

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA



FACOLTA' DI INGEGNERIA

**VALUTAZIONE SPERIMENTALE
DELLE DISTRIBUZIONI DELLE
PRESSIONI PLANTARI**

Relatore: Ch.mo Prof. ARTURO N. NATALI

Correlatore: Ing. ANTONELLA FORESTIERO

Laureanda: CHIARA DAL ZOVO

Corso di laurea triennale in Ingegneria Biomedica

Anno Accademico 2009/2010

Ringraziamenti

Questa pagina iniziale vuole essere un ringraziamento a tutti coloro che hanno contribuito alla realizzazione di questo lavoro.

Vorrei ringraziare innanzitutto il Prof. Arturo Natali per aver inizialmente accettato di seguire la mia esperienza di tirocinio in qualità di relatore e per l'appoggio offertomi durante i cinque mesi trascorsi presso l'azienda ospitante. La Sua supervisione è stata preziosa e determinante.

Un grazie all'Ing. Antonella Forestiero per avermi seguito con pazienza e costante impegno durante i cinque mesi di tirocinio e nei mesi seguenti; mi ha dato utili consigli su come impostare il lavoro e mi ha procurato buona parte del materiale necessario.

Grazie al Prof. Sergio Zanfrini per aver fornito la strumentazione necessaria per l'analisi posturografica effettuata presso i laboratori di Padova.

Un ringraziamento al CeBiSM (Centro Interuniversitario di Ricerca in Bioingegneria e Scienze Motorie) per aver supportato l'esperienza di tirocinio svoltasi presso i laboratori di Rovereto.

In particolare un grazie al direttore Prof. Federico Schena per aver accolto la richiesta di tirocinio per un periodo di cinque mesi e alla dottoressa Barbara Pellegrini che ha seguito le prove sperimentali in qualità di tutor.

Un grazie anche a tutti coloro che hanno contribuito alla raccolta dei dati sperimentali e all'intero staff sempre pronto a rispondere con gentilezza e professionalità alle domande poste. L'ambiente è stato fin da subito accogliente e tutti hanno contribuito con le proprie conoscenze ad arricchire la mia esperienza di tirocinio.

Il CeBiSM ha fornito la strumentazione utile per effettuare le prove sperimentali e ha permesso l'utilizzo del Laboratorio per l'Analisi della Locomozione. Mi ha offerto la possibilità di assistere allo svolgimento di test riguardanti l'analisi dell'esercizio fisico, dello studio dell'arrampicata e della fisiologia in ambienti estremi. Mi ha dato inoltre l'opportunità di partecipare attivamente a diverse

Ringraziamenti

attività, fra le quali il terzo congresso internazionale “Mountain, Sport & Health” ed arricchire in tal modo la mia formazione universitaria.

Indice

Introduzione.....	7
CAPITOLO 1: Centro Interuniversitario di Ricerca in Bioingegneria e Scienze Motorie	9
1.1 Cebism (Centro Interuniversitario di Ricerca in Bioingegneria e Scienze Motorie)	9
1.2 Obiettivo dell'attività di tirocinio.....	10
1.3 Descrizione del laboratorio utilizzato durante l'attività di tirocinio	10
1.4 Cenni teorici sull'analisi del passo.....	11
CAPITOLO 2: Pedane stabilometriche Lizard.....	15
2.1 Cenni teorici sulla distribuzione dei carichi della volta plantare	15
2.2 Descrizione strumentazione	16
2.2.1 Rilevatori di pressione.....	17
2.2.2 Elaborazione del segnale d'uscita	17
2.2.3 Standardizzazione dei risultati e posizionamento del paziente sulle pedane ..	18
2.2.4 Distribuzione dei carichi sulle pedane	18
2.2.5 Software Lizard	18
2.2.5.1 Descrizione parametri presenti nelle finestre attive	19
2.3 Prove sperimentali effettuate.....	26
2.4 Discussione risultati	29
CAPITOLO 3: Descrizione delle solette sensorizzate Pedar.....	31
3.1 Descrizione strumentazione Pedar	31
3.1.1 Componenti e dati tecnici del sistema.....	32
3.1.2 Vantaggi e limiti del sistema Pedar.....	33
3.1.3 Software Pedar-PDA	34

3.1.3.1 Pedar-x online program	35
3.1.3.2 Pedar-x step analysis	36
3.2 Prove sperimentali statiche con solette Pedar.....	38
3.2.1 Descrizione prove e condizioni sperimentali.....	38
3.2.2 Elaborazione dati	39
3.2.3 Discussione risultati.....	46
3.3 Prove sperimentali dinamiche con solette Pedar	46
3.3.1 Descrizione prove e condizioni sperimentali.....	46
3.3.2 Elaborazione dati	48
3.3.3 Discussione risultati.....	49
3.3.4 Applicazione maschere	50
3.3.4.1 Forze di picco	50
3.3.4.2 Discussione risultati.....	55
3.3.4.3 Forze medie	56
3.3.4.4 Discussione risultati.....	58
3.4 Test in dinamica su 10 soggetti	59
3.4.1 Descrizione prove e condizioni sperimentali.....	59
3.4.2 Elaborazione dati	59
3.4.3 Discussione risultati.....	59
CAPITOLO 4: Confronto delle prove sperimentali con dati ricavati dalla letteratura e introduzione al concetto di forze tangenziali	67
4.1 Confronto dei risultati sperimentali.....	67
4.2 Cenni sullo studio delle forze tangenziali.....	68
4.2.1 Studio di modelli per predire le forze tangenziali plantari	69
4.2.2 Cenni su alcuni strumenti per la misura di forze tangenziali plantari	72
4.2.3 Conclusione	77
Conclusione.....	79

Bibliografia.....83

Introduzione

Questo lavoro è una relazione dell'attività di tirocinio svolta presso i laboratori del CeBiSM (Centro Interuniversitario di Ricerca in Bioingegneria e Scienze Motorie) di Rovereto per un periodo di cinque mesi. Il principale obiettivo dello studio effettuato è la valutazione sperimentale delle distribuzioni delle pressioni plantari.

Lo studio della distribuzione pressoria plantare globale e locale è di fondamentale importanza al fine di realizzare modelli numerici interpretativi dei materiali e della struttura del piede, capaci di descrivere quindi i processi di degenerazione e degradazione del piede.

In seguito ad un'iniziale introduzione teorica sul ciclo del passo e le sue fasi, presentata nel primo capitolo, sono state effettuate diverse prove sperimentali.

Per poter valutare correttamente le distribuzioni pressorie è stata fatta, presso i laboratori dell'Università di Padova, un'analisi posturografica del soggetto in esame utilizzando delle pedane stabilometriche Lizard. Il secondo capitolo presenta una descrizione delle pedane sopra citate ed una rappresentazione grafica delle prove effettuate.

Nel terzo capitolo si ha una descrizione delle solette sensorizzate Pedar, usate per la misurazione dei valori di pressione, e la presentazione delle relative prove sperimentali. Oltre alle solette è stato usato un treadmill di grandi dimensioni, collocato nel Laboratorio per l'Analisi della Locomozione presso il CeBiSM; è il più grande presente in un centro universitario italiano.

Il capitolo è composto da numerosi paragrafi relativi ad un'iniziale descrizione dettagliata delle solette, del software che ha consentito la rielaborazione dei dati raccolti e da una successiva presentazione delle prove effettuate in diverse condizioni sperimentali. Il soggetto indossante scarpe da ginnastica è stato sottoposto a test di camminata su treadmill a diverse pendenze e velocità; i dati raccolti sono stati rielaborati con l'ausilio di Matlab. Il software del Pedar ha permesso l'applicazione di maschere per la valutazione delle forze impresse in diverse aree della superficie plantare, consentendo in tal modo un'analisi locale

della distribuzione pressoria al variare di pendenza e velocità, utile per lo studio di possibili difetti di posizionamento del piede.

Il capitolo conclusivo presenta un confronto fra i dati sperimentali raccolti ed alcuni valori di forza ricavati dalla letteratura. Tale confronto ha permesso la validazione dei risultati ottenuti durante l'esperienza di tirocinio. Alla fine del suddetto capitolo si ha un breve accenno alle forze tangenziali, non misurate nelle prove effettuate in quanto le solette utilizzate offrono solo la possibilità di rilevare le forze normali alla superficie d'appoggio.

In conclusione è presente una discussione sui risultati ottenuti.

