio, *stiffness* e *recovery ability*);
- ☐ non è possibile definire in maniera univoca il tipo di soletta per ciascun soggetto; occorre difatti individualizzare in relazione alle caratteristiche morfologiche del soggetto ed alle peculiarità del movimento;
- ☐ per il piede i più importanti (e studiati) movimenti sono: adduzione/abduzione, eversione/inversione e plantaro/dorsiflessione; e
- ☐ l'aumento di performance ed economia della locomozione dipende anche dall'efficienza del meccanismo di conversione dell'energia chimica in energia meccanica.

## 1.3. STUDI DI TIPO NUMERICO

### 1.3.1 Introduzione

Come descritto nei paragrafi precedenti, in questa sezione vengono presentati i principali studi di tipo numerico, soffermandosi principalmente su quelli di tipo funzionale. Le modalità seguite nella presentazione degli studi sono analoghe a quanto descritto nella sezione antecedente.

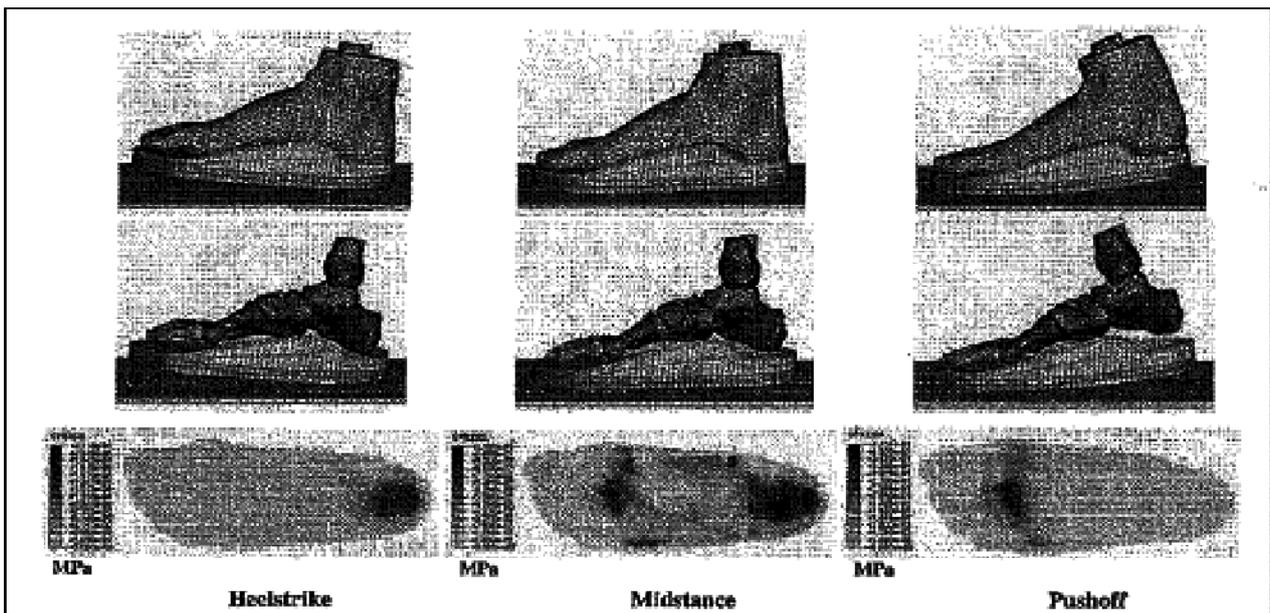


Figura 15. *Finite Element Analysis* delle principali fasi del passo.



Preliminarmente si ritiene necessario però soffermarsi sul significato dato al termine 'numerico'. Ovvero la caratterizzazione da un punto di vista matematico/grafico di modelli e design tridimensionali sui quali costruire dei prototipi virtuali del segmento piede e delle strutture ad esso annesse (figure 15 e 16).

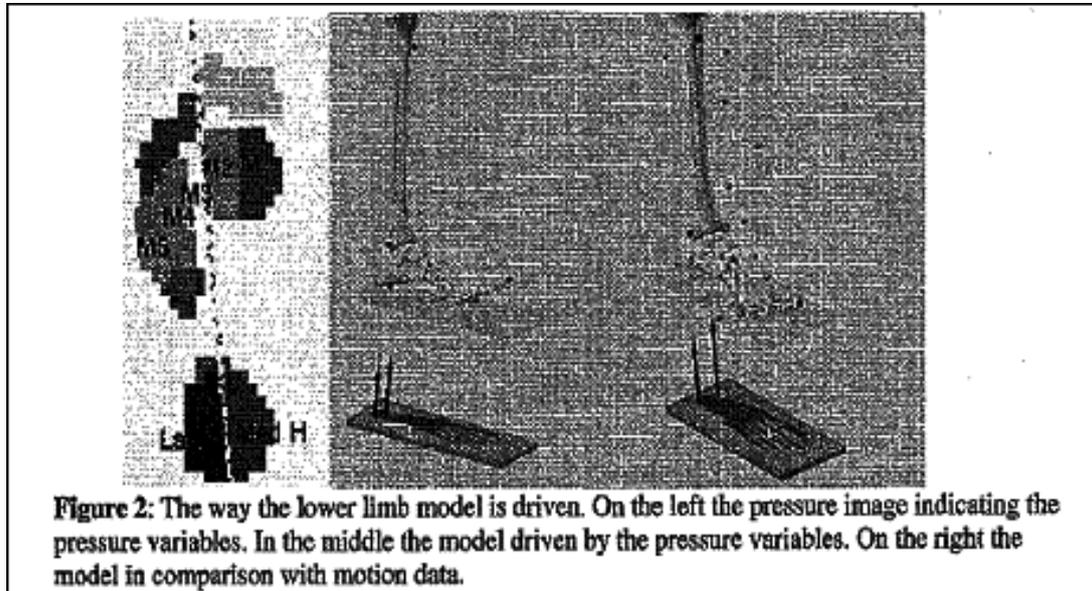


Figura 16. La modellizzazione dei carichi pressori a partire da rilevazioni cinematiche.

Come riportato in maniera inequivocabile in Bin Xia (2005; '...even though 3D cushioning system has been used for many years in footwear industry, no systematic research is available because of practical difficulties and unlimited geometric possibilities. In order to marry 3D cushioning system with athletic or other footwear, further understanding of foot bony and soft tissue structure is necessary. Furthermore, subjective perception should also play a major role in product development process...'), oggi gli studi di tipo numerico sono ad uno stadio ancora iniziale. Questo è valido soprattutto nel settore sportivo.

### 1.3.2 Studi di tipo numerico: funzionale

#### Un punto di riferimento

Il primo studio presentato rappresenta la guida per la comprensione metodologica e pratico/applicativa di quanto appena descritto (figura 17).

Hyunglae *et al.* (2005) propongono l'impiego contemporaneo di diverse strumentazioni tra cui pedane dinamometriche, solette baropodometriche, sistemi di visione ed elettromiografia.

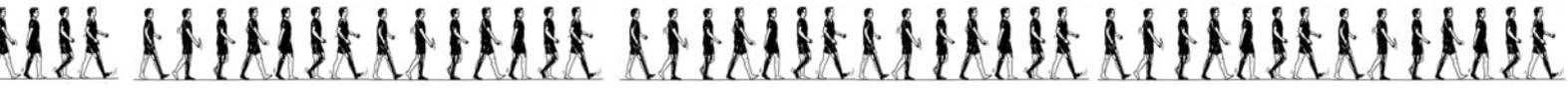


Fig. 1. Configuration of suggested low cost foot scanner

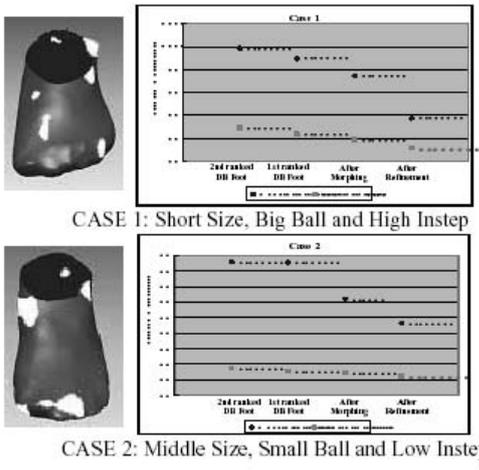


Fig.3. Two case studies (Black area: Area where errors are less than  $\pm 3mm$ )

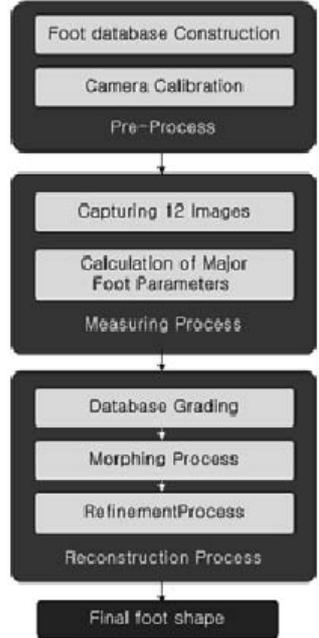


Fig. 2. Overall Process of scanning system

Figura 17. Procedimento metodologico proposto da Hyunglae et al. (2005).

Questo per definire:

1. la correlazione tra *comfort* e parametri biomeccanici;
2. i più significativi metodi di prova;
3. i più significativi metodi di calcolo; e
4. strumenti e scanner innovativi.

Come brevemente descritto, è intuitivamente comprensibile che un utilizzo integrato delle suddette strumentazioni risulta fondamentale nell'ottimizzazione del processo di ricostruzione e rifinitura della forma plantare. Questo ovviamente esige un numero abbastanza alto di soggetti disponibili (almeno 10) e la sponsorizzazione di aziende calzaturiere o ortopediche.

**Come progettare plantari su misura?**

Jason *et al.* (2006) hanno cercato di sviluppare plantari individualizzati, anche con strati di materiale adattivo (EVA; figura 18). L'obiettivo principale del loro lavoro è stato la realizzazione di plantari individualizzati, 'su misura', soddisfacendo in questo modo il cliente stesso.

Questo è possibile seguendo diverse fasi:

- a) studio geometrico del piede;
- b) caratterizzazione, tramite prove meccaniche, delle principali proprietà;
- c) modellizzazione geometrica e grafica del piede nelle sue diverse componenti: tessuti molli; strutture ossee e legamentose; e
- d) su apposito supporto, riproduzione della geometria tridimensionale del piede con rispetto di tutte le sue intrinseche ed estrinseche peculiarità.

Su questo modello tridimensionale finito sarà possibile intervenire per la successiva progettazione di calzature ad hoc per il soggetto.



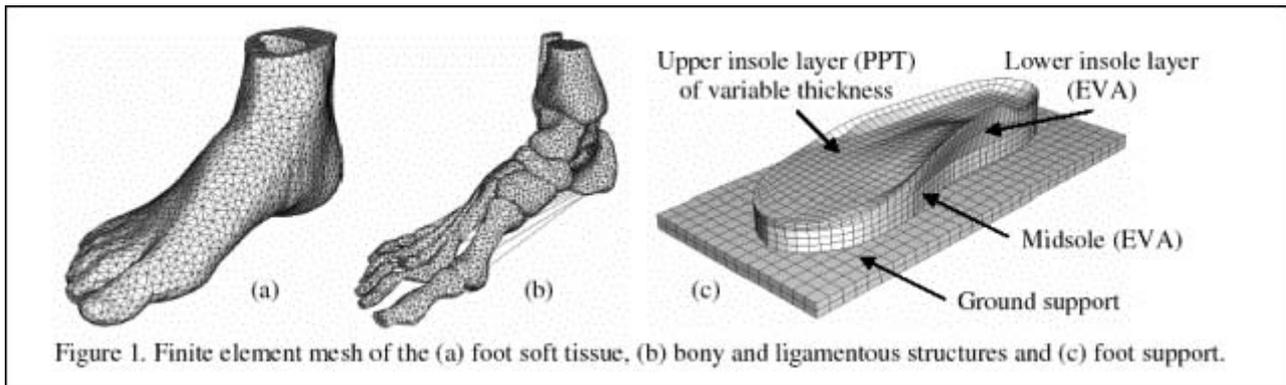


Figura 18. Plantari individualizzati, realizzati con l'impiego di materiale adattivo.

### 1.3.2.1 Funzionale: settore clinico

#### Il parametro *comfort*

Mundermann *et al.* (2003), in diversi loro studi hanno sottolineato la necessità di una caratterizzazione biomeccanica del *comfort*, una grandezza chiara e fondamentale per chi indossa calzature e, specificatamente, solette.

Il *comfort* dipende non solo dalla morfologia di scarpe e solette, ma anche dalle proprietà muscolari, adipose e dei tessuti connettivi dello stesso piede (Boyer *et al.*, 2007). Difatti, solamente a titolo esemplificativo si ricorda come vibrazioni del tessuto molle possano comportare:

- un aumento di stress;
- una riduzione di *comfort* e performance; nonché
- un aumento della resistenza totale periferica al flusso sanguigno.

Mundermann *et al.* (2003) sottolineano come la funzionalità e la correttezza delle ortesi plantari possano essere apprezzate dai clinici studiando diverse condizioni (ad esempio, *control*; *posted*; *molded*; *posted and molded*) e definendo, per ognuna, il relativo *comfort*. Contrariamente all'ipotesi iniziale (ci si aspettava un aumento progressivo durante un periodo di 3 settimane), gli effetti delle ortesi plantari su *comfort*, cinematica, cinetica ed attività muscolare non cambiano sostanzialmente e progressivamente nel tempo. Le stesse differenze nei valori assunti dalle grandezze presentate tra le condizioni di ortesi plantari sono, nella maggioranza dei casi, migliori rispetto alle differenze tra le singole sessioni. Inoltre, le ortesi plantari portano, anche con un uso limitato, effetti immediati su *comfort*, cinematica, cinetica e attività muscolare (Mundermann, 1994).

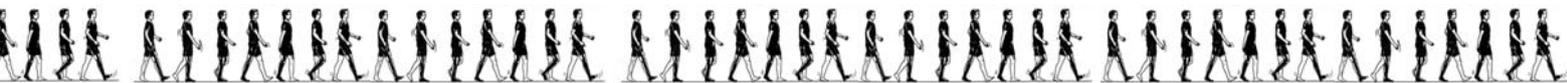
Il *comfort* può essere quantitativamente apprezzato anche con l'introduzione della *Visual Analogue Scale* (VAS; di facile comprensione per i soggetti), con una precisa scala di preferenza. Essa funziona purchè (Mundermann *et al.*, 2000):

- sia introdotta una situazione di controllo (con cui comparare le preferenze raccolte);
- la media del *comfort* sia considerata almeno tra 4-6 sessioni (più si aumenta il numero delle sessioni, più si riduce la variabilità dei tester); e
- si definisca una ripetibilità specifica per il soggetto (intraindividuale).

Ancora, Lam *et al.* (2007) hanno dimostrato, usando una *Visual Analogue Scale*, che le analisi statistiche derivanti mostrano una correlazione statistica significativa tra i dati di *comfort* e pressione.

#### Calzature con tacco: percezione di *comfort*?

Indossare scarpe con il tacco (tallone rialzato), aumenta i carichi dinamici sul sistema



muscoloscheletrico, con riduzione conseguente del *comfort* (Voloshin *et al.*, 1994). Però, è possibile ridurre i carichi dinamici con adeguati accorgimenti viscoelastici che assorbono appunto lo shock (con riduzione anche del 29% di impatti sul tallone).

Yung-Hui *et al.* (2004) hanno studiato, in maniera innovativa, gli scambi cinetici e la sensazione di *discomfort* percepita sull'apparato muscoloscheletrico. Nello specifico, sono state studiate 10 femmine in 3 diverse condizioni di tacco (1 cm -situazione flat-; 5.1 cm -situazione low-; 7.6 cm -situazione high-) per diverse prove di camminata. Durante ciascuna prova, se si aumenta l'altezza del tacco si osservano:

- un aumento nell'impatto della forza;
- un aumento nella pressione mediale del piede;
- un aumento nella sensazione di discomfort percepito; ed inoltre
- una riduzione nella pressione sul tallone (25%);
- una riduzione nella pressione mediale (24%);
- una riduzione nell'impatto della forza (33.2%).

### **Necessità di un approccio integrato**

Nurse *et al.* (1999) sottolineano la necessità di sviluppare un *approccio che integri* i meccanismi meccanici, sensoriali e neurologici.

A sostegno della tesi precedente, Chen *et al.* (1995) sottolineano l'importanza del sistema di controllo del feedback sensoriale (segnali sensoriali che viaggiano dalla periferia del corpo umano fino al sistema nervoso centrale) nella locomozione umana. Per esempio, aumentando gli input sensoriali, aumenta la pressione nell'area centrale del piede e si riduce la pressione nell'area in corrispondenza delle dita.

### **Stato della ricerca clinica**

Kirtley (2003) ha 'monitorato' il comportamento di una soletta combinando due diverse strumentazioni: un *gyro sensor* ed un *bi-axial accelerometer*. Attraverso un apposito algoritmo, sono stati dunque registrati gli angoli di movimento del piede (sui piani sagittale e frontale).

La metodica descritta, aldilà dei risultati conseguiti, è particolarmente valida perché, se impiegata in ambito ambulatoriale, può fornire informazioni per la comprensione dell'efficacia delle solette ortopediche.

E come si è visto, la strumentazione utilizzata da questi ricercatori è sostanzialmente semplice, estremamente funzionale e poco costosa. Criteri per nulla trascurabili per chiunque voglia riprodurre in proprio codeste ricerche.

Chan *et al.* (2007) hanno progettato, per analisi di tipo clinico, un 'Supination sprain simulator', ovvero una strumentazione che contiene sia una piattaforma che un disco ruotante (figura 19).



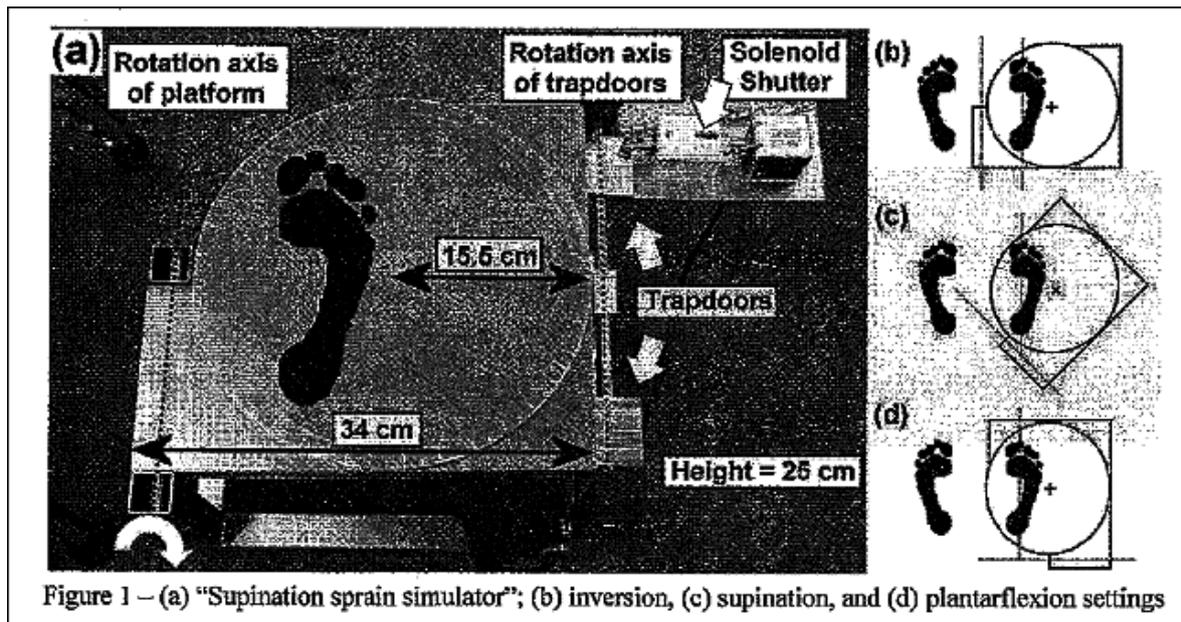
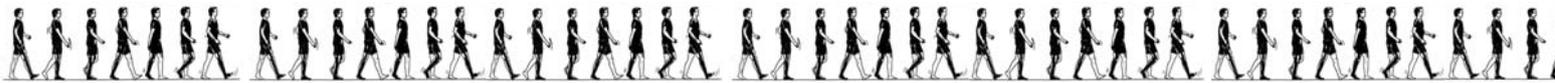


Figura 19. 'Supination sprain simulator'.

Il soggetto patologico effettua, su tale apparecchiatura, prove di tre diversi movimenti (inversione, supinazione e plantaroflessione) registrati da un sistema optoelettronico. Nello specifico, se il disco ruota in senso orario o la piattaforma in senso antiorario, l'asse del piede forma un angolo con l'asse rotante: questo comporta un movimento di supinazione. Viceversa, se la piattaforma ruota di  $90^\circ$ , viene generato un movimento di plantaroflessione.

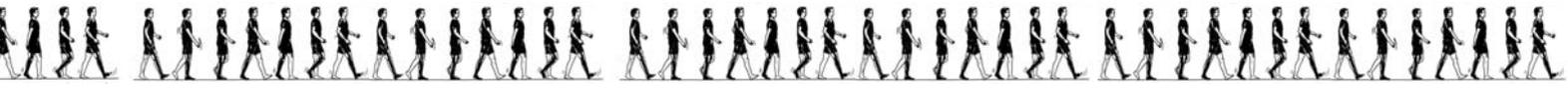
I risultati raggiunti mostrano che:

- la plantaroflessione e l'inversione sono accompagnate da un movimento su un altro piano (non sono puri);
- la supinazione mostra un range simile alla plantaroflessione ed all'inversione; e
- sostanzialmente si è dimostrato come gli angoli in plantaroflessione, inversione e supinazione siano differenti.

Questo strumento permette pertanto di valutare e quantificare i principali movimenti del piede nelle diverse direzioni ed attorno i diversi assi. Con la possibilità di comparare situazioni di normalità con situazioni di patologia plantare più o meno grave.

Dixon *et al.* (2007) ipotizzano che una scarpa con controllo del movimento consenta la riduzione del picco di eversione del retropiede (causa spesso di sintomi antalgici). Questo si traduce in una riduzione del carico sulla porzione mediale della scarpa rispetto alla porzione laterale (prima fase di stance). Utilizzando *Rscan* per rilevare le pressioni plantari (dividendo il piede in diverse zone anatomiche), si sono studiati 10 soggetti over-pronatori (range da +8 a +13). Si è visto che:

- le calzature con controllo del movimento modificano in maniera sensibile le variabili cinematiche e pressorie;
- la rotazione tibiale interna si riduce notevolmente;
- il controllo dell'equilibrio del picco laterale al tallone aumenta;
- l'equilibrio al tallone (porzione mediale) aumenta; e
- l'ipotesi iniziale non è confermata: le scarpe con controllo del movimento non riducono il picco di eversione al retropiede per gli over-pronatori.



### 1.3.2.2 Funzionale: settore sportivo

#### Studi sulla locomozione umana

Gu *et al.* (2007) hanno progettato un Finite Element Analysis (FEA) per indagare sistematicamente gli effetti delle proprietà delle solette e sviluppare, conseguentemente, un design per ridurre la pressione plantare al tallone (figura 20). Il modello proposto è in grado di prevedere gli stress interni delle ossa del piede usando diversi tipi di calzature con soletta interposta.

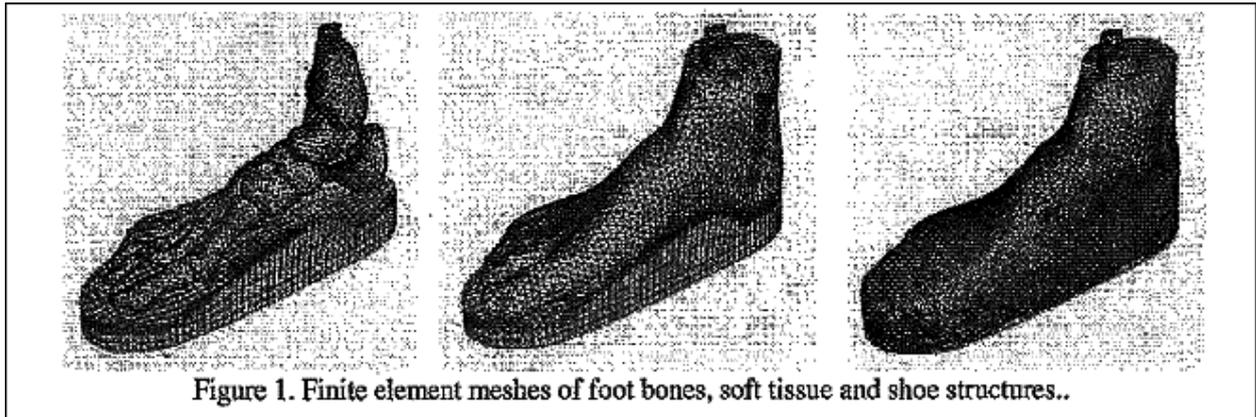


Figura 20. Finite Element Analysis di un modello plantare.

Chen *et al.* (1994) hanno studiato camminata e corsa su treadmill, considerando diverse condizioni di solette.

Per le prove di camminata, si sono trovate:

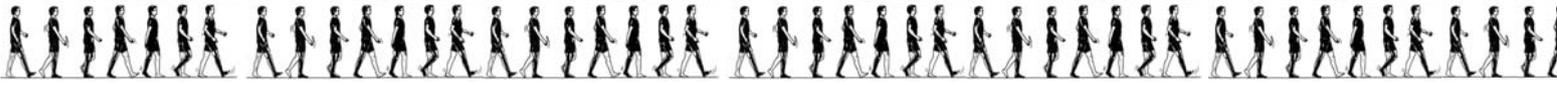
- una maggiore concentrazione di pressioni e forze nell'area centrale del piede, rispetto alla zona mediale ed all'alluce;
- una larga distribuzione di pressione sulla superficie plantare del piede; ed
- uno spostamento del centro della forza verso la parte laterale del piede.