CAPITOLO 1

Centro Interuniversitario di Ricerca in Bioingegneria e Scienze Motorie

1.1 Cebism (Centro Interuniversitario di Ricerca in Bioingegneria e Scienze Motorie)

L'esperienza di tirocinio si è svolta presso il CeBiSM, Centro Interuniversitario di Ricerca in Bioingegneria e Scienze Motorie, istituito nel 2000 come evoluzione dell'ECUS, il Centro di Ricerca Interuniversitario in Scienze Sportive. Il CeBiSM si è progressivamente affermato, in particolar modo con il laboratorio di Rovereto, attivando collaborazioni con atenei italiani e stranieri, dotandosi di strumentazioni innovative, raggiungendo posizioni scientifiche di rilievo nei settori della bioingegneria e delle scienze applicate allo sport. Il Centro focalizza le proprie attività sulla ricerca scientifica applicata al mondo dello sport attraverso gli strumenti di analisi propri della bioingegneria e della fisiologia del movimento umano. Scopo del Centro è promuovere lo sviluppo della collaborazione scientifica tra università e altri organismi pubblici e privati, nazionali ed internazionali, operanti nei settori della bioingegneria e delle scienze motorie.

Il CeBiSM è dotato di laboratori che consentono l'analisi dell'esercizio fisico, l'analisi della locomozione e lo studio della fisiologia in ambienti estremi. Si aggiunge a questi laboratori una struttura esterna costituita da una parete attrezzata per lo studio dell'arrampicata. Le strumentazioni attualmente presenti consentono la valutazione della maggior parte dei parametri fisiologici e biomeccanici di interesse nel campo dello studio dell'esercizio fisico; vengono utilizzate quotidianamente in test di valutazione funzionale di atleti e in protocolli sperimentali per progetti di ricerca.

1.2 Obiettivo dell'attività di tirocinio

L'attività di tirocinio, durata cinque mesi presso i laboratori del CeBiSM, ha avuto come obiettivo principale lo studio delle forze e delle pressioni plantari sia in condizioni statiche che dinamiche. Dopo un'iniziale introduzione teorica sul ciclo del passo e le sue fasi ed una valutazione posturografica mediante l'utilizzo di pedane Lizard, lo studio si è focalizzato sull'utilizzo delle solette sensorizzate Pedar in differenti condizioni sperimentali.

Si è reso necessario l'ausilio di Matlab per la rielaborazione dei dati, esportati sotto forma di matrici numeriche dal software del sistema Pedar. Sono state implementate funzioni in grado di ricavare i parametri caratterizzanti il ciclo del passo (durata delle fasi, forza massima, minima e media, centro di pressione, ciclo medio...) al fine di rappresentare tale ciclo graficamente.

Sono stati effettuati test in statica ed in dinamica su un soggetto in particolare e sono stati analizzati i dati registrati grazie all'utilizzo del software Pedar-x. Altri test in dinamica sono stati effettuati su dieci soggetti; ciascuna prova di camminata su treadmill, della durata di 30 secondi, si è svolta a diverse pendenze e velocità imposte indossando scarpe da ginnastica.

Sono stati infine analizzati i dati di forza impressa durante le varie prove ponendo particolare attenzione alla variazione della distribuzione dei pesi sulla superficie plantare a seconda della condizione sperimentale considerata.

1.3 Descrizione del laboratorio utilizzato durante l'attività di tirocinio

Durante l'attività di tirocinio è stato utilizzato il Laboratorio per l'Analisi della Locomozione. Parte centrale di questo laboratorio è un treadmill di grandi dimensioni; con una superficie utile di 2,5 m di larghezza per 3,5 m di lunghezza è il più grande presente in un centro universitario italiano. Questa attrezzatura permette di raggiungere pendenze percentuali del 25%, sia in salita che in discesa. La velocità del nastro può arrivare fino a 30 km/h e può essere comandata sia da un apposito pannello che tramite software. Le sue caratteristiche lo rendono adatto a forme di locomozione impensabili per treadmill normali: oltre al cammino e alla corsa è infatti utilizzabile con pattini in linea, skirolls, carrozzine per disabili e per il nordic walking. La presenza di

un sistema di imbraco con aggancio al soffitto, collegato ad un dispositivo di spegnimento automatico, ne garantisce la sicurezza in caso di perdita di equilibrio da parte del soggetto.

L'impiego del treadmill consente di eseguire ricerche e test di valutazione evitando gli svantaggi dell'ambiente esterno, come condizioni ambientali avverse, impossibilità di utilizzo di alcune strumentazioni e difficoltà nell'imporre velocità e pendenze costanti.



Figura 1.1. camminata su treadmill con solette baropodometriche

1.4 Cenni teorici sull'analisi del passo

Nello studio della cinematica e della biomeccanica della locomozione umana ci si riferisce sempre al ciclo del cammino. Si definisce ciclo del cammino o “gait cycle” il periodo che intercorre tra due appoggi successivi dello stesso arto al terreno. Si suddivide tale intervallo in due fasi distinte.

Fase di stance, o fase d'appoggio, durante la quale il piede rimane a contatto con il terreno. Nella normo-deambulazione occupa circa il 60% del ciclo del passo, si accorcia sensibilmente con la corsa, riducendosi fino al 37% nella corsa veloce.

Fase di swing, o fase di trasferimento. L'arto viene portato avanti per prepararsi all'appoggio successivo.

Le suddette fasi sono suddivise a loro volta dal punto di vista funzionale in otto sottofasi, cinque riferite alla fase di stance e tre a quella di swing (figura 1.2).

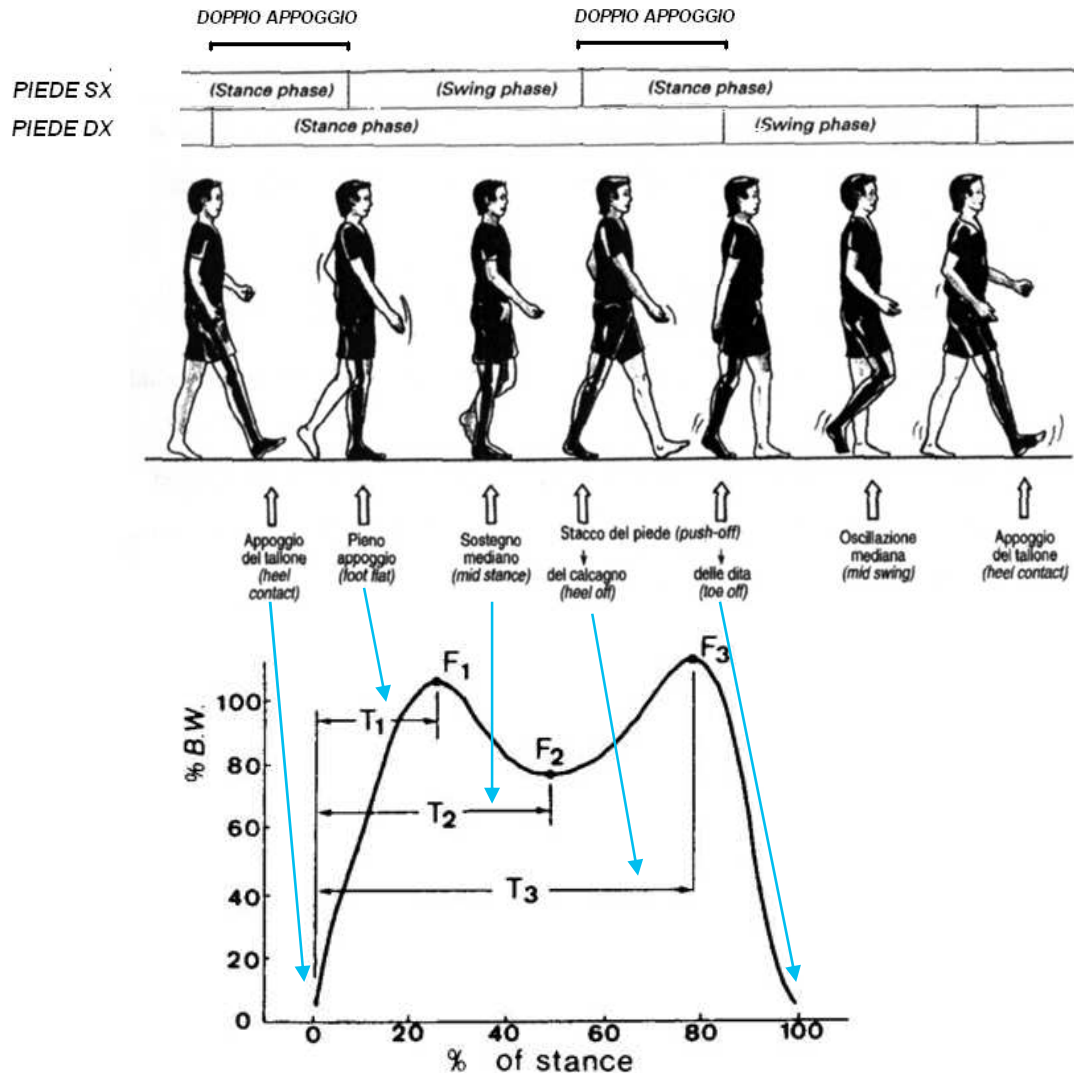


Figura 1.2. fasi del ciclo del passo

La fase di stance è usualmente suddivisa in cinque sottofasi.

Initial contact, è una fase molto breve che va dallo 0% al 2% del ciclo del passo.

Il piede proiettato in avanti tocca il suolo con il tallone.

Loading response, coinvolge circa il 10% del ciclo del passo. Il piede si appoggia per intero al terreno e la caviglia ha una leggera flessione dorsale in risposta al carico sull'arto del peso corporeo.

Mid stance time, si estende dal 10% al 30% del ciclo del passo. Inizia con lo stacco del piede contro laterale (termina la fase di doppio supporto) e termina

quando il piede è interamente supportato dal calcagno, dalle ossa del metatarso e dalle dita. Il ginocchio è mantenuto in estensione dalla contrazione del quadricipite, mentre la caviglia si flette per azione del tibiale anteriore.

Terminal stance time, si estende dal 30% al 50% del ciclo del passo. Termina quando l'arto contro laterale tocca il suolo. L'arto ha superato la verticale e il corpo comincia a cadere in avanti, il ginocchio si flette lievemente sotto il suo peso e il centro di gravità si abbassa.

Pre swing, si estende dal 50% al 60% del ciclo del passo. Termina con lo stacco dal terreno delle dita dell'arto di interesse. E' la fase di trasferimento del peso. I muscoli posteriori della gamba entrano in contrazione e producono l'estensione della caviglia e delle articolazioni metatarsofalangee, fornendo una spinta verso l'alto e in avanti.

La fase di swing è usualmente suddivisa in tre fasi.

Initial swing, si estende dal 60% al 73% del ciclo del passo. Comporta lo spostamento in avanti dell'arto inferiore di interesse subito dopo lo stacco conseguente alla flessione di anca, ginocchio e contemporanea leggera dorsiflessione del piede.

Mid swing, si estende dal 73% al 87% del ciclo del passo. Coinvolge lo spostamento dell'arto interessato da una posizione posteriore al tronco ad una anteriore. Simultaneamente la caviglia si flette per azione del tibiale anteriore e recupera l'estensione che aveva spinto il corpo in avanti alla fine dell'appoggio.

Terminal swing, copre l'ultimo intervallo del ciclo del passo. Si ha la continuazione del movimento progressivo dell'arto di interesse ed il completamento dell'estensione del ginocchio e della caviglia in preparazione al successivo contatto con il suolo.

CAPITOLO 2

Pedane stabilometriche Lizard

2.1 Cenni teorici sulla distribuzione dei carichi della volta plantare

Per definire la distribuzione dei carichi agenti sul piede ed evidenziare di conseguenza possibili squilibri, è stata valutata la postura del soggetto mediante pedane stabilometriche Lizard costituite da due piattaforme che permettono di suddividere il carico totale fra piede destro e sinistro. Il funzionamento delle pedane Lizard si basa sulla distribuzione dei carichi della volta plantare descritti dal biomeccanico francese Kapandji. La volta plantare presenta tre punti d'appoggio: la testa del primo metatarso (A), la testa del quinto metatarso (B) e il calcagno (C). Ogni punto d'appoggio è comune a due archi contigui. Fra i punti d'appoggio anteriori è teso l'arco anteriore, fra i punti d'appoggio esterni è teso l'arco esterno, fra i punti d'appoggio interni è teso l'arco interno che è il più importante dei tre.

Kapandji, riprendendo la teoria di Morton (*The human foot*, 1935), dice che la ripartizione delle forze sui tre punti d'appoggio della volta è facile da ricordare se si pensa che quando 6 kg sono applicati sull'astragalo, se ne hanno uno per l'appoggio antero-esterno (B), due per l'appoggio antero-interno (A) e tre per l'appoggio posteriore (C). Nella posizione eretta, verticale ed immobile, è dunque il tallone che sopporta lo sforzo principale, la metà del peso del corpo.

Il principio sopra descritto è alla base della progettazione di pedane capaci di valutare la distribuzione dei carichi sui tre punti di appoggio citati in precedenza. Tali strumentazioni forniscono informazioni importanti riguardanti la postura del soggetto in esame.

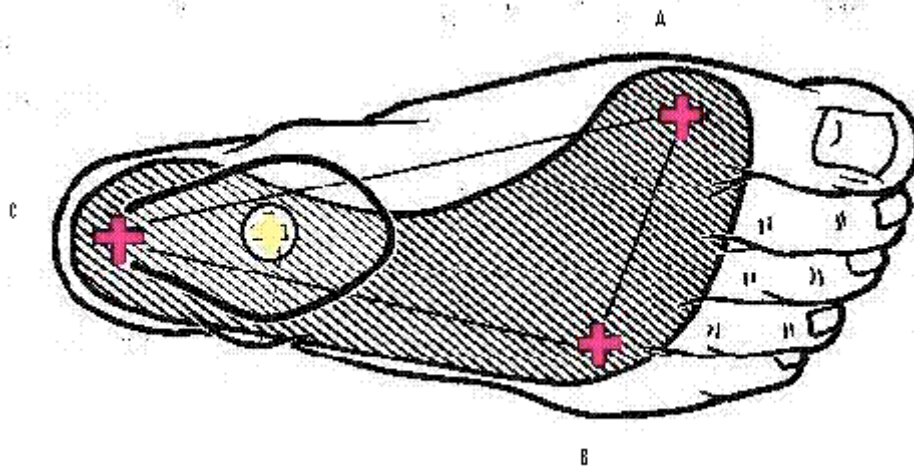


Figura 2.1. distribuzione dei pesi sulla volta plantare

2.2 Descrizione strumentazione

Le pedane Lizard sono delle pedane stabilometriche che misurano le posizioni successive del centro di pressione del corpo e permettono di valutare la distribuzione dei carichi nei punti d'appoggio definiti da Kapandji. Sono una struttura in acciaio e plexiglass con celle di carico a parallelepipedo. Si hanno due piattaforme separate per l'appoggio dei piedi, ciascuna larga 24 cm e lunga 49 cm; se affiancate permettono di valutare il baricentro generale in rapporto ai singoli baricentri del piede destro e sinistro. Ogni piattaforma è composta da una superficie rigida che poggia a terra mediante tre piedini ognuno dei quali contiene una sfera d'acciaio che trasmette le forze agli estensimetri presenti nella pedana. Il peso totale è di circa 4,5 kg.

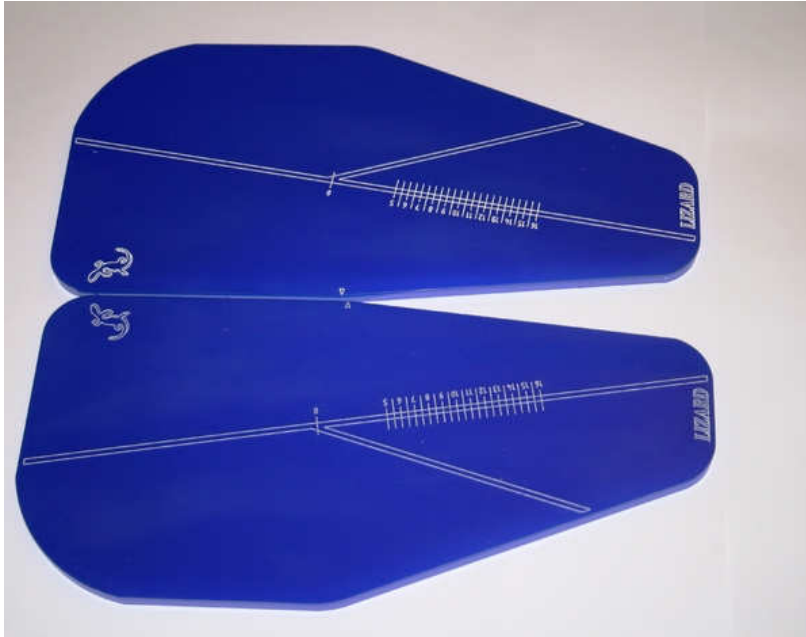


Figura 2.2. pedane Lizard

2.2.1 Rilevatori di pressione

I rilevatori sono delle celle di carico contenenti estensimetri, strumenti che variano la propria resistenza se sottoposti a sollecitazioni ($R=\rho \cdot l/S$, R = resistenza, ρ = resistività, l =lunghezza del conduttore, S =superficie). La sfera d'acciaio presente nei tre piedini preme sulla cella che, deformandosi, determina lo stiramento dell'estensimetro. La conseguente variazione di resistenza dell'estensimetro causa una variazione di tensione d'uscita, rilevata generalmente da un ponte di Wheatstone.