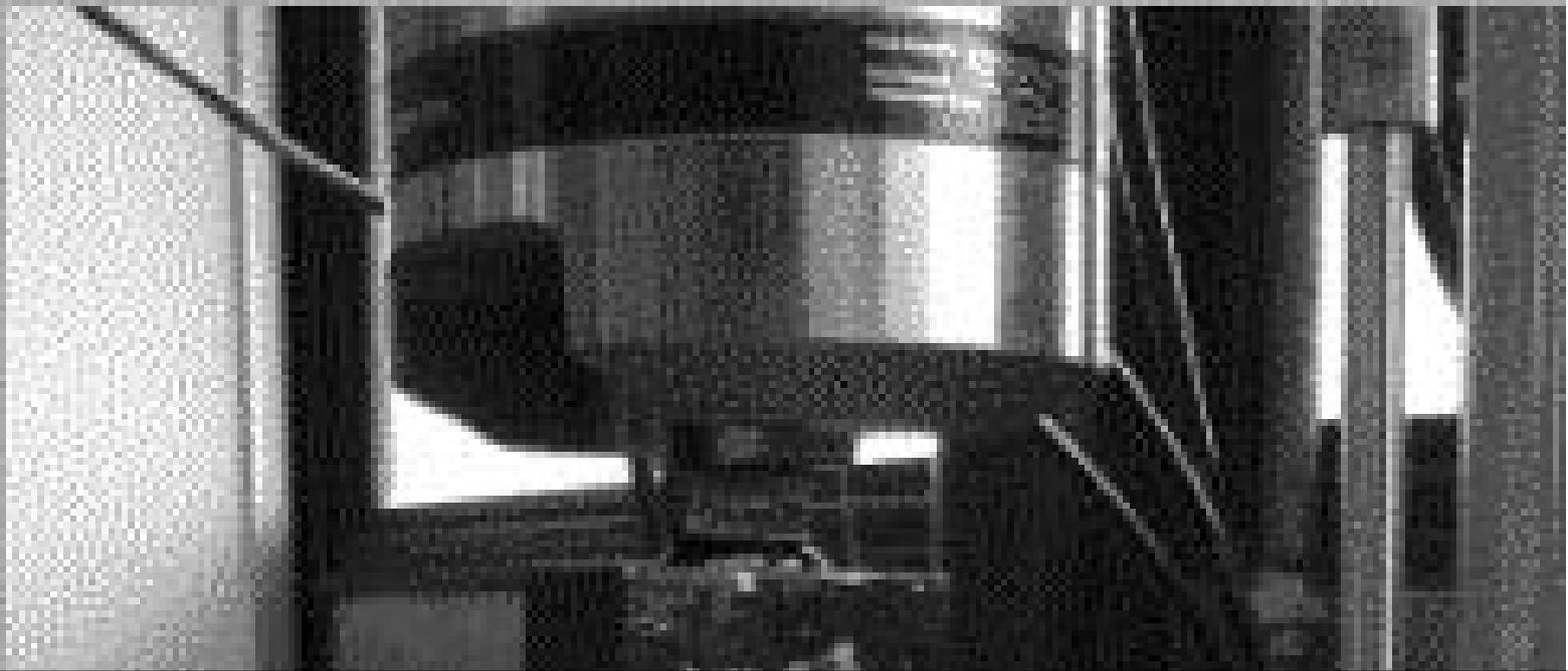
Per le prove di corsa, invece, la pressione nell'area mediale è significativamente inferiore.

La conoscenza delle misurazioni e della distribuzione della pressione tra la superficie plantare del piede e la scarpa può decisamente modificare il comfort della scarpa.

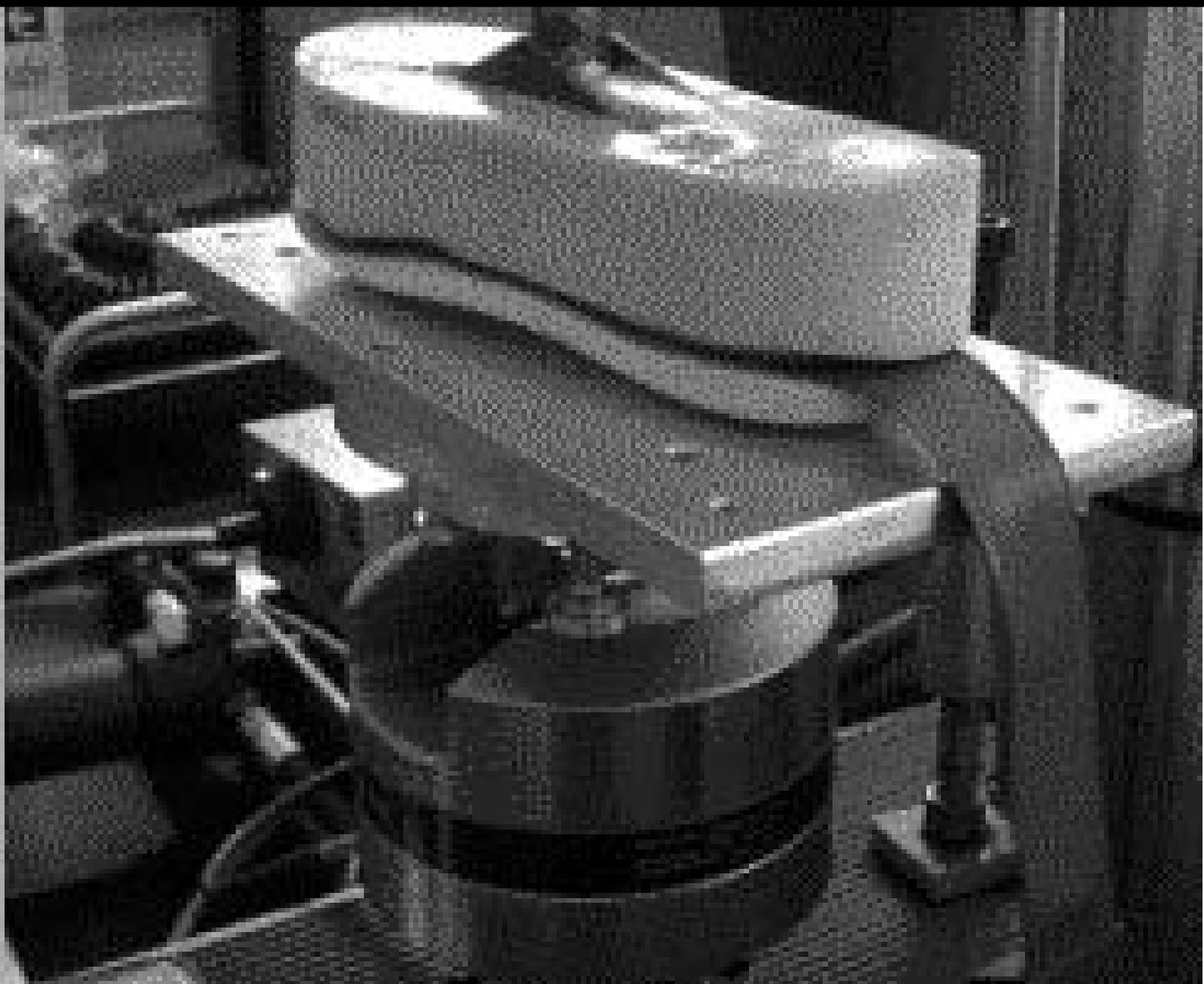
Klapsing *et al.* (2007) hanno testato due diversi modelli di scarpe da ginnastica con e/o senza soletta additional cushioning (Poron da 5mm). Si è visto che:

- l'area della soletta Poron rimane sostanzialmente inalterata (assorbimento di energia);  
e
- la soletta Poron porta ad un riduzione del 30% nel ritorno energetico (ritorno di energia).





## **SISTEMI DIAGNOSTICI: STATO DELL'ARTE**





### 1.3.2.3 Sintesi

Gli studi di tipo numerico funzionale (settore clinico e sportivo) permettono di concludere che:

- ☐ occorre sviluppare un approccio integrato (meccanismi meccanici, sensoriali, biochimici e neurologici);
- ☐ in commercio esistono già parecchie strumentazioni e relativi software implementati per monitorare i principali movimenti del piede, e consentire quindi un confronto tra situazione di normalità e di patologia;
- ☐ le moderne tecnologie tridimensionali consentono di realizzare dei prototipi virtuali che riproducano in maniera fedele il modello reale del piede;
- ☐ in questi prototipi virtuali vengono considerate sia le strutture rigide (ossa) che quelle molli (tessuti molli e legamenti);
- ☐ i modelli 3D sviluppati sono però ancora ad uno stadio iniziale;
- ☐ l'impiego di solette consente una redistribuzione dei carichi e delle pressioni plantari;
- ☐ l'impiego di solette consente anche un recupero-assorbimento di energia;
- ☐ occorre sviluppare calzature che soddisfino il *comfort* individuale; e
- ☐ le condizioni patologiche sinora studiate e modellizzate sono ancora estremamente poche (si limitano alle situazioni di piede piatto, metatarsalgia e piede diabetico).

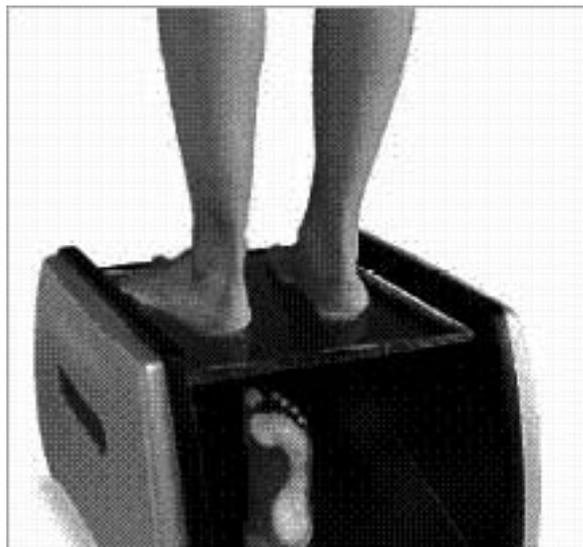
## Capitolo secondo

### SISTEMI DIAGNOSTICI: STATO DELL'ARTE

Vengono riportate le più comuni tecniche per l'analisi geometrica e diagnostica del piede. Alcune pongono l'obiettivo di analizzare in modo qualitativo la superficie d'appoggio plantare, altre ne misurano i valori di pressione, altre ancora si propongono di scannerizzare la geometria del piede per poi modellarlo con i relativi software.

#### 2.1. Podoscopio

Il podoscopio è uno strumento che permette di valutare l'impronta plantare grazie alla distribuzione dei carichi sui due piedi, evidenziata dalla differente intensità luminosa (v. immagine con zone gialle e rosa nella pianta del piede). Il podoscopio è costituito da una struttura portante in legno o in metallo, con un piano trasparente di cristallo (retro-illuminato per rendere più evidenti le immagini), su cui il paziente sale a piedi nudi per rimanere in posizione rilassata per alcuni minuti.



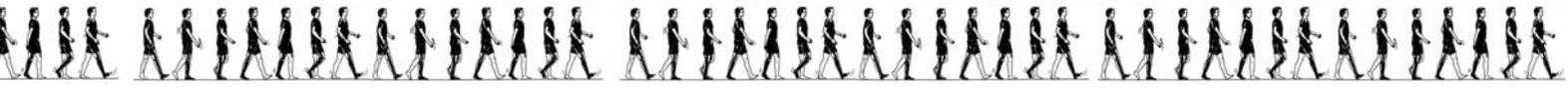


Figura 21. esempi di podoscopio normale e a luce polarizzata..

In un piano inferiore, uno specchio inclinato riflette le immagini della pianta dei piedi e ne permette una più comoda visualizzazione per il posturologo.

## 2.2. Pedana Baropodometrica

Nata oltre quindici anni fa, la pedana baropodometrica è composta da migliaia di sensori che sono in grado di misurare la forza applicata dal piede sulla pedana utilizzando l'effetto piezoelettrico. Infatti con il termine baropodometria, il cui termine è di origine greca, si intende letteralmente "misura della pressione del piede". Quindi, si può dire che la baropodometria è una moderna indagine per misurare il carico esercitato su ciascun punto d'appoggio del piede. L'esame viene eseguito per individuare la forma, la pressione, la superficie, l'accelerazione del piede e non per ultimo stabilire i tempi di contatto al suolo per valutare meglio eventuali anomalie nel movimento, zone di sovraccarico e altro ancora.

### STATICA (o stabilometrica)

L'esame posturale fornisce una serie di informazioni che, se ben interpretate, porta a stabilire la eventuale presenza di disturbi dell'equilibrio, ciò grazie allo studio delle oscillazioni del corpo durante la statica. Il paziente, in posizione eretta sulla pedana, rimane fermo per alcuni istanti in modo da rilevare la distribuzione delle pressioni sotto la pianta del piede; in seguito vengono analizzati i risultati determinando le traiettorie del centro di pressione, i valori medi ed i punti di massima pressione, l'integrale della pressione sul tempo ed altri parametri varianti a seconda del software utilizzato.

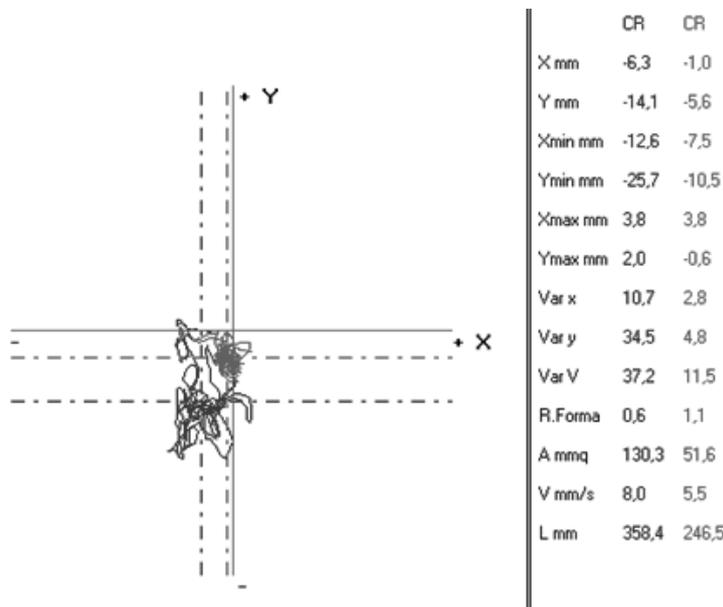
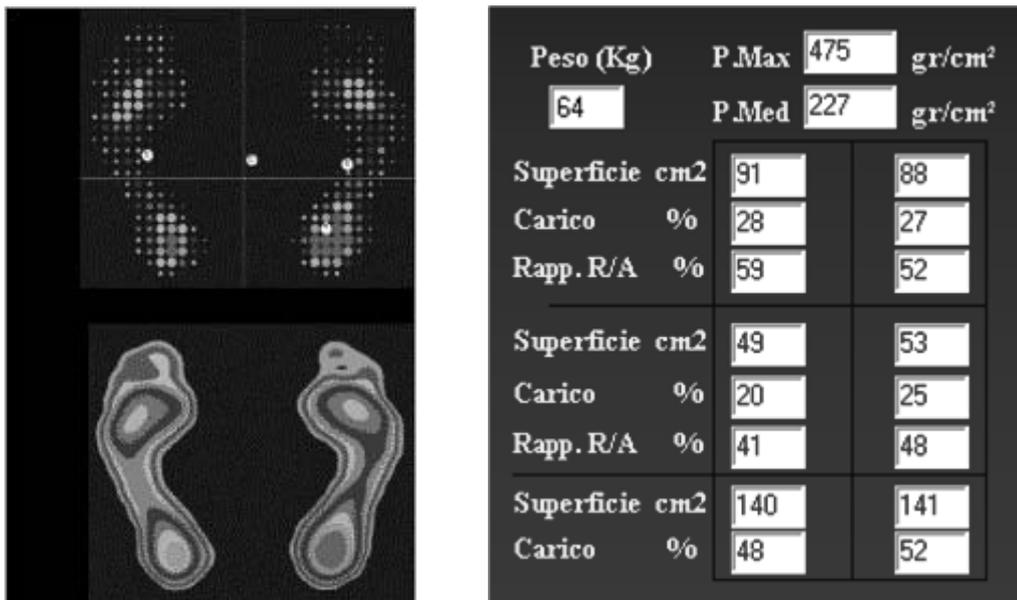




Figura 22: esempi di interfacce per la gestione delle pedane.

### DINAMICA

La pedana baropodometrica per le analisi dinamiche è l'evoluzione di quella appena descritta. Questa si presenta più ampia ed utilizza lo stesso principio di funzionamento di quella precedente. Con essa è possibile analizzare l'appoggio nella deambulazione e determinare, mediante strumentazione aggiuntiva, la traiettoria del baricentro.



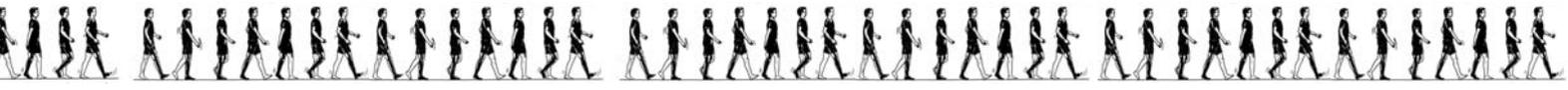
Figura 23: pedana baropodometrica per l'analisi del passo e sistema di visione.

### SOLETTE

Questo dispositivo portatile si basa sugli stessi principi della pedana appena illustrata. Una volta calibrate ed inserite sotto il piede all'interno della calzatura, permettono un'analisi dinamica della deambulazione.



Figura 24: solette pressorie.



Tra i vantaggi di questo strumento si possono citare la possibilità di analizzare l'appoggio del piede all'interno della scarpa e non a piedi, nonché la possibilità di seguire tracciati reali, come corse campestri, maratone, etc. .

### 2.3.Tavole digitali

Le tavole digitali utilizzano una particolare tecnologia che permette di effettuare rilevazioni 2D come il profilo del piede e l'impronta per poi costruirne il modello 3D.

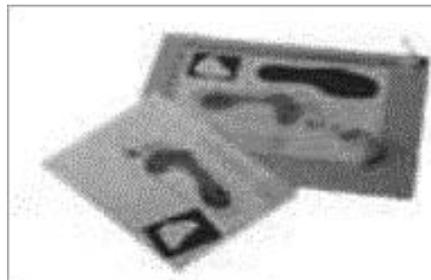


Figura 25: tavole digitali.

### 2.4.Scanner 3D laser

Lo Scanner 3D si basa su una tecnologia al laser in grado di scansionare un piede o una forma a 360 gradi.

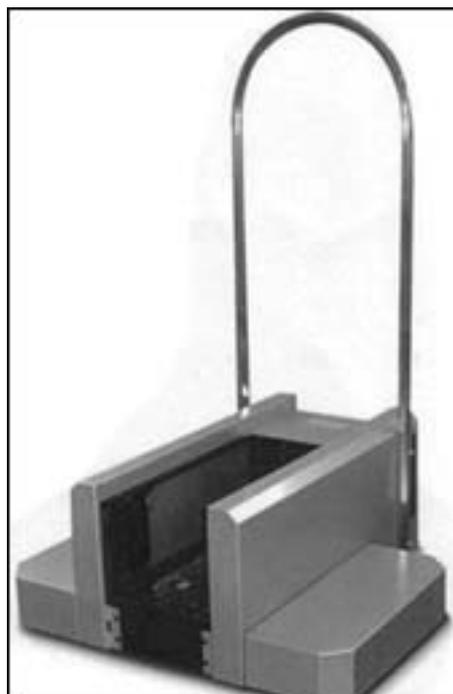


Figura 26: scanner 3D laser.

Quest'attrezzatura 3D utilizza la tecnologia di sensori ottici fotosensibili e diodi laser. Il sistema è dotato di un software per la visualizzazione del piede e per la modellazione a superfici.

### 2.5.Scanner 3D

Questo strumento è costituito da una serie di tastatori meccanici che rilevano la profondità del piede.



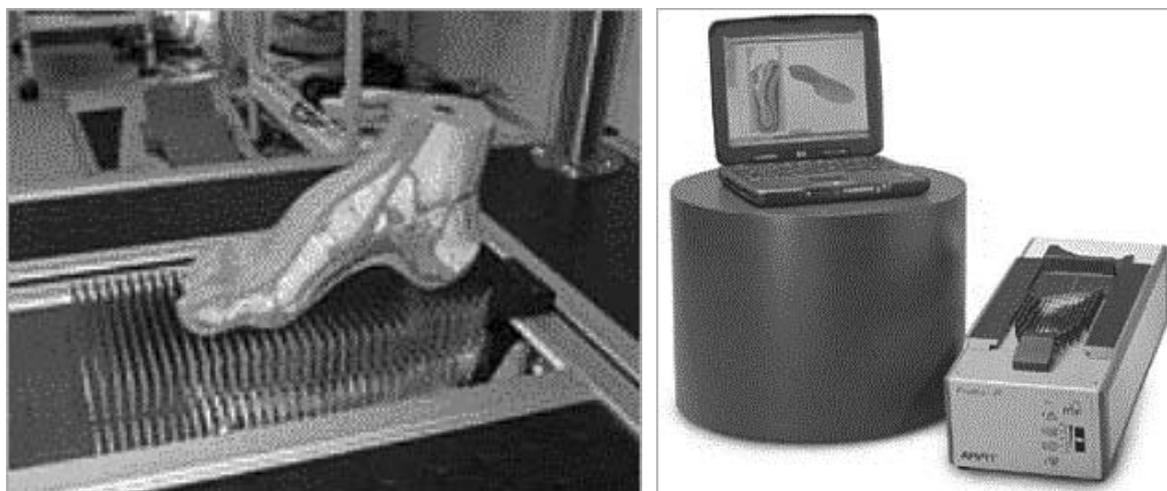
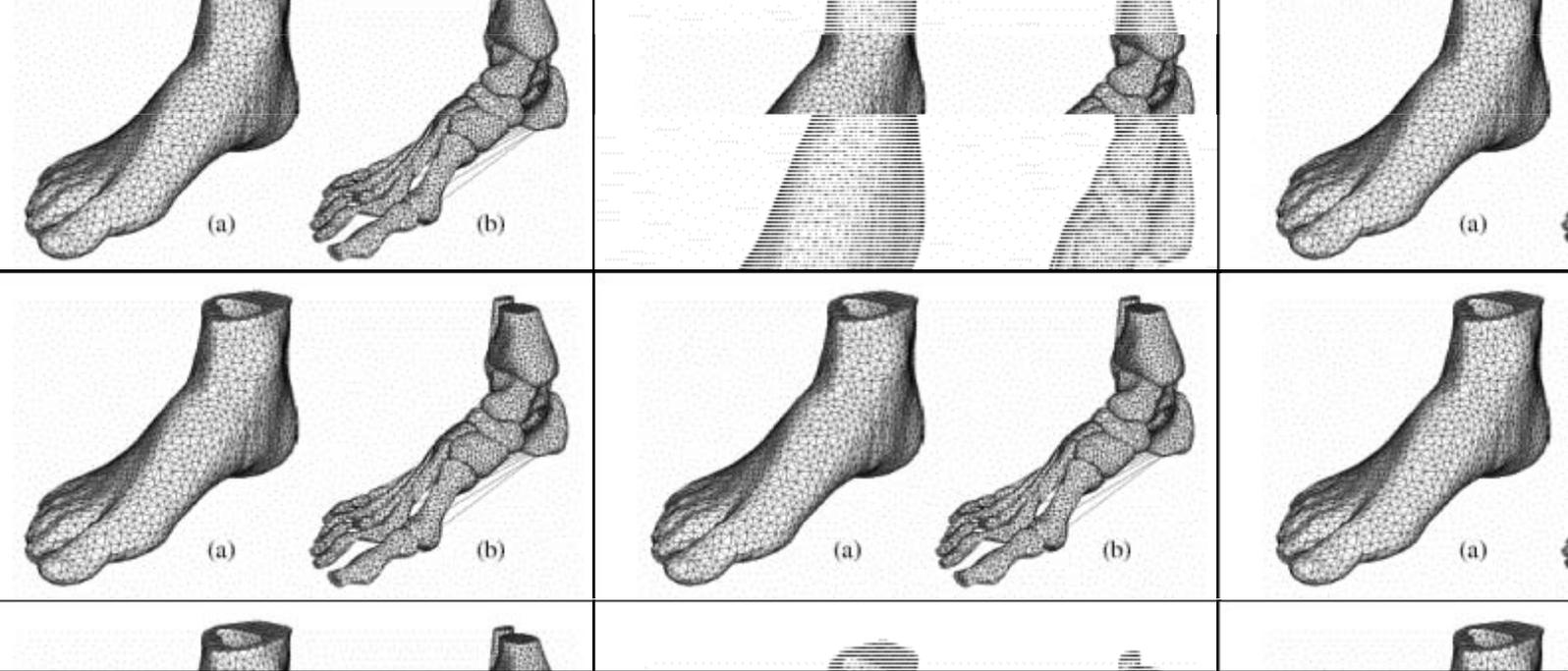
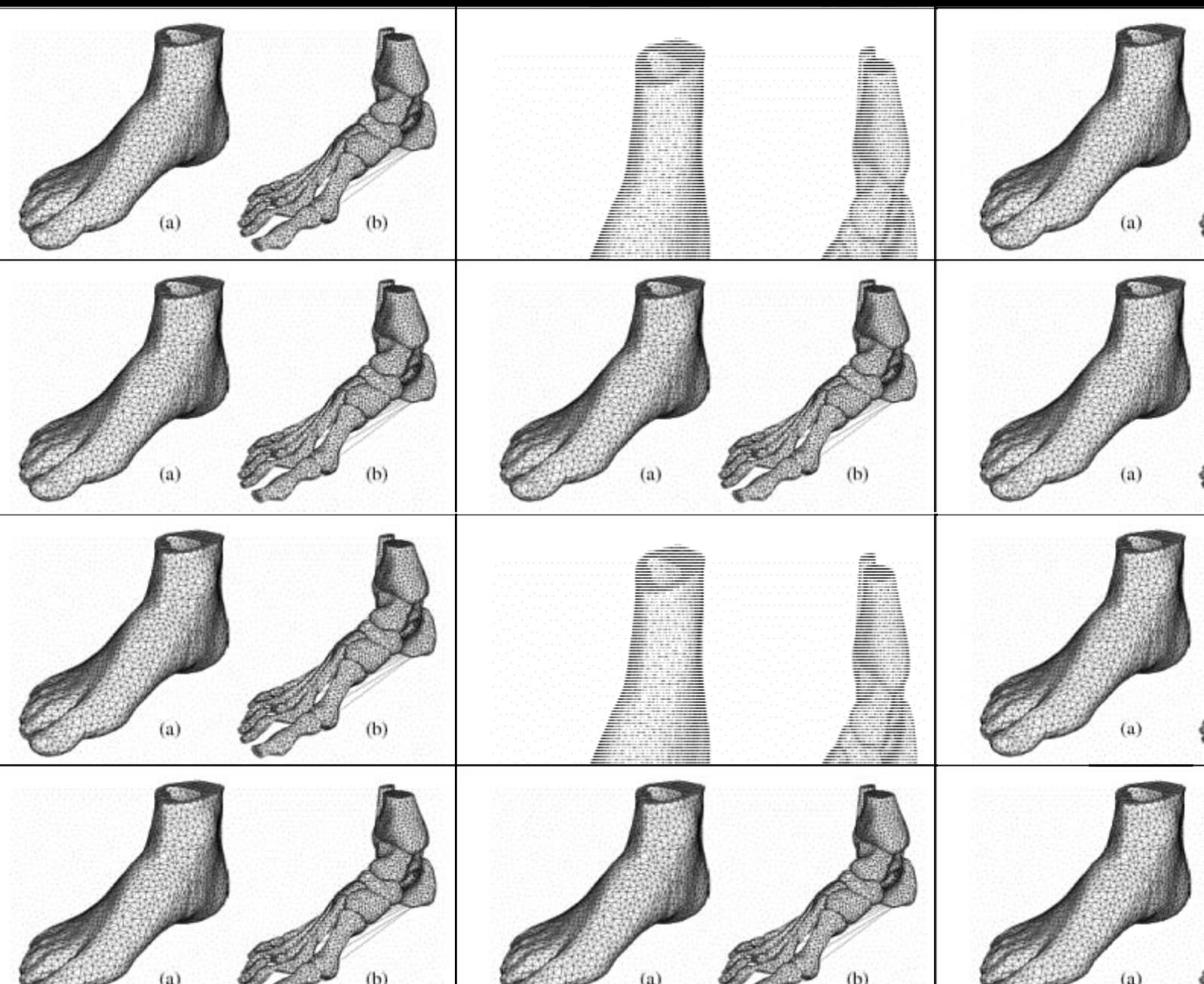


Figura 27: esempi di scanner per la rilevazione della geometria del piede.