2.2.2 Elaborazione del segnale d'uscita

Il segnale, campionato a 10 Hz, viene in seguito amplificato ed elaborato dal computer. La registrazione standard dura 51,2 secondi; essendo il segnale campionato 10 volte al secondo, si avranno 512 campionature per ogni esame. Si può anche effettuare una registrazione veloce di 10 secondi mantenendo una campionatura pari a 10 Hz. Il segnale viene trasmesso al computer tramite bluetooth o cavo seriale.

2.2.3 Standardizzazione dei risultati e posizionamento del paziente sulle pedane

Per poter confrontare i risultati ottenuti è importante “normalizzare” la registrazione, standardizzandola. Lo stesso compito assegnato a soggetti diversi deve essere compreso allo stesso modo ed indurre lo stesso comportamento. In genere viene detto al paziente di restare in piedi, rilassato, con le braccia lungo il corpo e di guardare in avanti.

Molto importante è il posizionamento del paziente sulle pedane. I due piedi vanno posti in posizione simmetrica prendendo come punti di riferimento le due linee disegnate su ciascuna piattaforma. La testa del secondo metatarso e la linea mediana del calcagno di ciascun piede devono essere allineati con la linea verticale, mentre la perpendicolare al malleolo esterno deve cadere sulla linea obliqua.

2.2.4 Distribuzione dei carichi sulle pedane

Posizionando il piede correttamente, in situazioni ideali, i carichi rilevati hanno valori perfettamente identici. Le distanze dei punti di reperi anatomici dalle celle di rilevamento delle pedane sono proporzionali alle percentuali reali dei carichi: $1/6$ per il punto esterno, $2/6$ per la parte anteriore e $3/6$ per il calcagno. I carichi sono già condizionati da queste distanze e dalla lunghezza del piede. Qualunque sia la misura del piede, se posizionato correttamente, il calcagno disterà tre volte dal suo rilevatore, la radice del secondo metatarso due volte e una volta la radice del quinto metatarso.

2.2.5 Software Lizard

Il software Lizard permette di visualizzare sullo schermo del computer diversi tracciati relativi alla prova in corso: il tracciato posturometrico, stabilometrico o stabilometrico bilaterale. L'operatore può scegliere fra 11 finestre attive selezionando le icone presenti nella parte destra dello schermo.

Ciascuna finestra rappresenta schematicamente i parametri rilevati dalla pedana: distribuzione dei carichi in termini percentuali ed assoluti (kg), dati relativi ai baricentri, istogramma delle oscillazioni, statistiche relative al centro di

pressioni, andamento dei baricentri, baricentro generale, baricentro sinistro e destro, grafico carichi posturali, punti di pressione simmetrici, carichi destro e sinistro e visualizzazione veloce dei carichi posturali.

Per baricentro, o centro di massa, si intende un punto dello spazio dove teoricamente può considerarsi tutta la massa corporea. E' un punto materiale rispetto al quale tutta la massa del corpo risulta essere equamente distribuita.

2.2.5.1 Descrizione parametri presenti nelle finestre attive

Per ognuna delle finestre relative al baricentro vengono forniti dei valori numerici con diverso significato clinico (figura 2.3). Secondo convenzione (Kyoto-1981) i movimenti destra-sinistra vengono rappresentati sull'asse delle ascisse, i movimenti avanti-indietro sull'asse delle ordinate.

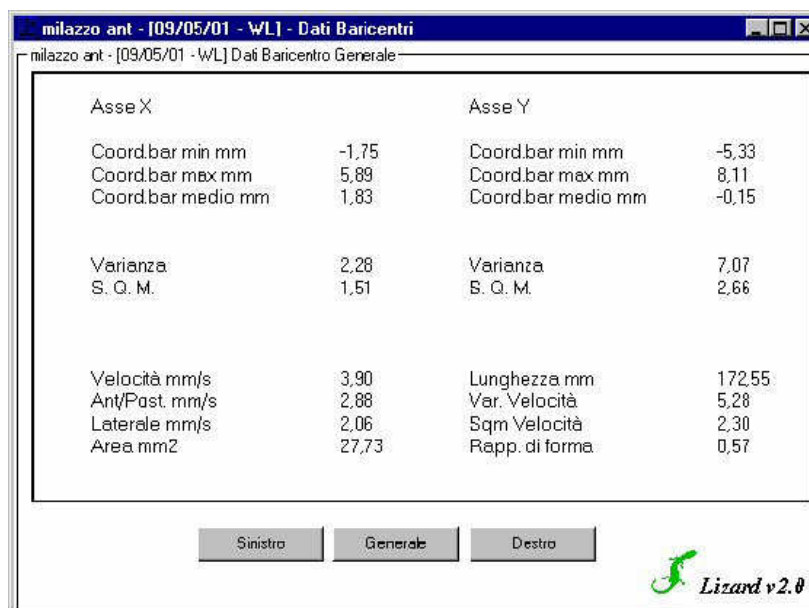


Figura 2.3. dati baricentri

Vengono forniti i seguenti valori: il massimo spostamento del baricentro verso sinistra e verso destra, il massimo spostamento del baricentro posteriore e anteriore, il valore medio dello spostamento laterale del baricentro, il valore medio dello spostamento frontale, la variazione dello spostamento lungo le ascisse e le ordinate del baricentro, la media delle velocità di spostamento del baricentro, la superficie dello spostamento del centro di pressione sul piano xy (area del gomito dello statokinesiogramma), il percorso del centro di pressione

espresso in mm, il rapporto tra la velocità di spostamento del baricentro durante la registrazione ed il numero di rilevazioni, il rapporto tra il valore delle oscillazioni laterali ed antero-posteriori (forma del gomitolò dello statokinesiogramma).

L'istogramma delle oscillazioni rappresenta i grafici relativi alle oscillazioni laterali (figura 2.4a) e antero-posteriori (figura 2.4b).

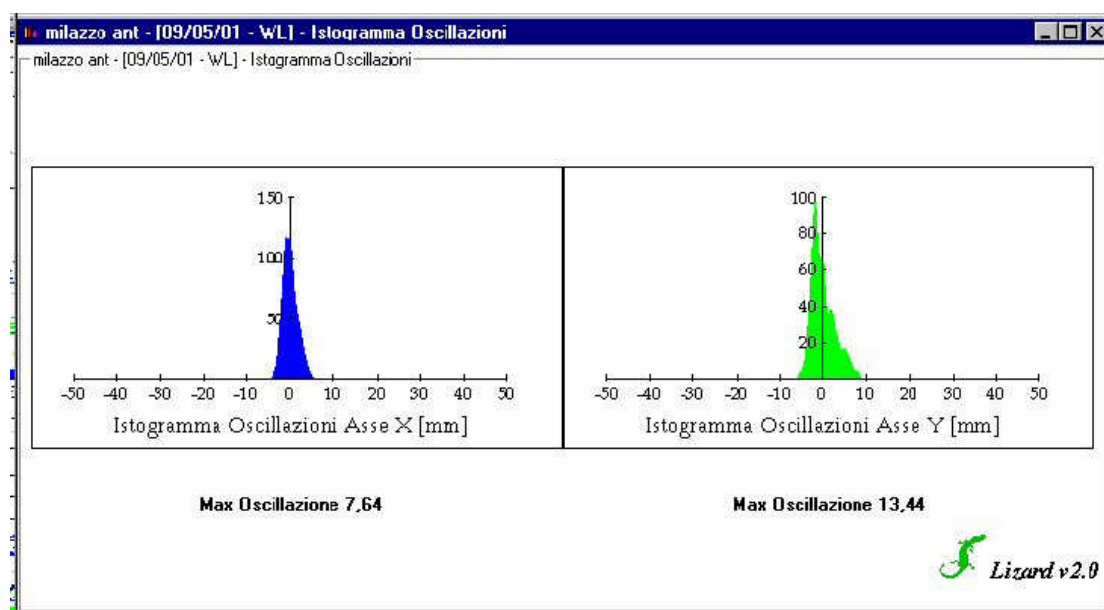


Figura 2.4a, b. istogramma oscillazioni

Sull'asse delle ascisse sono riportati i valori in mm delle oscillazioni mentre sull'asse delle ordinate il numero di volte in cui il baricentro si trova in una determinata posizione. In condizioni ideali i due grafici dovrebbero presentare solo una punta con una base piuttosto ristretta (figura 2.4a, b).

La finestra relativa a statistiche sul centro di pressioni (figura 2.5) mostra, nella parte alta, lo spostamento percentuale del baricentro rispettivamente sull'asse X e Y rispetto al suo valore medio. Sulle ascisse è riportata la variazione percentuale (-50%, +50%), sulle ordinate il numero di volte in cui si è verificata una determinata variazione. Nella parte bassa della finestra viene visualizzato lo stabilogramma rappresentante le variazioni del centro di pressione. Sulle ascisse è riportato il tempo in secondi, sulle ordinate l'ampiezza delle oscillazioni in

mm. Il tono posturale è considerato normale se lo spostamento è lento, progressivo e regolare dx-sn o avanti-indietro.

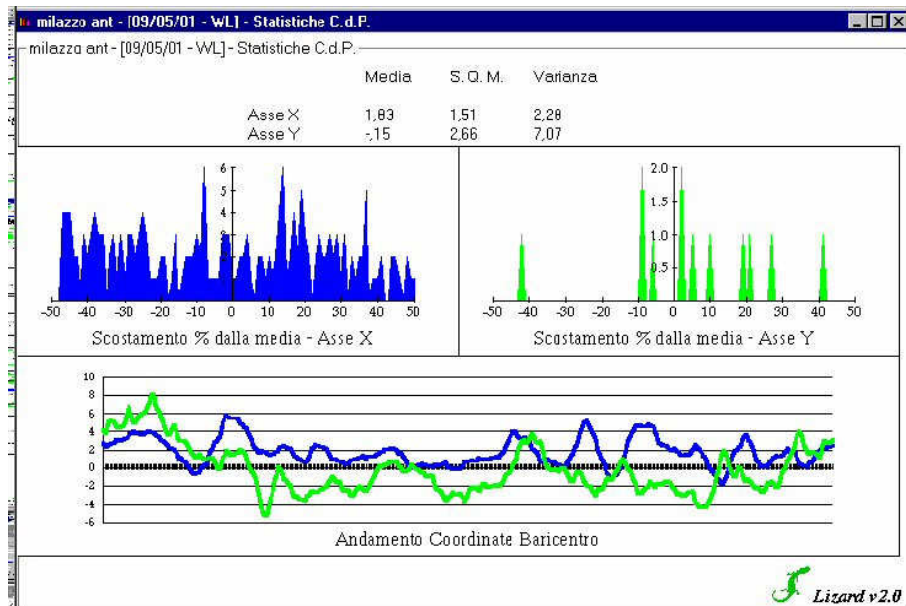


Figura 2.5. statistiche centro di pressioni

L'andamento generale del baricentro è suddiviso in componente destra e sinistra (figura 2.6), ciò permette di analizzare l'andamento dei baricentri dei due appoggi e valutare quale dei due lati è più instabile.

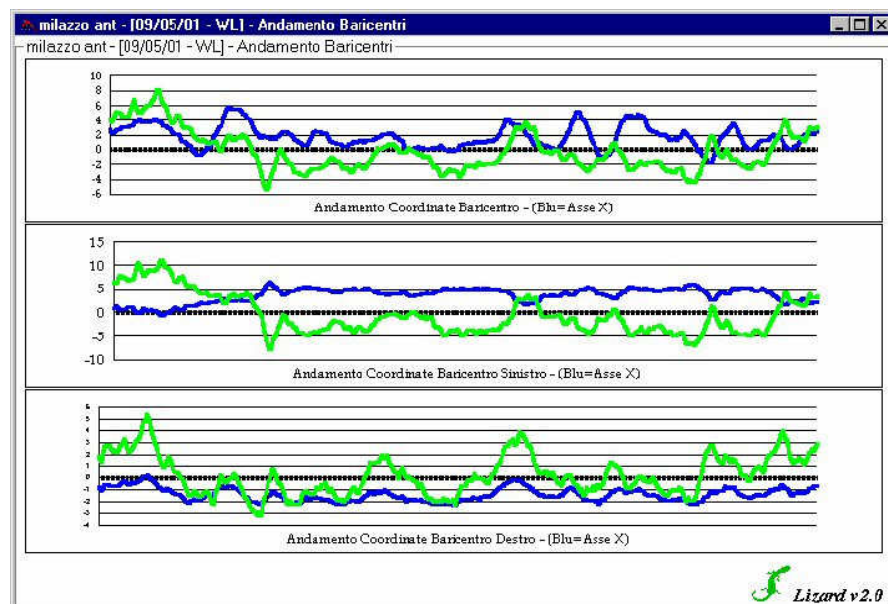


Figura 2.6. andamento baricentri

Sulla finestra riguardante il baricentro generale (figura 2.7) è riportato lo statokinesiogramma in forma di gomitolo. Vengono in esso registrate le posizioni del centro di gravità rispetto al centro degli assi cartesiani che rappresenta la posizione ideale del baricentro. La sua forma dovrebbe essere leggermente ovoidale con l'asse lungo diretto antero-posteriormente.

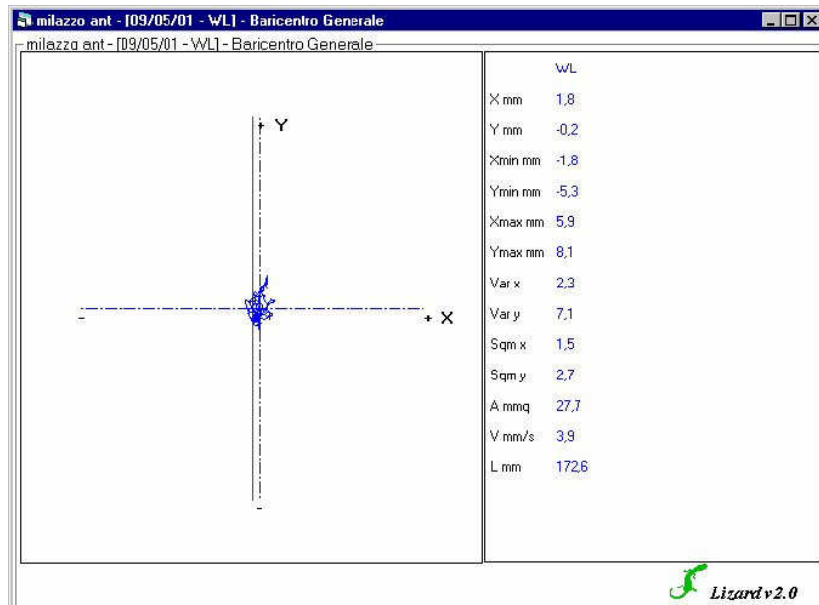


Figura 2.7. baricentro generale

Lo statokinesiogramma viene scomposto nei due grafici riferibili al piede sinistro e destro (figura 2.8). Al contrario del gomitolo dello statokinesiogramma i due grafici avranno sempre una forma piuttosto lineare essendo il risultato della variazione dei carichi sui tre punti di rilevazione di ciascun piede.

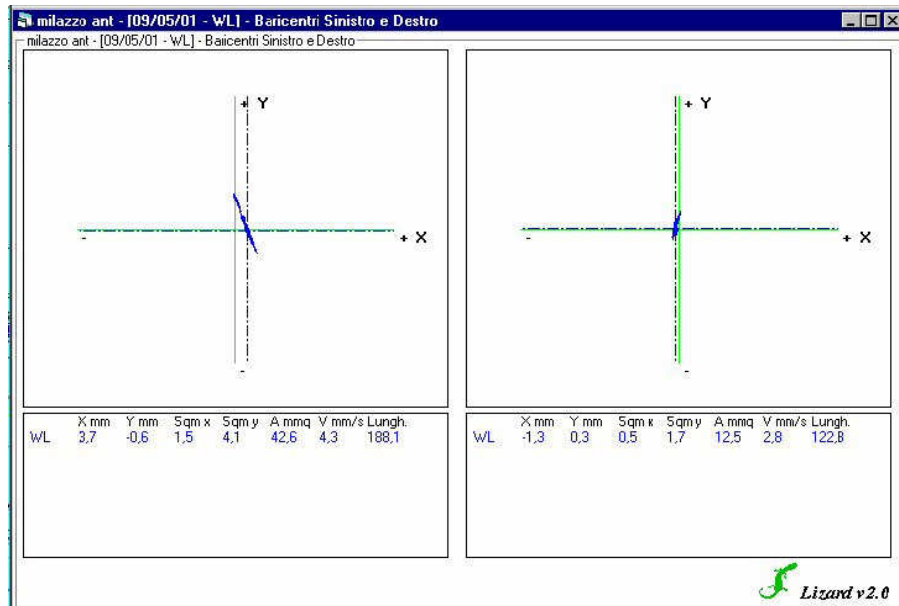


Figura 2.8. baricentro sinistro e destro

Tre finestre sono dedicate alla visualizzazione grafica delle variazioni dei carichi rilevati separatamente dai sei punti di pressione. La prima finestra (figura 2.9) mostra l'andamento dei carichi posturali relativi ai sei punti di rilevazione: anteriore sinistro (rosso), laterale sinistro (viola), posteriore sinistro (giallo), anteriore destro (azzurro), laterale destro (verde) e posteriore destro (blu).