Utilizzando i software in dotazione con l'attrezzatura, è possibile ricreare dei grafici con linee isometriche (rappresentanti i punti che si trovano alla stessa altezza) oppure delle superfici che rappresentano la pianta del piede. Da osservare che le geometrie sono state ottenute in condizioni di piede fuori carico.



# PERCORSI SPERIMENTALI PER LA QUALITÀ DI PRODOTTO





## Capitolo Terzo

### PERCORSI SPERIMENTALI PER LA QUALITA' DI PRODOTTO

Si presentano alcune delle attività svolte presso il Dipartimento di Ingegneria Meccanica, a supporto dello studio sperimentale dei plantari ortopedici, volte alla definizione di standard di prova prenormativi in gradi di assicurare i requisiti di durata del plantare.

I percorsi sperimentali sono principalmente due: un primo percorso, volto alla caratterizzazione meccanica ciclica dei plantari ed alla valutazione della loro durata sulla base di prove di utilizzo quotidiano; un secondo, volto allo sviluppo di procedure ottimizzate per la riproduzione in Laboratorio di Cicli di carico realistici sui plantari, distinti per camminata o corsa e perciò applicabili a diversi plantari a seconda della prescrizione.

#### 3.1 Percorso 1:

#### **CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DI PLANTARI ORTOPEDICI SOGGETTI A CARICHI CICLICI E CORRELAZIONE CON L'UTILIZZO QUOTIDIANO**

Scopo del lavoro era la definizione di un metodo sperimentale per la caratterizzazione meccanica di plantari ortopedici usati in tipiche attività quotidiane e sportive: utilizzatori e fabbricanti sono interessati a conoscere quale sia la durata funzionale dei plantari ai fini di una loro opportuna sostituzione e in un'ottica di responsabilità civile del produttore. Si è dunque introdotta una metodologia di prova ciclica per misurare le caratteristiche di rigidità e di smorzamento dei differenti tipi di plantari con carichi di compressione pulsati applicati per mezzo di una macchina di prova servoidraulica. Si sono effettuate prove di fatica accelerate applicando cicli di sovraccarico ripetuti e misurando ad intervalli di tempo regolari le proprietà meccaniche dei plantari. Infine, un gruppo di soggetti è stato coinvolto nello studio e per ogni soggetto si sono preparate due coppie di plantari identici: un paio è stato testato a fatica e l'altro è stato usato dal soggetto per un noto periodo di tempo. Il confronto tra le proprietà meccaniche di solette usate e testate ha permesso di definire il numero di cicli equivalente ad un mese di reale utilizzo.

##### 3.1.1. INTRODUZIONE

L'uso di plantari ortopedici all'interno delle scarpe è largamente diffuso nella riabilitazione ed in applicazioni clinico-sportive. Tali dispositivi hanno la funzione di correggere la distribuzione della pressione alla pianta del piede e quindi consentono una migliore uniformità del peso corporeo tra piede e scarpa. Pertanto possono produrre diversi effetti positivi se vengono correttamente prescritti ed applicati (Mundermann et Al., 2004). In termini di comportamento meccanico dei plantari, i pochi dati disponibili si sono tipicamente concentrati sulla prova localizzata di aree dei plantari (Alcantara 2001- Dixon 2001): i carichi ciclici sono stati introdotti per studiare il ritorno elastico del materiale (Alcantara 2001) o il danneggiamento del materiale dopo 40000 impatti simulanti la corsa (Dixon 2001): Recenti lavori riportano che nonostante la variazione delle proprietà di rigidità meccanica, le caratteristiche biomeccaniche di comfort, cinematica, cinetica ed attivazione muscolare della camminata non variano su un periodo di tre mesi di utilizzo (Mundermann et Al., 2004). In generale, si rileva una certa mancanza di conoscenza sul comportamento strutturale dei plantari, sia nel primo



stadio di applicazione che dopo un lungo periodo di utilizzo nella camminata o nella corsa.

I fabbricanti sono interessati a conoscere quale sia la durata dei plantari, in termini sia di efficienza del prodotto, sia di una adeguata sostituzione del dispositivo quando consumato e quindi non più rispondente alle sue funzioni correttive. Le normative di sicurezza, infatti, impongono ai fabbricanti di definire metodi di prova e di sviluppare attività atte a garantire la sicurezza del dispositivo: le ortesi esterne come i plantari ortopedici dovrebbero adattarsi al più presto a questo tipo di richieste, anche se al momento non vengono inclusi metodi di prova in normative attinenti (UNI EN 12523:2001).

Obiettivo del lavoro era la definizione di una procedura sperimentale per valutare le proprietà meccaniche di plantari ortopedici: basata sulle esigenze funzionali delle solette, in analogia con altri metodi di prova sviluppati per i dispositivi protesici (ISO 10328 – (1-8) 1996), è stata definita una prova ciclica per la misura delle caratteristiche di rigidità e di smorzamento dei differenti tipi di plantari sottoposti a carichi di compressione pulsati.

Successivamente, si sono effettuate prove di fatica accelerate applicando ripetuti blocchi di sovraccarico in compressione e misurando periodicamente le proprietà meccaniche delle solette per stimarne la durata.

Infine, sono stati coinvolti nello studio alcuni soggetti che nella vita quotidiana indossano i plantari e per ogni soggetto sono state preparate due paia di plantari identici e due forme in resina: un paio è stato testato con prove di fatica e l'altro paio è stato usato dal soggetto nella sua attività quotidiana (normale o sportiva) durante un periodo di tempo predefinito. Per ultimo, il confronto tra le proprietà strutturali di plantari usati e testati ha permesso di definire il numero di cicli di prova in laboratorio per mese di utilizzo.

Il lavoro può aiutare nella definizione di una prova di durata standard di plantari ortopedici ed a stabilire il numero di cicli necessario per differenti tipologie di plantare e di utilizzo.

### **3.1.2. MATERIALI E METODI**

#### **3.1.2.1. Materiali e strumentazioni**

Per le prove di caratterizzazione ciclica ed a fatica, sette plantari differenti per materiale e fabbricante sono stati ottenuti a partire da uno stesso calco in gesso di individuo sano (Fig. 28.a), da cui è stata anche realizzata una forma del piede in resina, con un'anima in acciaio tubolare, usato per applicare i carichi di compressione ciclici sui plantari.

Le prove strutturali sui plantari sono state eseguite su una macchina per prove a trazione MTS 858 MiniBionix dopo aver progettato un'adeguata attrezzatura in grado di caricare il plantare interposto tra una piastra rigida in alluminio ed una forma del piede in resina incernierata al centro, come è possibile osservare in Fig. 28.b. Non sono stati messi contenimenti laterali ai plantari. I reali meccanismi del passo, con le forze che si alternano dal tallone alla punta del piede durante la fase di appoggio, non sono stati introdotti a questo punto dello studio. I plantari sono stati caricati in compressione per mezzo di una forma in resina del piede incernierata al centro, allo scopo di sollecitare intenzionalmente sia il tallone che l'avampiede, lasciando alla conformazione di piede e plantare ed alla variazione locale di spessore e rigidità la definizione dell'allineamento del piede e di conseguenza della distribuzione di pressione presente sulla superficie plantare.

Un gruppo di 6 soggetti è stato coinvolto nell'ulteriore studio di correlazione tra Test e Utilizzo reale. Per ogni soggetto è stata presa l'impronta del piede su gesso e dallo stesso fabbricante sono state preparate due coppie nominalmente identiche di plantari ed una coppia di forme in resina con una struttura interna in acciaio a cerniera centrale. Le due paia di plantari sono state impiegate per usi differenti: un paio (chiamato "Usato") è stato dato al soggetto che ne ha fatto un uso specifico, l'altro paio (chiamato "Testato") è stato tenuto in Laboratorio per la prova strutturale.

Le caratteristiche dei soggetti coinvolti sono riportate in Tabella 1. I due soggetti N1 e N2 non avevano patologie diagnosticate, i due soggetti S1 ed S2 erano podisti amatoriali, i soggetti M1 e





D2 utilizzavano i plantari ortopedici per patologie diagnosticate rispettivamente di Metatarsalgia e Diabete. I soggetti N1, N2, M1 e D1 hanno indossato i plantari durante le loro normali attività quotidiane; i soggetti S1 ed S2 hanno usato i plantari nelle loro sessioni di allenamento.

Ai soggetti coinvolti è stato chiesto di portare i plantari e di compiere l'attività lavorativa o di corsa per un periodo di tempo ritenuto significativo: ad essi è stato inoltre domandato di registrare ogni giorno il tipo di utilizzo ed il numero di ore di ciascuna attività.

La denominazione commerciale del materiale di cui sono stati realizzati i plantari utilizzati sia nelle prove di durata in laboratorio sia nello studio di correlazione con l'utilizzo reale sono riportate in Tabella 2.

Tabella 1: Informazioni sui soggetti coinvolti nel test.

SOGGETTO	TIPO	ETA'	H[cm]	m[kg]	M/F	Utilizzo (mesi)
N1	Normale	58	180	73	M	Quotidiano (2m)
N2	Normale	72	180	87	M	Quotidiano (6m)
S1	Sport	24	163	53	F	Corsa su pista (2m)
S2	Sport	23	182	63	M	Corsa campestre (2m)
M1	Metatarsalgia	64	170	65	F	Quotidiano (6m)
D1	Diabete	76	180	106	F	Quotidiano (3m)

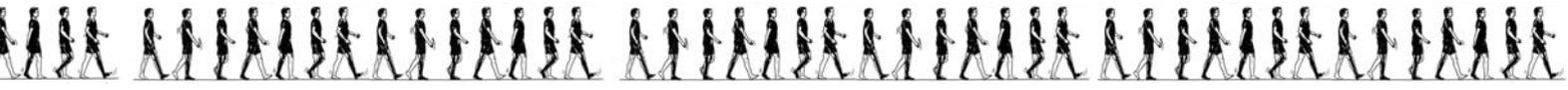
Tabella 2: Informazioni sui plantari utilizzati nel test.

PLANTARE	MATERIALE
F1	Rubber
F2	Carbon fibre
F3	Ludarmed®
F4	Latex Ecolastex®
F5	Lunarflex®
F6	Ecoform 100®
F7	Ecoform 200®
N1	Evaform®
N2	AstiTechKomp.A®
S1	AstiTechKomp.A®
S2	Term24 blu/verde®
M1	Evaform®
D1	Evaform®

### 3.1.2.2. Protocollo di prova

Per la caratterizzazione meccanica dei plantari si sono introdotte delle Prove Cicliche: 40 cicli di assestamento, alla frequenza di 1Hz e carico controllato sinusoidalmente tra 200 N e 1000 N e 10 cicli di misura per l'acquisizione di forza F e spostamento x. La prova ciclica è stata compiuta non solo per rilevare la rigidità propria del plantare ma è stata inserita ad intervalli di tempo regolari come blocco di misura nella prova di fatica.

Per simulare il ciclo del passo che porta a sollecitare i plantari è stata definita una Prova di Fatica: il



programma di carico è stato sviluppato in maniera tale da compiere vari blocchi di fatica di 50'000 cicli, con variazione sinusoidale del carico da 200 N a 2500 N alla frequenza di 5Hz, ripetuti per 6 volte per un numero totale di 300'000 cicli. Il blocco di misura è stato inserito dopo ogni blocco di fatica per monitorare la durata delle solette in termini di variazione delle caratteristiche di rigidità, smorzamento e schiacciamento permanente del plantare, corrispondenti alla perdita di correzione ortopedica iniziale.

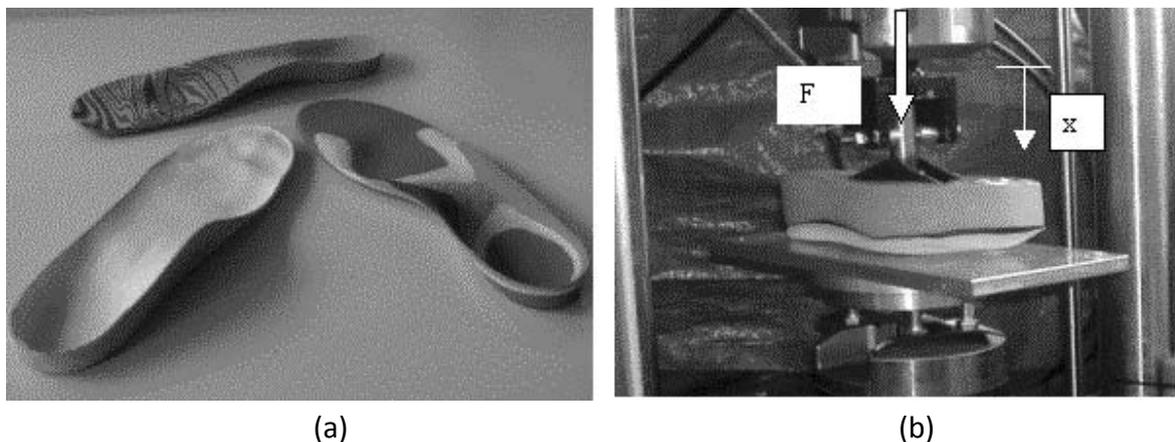


Figura 28. (a) Campioni di plantari testati. (b) Attrezzatura sperimentale con indicazione del carico  $F$  e dello spostamento  $x$  applicati al plantare interposto tra la forma in resina e la piastra di appoggio.

### 3.1.2.3. Analisi dei dati

Le proprietà meccaniche sono state calcolate dai diagrammi di forza  $F$  e spostamento  $x$  ottenuti dai 10 cicli di misura. I materiali dei plantari hanno mostrato tipici andamenti ciclici come in Figura 2.a, con verso di percorrenza orario del ciclo. I plantari hanno evidenziato un comportamento *stiffening* quando caricati e un evidente smorzamento in fase di scarico.

La rigidità media  $K_{tot}$  (N/mm) del complesso plantare-forma è stata definita come la pendenza della retta di regressione lineare ottenuta dai 10 cicli registrati, come mostrato in Fig.29.a. L'intera attrezzatura è stata schematizzata come un sistema molla-smorzatore: in particolare la rigidità è fornita da due molle in serie di modo che, dopo aver valutato sperimentalmente la rigidità della sola forma  $K_f$ , è possibile calcolare la rigidità  $K$  del solo plantare.

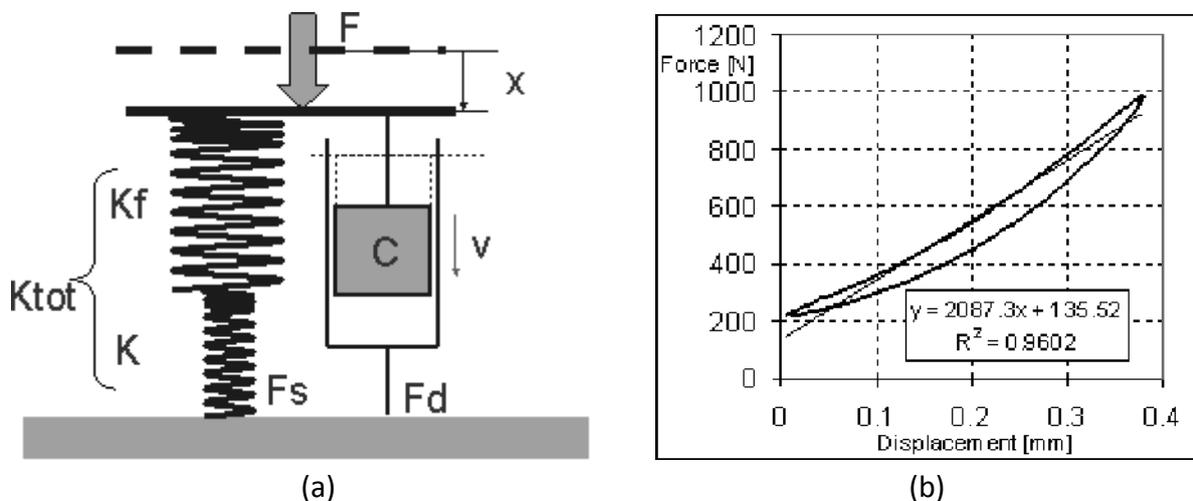


Figura 29. (a) Modello adottato per la caratterizzazione meccanica. (b) Esempio di curva ciclica carico  $F$  – spostamento  $x$



Il coefficiente di smorzamento  $C$  è stato calcolato dall'ampiezza media del ciclo valutata in termini di  $\Delta F$  e  $\Delta x$  rispetto al baricentro, nota la pulsazione  $\omega$ .

Durante le prove di fatica, i cicli di carico e spostamento sono stati analizzati dopo ogni blocco di fatica ed hanno mostrato evidenti variazioni di rigidità  $K$ , smorzamento  $C$  e di spostamento  $x_C$ , al crescere del numero di cicli  $N$  com'è apprezzabile dalla Fig. 30: lo spostamento dell'apice della curva è stato considerato come un indice del progressivo danneggiamento del plantare ed è stato usato per stimare uno "schiacciamento permanente  $s_{Nf}$ " inteso come spostamento permanente dell'apice della curva dopo un certo numero di cicli  $N$ .

Il diagramma di danneggiamento a fatica è stato ottenuto per ogni plantare testato come evidenziato in Fig. 31 per i plantari F2, F5 ed F6 a titolo di esempio. Al fine di confrontare il comportamento a fatica di plantari diversi per materiale e produttore, si è deciso di normalizzare la rigidità  $K$  del plantare testato ad  $N$  cicli,  $K_T(N)$  rispetto al valore di rigidità iniziale  $K_{0T}$  e di diagrammarla in funzione del numero di cicli. Il confronto tra i differenti materiali delle solette risulta evidente nel diagramma normalizzato di Figura 32.

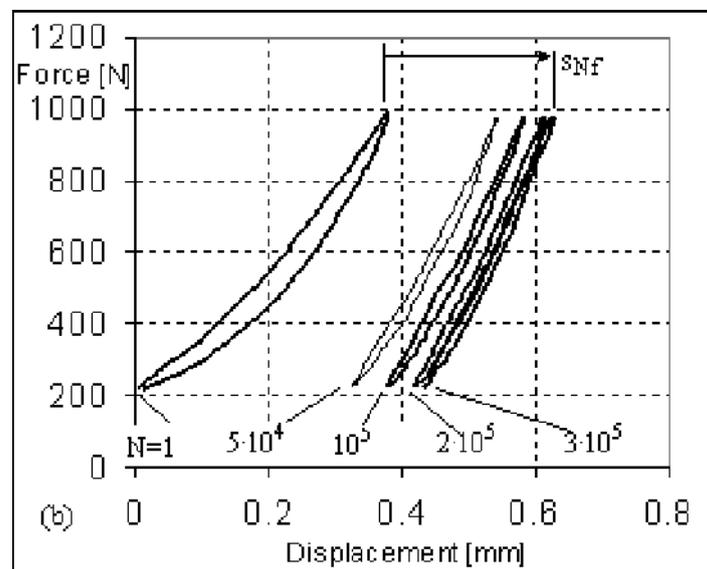
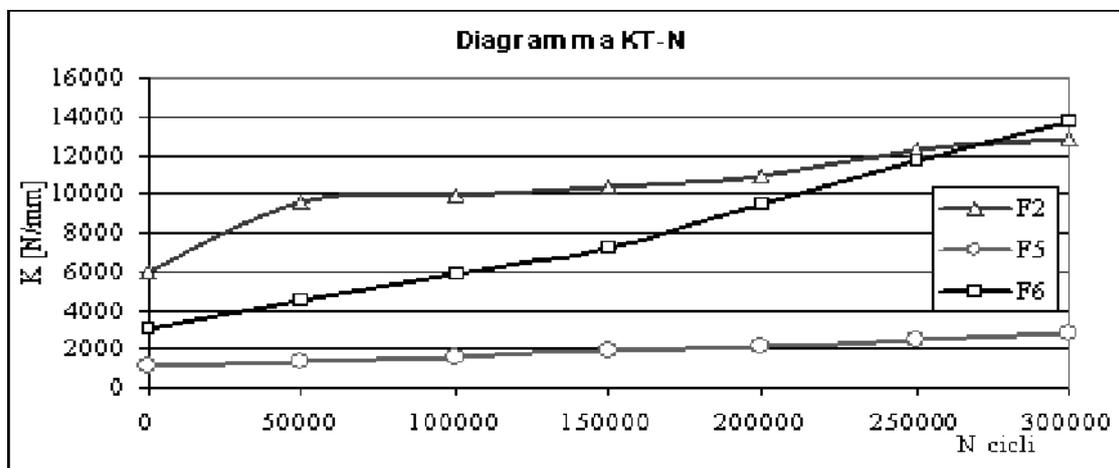


Figura 30. Comportamento ciclico del plantare durante le prove di fatica.



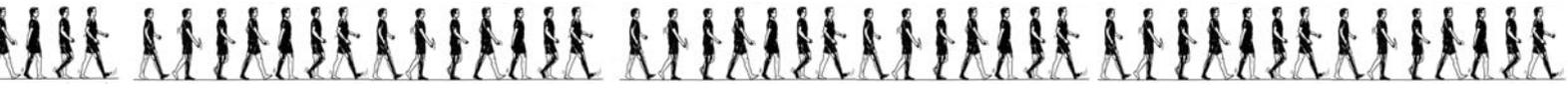


Figura 31. Curve di variazione della rigidità assoluta dei plantari F2, F5 ed F6 durante le prove di fatica.

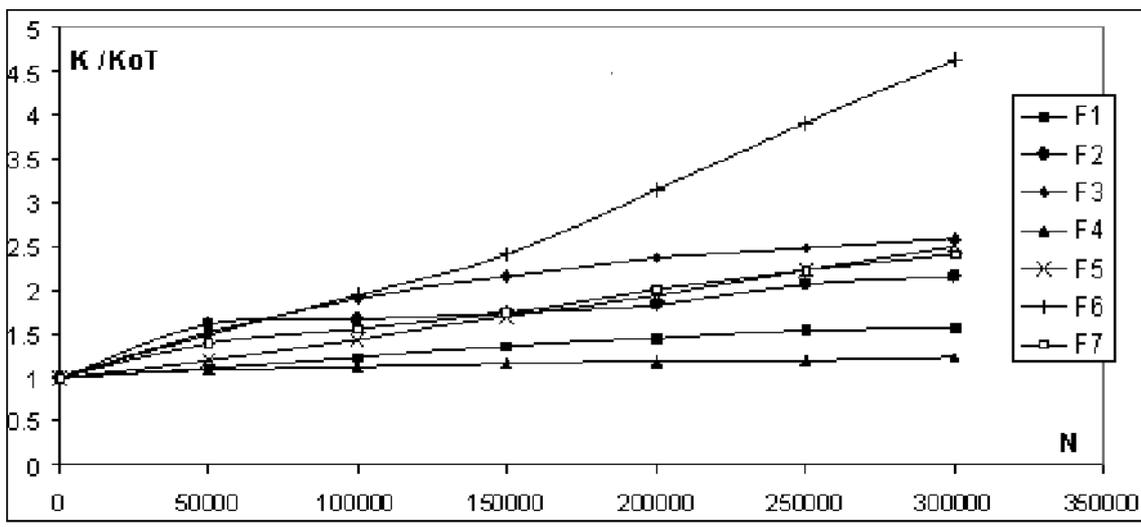


Figura 32. Curve di rigidità normalizzate in funzione dei cicli di fatica per i plantari testati.

Infine, i plantari indossati dai soggetti sono stati testati dopo un prestabilito periodo di utilizzo e sottoposti alla Prova Ciclica di caratterizzazione. Il valore di rigidità del plantare usato, nominato  $K_U$ , è stato confrontato con le curve di rigidità,  $K_T(N)$ , dei plantari testati allo scopo di stimare il numero di cicli di fatica corrispondenti allo stesso danneggiamento (in termini di incremento di rigidità). Il numero di cicli di fatica necessari in laboratorio per applicare un danno equivalente al danno di un mese di utilizzo tipico in campo è stato definito  $N_{eq}$ : il valore di  $N_{eq}$  può essere usato per definire la durata di una prova di durata standard per plantari destinati ad usi differenti.

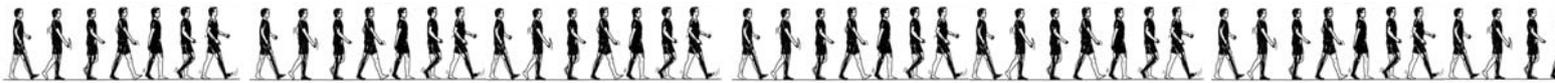
### 3.1.3. RISULTATI E DISCUSSIONE

I risultati dei test ciclici e di fatica sui 13 plantari testati sono raccolti in Tabella 3: per ciascun plantare sono indicati la denominazione commerciale del materiale, il valore iniziale della rigidità propria  $K_{OT}$  del plantare e dello smorzamento  $C$  ed il valore dello schiacciamento permanente  $s_N$  dopo 300'000 cicli. Come si può osservare dallo studio dei diagrammi normalizzati di Figura 5, si possono cogliere notevoli differenze di comportamento statico tra i plantari F1-F7 testati in prove di durata: essi erano tutti stati preparati sulla base di uno stesso calco e per un utilizzo quotidiano di soggetto normale. Il massimo valore di rigidità  $K_{OT}$  è stato ottenuto per il plantare in carbonio (F2) come previsto, mentre il minor valore si è riscontrato nel plantare in Latex: per contro, tali materiali hanno mostrato i valori minori di schiacciamento permanente  $s_N$  e curve di durata molto stabili in Figura 5.