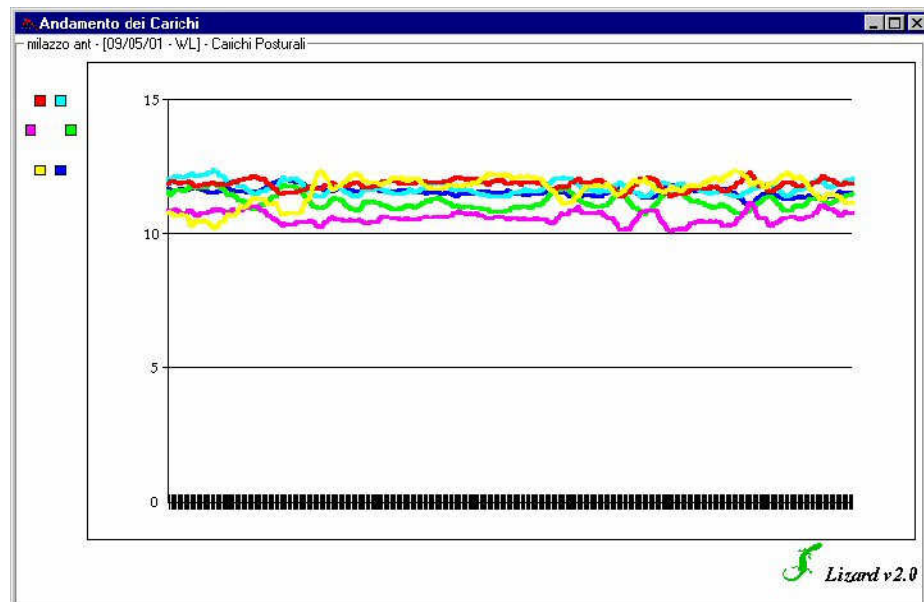


Figura 2.9. andamento dei carichi

Nella seconda finestra (figura 2.10) sono mostrati tre diversi grafici che mettono in relazione la variazione dell'entità dei carichi nei punti di pressione simmetrici (anteriore, laterale, posteriore).

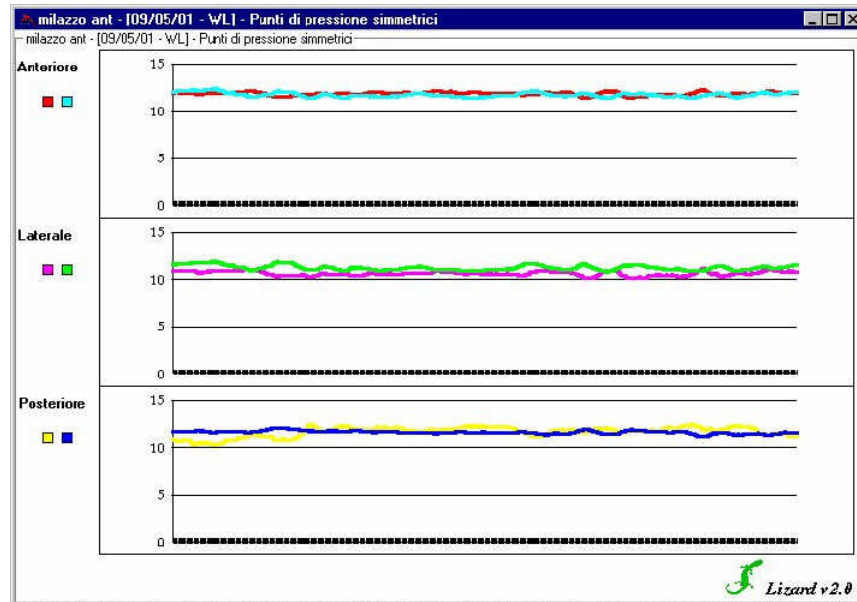


Figura 2.10. punti di pressione simmetrici

Nella terza finestra (figura 2.11) i due grafici mostrano la variazione dei carichi scomposti nei tre punti di rilevazione per il piede sinistro e destro.

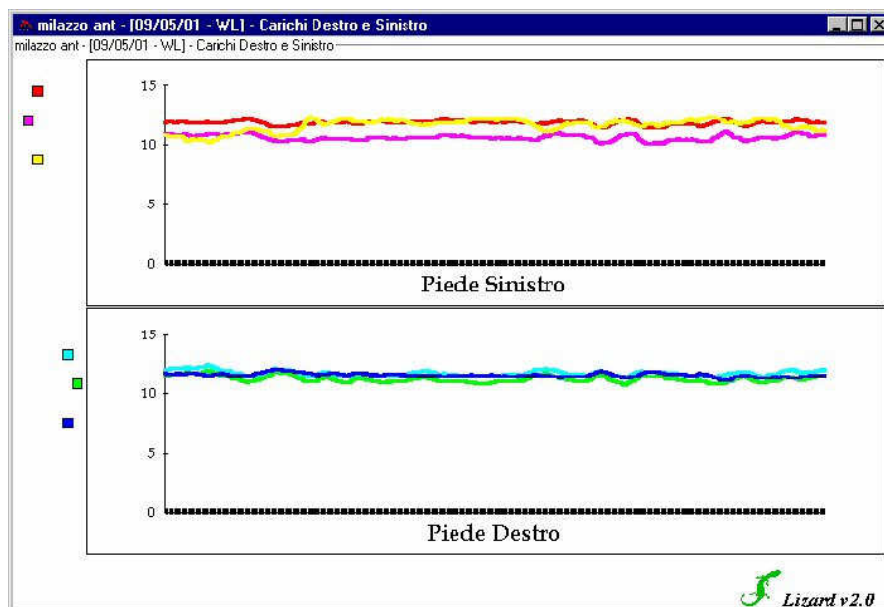


Figura 2.11. carichi destro e sinistro

Vi è infine una finestra rappresentate i valori, espressi in kg, della proiezione al suolo dei carichi posturali divisi tra i due piedi e tra i tre punti di appoggio (secondo e quinto metatarso, calcagno) per ciascun piede (figura 2.12).

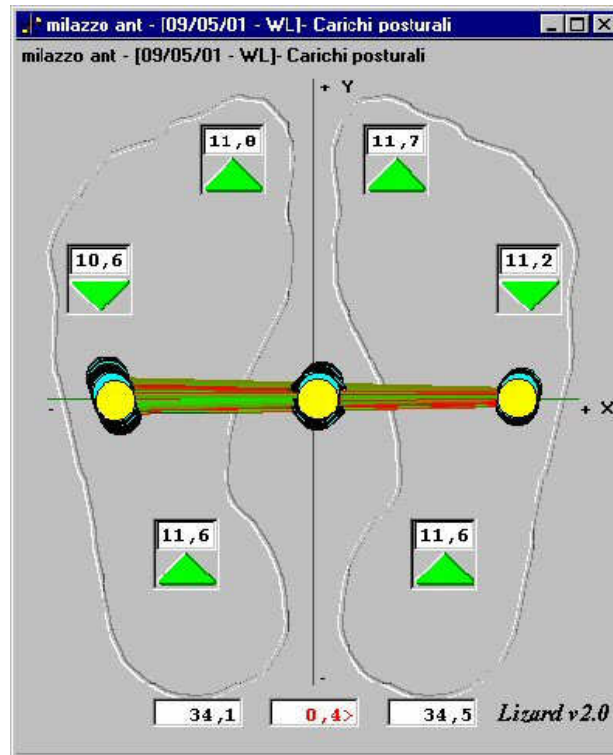


Figura 2.12. carichi posturali

La freccia può essere verde se il valore è contenuto nel range di normalità, gialla o rossa a seconda dell'entità dello scostamento ed ha la punta rivolta in alto o in basso se i valori sono rispettivamente superiori o inferiori alla norma. Nella parte più bassa della finestra è riportata in rosso la differenza dei carichi totali tra i due piedi, espressa in kg. Le variazioni della posizione del baricentro dei due piedi (pallini gialli esterni) e quello generale del corpo (pallino giallo centrale) è visualizzata sotto forma di "manubrio". L'equilibrio è ottenuto quando vi è l'appoggio simmetrico tra i due piedi e per ogni piede tra i tre punti di rilevazione ed il manubrio è allineato all'asse delle X con il baricentro generale posizionato al centro degli assi cartesiani come risultato di una modica e simmetrica oscillazione antero-posteriore.

2.3 Prove sperimentali effettuate

Sono state effettuate diverse prove posturografiche su un soggetto femminile, per valutare gli spostamenti del centro di pressione e di conseguenza la capacità di equilibrio ortostatico del soggetto in esame. Le suddette prove sono state effettuate in diverse condizioni sperimentali: allo 0% di pendenza, al $\pm 10\%$ per simulare una pendenza non troppo ripida ed infine al $\pm 25\%$ per valutare una condizione di pendenza non abituale. Per poter posizionare correttamente le pedane alle pendenze indicate sono stati costruiti dei supporti in legno sopra i quali appoggiare le pedane in fase di esame.