Tabella 3: Risultati delle prove cicliche e di fatica sui plantari.

PLANTARE	MATERIALE	$K_{OT}$ [N/mm]	$C$ [Ns/rad mm]	$s_N$ [mm]	$N_{eq}$
F1	Rubber	1256	41,3	2,06	-
F2	Carbon fibre	5946	69,5	0,28	-
F3	Ludarmed®	984	33,2	0,98	-
F4	Latex Ecolastex®	476	20,5	0,33	-
F5	Lunarflex®	1174	35,6	1,40	-
F6	Ecoform 100®	2728	61,2	1,43	-





F7	Ecoform 200®	3024	70,4	0,97	-
N1	Evaform®	3283	102,0	0,25	1081
N2	AstiTechKomp.A®	1049	49,9	1,65	3118
S1	AstiTechKomp.A®	812	69,0	1,07	11183
S2	Term24 blu/verde®	2857	92,3	0,84	10126
M1	Evaform®	1336	52,6	2,52	1508
D1	Evaform®	566	33,7	1,57	240

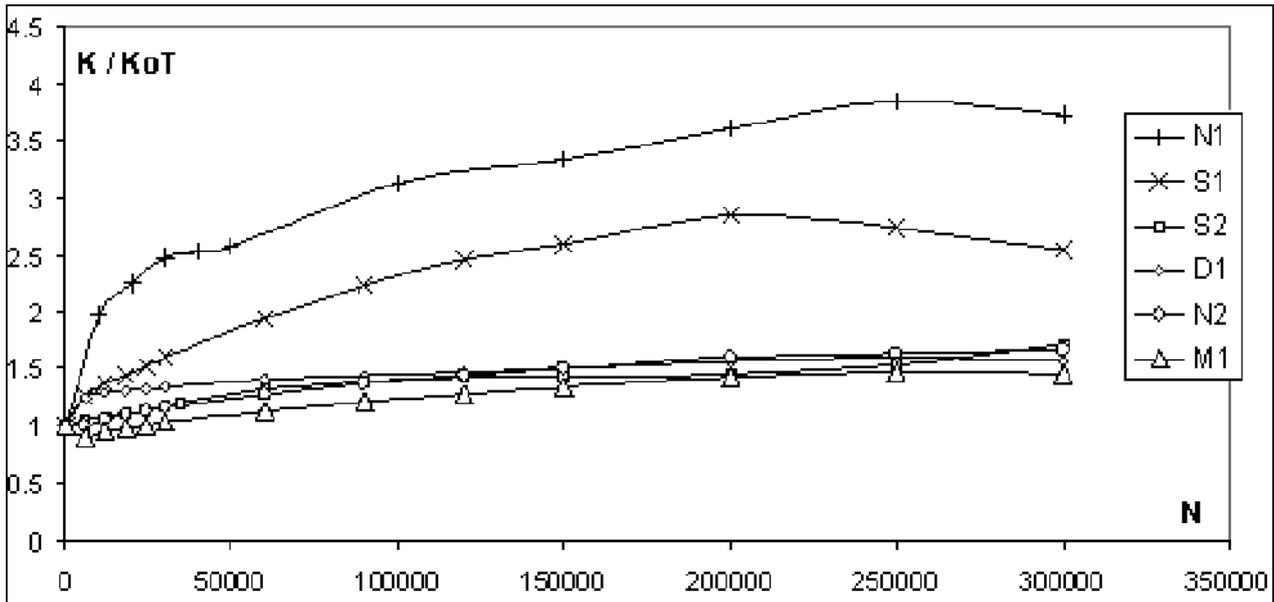
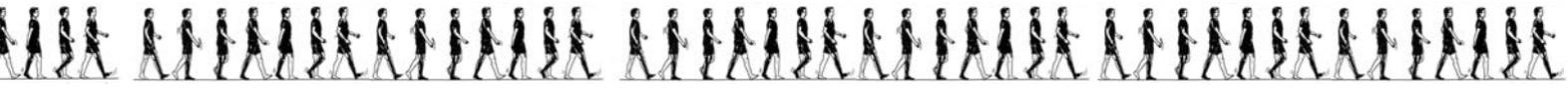


Figura 33. Curve di rigidezza normalizzate per i plantari testati in laboratorio ed usati sul campo.

L'analisi delle curve di rigidezza normalizzata di Figura 32 e 33 evidenzia che tutti i plantari presentano un valore finale di rigidezza superiore a quello iniziale, con un incremento massimo di 4,5 volte per il plantare F6. Nella maggior parte dei casi le curve crescono monotonicamente, ma i plantari F2, N1, S1 e S2 mostrano una tendenza ad avere un picco centrale o un plateau.

Il materiale F6, con il comportamento di stiffening più evidente, mostra anche due diverse pendenze con un ginocchio a circa 150'000 cicli. Il materiale F1 ha subito lo schiacciamento permanente massimo sN : anche F5, F6 ed S1 hanno evidenziato valori elevati di sN . Si sarebbe potuto scegliere tale parametro come grandezza rappresentativa del comportamento a fatica, in alternativa alla rigidezza K, visto che i plantari sono prescritti per applicare una correzione posturale al piede e che la presenza di uno schiacciamento permanente riduce la correzione intenzionalmente applicata. Nel presente lavoro, si è comunque adottata quale grandezza significativa del danneggiamento a fatica la rigidezza K in quanto grandezza ripetibile durante i test di laboratorio e correlata alla capacità di correzione dinamica durante la camminata: in tal senso va osservato come plantari di bassa rigidezza come F4, nonostante la grande stabilità alla sollecitazione ciclica espressa da una curva di rigidezza praticamente orizzontale, possono verosimilmente fornire poca correzione durante il passo sotto gli intensi carichi di camminata.

Per lo studio di correlazione tra prove di laboratorio e utilizzo reale, i plantari predisposti sono stati testati a fatica in maniera analoga ai plantari tipo F ma sono stati aggiunti più eventi di Prova Ciclica della rigidezza nelle prime fasi della prova, con periodicità 6000 cicli fino a 30000 cicli, come



risulta dall'esame di Figura 33: questo per poter cogliere con maggiore risoluzione l'evoluzione del danneggiamento progressivo del plantare e poterlo confrontare più accuratamente con i valori dei plantari usati.

Per ciascun soggetto, il numero di cicli di prova a fatica standard (200N-2500 N a 5 Hz) equivalente ad un mese di utilizzo reale è stato stimato come esemplificato in Figura 34 per il soggetto N2. Ritirato il plantare usato dal soggetto per 6 mesi, si è eseguita in laboratorio la Prova Ciclica di caratterizzazione meccanica (200N-1000 N a 1 Hz) ottenendo un valore di rigidità del plantare usato. Dopo approssimazione dell'andamento della curva di rigidità con un polinomio del 4° ordine ( $R^2 = 0.998$ ) si è calcolato il numero di cicli a cui il plantare testato avrebbe presentato la rigidità KU e si sono ottenuti  $N=18712$  cicli per 6 mesi di utilizzo, corrispondenti ad un valore di Neq pari a 3118 cicli.

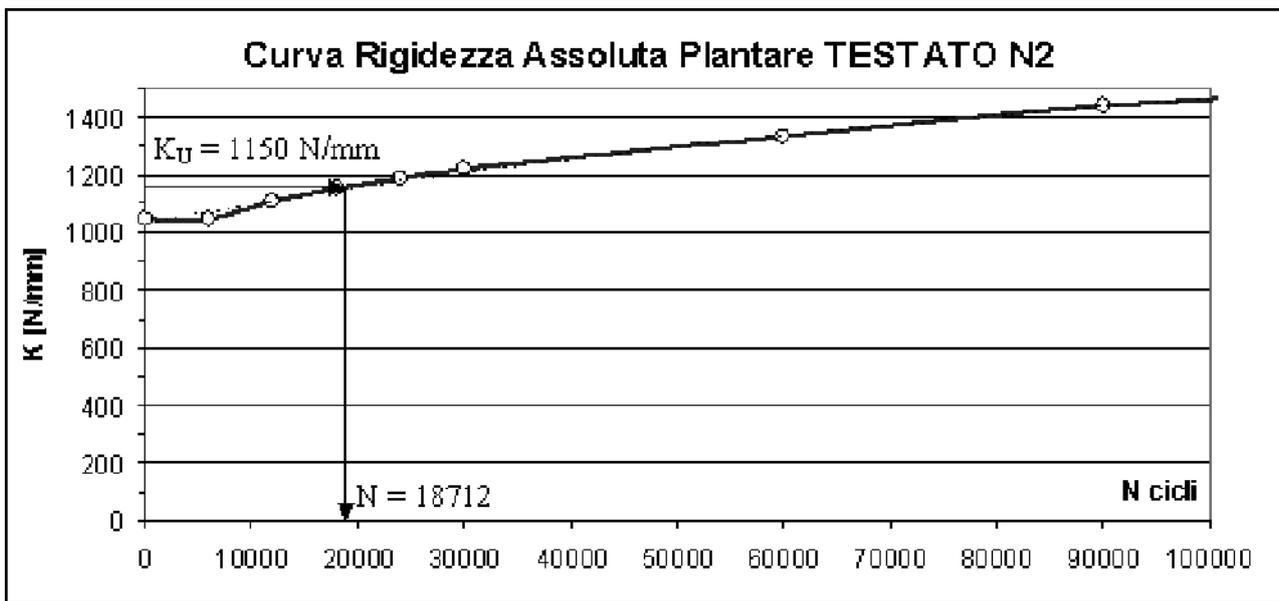


Figura 34. Curva di rigidità assoluta per il plantare N2 testato in laboratorio e confronto con la rigidità del plantare usato KU.

I valori di Neq dei sei soggetti coinvolti sono riportati in Tabella 3. Si può osservare come il valore medio di Neq per soggetti normali sia di circa 2'000 cicli, e sia di più di 5 volte inferiore al valore medio di Neq risultante per i soggetti sportivi, pari a 10'500 cicli, senza significative differenze tra corsa su pista e corsa campestre. L'evidente disparità di risultato tra soggetti N1-N2 e soggetti S1-S2 può essere considerata come una conferma della validità del metodo proposto e fornisce una stima fondamentale per la definizione di una procedura standard di prova che si possa adottare per la validazione e la caratterizzazione di plantari ortopedici.

Considerando infatti che il valore di 2500 N delle prove a fatica corrisponde a 2.5-3 volte il peso corporeo tipico di un adulto, è noto come tale valore si raggiunge facilmente in azioni di corsa o marcia veloce. Dovendo definire, come richiesto dalla normativa e dai fabbricanti, delle metodologie di prova standard, si può proporre di mantenere il valore di sovraccarico di prova pari a 2500 N per ciclo e di definire una tabella in cui siano differenziati il numero di cicli di prova corrispondenti ad esempio ad uno o più anni di utilizzo. La prova standard per la certificazione di un plantare destinato ad uso normale per un anno potrebbe consistere in 20'000 cicli con carico F variabile tra 200N e 2500 N a 5 Hz: dopo tali cicli, le caratteristiche di rigidità e schiacciamento permanente devono essere controllate con dei requisiti da definire sulla base delle caratteristiche funzionali dei plantari. Per plantari dedicati ad uso sportivo, la prova dovrebbe invece durare 100'000 cicli. Va





considerata comunque la necessità di sviluppare una metodologia di prova di plantare e calzatura che, analogamente a dispositivi protesici, simuli con correttezza anche le azioni orizzontali e non solo verticali sulla pianta del piede e sia eseguita ad esempio con due attuatori opportunamente inclinati e controllati.

Le ulteriori attività di studio si stanno concentrando attualmente sulla caratterizzazione dei materiali in funzione della loro durezza e di temperatura ed umidità presenti. Inoltre sono state misurate le pressioni plantari sia con i plantari integri che con i plantari usati e testati, essendo la pressione all'interfaccia il parametro di comfort da controllare (Figura 35.a,b). Infine, tramite la rilevazione tridimensionale delle superfici esterne del plantare, è possibile indagare la variazione di volume e spessore dei plantari nelle diverse zone di contatto con il suolo ed il piede (Figura 35.c).

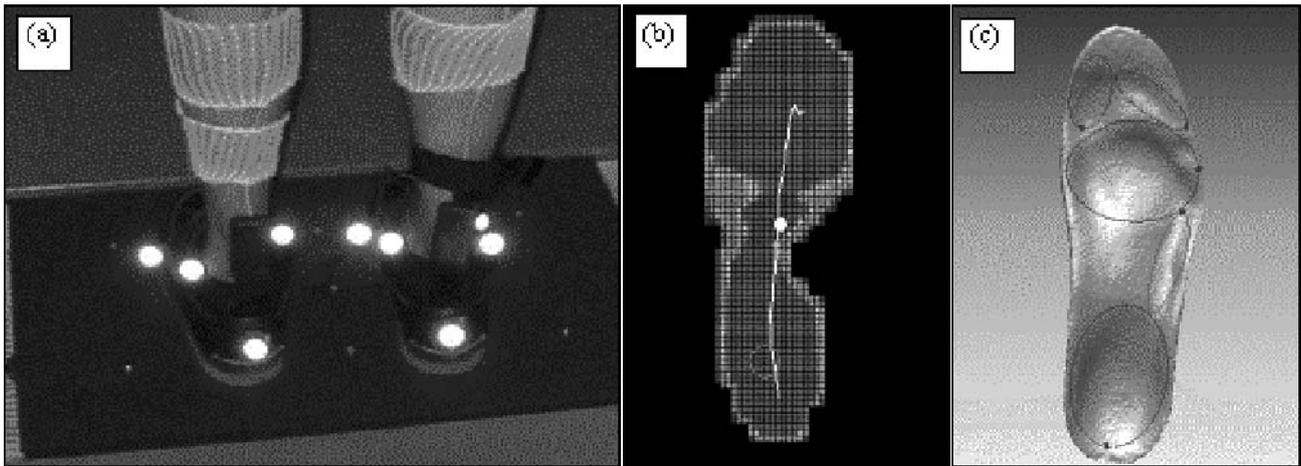


Fig. 35. (a,b) Misura della cinematica e della distribuzione delle pressioni sul plantare. (c) Ricostruzione tridimensionale della geometria del plantare .

### 3.1.4. CONCLUSIONI

Il lavoro aveva come obiettivo la caratterizzazione ciclica di plantari ortopedici e la definizione di una procedura di prova a fatica significativa per un dato periodo di utilizzo reale dei plantari sul campo. A tale scopo si sono sviluppate le attrezzature e le metodologie per la prova ciclica ed a fatica di plantari di diversi materiali, ottenendo andamenti caratteristici delle curve di rigidità e schiacciamento al progredire della prova.

Per il confronto con l'utilizzo reale, sei soggetti di diversa tipologia ed attività motoria sono stati coinvolti per utilizzare quotidianamente durante un periodo prestabilito i plantari. In parallelo, una coppia di plantari nominalmente identica a quelli in uso è stata testata in laboratorio secondo le procedure precedentemente introdotte, consentendo un confronto tra le caratteristiche di rigidità dei plantari testati e quelli usati e portando alla quantificazione di un numero  $N_{eq}$  di cicli equivalenti ad un mese di utilizzo reale. E' risultato che per soggetti normali la durata della possibile prova standard di certificazione del plantare deve essere di cinque volte inferiore alla durata della prova prevista per plantari destinati ad uso sportivo.

## 3.2 Percorso 2

### OTTIMIZZAZIONE DEI METODI DI PROVA SPERIMENTALE

Nel percorso presentato vengono analizzate le distribuzioni delle pressioni su due diversi plantari sottoposti a cicli di carico sinusoidali interponendo una soletta baropodometrica tra lo stampo del piede in resina ed i plantari analizzati.

In seguito sono analizzati carichi e pressioni agenti sui plantari testati sottoposti a cicli di camminata e corsa riprodotti con la MTS MINIBIONIX creando due apposite procedure nel software di gestione,



potendo così analizzare il comportamento dei plantari in laboratorio. Infine sono state testate le solette in prove di camminata e corsa reali da due diversi tester.

### 3.2 1. INTRODUZIONE

Sono stati sottoposti a cicli di carico sinusoidale due diversi plantari, uno vergine e l'altro usato (S2). Per poter leggere la distribuzione delle pressioni tra stampo in resina e plantare, è stata interposta una soletta baropodometrica che ne permette l'analisi tramite il software FootChecker 4.0. Come per la macchina di prova, sono state dedicate alcune ore di lavoro per riuscire a gestire questi sensori ed il relativo software.

Il percorso pone come primo obiettivo l'analisi della distribuzione delle pressioni agenti sui plantari sottoponendoli a cicli di carico sinusoidali, valutandone le diversità tra componenti nuovi ed usati. Altro obiettivo del percorso consiste nella creazione di due nuove procedure che permettano di effettuare cicli di camminata e corsa reali, rispettando valori realistici sia dei tempi che dei carichi. Purtroppo, avendo a disposizione un solo attuatore lineare, non è possibile realizzare un movimento tallone-punta che permetta di controllare le zone di applicazione dei carichi ma l'analisi è limitata al controllo del modulo della forza. Anche per queste applicazioni vengono di seguito esaminate le pressioni. Infine, vengono approfonditi i risultati ottenuti inserendo le solette nelle scarpe di due diversi tester che effettuano prove di camminata e corsa.

### 3.2 2. ATTREZZATURA DI PROVA

#### MACCHINA

Per eseguire i test viene utilizzata la macchina per prove di trazione assiale presente nel Laboratorio di Biomeccanica Ortopedica del Dipartimento di Ingegneria Meccanica dell'Università degli Studi di Padova, MTS MiniBionix 858 II da 15 kN.

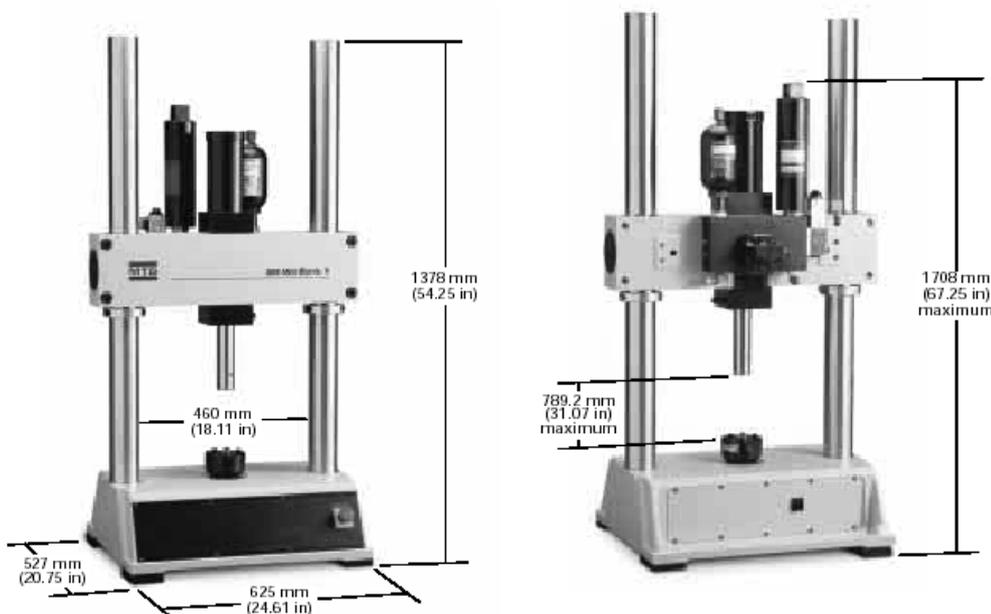
La macchina si presenta come un portale, con un attuatore fissato su una traversa superiore, regolabile in altezza grazie a due pistoni posteriori, al quale è fissata la ganascia superiore

Sul piano inferiore vi è una cella di carico e sopra di essa una ganascia per l'afferraggio dei provini.

Figura36. *Dimensioni e ingombri della MTS 858 MiniBionix*

La macchina è parte di un più complesso sistema. Tale sistema di prova, come si può vedere dallo schema della figura sottostante è composto principalmente da :

- una unità di carico;





- un sistema software di controllo e gestione;
- un controller digitale con più canali di ingresso.

#### ATTREZZATURA

Per poter effettuare le prove di pressione sui plantari è stata utilizzata una parte dell'attrezzatura progettata in passato per effettuare prove di rigidità sui plantari: il carico viene applicato al plantare mediante un calco in resina di un individuo sano, senza patologie particolari, di cui sono state prese sia l'impronta destra che sinistra.

Il calco è stato realizzato in resina con un'anima in acciaio tubolare: su tale tubo è stato praticato un foro trasversale per poter realizzare un sistema snodato rispetto alla flessione estensione del piede.



Figura 37. *Sagoma in resina*

La parte superiore è costituita da un sostegno, a cui è stato saldato un aggancio morsa per le ganasce ed un perno di collegamento con boccola per il supporto della forma del piede.

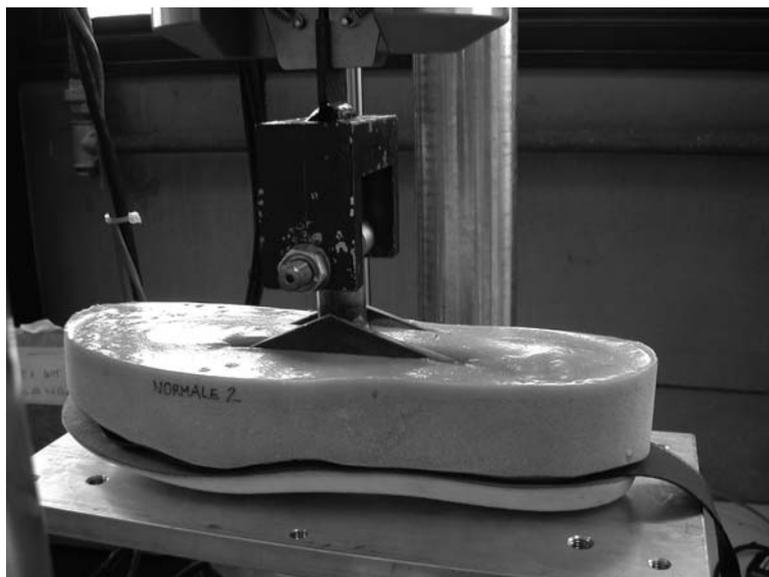


Figura 38. *Parte superiore dell'attrezzatura*



Il sostegno del montante superiore è stato realizzato in Fe360. Il componente, oltre ad avere una funzione strutturale, ha il compito di permettere che il montante superiore possa ruotare attorno al perno. L'aggancio morsa ha la funzione di permettere sia il posizionamento del montante superiore, sia la trasmissione delle forze generate dalla macchina di prova. Il perno è stato realizzato in C40 e ha la funzione di collegare il sostegno e la sagoma del piede in resina (è stato inserito in un tubo forato che fa da sostegno a sua volta alla forma del piede).

La parte inferiore, invece, è stata realizzata completamente in Al6072 ed è costituita dall'attrezzatura di sostegno e di aggancio alla ganascia inferiore, in corrispondenza della quale è presente la cella di carico. L'intera attrezzatura è stata poi agganciata alla ganascia inferiore tramite un perno realizzato in C40. Sono stati inseriti 4 bulloni (M10) di appoggio per dare maggiore stabilità a tutto il sistema, in seguito all'applicazione del carico.

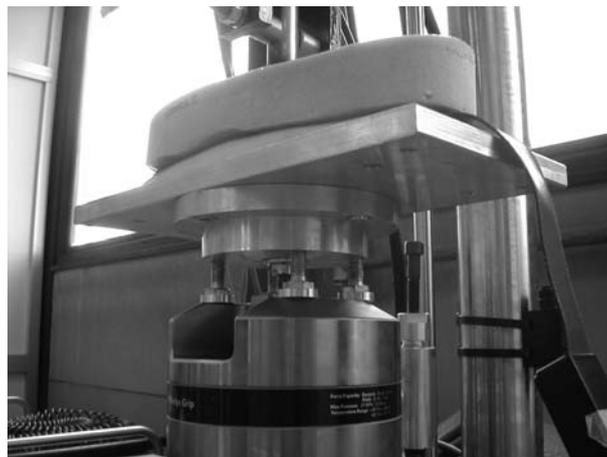


Figura 39. Vista della piastra inferiore di sostegno

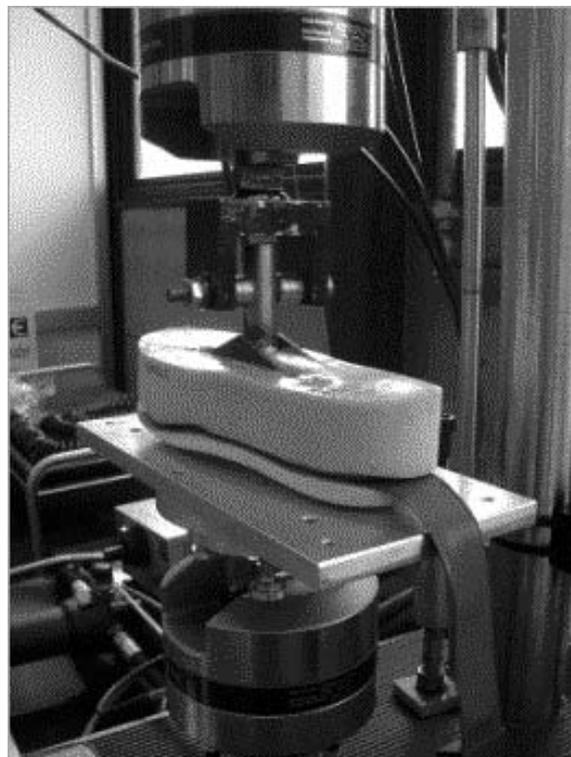


Figura 40. Vista d'assieme dell'attrezzatura



## SOLETTE

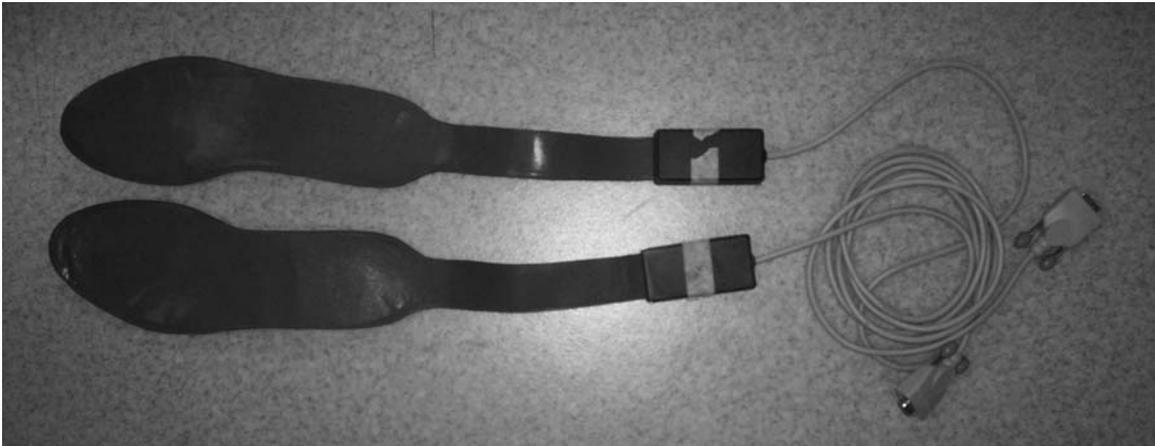


Figura 41. Vista d'assieme delle solette.

- 1 cm<sup>2</sup> risoluzione
- Principio: membrane piezoresistive

### POSSIBILI APPLICAZIONI

- Misure statiche delle pressioni nella calzatura
- Misure di stabilità statica (stabilometria)
- Misura di camminata multipla
- Misura di corsa sul campo

### CRITICITA':

- Risposta non-lineare
- Sensibili a Temperatura e Umidità
- Misure significative in relativo (non assolute)
- Bassa risposta in frequenza

In dotazione con le solette è stata data un'apparecchiatura hardware che permette la registrazione dei dati e l'invio degli stessi via bluetooth al computer:



Figura 42. Vista d'assieme dell'acquisitore.

## PLANTARI

I plantari testati sono stati due paia, prodotti dalla stessa azienda (Cittadellese) e dello stesso materiale. Uno è vergine mentre l'altro è stato indossato per sei mesi dal tester 1.



Figura 43.

*Plantari vergini*

*Plantari usati*

Per posizionare le solette nello stesso modo tra sagoma in resina e plantare anche dopo aver spostato l'attrezzatura si è rivelato utile applicare dello scotch per creare dei bordi di riferimento come visibile nell'immagine a destra.

Il materiale utilizzato per i plantari è AstiTechKomp.A con le seguenti caratteristiche:

Composition/information on ingredients

Chemical nature: preparation based on polyol, catalyst, additives

Hazardous ingredients: Ethyleneglycol

content(w/w): <=25%

CAS number: 107-21-1

EINECS number: 203-473-3

Hazard symbol: Xn

Physical and chemical properties

Form: liquid

Colour: yellowish

Solidification temperature: <0°C

Flash point: >110°C

Vapour pressure: <10 mbar(20°C)

Density: >1 g/cm<sup>3</sup>(20°C)

Miscibility with water: partly miscible

TESTER

I soggetti coinvolti nei test sono tre, il primo ha indossato i plantari per sei mesi, il secondo ed il terzo hanno effettuato prove di camminata e corsa con le solette dentro le scarpe; di seguito vengono riportati alcuni dati utili:

SOGGETTO	TIPO	ETA'	H [cm]	M [kg]	M/F
TESTER 1	Normale	72	180	87	M
TESTER 2	Sport	26	182	85	M
TESTER 3	normale	24	178	75	M

**3.2 3. CICLI DI CONFRONTO PLANTARI NUOVO ED USATO**

**3.2 3.1 ANALISI DEI CARICHI**

Prima di procedere con un'analisi dettagliata dell'andamento delle pressioni, si è verificato che le forze applicate dalla macchina di prova sul plantare corrispondano effettivamente a quelle acquisite





dalla soletta.

Il ciclo di carico impostato nella macchina ha un andamento sinusoidale con valore minimo in modulo di -20 kgf e massimo di -160 kgf e frequenza di 1 Hz; in questo elaborato i carichi verranno espressi in kgf dato che le solette danno in output i carichi con questa unità di misura.

A causa della comprimibilità dell'olio, della rigidità e smorzamento del sistema e dell'impostazione dei parametri di controllo nel PID, i carichi effettivamente applicati ai plantari e letti dalla cella di carico (frequenza d'acquisizione 20 Hz) della macchina risultano:

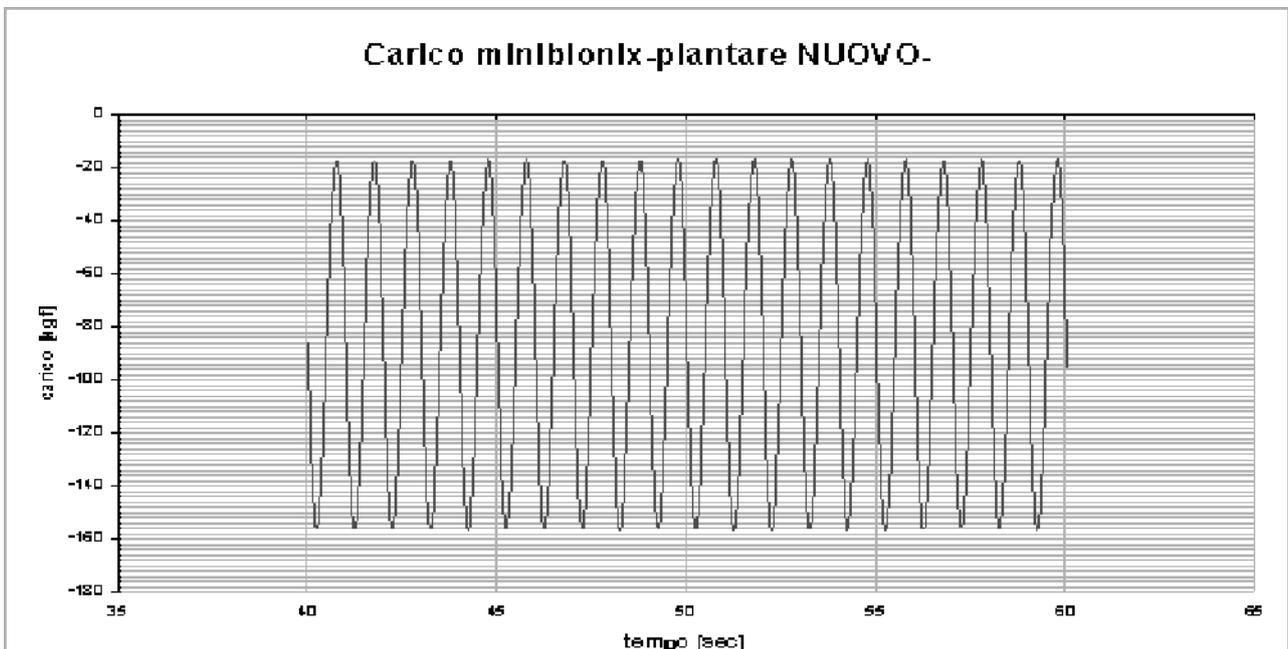


Figura 44. Carichi letti dalla cella di carico

Nella finestra di campionamento con ampiezza di 20 sec ed offset di 40 sec per permettere l'assestamento del plantare, si può notare che i valori minimi e massimi realmente applicati sono di -16.5 kgf e -156.6 kgf. Con il programma di gestione delle solette *FootChecker 4.0* è possibile diagrammare l'andamento dei carichi (anche se il file non è importabile in un foglio di calcolo):

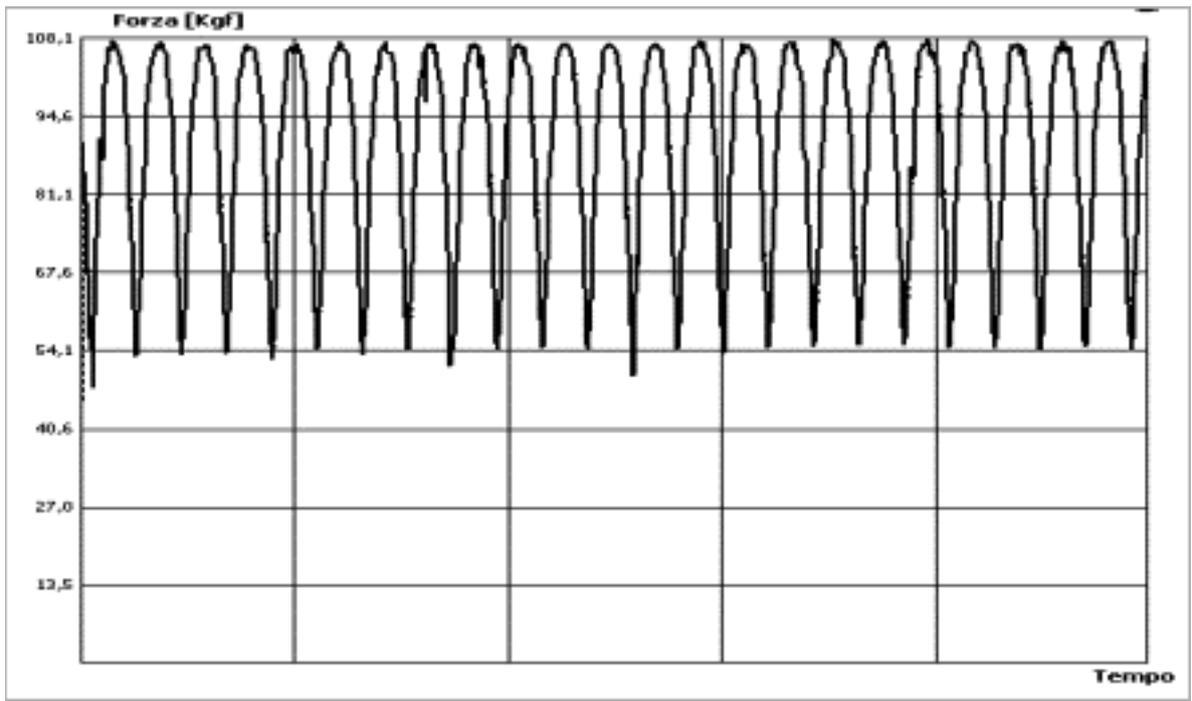
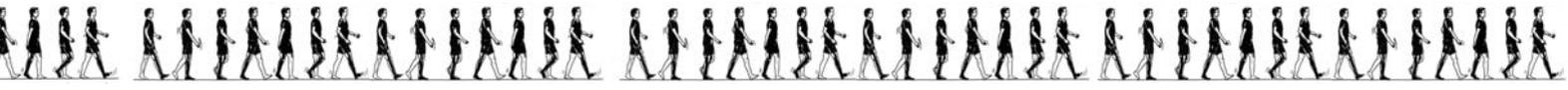


Figura 45. Carichi letti dalla soletta- plantare nuovo-

La soletta legge dei carichi diversi da quelli effettivamente applicati, in particolare, per la stessa finestra di campionamento, il valore massimo risulta pari a 108.1 kgf mentre il valore minimo a 54.1 kgf; inoltre l'andamento non appare sinusoidale come quello applicato.

Per quanto riguarda la prova sul plantare usato:

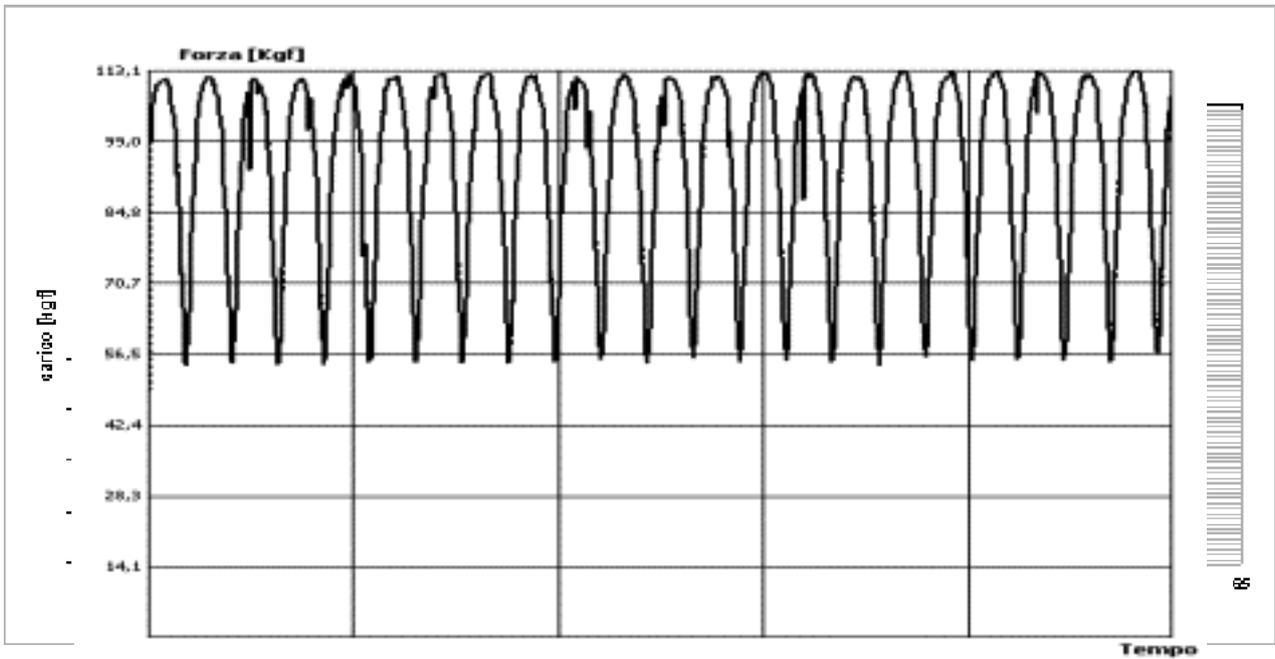


Figura 46. Carichi letti dalla cella di carico

Figura 47. Carichi letti dalla soletta-plantare usato-





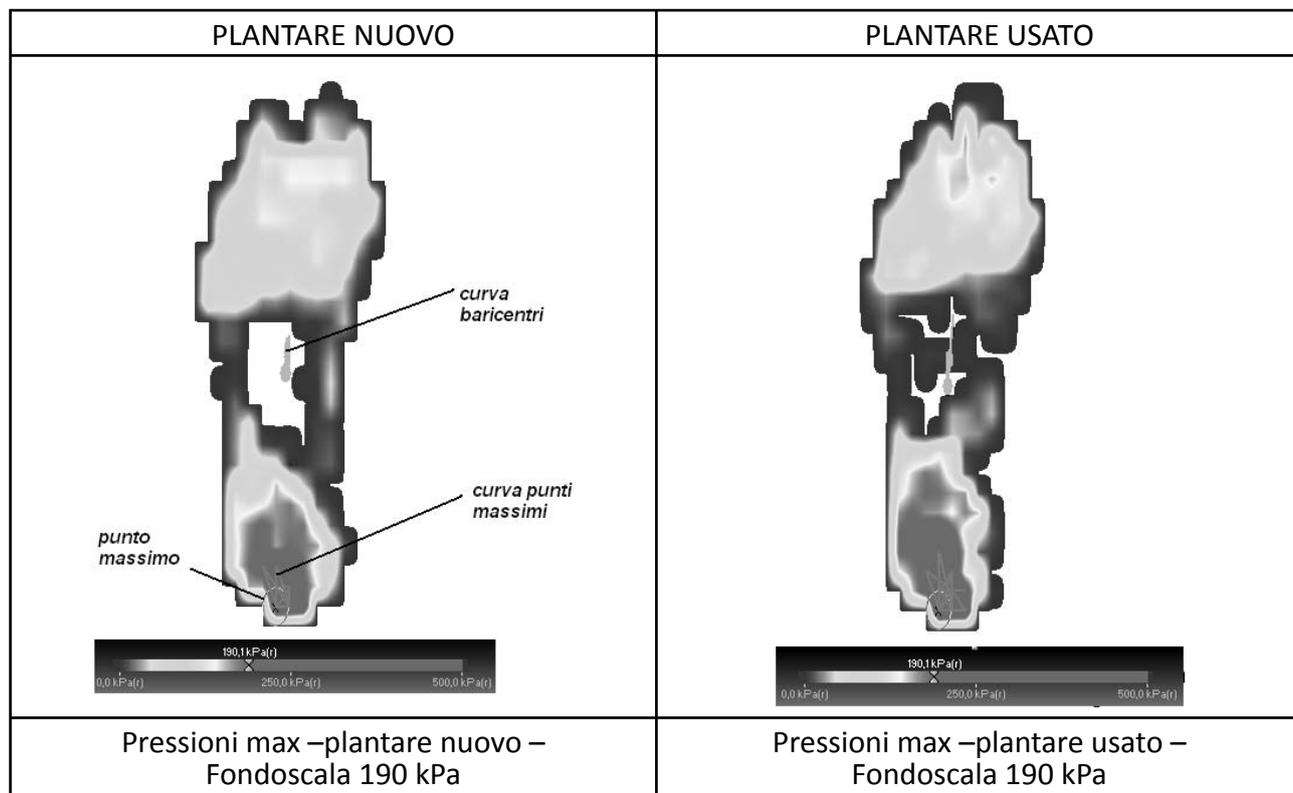
In questo caso i carichi applicati e letti dalla cella di carico sono praticamente coincidenti con quelli della prima prova ottenendo come valore minimo in modulo -16 kgf e massimo -156.7, mentre la soletta legge dei carichi diversi al caso precedente: 113.1 kgf (con il plantare nuovo: 108.1 kgf) come valore massimo e 56.5 kgf (con il plantare nuovo: 54.1 kgf) per il minimo.

### 3.2 3.2 ANALISI DELLE PRESSIONI

A questo punto risulta interessante verificare se la distribuzione delle pressioni sopra un plantare nuovo risulta diversa da quella nel caso di un plantare usato, come ci si potrebbe aspettare da semplici considerazioni di buon senso.

Di seguito vengono confrontate le due diverse mappe rappresentanti le pressioni massime e le pressioni medie, non ha senso per quest'analisi ciclica il confronto con i tempi di contatto. Per ogni caso vengono inoltre rappresentate la curva dei baricentri, quella dei punti di massima pressione ed il relativo punto di massimo.

Si può notare che le zone in cui agiscono i valori più alti di pressione, siano essi massimi o medi, risultano più ampie nel plantare usato. Questo è dovuto ad un degradamento del plantare, che dopo essere stato utilizzato per sei mesi, perde la sua forma originaria e porta ad un appoggio del piede diverso da quello per cui è stato progettato. Si può anche vedere che con il plantare usato il piede appoggia anche nella parte centrale ( visibile soprattutto nella mappa delle pressioni massime), in corrispondenza della volta plantare. Questa conseguenza potrebbe risultare dannosa per il paziente perché la volta plantare non riesce a lavorare in modo ottimale, garantendo cioè resistenza e flessibilità alla struttura del piede e di conseguenza a tutto il corpo.



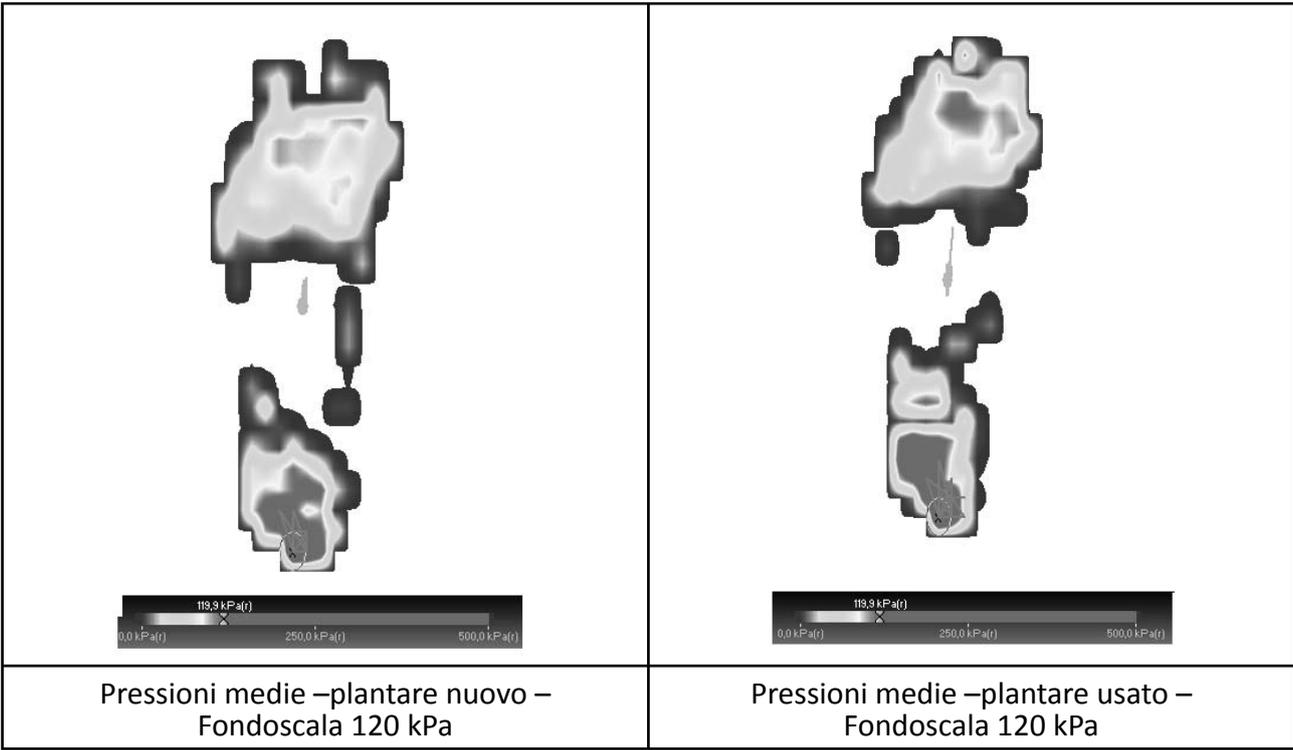
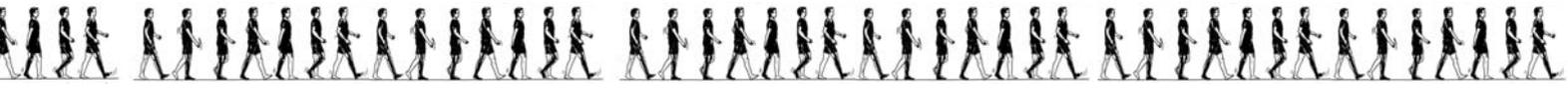


Figura 48.

### 3.2.4. CICLO DI CAMMINATA

Si consideri come curva di riferimento la seguente:

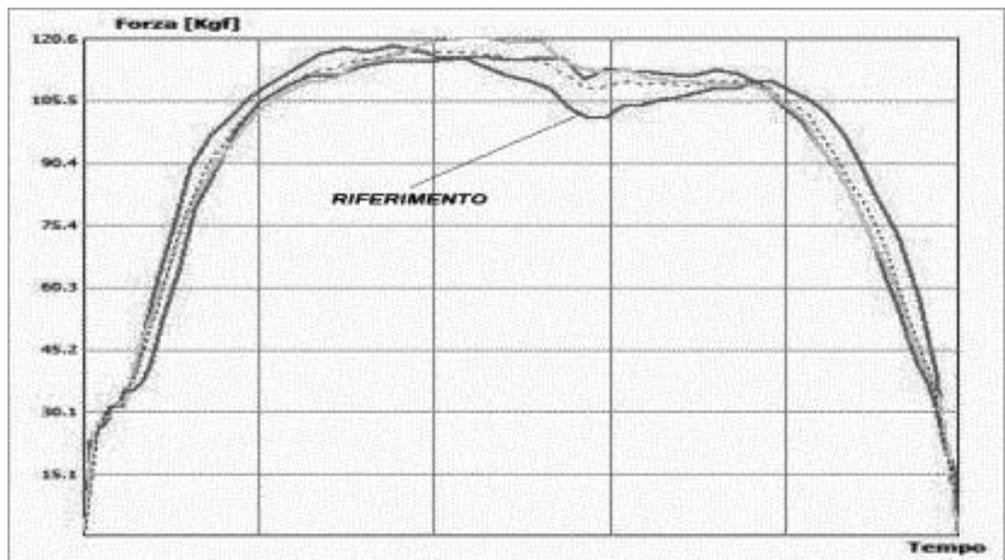


Figura 49.

Noto che la fase d'appoggio è il 60% del ciclo del passo mentre la fase di volo dura il rimanente 40%, è possibile determinare il tempo di pausa fissato il tempo d'appoggio che in questa simulazione viene considerato pari a 1.05 sec.



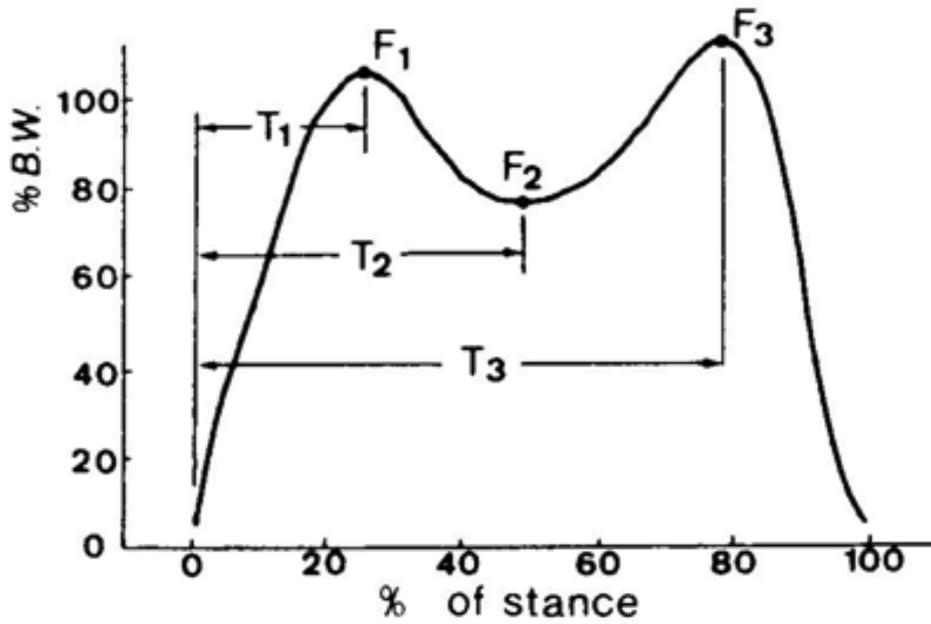


Figura 50.