Il software Lizard ha permesso di rielaborare i dati misurati ricavando per ciascuna prova un'immagine rappresentante la distribuzione dei carichi posturali nei tre punti d'appoggio e il valore totale del peso relativo a ciascun piede. E' inoltre possibile vedere l'andamento del baricentro grazie alla rappresentazione grafica di un "manubrio".

La prima prova è stata fatta in piano, allo 0% di pendenza (figura 2.13):

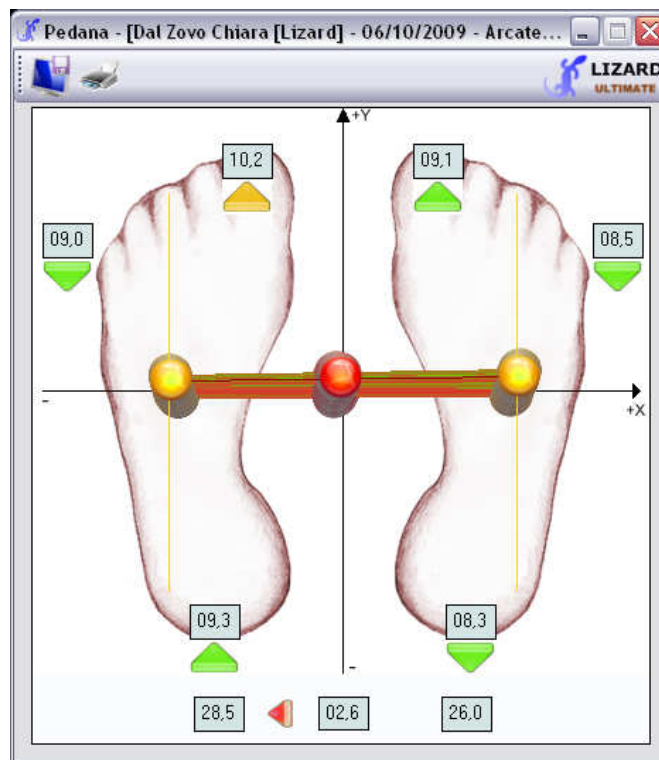


Figura 2.13. pendenza pari allo 0%

In seguito sono state fatte due prove in salita, una al 10% di pendenza (figura 2.14) ed una al 25 % (figura 2.15):

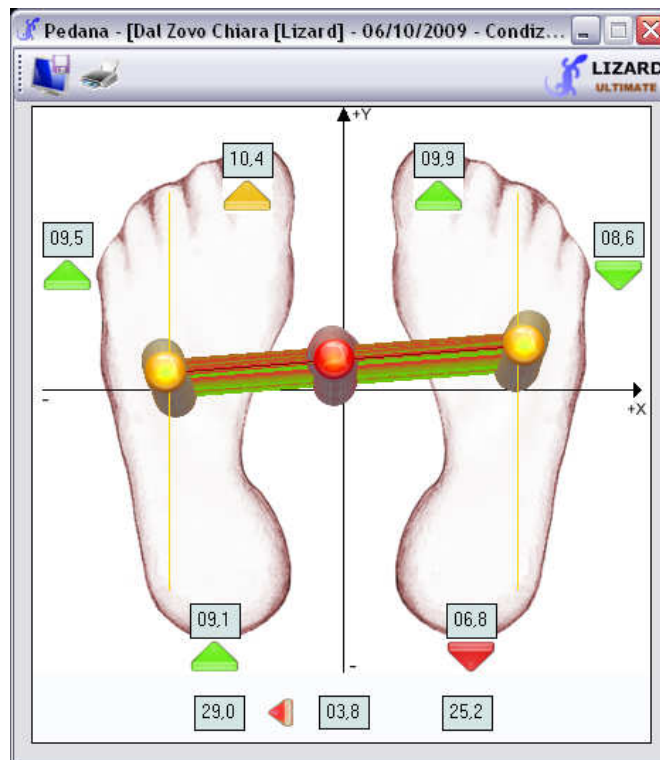


Figura 2.14. pendenza pari al 10%

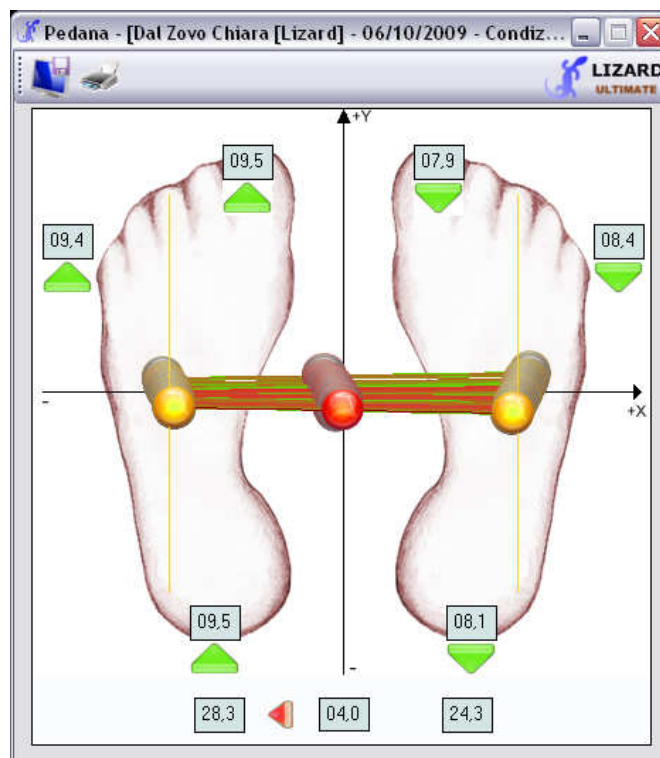


Figura 2.15. pendenza pari al 25%

Infine sono state fatte due prove in discesa alle stesse pendenze considerate per le prove in salita, ovvero -10% (figura 2.16) e -25% (figura 2.17):

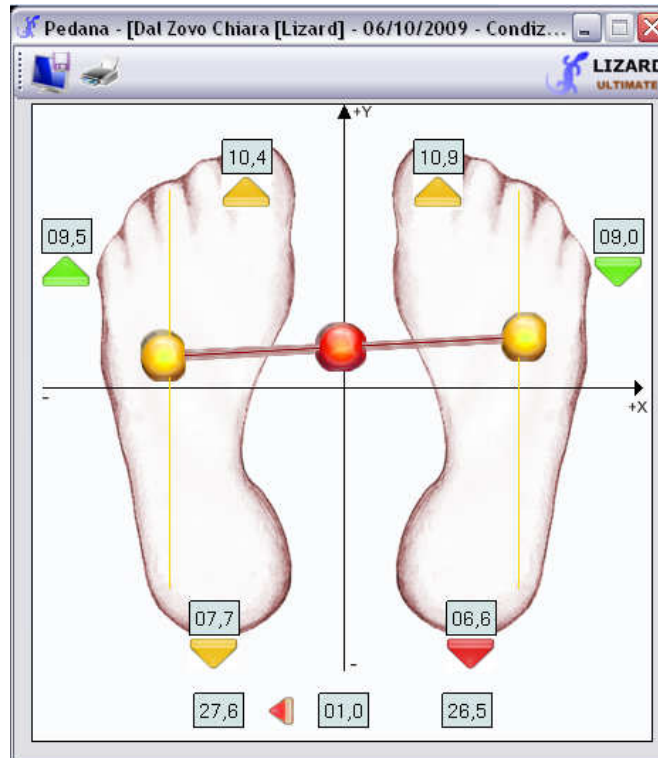


Figura 2.16. pendenza pari al -10%

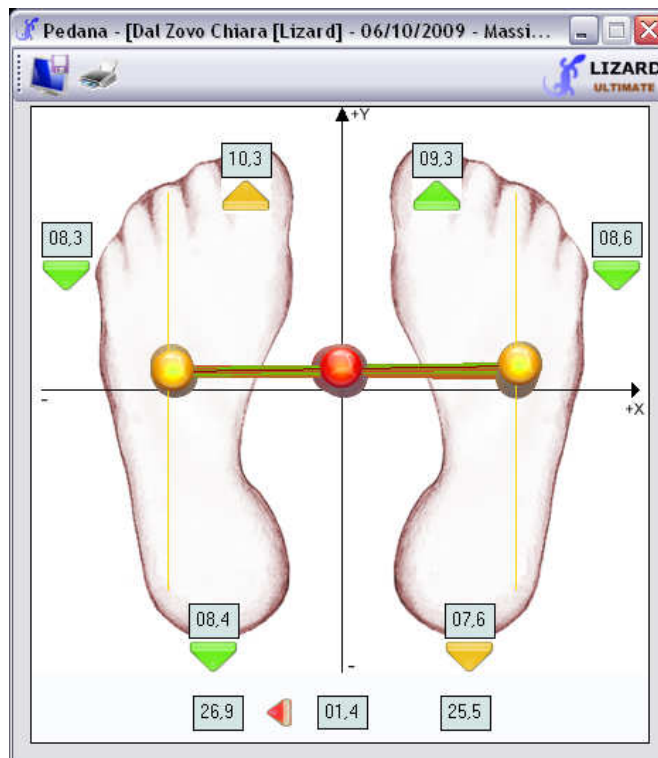


Figura 2.17. pendenza pari al -25%

2.4 Discussione risultati

Osservando le immagini sopra riportate si può notare che in tutte le prove si ha uno sbilanciamento verso sinistra, in particolare nelle due prove in salita. Alle pendenze del 10% e 25%, sul piede sinistro si hanno circa 4 kg in più rispetto al peso misurato sul piede destro. Inoltre, nelle due prove in salita, il baricentro tende ad oscillare maggiormente rispetto alle prove in piano ed in discesa.