Rispetto alla % of stance i vari tempi T<sub>i</sub> rappresentano:

- 0% : *heel strike*
- T<sub>1</sub> : *foot flat*
- T<sub>2</sub> : *mid stance*
- T<sub>3</sub> : *heel off*
- 100% : *toe off*

### 3.2 4.1 PROCEDURA

Per creare una procedura che effettui un ciclo di camminata in controllo di forza rappresentato dalla caratteristica curva a doppia gobba, si crea un gruppo composto da:

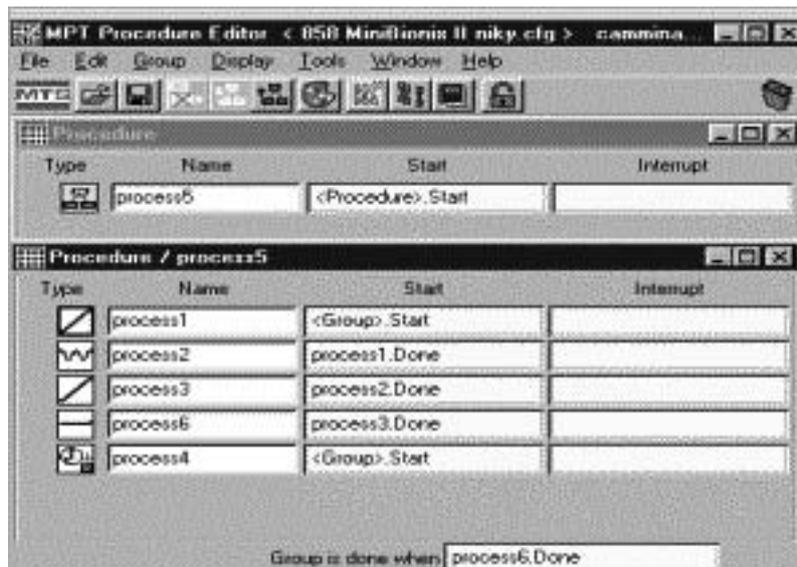


Figura 51.



	<p><u>Segment Command</u>: genera un segnale di comando monotono</p> <p>Parametri: <i>segment shape: ramp</i> <i>Time: 0.1664 sec</i> <i>Control mode: force</i> <i>Absolute end level: -105 kgf</i></p>
	<p><u>Cycling Command</u>: genera un segnale ciclico di comando unendo due segnali</p> <p>Parametri: <i>segment shape: sine</i> <i>Frequency: 2 Hz</i> <i>Count: 3 segment</i> <i>Control mode: force</i> <i>Absolute end level 1: -90 kgf</i> <i>Absolute end level 2: -120 kgf</i></p>
	<p><u>Segment Command</u>: genera un segnale di comando monotono</p> <p>Parametri: <i>segment shape: ramp</i> <i>Time: 0.1664 sec</i> <i>Control mode: force</i> <i>Absolute end level: 0 kgf</i></p>
	<p><u>Segment</u></p> <p>Parametri: <i>Time: 0.55733 sec</i> <i>Control mode: force</i></p>
	<p><u>Timed Acquisition</u>: acquisisce i segnali ad ogni intervallo di tempo imposto</p> <p>Parametri: <i>Time: 0.1664 sec</i></p>



### 3.2 4.2 RISULTATI OTTENUTI

Da notare che, essendo i carichi da applicare tutti di compressione, la curva del carico in funzione al tempo visualizzabile nello scope durante l'esecuzione della prova sarà specchiata orizzontalmente rispetto a quelle solitamente presenti nelle varie bibliografie. Inoltre sono stati applicati tutti i parametri dei carichi in kgf anziché N perché le solette baropodometriche danno in output i valori della forza in kgf.

Si è ottenuto il seguente risultato:

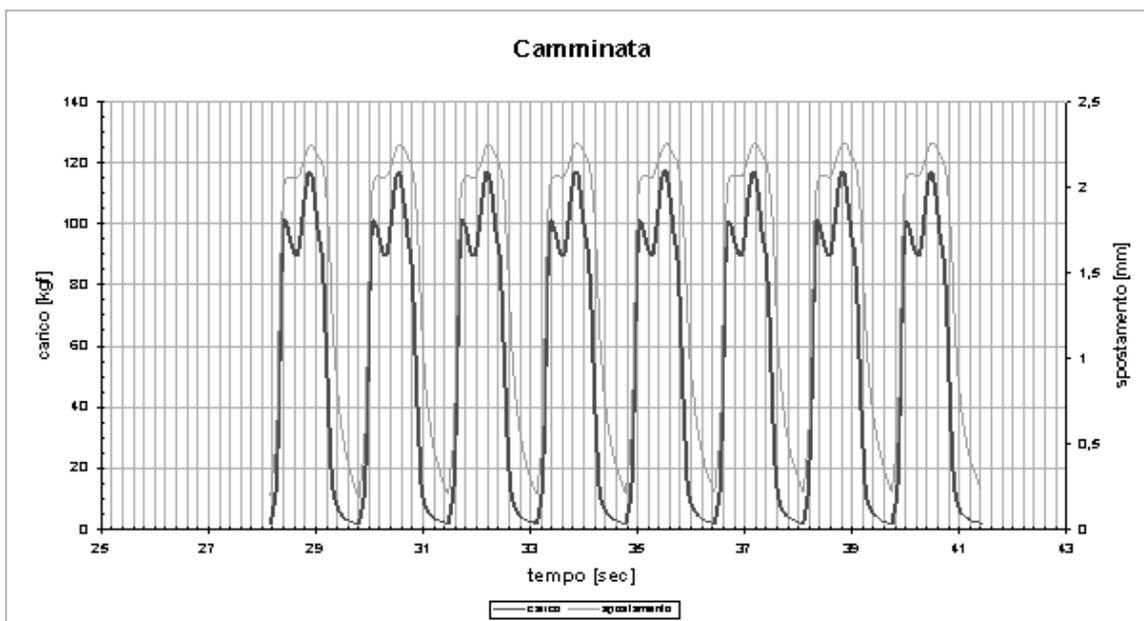


Figura 52. Dati ricavati dalla cella di carico

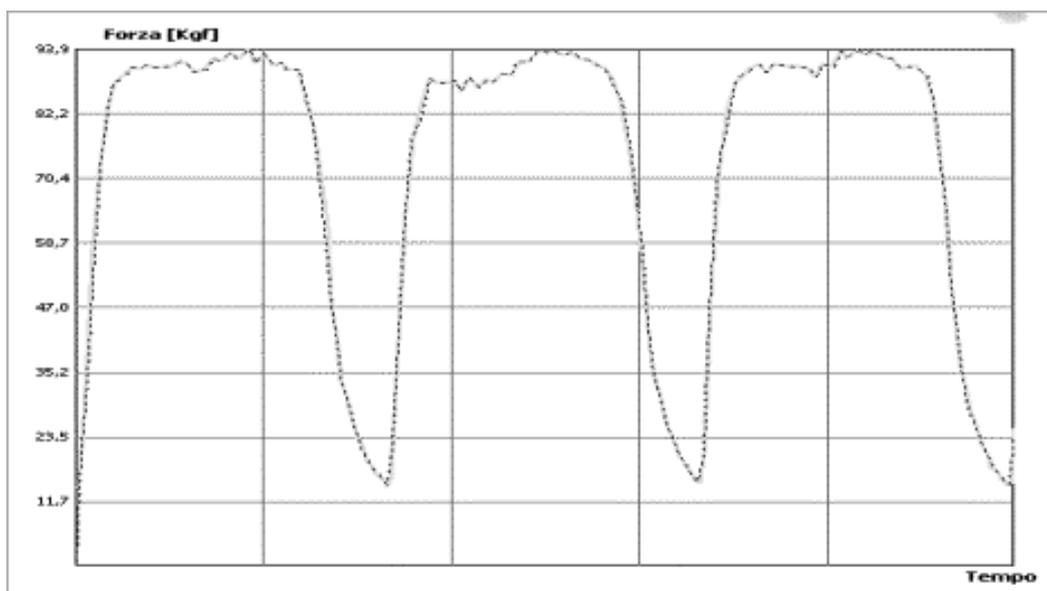
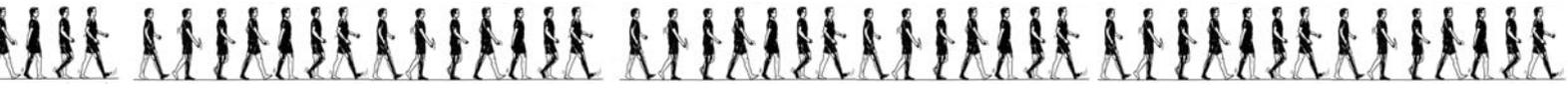


Figura 53. Dati ricavati dalla soletta baropodometrica



Riportando un solo ciclo del passo e resettando la scala dei tempi:

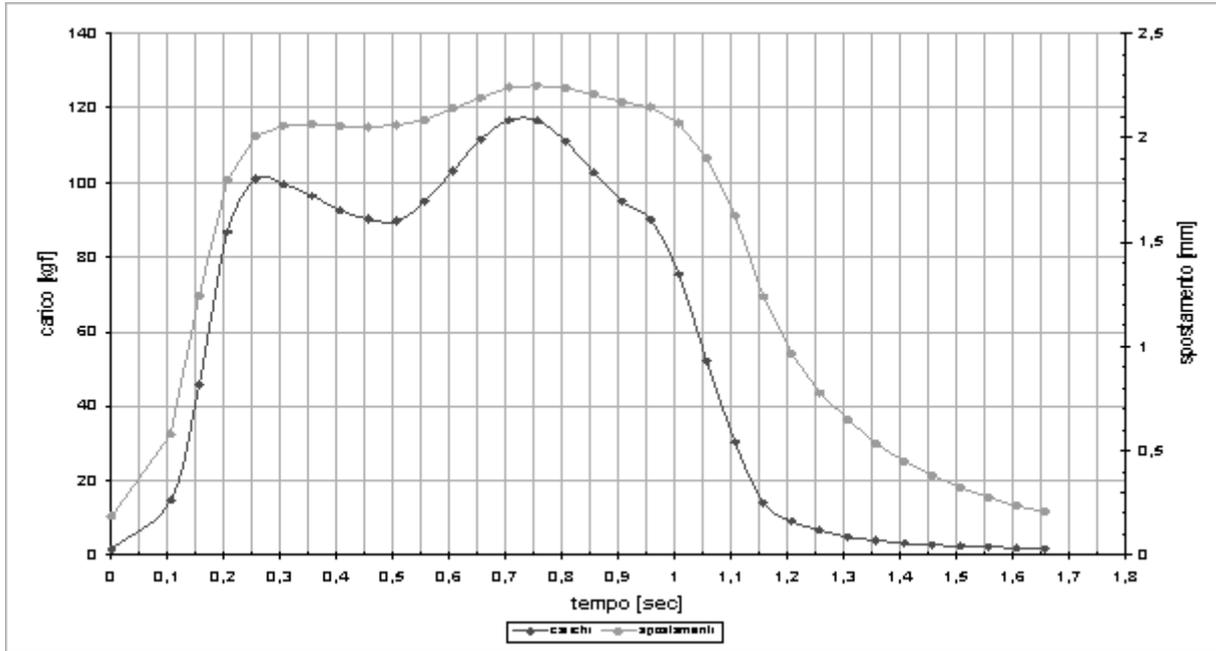


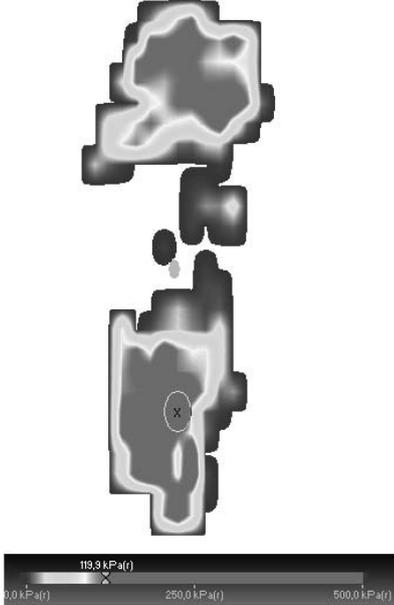
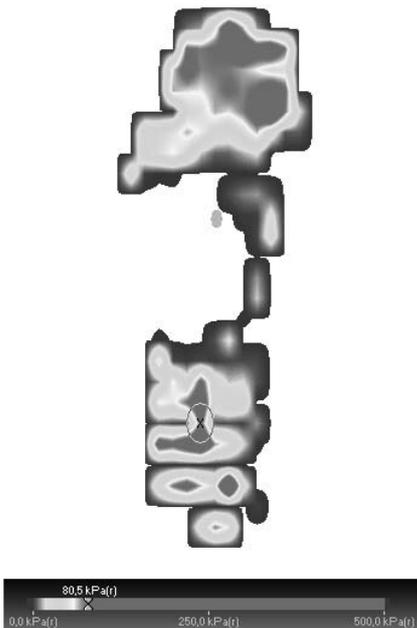
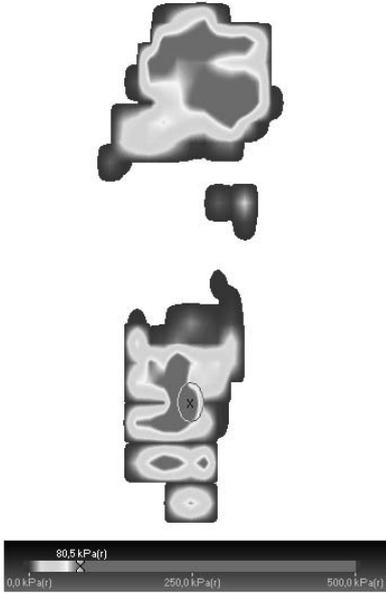
Figura 54. Dati ricavati dalla cella di carico

Con le solette baropodometriche è possibile analizzare la distribuzione delle pressioni tra il piede in resina ed il plantare. Di seguito vengono rappresentate le pressioni massime, le pressioni medie, i tempi di contatto e gli integrali delle pressioni nel tempo.

Dalle mappe si può notare che il punto di pressione massima si presenta nella parte posteriore del piede, mentre in un ciclo di camminata reale (come quello effettuato nell'ultima parte del progetto) questo si trova nella parte anteriore, nella zona delle falangi. Un'altra considerazione deriva dal fatto che i principali punti d'appoggio sono il tallone e la punta del piede, e non viene interessata la zona centro-laterale. L'immagine dei tempi di contatto mostra che il calco in resina preme l'avanpiede per la maggior parte del tempo.

Si può notare la differenza delle distribuzioni delle pressioni tra plantare nuovo ed usato; in particolare nella zona posteriore del plantare usato si ha una zona più ampia di contatto, giustificata dal fatto che il plantare si è degradato dopo il periodo di prova.



PLANTARE NUOVO	PLANTARE USATO
	
Pressioni max –plantare nuovo – Fondoscala 120 kPa	Pressioni max –plantare usato – Fondoscala 120 kPa
	
Pressioni medie –plantare nuovo – Fondoscala 80 kPa	Pressioni medie –plantare usato – Fondoscala 80 kPa

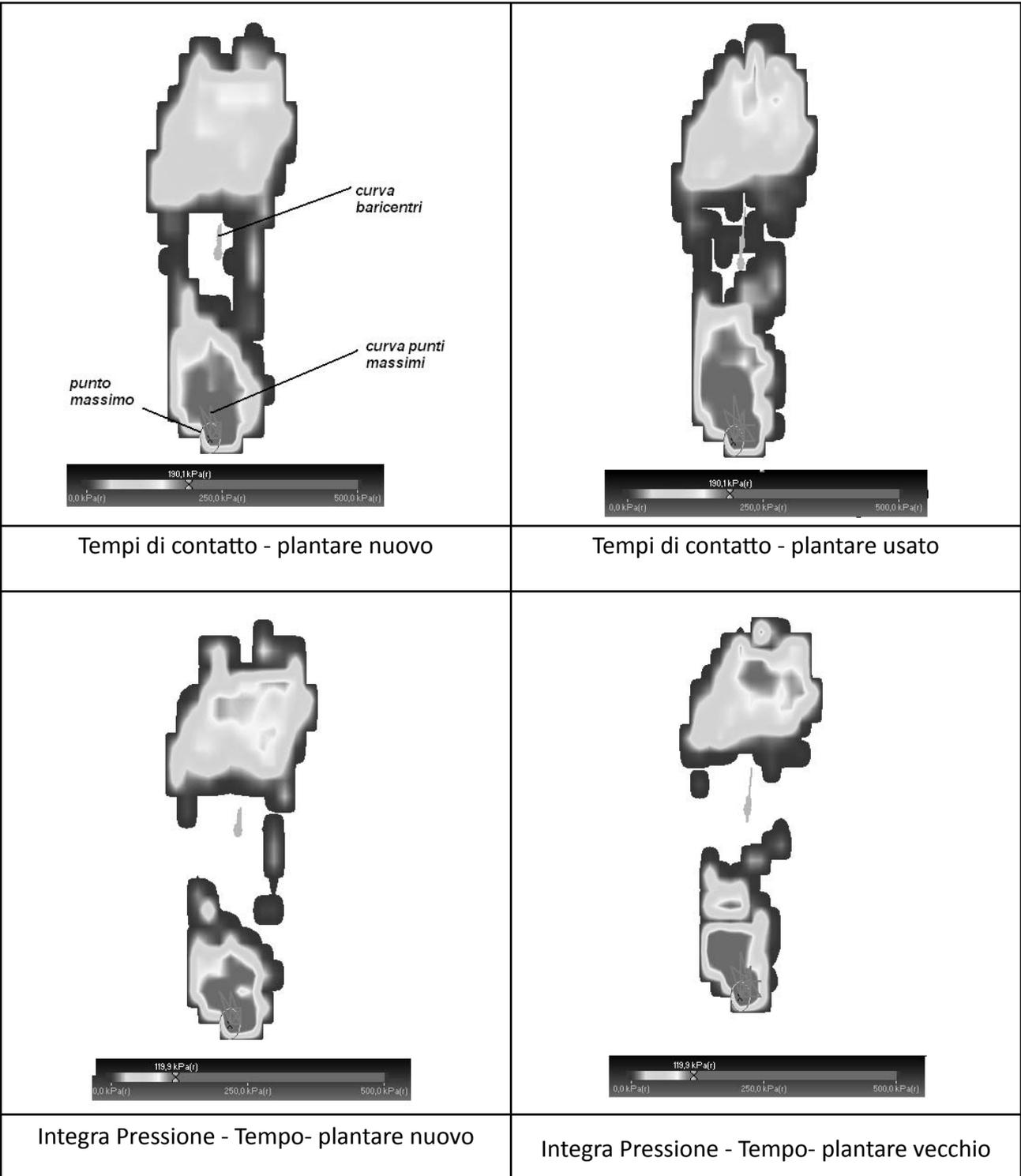
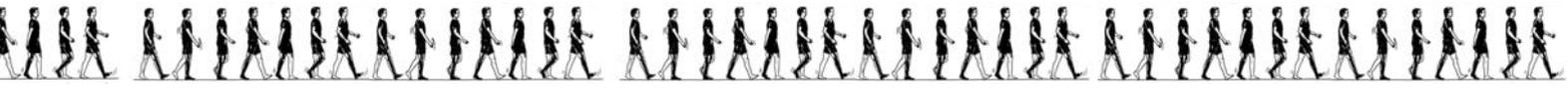


Figura 55.



### 3.2 5. CICLO DI CORSA

L'andamento dei carichi nel tempo in un ciclo di corsa viene rappresentato dal seguente diagramma:

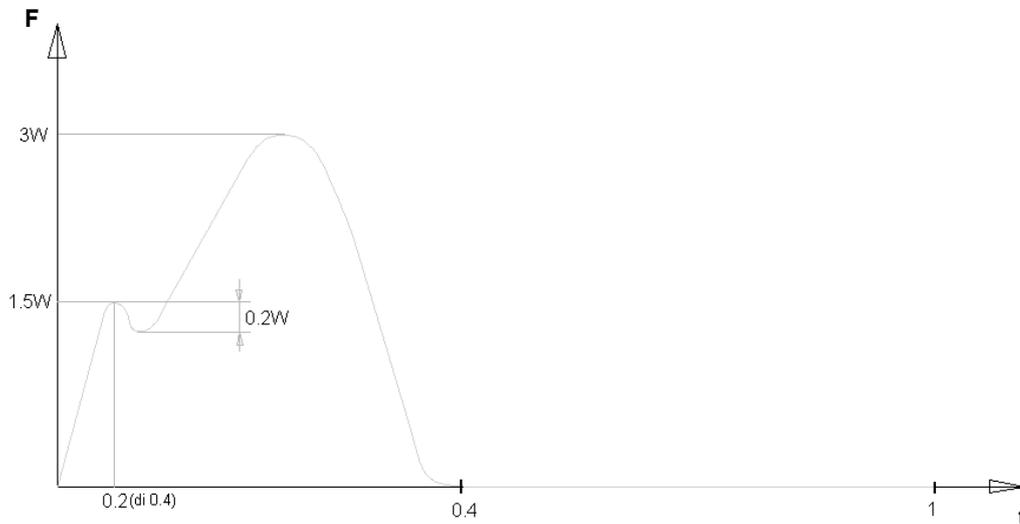


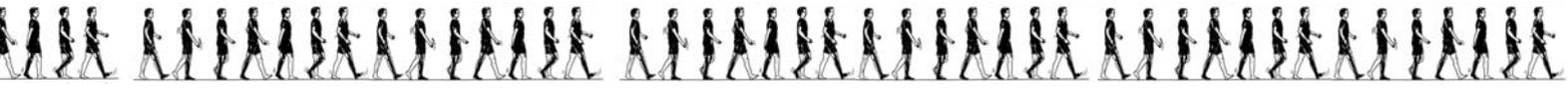
Figura 56.

L'andamento a doppia gobba caratteristico della camminata si trasforma nel diagramma sopra riportato nel caso di corsa, dove il fattore di amplificazione dei carichi assume valore pari a 3, la fase di propulsione predomina su quella di decelerazione e la fase di *stance* rappresenta il 40% dello stride, permanendo il piede in volo per il rimanente 60%.

#### 3.2 5.1 PROCEDURA

Per creare una procedura che effettui un ciclo di corsa in controllo di forza viene creato un *gruppo* composto da:

	<p><u>Segment Command</u>: genera un segnale di comando monotono</p> <p>Parametri: segment shape: ramp</p> <p>Time: 0.06 sec</p> <p>Control mode: force</p> <p>Absolute end level: -110 kgf</p>
--	---



	<p><u>Cycling Command</u>: genera un segnale ciclico di comando unendo due segnali</p> <p>Parametri:    segment shape: sine</p> <p>                  Frequency: 10 Hz</p> <p>                  Count: 2 segment</p> <p>                  Control mode: force</p> <p>                  Absolute end level 1: -120 kgf</p> <p>                  Absolute end level 2: -80 kgf</p>
	<p><u>Cycling Command</u>: genera un segnale ciclico di comando unendo due segnali</p> <p>Parametri:    segment shape: sine</p> <p>                  Frequency: 1.5 Hz</p> <p>                  Count: 1 segment</p> <p>                  Control mode: force</p> <p>                  Absolute end level 1: -240 kgf</p> <p>                  Absolute end level 2: -120 kgf</p>
	<p><u>Segment Command</u>: genera un segnale di comando monotono</p> <p>Parametri:    segment shape: ramp</p> <p>                  Time: 0.1 sec</p> <p>                  Control mode: force</p> <p>                  Absolute end level: 0 kgf</p>
	<p><u>Segment</u></p> <p>Parametri:    Time: 0.6 sec</p> <p>                  Control mode: force</p>
	<p><u>Timed Acquisition</u>: acquisisce i segnali ad ogni intervallo di tempo imposto</p>



### 3.2 5.2 RISULTATI OTTENUTI

Da notare che, essendo i carichi da applicare tutti di compressione, la curva del carico in funzione al tempo visualizzabile nello scope durante l'esecuzione della prova sarà specchiata orizzontalmente rispetto a quelle solitamente presenti nelle varie bibliografie. Si è ottenuto il seguente risultato:

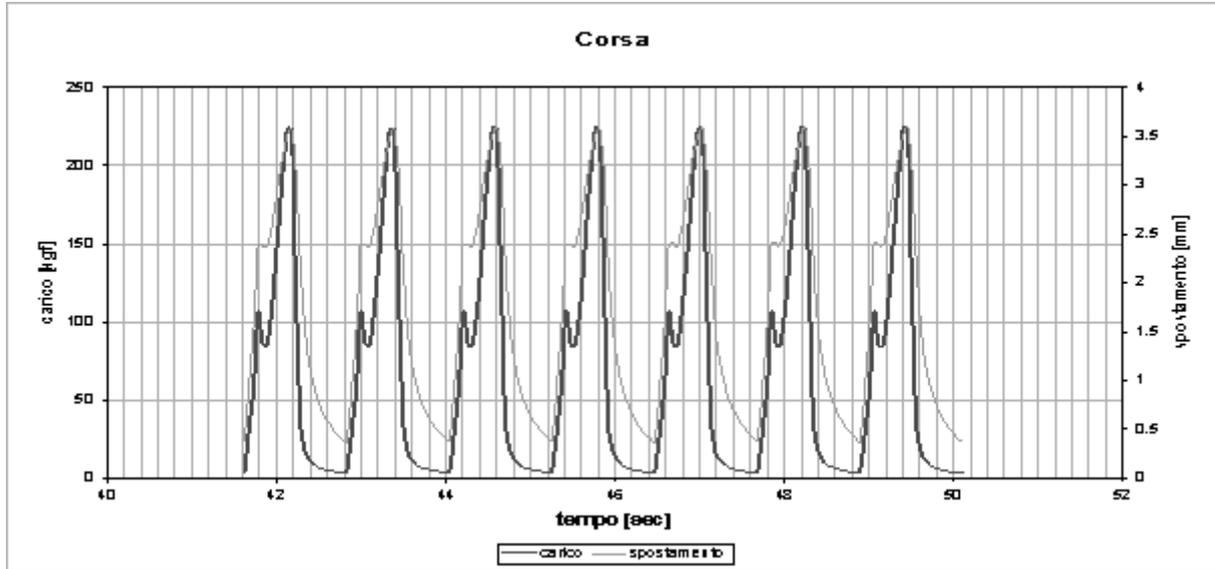


Figura 57. Dati ricavati dalla cella di carico

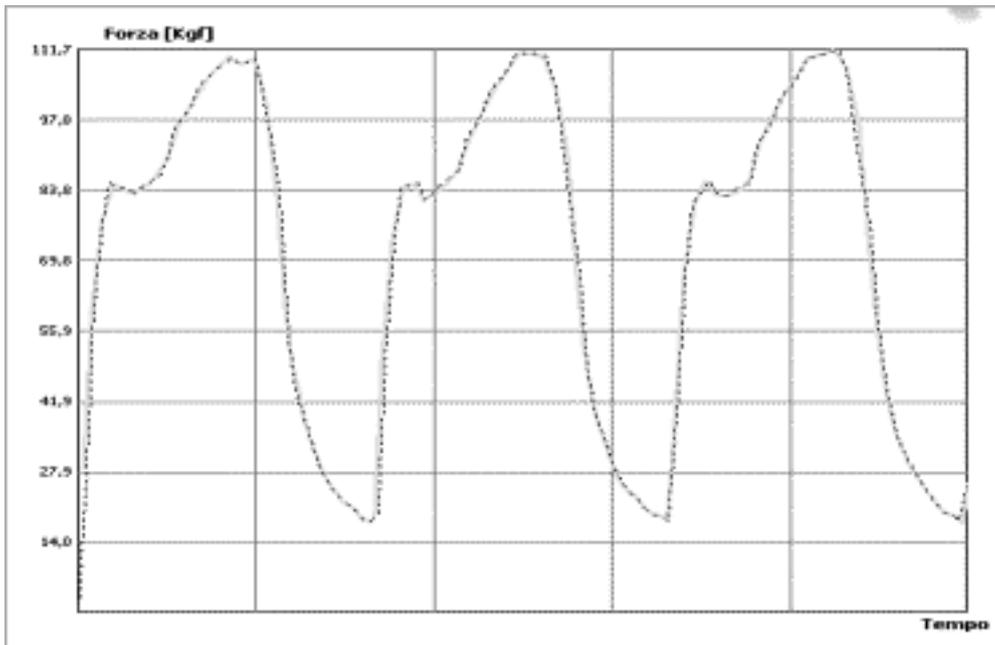


Figura 58. Dati ricavati dalla soletta baropodometrica

Riportando un solo ciclo del passo, resettando la scala dei tempi:

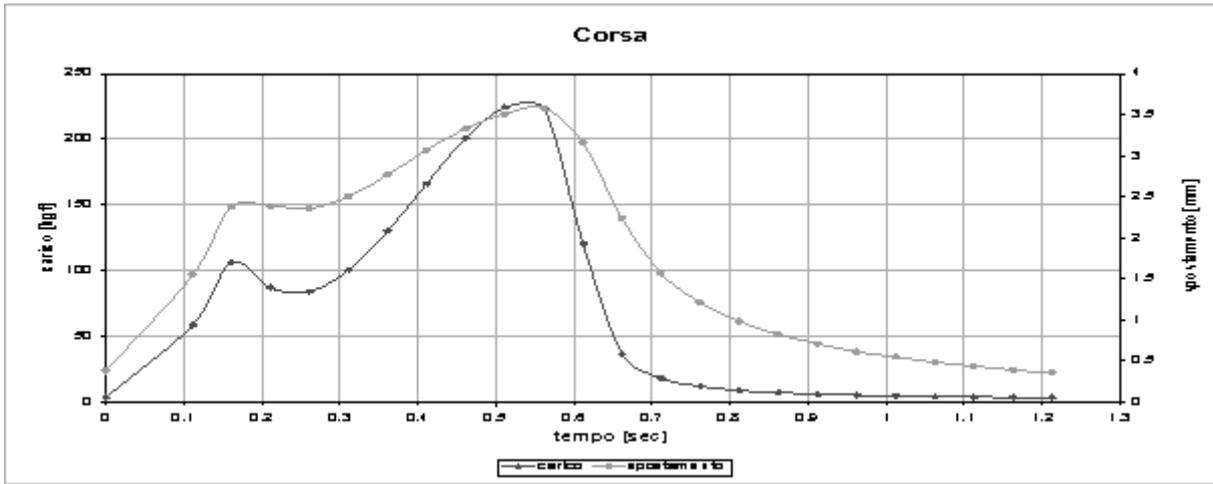
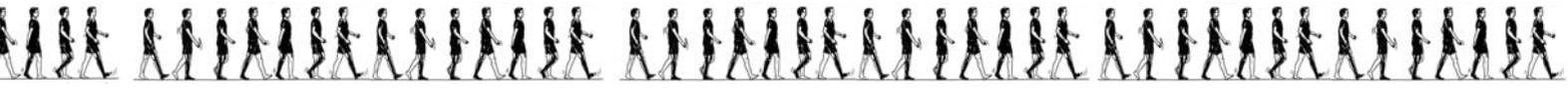
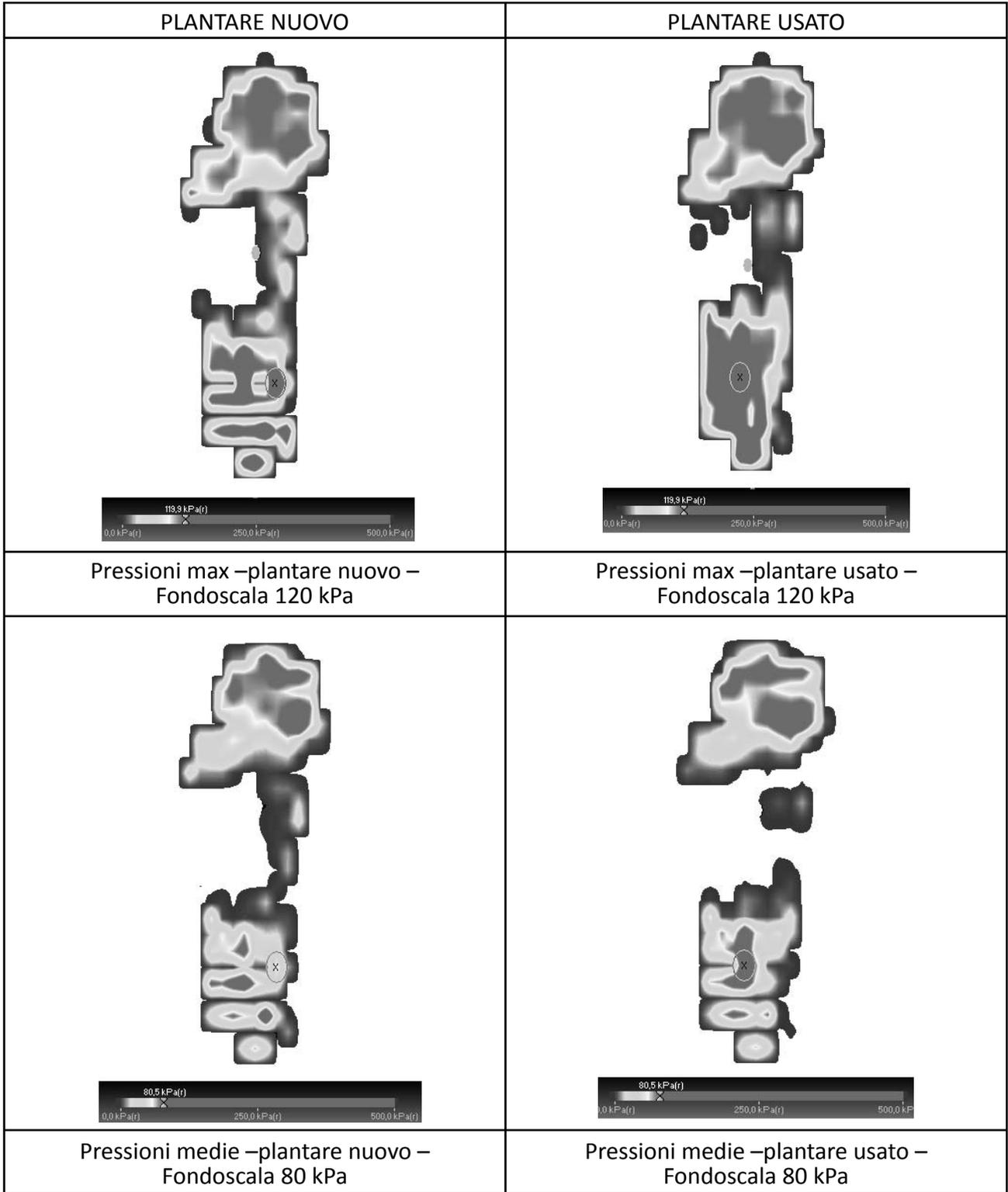


Figura 59. Dati ricavati dalla cella di carico

Con le solette baropodometriche è possibile analizzare la distribuzione delle pressioni tra il piede in resina ed il plantare. Di seguito vengono rappresentate le pressioni massime, le pressioni medie, i tempi di contatto e gli integrali delle pressioni nel tempo. Le considerazioni che si possono fare su questi risultati sono pressoché le stesse valide per il ciclo di camminata analizzato nel paragrafo precedente.





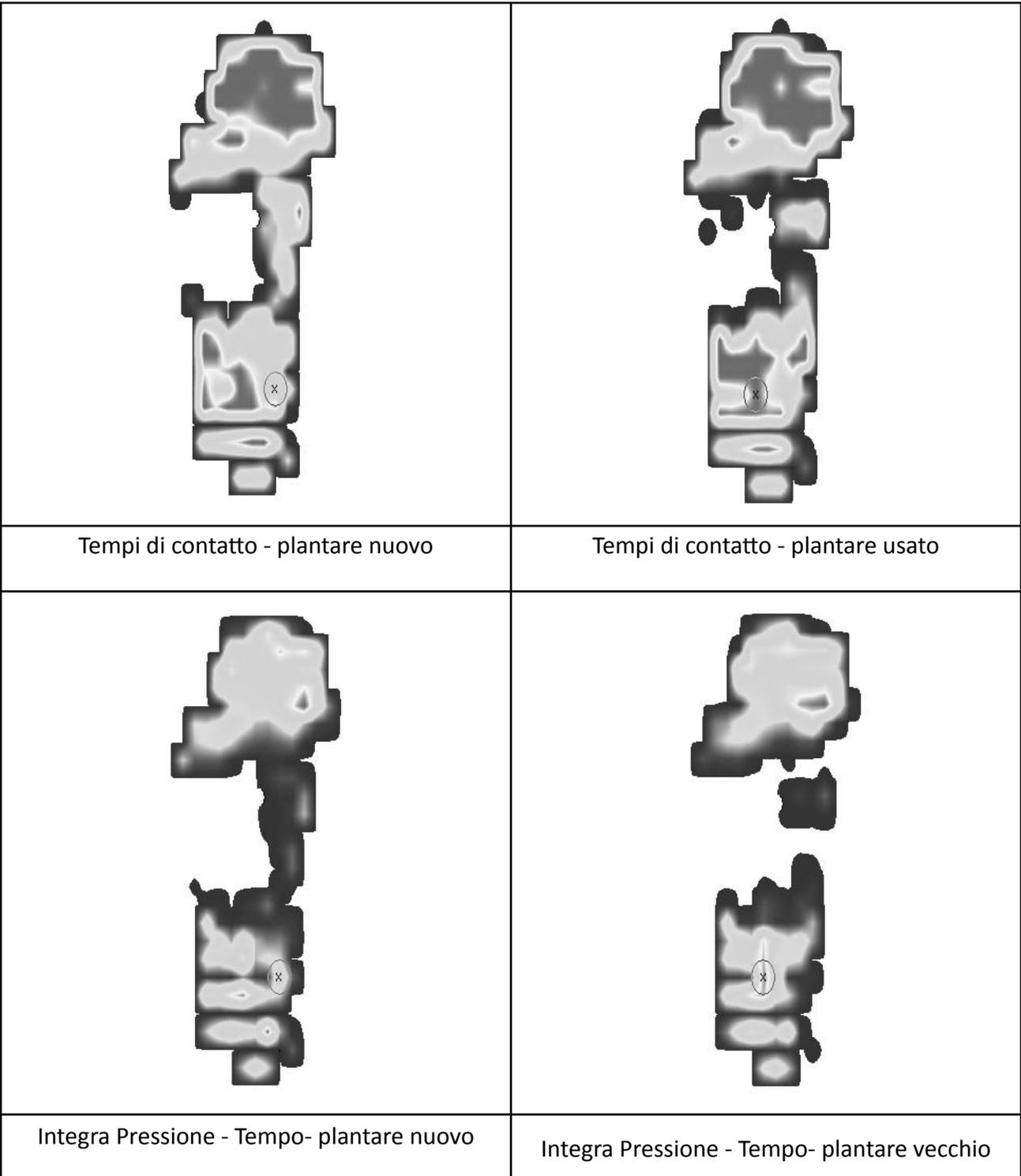
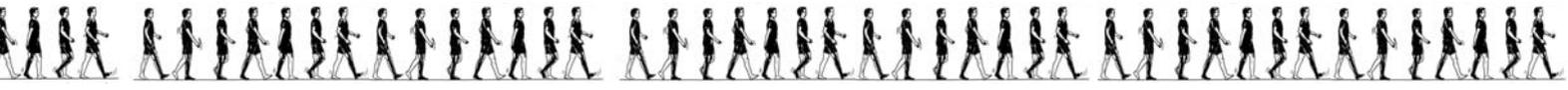


Figura 60.

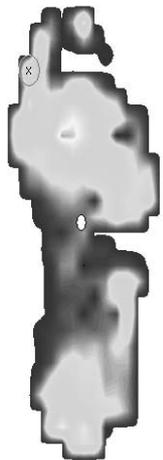
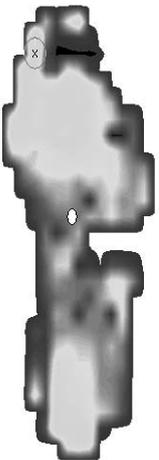


### 3.2 6. RILEVAZIONE CAMMINATA E PASSO REALI

#### 3.2 6.1 ANALISI DELLE PRESSIONI

Per verificare l'attendibilità delle solette baropodometriche utilizzate, dopo aver notato che i valori di forza acquisiti non corrispondono a quelli realmente applicati, sono stati registrati alcuni cicli di camminate e di corsa interponendo le solette tra il piede e la scarpa del tester 2.

Purtroppo la soletta sinistra ha acquisito valori di carico completamente errati e per questo si è deciso di analizzare solo le pressioni sotto il piede destro:

CAMMINATA	CORSA
	
<p>Pressioni max –camminata– Fondoscala 120 kPa</p>	<p>Pressioni max –corsa – Fondoscala 120 kPa</p>
	
<p>Pressioni medie –plantare nuovo – Fondoscala 80 kPa</p>	<p>Pressioni medie –plantare usato – Fondoscala 80 kPa</p>

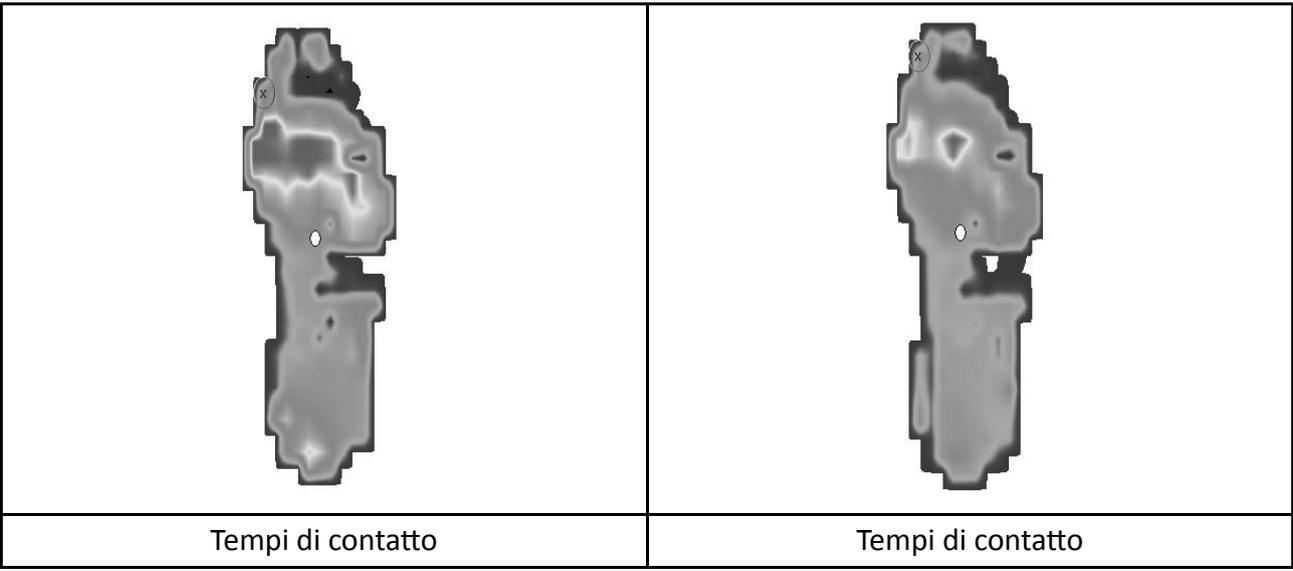
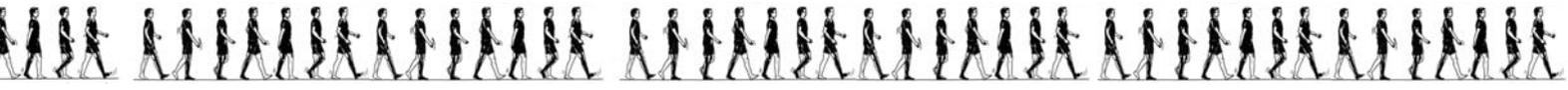


Figura 61.

Dalle mappe precedenti si può notare come la pressione sia distribuita in una zona abbastanza ampia del piede, comprendente il calcagno, la zona centro-laterale e l'avampiede; tutto ciò viene amplificato nella corsa, dove le dinamiche cambiano ed il piede appoggia completamente su tutta la sua pianta. Il baricentro delle pressioni si trova in una zona centrale mentre il punto di massima pressione si trova in prossimità della punta del piede, giustificato dal fatto che in quella zona si ha la massima spinta di propulsione durante il ciclo del passo. Un'altra considerazione può essere fatta sui tempi di contatto dove per la camminata si ha una zona in cui il piede appoggia per più tempo che risulta ben più ampia rispetto della corsa. Di seguito vengono confrontati il ciclo del passo reale con quello ottenuto in macchina:

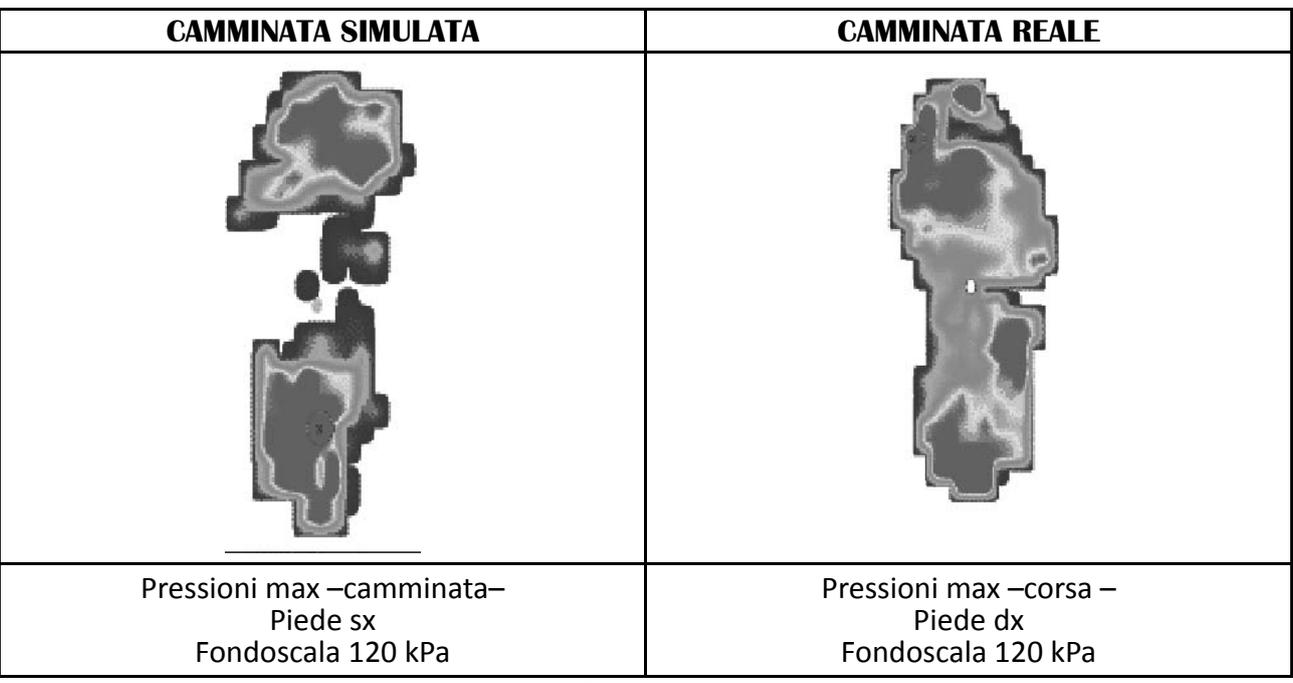


Figura 62.





Da questo confronto si nota che la zona centro-laterale nella simulazione in macchina non contribuisce a scaricare le forze, come nemmeno si nota il contributo delle dita. Il baricentro delle pressioni passa all'incirca per lo stesso punto; questo sta a significare che lo stampo in resina del piede distribuisce i carichi in maniera equilibrata. Un'altra osservazione riguarda il punto di massimo che nella simulazione si trova nella zona posteriore del piede, mentre nella camminata reale si trova sulla punta; questo è dovuto al posizionamento del plantare sotto lo stampo, procedura di cui l'analisi risulta sensibile.

### 3.2 6.2 ANALISI DEI CARICHI

Per poter fare un'analisi sui carichi sono state necessarie ulteriori prove effettuate del tester 3.



Figura 63.

#### CAMMINATA

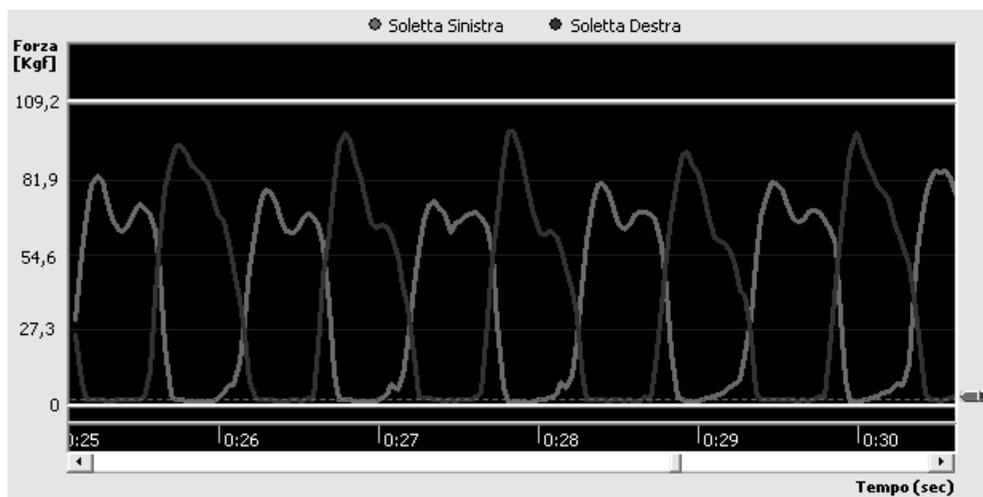
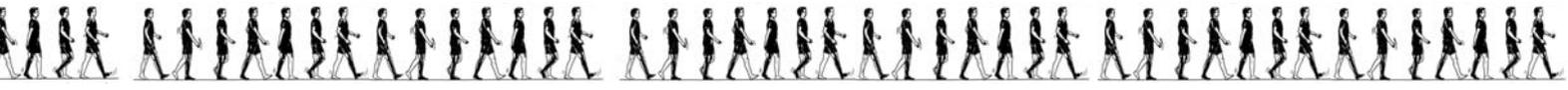


Figura 64.

I valori dei carichi non sono molto attendibili perché in condizioni statiche ed appoggio monopodalico le solette registravano un carico di 90 kg sul piede sinistro (il tester 3 pesa 75 kg) e 105 kg su quello destro. Ad ogni modo da quest'analisi si possono trarre delle considerazioni di carattere qualitativo. Si può notare che il piede sinistro effettua un ciclo di carico a doppia gobba, tipico della camminata, mentre al piede destro manca la fase di propulsione; questo può essere causato dalla debolezza del tricipite del tester 3 a causa di un'operazione subita alla gamba destra. Si possono osservare i periodi



in appoggio (*stance*) e di volo (*swing*) rappresentanti rispettivamente il 60% ed il 40 % di un singolo ciclo del passo (*stride*).

Si può notare inoltre che i due periodi in doppio appoggio, caratteristici della camminata, vengono così definiti:

- \_ il primo inizia dall'*heel strike* e finisce poco prima del *foot flat*, per il piede sinistro; mentre per il piede destro inizia dall'*heel off* e termina con il *toe off*, cioè quando il carico torna a valore nullo;
- \_ il secondo inizia dall'*heel off* del piede sinistro, in corrispondenza dell'apice della seconda gobba e termina con il *toe off* sempre del piede sinistro, mentre per il piede destro comincia dall'*heel strike* e finisce poco prima del *foot flat*. Questi andamenti confermano la teoria studiata nel corso:

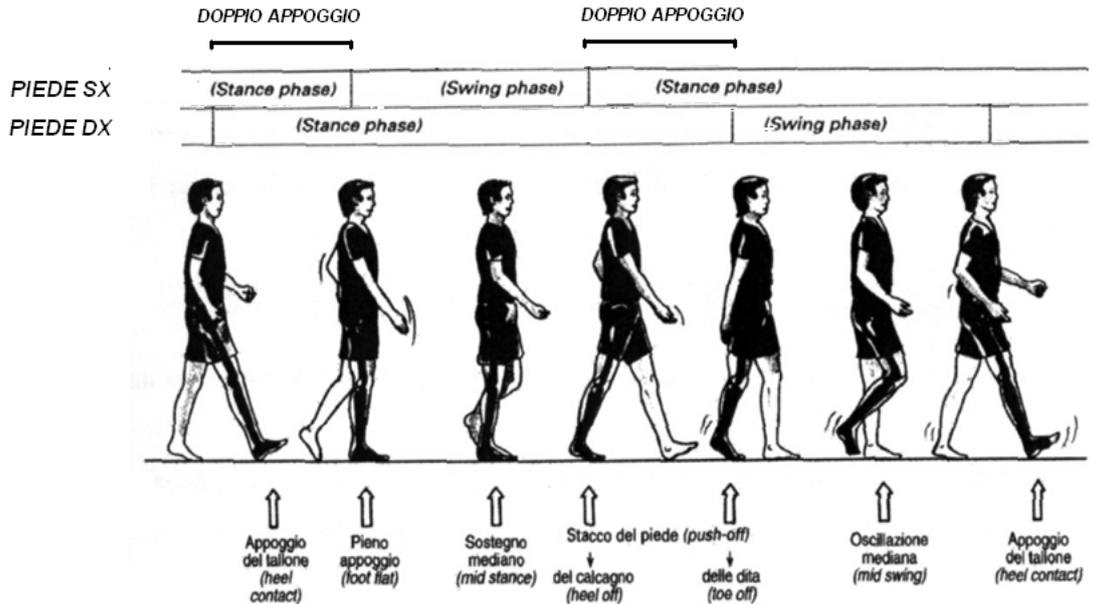
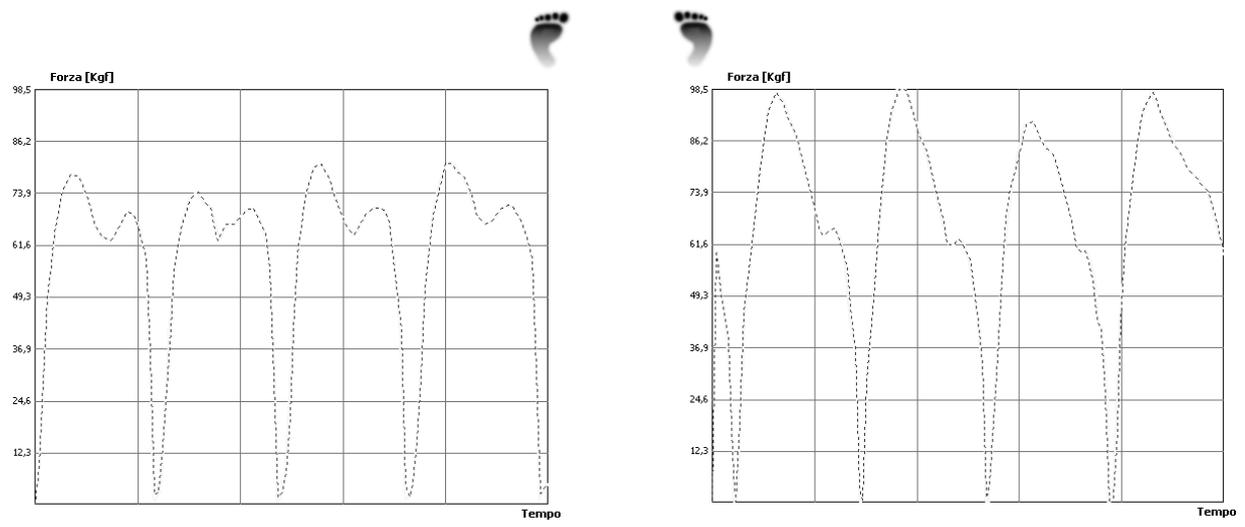


Figura 65.

In seguito vengono riportati i carichi al piede destro e sinistro separatamente:



Carichi letti dalla soletta –piede sinistro-

Carichi letti dalla soletta –piede destro-





Figura 66.

CORSA

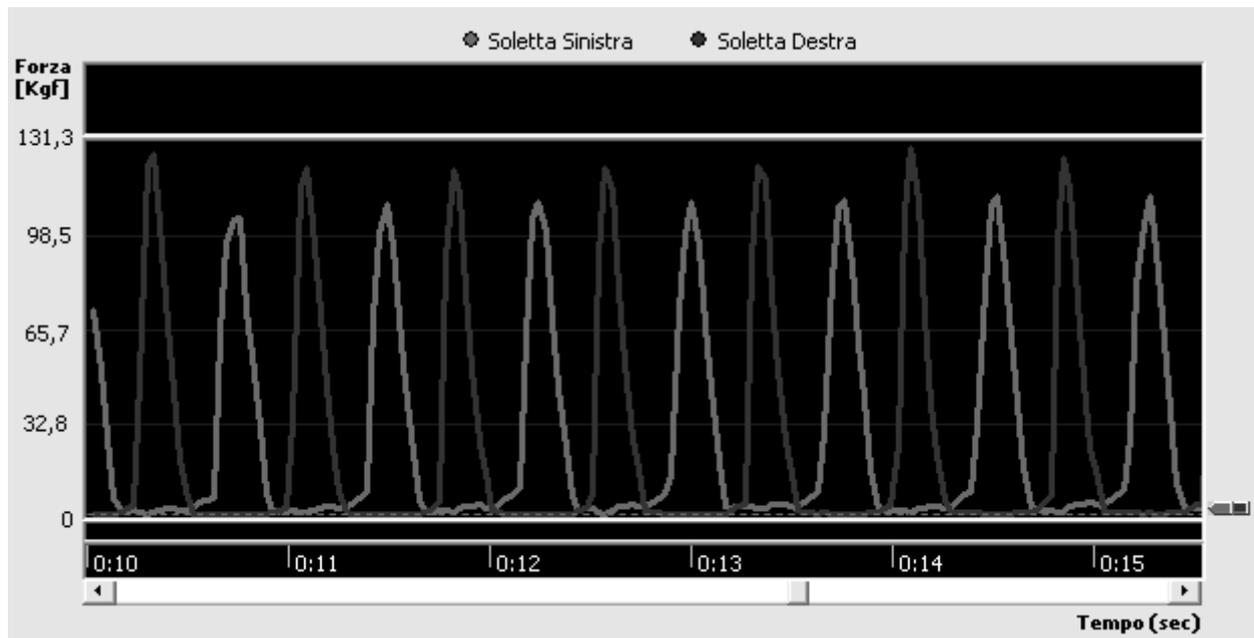
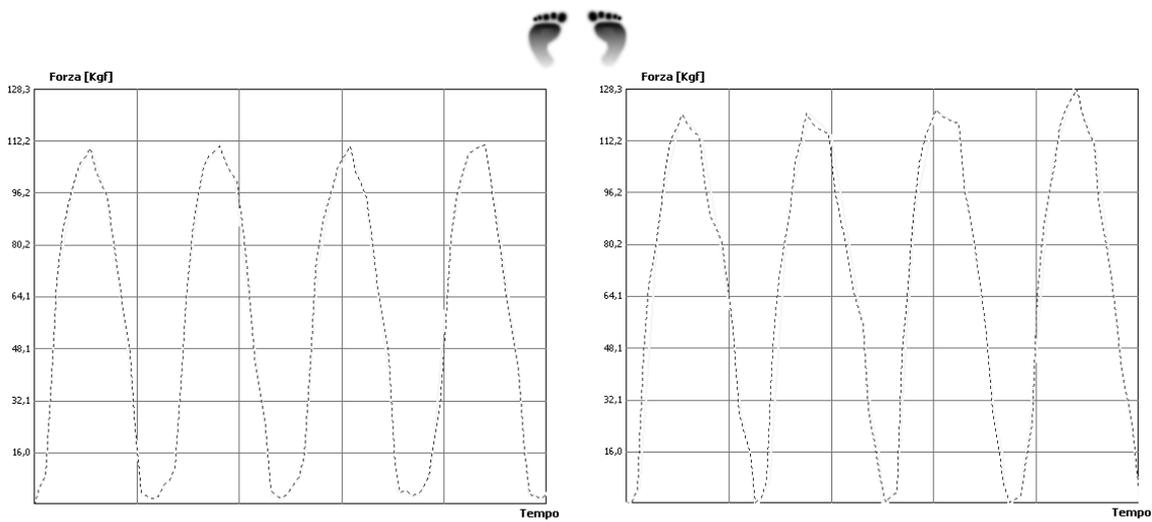


Figura 67.

Anche in questo caso i diversi valori dei carichi registrati dalle solette destra e sinistra sono dovuti al malfunzionamento della strumentazione utilizzata. Si nota un'inversione dei tempi d'appoggio e di volo (40% in stance e 60% in swing) e l'assenza di doppio appoggio.

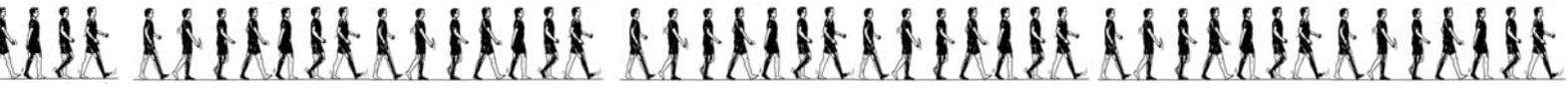


Carichi letti dalla soletta -piede sinistro-

Carichi letti dalla soletta -piede destro-

Figura 68.

Dai questi ultimi grafici si può vedere l'assenza di un andamento a doppia gobba caratteristico della camminata; questi andamenti possono variare a seconda del tipo di corsa effettuata (ad es. un ostacolista appoggia il piede in maniera completamente diversa da un atleta che pratica footing).

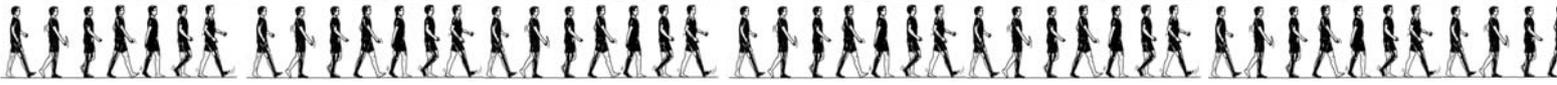


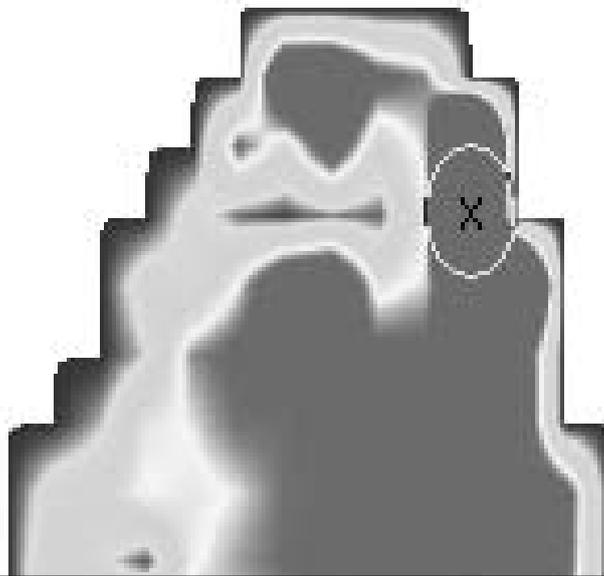
### **3.3 CONCLUSIONI**

Le attività svolte costituiscono lo stato attuale delle procedure sviluppate presso il laboratorio di Biomeccanica del Dipartimento di Ingegneria Meccanica.

Ulteriori percorsi sperimentali sono previsti indirizzati sia verso l'analisi complessa di un simulatore di camminata, sia verso lo sviluppo di pedane diagnostiche di concezione innovativa.

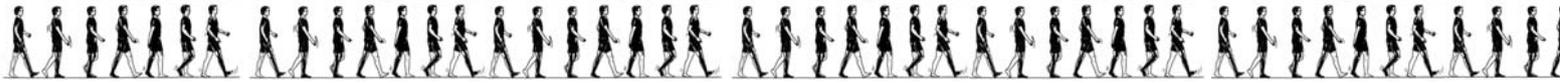






## CONCLUSIONI





## CONCLUSIONI

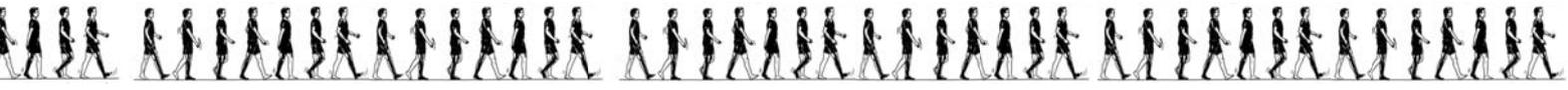
In questa pubblicazione si sono voluti raccogliere alcuni punti di vista necessari alla comprensione, esecuzione e pianificazione di percorsi sperimentali che siano rivolti all'aumento della qualità del prodotto, con particolare riferimento ai plantari ortopedici su misura.

Nella prima parte è effettuata una presentazione estesa di un'analisi bibliografica dei principali studi degli ultimi anni sui plantari in vari settori. Questo allo scopo di organizzare e presentare in maniera sistematica una 'review' di facile comprensione e consultazione per comparare diverse metodologie di indagine ed analisi (ad esempio, studi di tipo sperimentale o di tipo numerico), ed i differenti risultati conseguiti in ambiti di studio anche molto diversi quali il settore clinico e quello sportivo.

Successivamente sono state riportate le più comuni tecniche per l'analisi geometrica e diagnostica del piede che si differenziano per i diversi approcci: analizzare in modo qualitativo la superficie d'appoggio plantare, misurare i valori di pressione, scannerizzare la geometria del piede per poi modellarla con i relativi software.

Infine si sono presentate alcune delle attività svolte presso il Dipartimento di Ingegneria Meccanica volte alla definizione di standard di prova prenormativi in grado di assicurare i requisiti di durata del plantare e che costituiscono lo stato attuale delle procedure sviluppate presso il laboratorio di Biomeccanica.

Ulteriori percorsi sperimentali sono previsti indirizzati sia verso l'analisi complessiva di un simulatore di camminata, sia verso lo sviluppo di pedane diagnostiche di concezione innovativa.



## RINGRAZIAMENTI

Gli autori desiderano ringraziare la Confederazione Nazionale Artigiani di Padova per il supporto allo svolgimento del progetto ed in particolare il sig. Sandro Storelli per il coordinamento dei Laboratori Ortopedici coinvolti nello studio.





## BIBLIOGRAFIA

- Alcantara E., Gonzalez J.C., Alemany S., Garcia A.C. (2001) Development of a new method to measure the recovery ability of insole materials, by simulating plantar pressures, Proc. 5th Symp. On Footwear Biomechanics, Zurich.
- Alcantara E., Gonzalez J.C., Alemany S., Garcia A.C. Development of a new method to measure the recovery ability of insole materials by simulating plantar pressure. Proceedings of the 5th Symposium Footwear Biomechanics. Zurich, Switzerland, July 2001.
- Alcantara E., Solaz J., Gonzalez J.C., Garcia A.C. Influence of recovery ability of insole materials in human walking. Proceedings of the 5th Symposium Footwear Biomechanics. Zurich, Switzerland, July 2001.
- Areblad M., Nigg B.M., Elkstrand J., Olsson K.O., Ekstrom H. Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. *Journal of Biomechanics*, 1990, vol. 23, pp. 933-940. Abstract.
- Arndt A., Wolf P., Liu A., Nester C., Stacoff A., Jones R., Lundgren P., Lundberg A. Differences in abduction/adduction range of motion in intrinsic foot joints during walking and running. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Bin X. Maximize biomechanical benefits by using 3D cushioning geometry. Cleveland 2005.
- Boyer KA., Nigg B.M. Variability in soft tissue compartment mechanical properties. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Brauner T., Sterzing T., Henning E.M. The influence of forefoot shoe elevation on vertical jump performance. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Cappaert J.M., Rich B., Roberts S. Variation in foot shape under various loading conditions. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Chan Y., Fong D.T., Tang Y., Hui K., Chan K. A new and simple mechanical 'supination sprain simulator' for evaluating the protective effects of footwear on ankle sprain. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Chen H., Nigg B.M., de Koning J. Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clinical biomechanics*, 1994, vol. 9, pp. 335-341. Abstract.
- Chen H., Nigg B.M., Hulliger M., de Koning J. Influence of sensory input on plantar pressure distribution. *Clinical Biomechanics*, 1995, vol. 10, pp. 271-274.
- Cheung J.T., Bouchet B., Zhang M., Nigg B.M. A 3D finite element simulation of foot-shoe interface. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Cornwall M.W., McPoil T.G., Comparison of 2-dimensional and 3-dimensional rearfoot motion during walking. *Clinical Biomechanics*, 1995, vol. 10 (1), pp. 36-40.
- Dixon S., Rich B., Giles M., Chockalingham N. Influence of motion control shoes on lower extremity movement and pressures beneath the shoe in over-pronators. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Dixon S.J., House C.M., Waterworth C. (2001) The influence of new and degraded insoles on heel impacts when running in military boots, Proc. 5th Symp. On Footwear Biomechanics, Zurich.
- Dixon S.J., House C.M., Waterworth C. The influence of new and degraded insoles on heel impacts when running in military boots. Proceedings of the 5th Symposium Footwear Biomechanics. Zurich, Switzerland, July 2001.
- Gu Y., Li J., Li S., Ruan G. The effect of arch structure midsole on the heel during running. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Hyunglae L.1, Kunwoo L.2, Taekyu C.2 Development of a low cost foot-scanner for a custom shoe tailoring system. 1LG Electronics, 2CAD Laboratory, Seoul National University, South Korea. 2005





- ISO 10328 – (1-8) 1996: Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses.
- Jason T., Cheung, Luximon A., Zhang M. Parametrical design of foot orthosis for plantar pressure relieve based on computational modelling. Rehabilitation Engineering Centre, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, China 2004.
- Katja J., Michel I., Frank I., Kleindienst I., Berthold Krabbe I. The effect of different midsole hardness on kinematic and kinetic data during running influenced by varying bodyweight. Germany 2005.
- Kersting U.G., McAlpine P.R. Development of a multi-dimensional force sensor for field testing in snowboarding. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Kim E.H., Hillstrom H.J., Song J., Heilman B.P. Effects of footwear design on postural sway. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics., Taipei, July 2007. Abstract.
- Kirk B., Haake S., Rolf C., Noble I., Mitchell T., Carrè M. Using appropriate boundary conditions in traction test devices. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics., Taipei, July 2007. Abstract.
- Kirtley C. An instrumented insole for measurement of foot motion. Proceedings of the 5th Symposium Footwear Biomechanics. Queenstown, New Zealand, July 2003.
- Klapsing G.M., Soriano P.P., Alemany S., Belloch S.L. Cushioning and performance in tennis footwear. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Kong P.W., Bagdon M. Potential use of center of pressure in shoe matching - A pilot study. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Kouchi M., Mochimaru M. Growth changes in the foot shape of Japanese. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Krauss I., Grau S., Mauch M., Maiwald C., Horstmann T. Female foot morphology - Implications for last design. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Lam M., Hong K., Cheng E.Y., Fong D.T. Footwear fitting: relating objective and subjective measurements. A pilot study. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Lin I., Yang S., Lai S., Hui K., Chan K. Effect of forefoot rocker outsole in improving ambulatory ability for subjects with diabetes mellitus. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Lin S., Lin L., Chuang S., Wu S., Chen W. Effects of shoe and track stiffness on the biomechanics of shoe and foot during heel strike. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Lung C., Chern J., Yang S. Evaluating the tendency flat foot in normal adults using a two-dimensional coordinate system. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Luo G., Stefayshyn D.J. Forefoot midsole bending stiffness during cutting movements. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Macklin K., Chockalingam N., Cochrane T. Does calf stretching reduce forefoot plantar pressure? Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Maiwald C., Mauch M., Krauss I., Horstmann T. Relationship of plantar pressure patterns and lower limb kinematics in barefoot running. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Mauch M., Grau S., Krauss I., Maiwald C., Horstmann T. New designs in children's footwear based on a foot type classification. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.





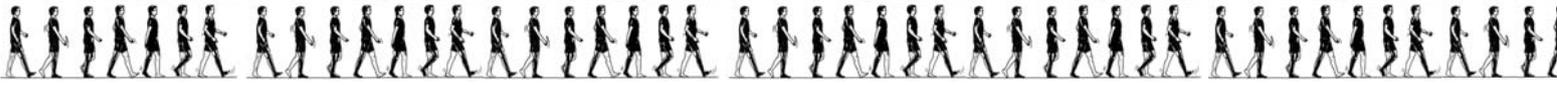
- McClay I., Irene, Manal K., Kurt. Three-dimensional kinetic analysis of running: significance of secondary planes of motion. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1999, vol. 31, pp. 1629-1637.
- Mochimaru M., Kouchi M. Longitudinal analysis of kinematic development for children running. *Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.*
- Moriyasu K., Nishiwaki T. A simplified footwear sole stability evaluation method on trail running. *Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.*
- Mundermann A., Humble R.N., Nigg B.M., Stefanyshyn D. Consistent immediate effects of foot orthoses on comfort and lower extremity kinematics, kinetics and muscle activity. *Journal of Applied Biomechanics*, 1994, vol. 20, pp. 71-84. Abstract.
- Mundermann A., Humble R.N., Nigg B.M., Stefanyshyn D. Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait&Posture*, 2000, vol. 16, pp. 38-45.
- Mundermann A., Nigg B.M., Humble N., Stefanyshyn D.J. (2004) Consistent immediate effects of foot orthoses on comfort and lower extremity kinematics, kinetics and muscle activity, *J. Appl. Biomech.* 20:71-84.
- Mundermann A., Nigg B.M., Humble R.N., Stefanyshyn D. Differences in orthotic comfort are related to changes in lower extremity kinematics, kinetics and muscle ability. *Proceedings of the 6th Symposium Footwear Biomechanics. Queenstown, New Zealand, July 2003.*
- Mundermann A., Nigg B.M., Humble R.N., Stefanyshyn D. Short-term effects of foot orthotics on comfort and lower extremity kinematics, kinetics, muscle activity are consistent over a three-week period. *Proceedings of the 6th Symposium Footwear Biomechanics. Queenstown, New Zealand, July 2003.*
- Mundermann A., Wakeling J.M., Nigg B.M., Humble R.N., Stefanyshyn D.J. Foot orthoses affect frequency components of muscles activity in the lower extremity. *Gait&Posture*, 2006, vol. 23, pp. 295-302.
- Nakaya S., Nishiwaki T. Motion analysis of treadmill running for footwear designing. *Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.*
- Nawoczenski D.A., PhD, PT, Ludewig P.M., PhD, PT. Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity during running. *Arch Phys Med Rehabil*, 1999, vol. 80, pp. 540-544.
- Nigg B.M., Bahlsen H.A., Luethi S.M., Stokes S. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 1987, vol. 20, pp. 951-959. Abstract.
- Nigg B.M., Cole G.K., Nachbauer W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running., *Journal of Biomechanics*, 1993, vol. 26 (8), pp. 909-916. Abstract.
- Nigg B.M., Khan A., Fisher V., Stefanyshyn D., Effect of shoe insert construction on foot and leg movements. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1998, vol. 30, pp. 550-555.
- Nigg B.M., Stefanyshyn D., Cole G. Boyer K. Footwear research - Past, present and future. *Proceedings of the 7th Symposium Footwear Biomechanics. Cleveland, Ohio, July 2005.*
- Nishiwaki T. New running shoe sole stiffness prediction method by using an eigenvibration analysis. *Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.*
- Nurse M.A., Nigg B.M. Plantar pressure and muscles changes while walking in different footwear and sensory conditions. *Proceedings of the 5th Symposium Footwear Biomechanics. Zurich, Switzerland, July 2001.*
- Nurse M.A., Nigg B.M. Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distributions during gait. *Clinical Biomechanics*, 1999, vol. 14, pp. 667-672.
- O'Meara D., Smith R., Hunt A., Vanwanseele B. In shoe motion of the child's foot when walking. *Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.*
- Olaso J., Gonzalez J.C., Alemany S., Medina E., Lopez A., Martin C., Prat J., Soler C. Study of the

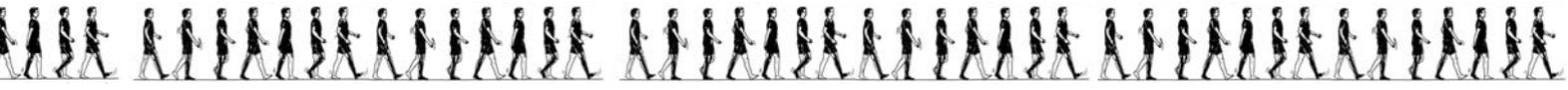


influence of fitting and walking condition in foot dorsal pressure. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.

- Razeghi M., Batt M. The effect of foot orthoses on selected ground reaction force parameters during ground walking. Proceedings of the 5th Symposium Footwear Biomechanics. Zurich, Switzerland, July 2001.
- Reinschmidt C., van den Bogert A.J., Murphy N., Lundberg A., Nigg B.M. Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers. *Clinical Biomechanics*, 1997, vol. 12, pp. 8-16.
- Rodrigues P., Tomasko A., Hamill J. Rearfoot motion during running relative to active and passive joint limits. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Ruperez M.P., Monserrat C., Alcaniz M., Alemany S., Puigcerver S. Footwear virtual simulator for the analysis of comfort and functionality in new designs of shoes. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Stacoff A., Nigg B.M., Reinschmidt C., van den Bogert A.J., Lundberg A. Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shod running. *Journal of biomechanics*, 2000, vol. 33, pp. 1387-1395.
- Stacoff A., Reinschmidt C., Nigg B.M., van den Bogert A.J., Lundberg A., Denoth J., Stussi, E. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics*, 2000, vol. 15, pp. 54-64.
- Stacoff A., Reinschmidt C., Nigg B.M., van den Bogert A.J., Lundberg A., Denoth J., Stussi E. Effects of shoe sole construction on skeletal motion during running. *Med. Sci Sports Exerc.*, 2001, vol. 33, pp. 311-319.
- Taylor A.J., Menz H.B., Keenan Am. The influence of walking speed on plantar pressure measurements using the two-step gait initiation protocol. *The Foot*, 2004, vol. 14, pp. 49-55.
- UNI EN 12523:2001. Protesi d'arto esterne e ortesi esterne - Requisiti e metodi di prova.
- Voloshin A.S., Loy D.J. Biomechanical evaluation and management of the shock waves resulting from the high-heel gait: I - temporal domain study. *Gait&Posture*, 1994, vol. 2, pp. 117-122. Abstract.
- Williams K.R., Neugebauer J.M., Ground reaction forces and traction in golf shoes. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Wilssens J., Hagman F. From high speed plantar pressure measurements to lower limb skeletal motion. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.
- Windle C.M., Gregory S.M., Dixon S.J. The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching. *Gait&Posture*, 1999, vol. 9, pp. 31-37.
- Yung-Hui L., Wei-Heisen H. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Clinical Biomechanics*, 2004, vol. 25, pp. 355-362.
- Zhang S., Powell D., Keefer M., King J., Hamill J. Foot and arch structure characteristics across age groups. Proceedings of the 8th Symposium Footwear Biomechanics, Taipei, July 2007. Abstract.







CNA provinciale di Padova  
Via Croce Rossa, 56 - 35129 Padova  
Tel. 049 8062236 fax 049 8062200