Alla pendenza del 25% il centro di pressione si sposta leggermente indietro.

Considerando le prove in discesa, alle pendenze pari al -10% e -25%, si osserva uno spostamento del baricentro in avanti; rispetto alle prove in salita il peso è distribuito in modo più uniforme fra i due piedi, la differenza fra destro e sinistro è in media di 1 kg.

In conclusione il soggetto in analisi presenta un leggero sbilanciamento verso sinistra, aspetto da considerare nelle successive prove con solette sensorizzate.

CAPITOLO 3

Descrizione delle solette sensorizzate Pedar

3.1 Descrizione strumentazione Pedar

Il sistema Pedar prodotto dalla Novel è uno strumento di alta qualità in grado di misurare la distribuzione delle pressioni plantari all'interno della scarpa e di controllare localmente i carichi che agiscono tra il piede e la calzatura. Essendo un sistema estremamente mobile e flessibile permette l'analisi di movimenti in diverse situazioni. Viene connesso a delle solette sensorizzate, flessibili ed elastiche, che coprono l'intera superficie plantare. Oltre alle classiche solette, sono stati creati sensori con particolari forme geometriche per monitorare le pressioni impresse in diverse regioni del piede, in particolare le aree dorsali, mediali o laterali del piede.

Il sistema presenta una straordinaria versatilità. Può essere collegato al PC tramite un cavo fibra ottica/USB, ma funziona anche in modalità wireless grazie alla tecnologia Bluetooth. Un'ulteriore alternativa è il salvataggio dei dati su memoria interna flash e la loro trasmissione al PC in un secondo momento. Offre numerose opzioni di sincronizzazione con sistemi EMG e video digitali utili per l'analisi del passo. Il sistema può essere avviato e sincronizzato da un piccolo telecomando wireless.

Il sistema Pedar può essere utilizzato anche per monitoraggi a lungo termine. A tale scopo la Novel, casa produttrice delle solette, ha sviluppato il software Pedoport e ha reso disponibili batterie e solette speciali.

Diversi sono i campi d'impiego del sistema Pedar. Può essere usato per la ricerca e la progettazione di calzature, come aiuto nella progettazione di ortesi, come strumento di valutazione durante la fase di riabilitazione. Permette di effettuare un'analisi cinetica dell'andatura libera, un monitoraggio del carico a lungo termine. Viene usato anche in studi legati alla biomeccanica sportiva, aspetto particolarmente rilevante presso i laboratori del CeBiSM.

3.1.1 Componenti e dati tecnici del sistema

Il sistema Pedar include i seguenti componenti:



Figura 3.1. componenti del sistema Pedar

- a) solette sensorizzate
- b) doppio cavo per collegare le solette al box
- c) pedar-x box
- d) cavo a fibra ottica
- e) adattatore fibra ottica/USB
- f) cintura
- g) batteria con relativo cavo
- h) carica batterie
- i) trigger di start/stop

Il Pedar box ha dimensioni e peso ridotti, rispettivamente 150 x 100 x 40 mm e 360 g di peso.

Funziona con sistemi di telemetria wireless Bluetooth che garantisce un ampio raggio d'azione.

Ha integrato un modulo Bluetooth capace di comunicare con diversi adattatori per PC. Grazie a tale sistema l'utente può osservare il soggetto e contemporaneamente dirigere la prova dal PC.

Possiede una memoria flash incorporata da 32 MB.

Richiede un sistema operativo Windows XP Service Pack2.

E' alimentato da una batteria NiMH che dura fino a 4,5 ore.

Il tempo di registrazione su memoria flash è pari a 25 minuti, la frequenza di campionamento massima considerando attivi tutti i sensori è di 100 Hz. Tale frequenza può essere aumentata disattivando alcune righe di sensori.

Per quanto riguarda le solette, sono disponibili solette di diverse taglie, dal numero 22 al 49 (EU), di tre larghezze.

Il numero di sensori varia a seconda della taglia.

Le solette da adulto hanno 99 sensori capacitivi, quelle da bambino ne hanno meno, il numero minimo è 85. Esistono due tipi di solette, con “linguetta” lunga o corta (parte della soletta che esce dalla calzatura).

Il range di pressione va da un minimo di 15 kPa ad un massimo di 600 kPa o da 30 kPa a 1200 kPa. Per i laboratori del CeBiSM la calibrazione è stata fatta per ottenere un range fino a 800 kPa, non è possibile modificarla senza l'adeguata strumentazione.

L'isteresi, ovvero la caratteristica di un sistema a reagire in ritardo alle sollecitazioni applicate ed in dipendenza dello stato precedente, è minore del 7%.

La risoluzione va da un minimo di 2,5 kPa ad un massimo di 5 kPa. Per risoluzione si intende la minima variazione in ingresso che provoca variazioni misurabili in uscita.

L'affidabilità delle solette non dipende dal numero di sensori.

3.1.2 Vantaggi e limiti del sistema Pedar

Il sistema pedar presenta grandi vantaggi:

- permette di registrare molti cicli consecutivi, fino a 25 minuti (o più se si ricorre al software pedoport);
- è utilizzabile su diversi terreni e applicato a svariate attività sportive;
- permette di creare delle maschere e vedere la distribuzione delle pressioni divisa in settori;
- rileva il centro di pressione facendo una media pesata, sullo spazio, delle pressioni misurate e ne ricava gli andamenti;
- è possibile sincronizzare il sistema con altri strumenti;
- funziona con qualsiasi PC tramite un convertitore USB/fibra ottica o Bluetooth;
- grazie alla memoria flash incorporata permette di raccogliere dati e di trasmetterli al PC in un secondo momento.

Il sistema Pedar presenta anche alcuni svantaggi:

- ha una limitata frequenza di campionamento (100 Hz). Per aumentare la frequenza è necessario disattivare alcuni sensori e di conseguenza perdere informazioni relative ad alcune aree;
- alcuni sensori possono rimanere disattivi perché il carico a cui sono sottoposti risulta inferiore alla soglia di attivazione, pari a $1,5 \text{ N/cm}^2$. Ciò può essere conseguenza del fatto che il sensore non venga caricato sull'intera area, ma solo parzialmente; la forza è infatti calcolata tramite un integrale superficiale;
- registra solo la componente perpendicolare alla superficie della soletta, non da quindi alcuna indicazione riguardo la componente tangenziale;
- è da tener presente inoltre che le solette sono dispositivi particolarmente fragili.

3.1.3 Software Pedar-PDA

Il software Pedar-PDA comunica con un Pocket PC basato su Windows. La raccolta dati e la loro visualizzazione viene realizzata tramite PDA (Personal Digital Assistant). Funzioni aggiuntive quali la calibrazione dei sensori e l'analisi dei dati vengono eseguite dal PC. Il PDA trasmette i dati al notebook o al desktop impiegando il software MS ActiveSync e l'USB o il Bluetooth. Ha due modalità operative: on-line ed off-line.

Il software Pedar-x per l'acquisizione dati contiene varie opzioni di analisi e visualizzazione dei dati raccolti. Permette la selezione individuale della taglia della soletta e l'applicazione di maschere personalizzate che consentono all'utente di selezionare determinate aree di sensori. Offre la possibilità di una visualizzazione 2D o 3D, isobara e numerica. E' possibile vedere l'animazione delle fasi di contatto del piede, la mappa della massima pressione (MPP) e la rappresentazione della linea del centro di pressione (COP). Il software consente anche di selezionare determinati passi e di fare un'analisi di cronometraggio del passo.

Offre inoltre link alle banche dati Novel, ai software scientifici Novel e al software pedoport. Permette la trasmissione automatica dei dati da PDA a PC e la sincronizzazione con sistemi EMG e video.

3.1.3.1 Pedar-x online program

Il programma Pedar-x contiene tutte le funzioni necessarie per calibrare i sensori, collezionare e visualizzare i dati in tempo reale. In fase di registrazione compare la seguente videata (figura 3.2):

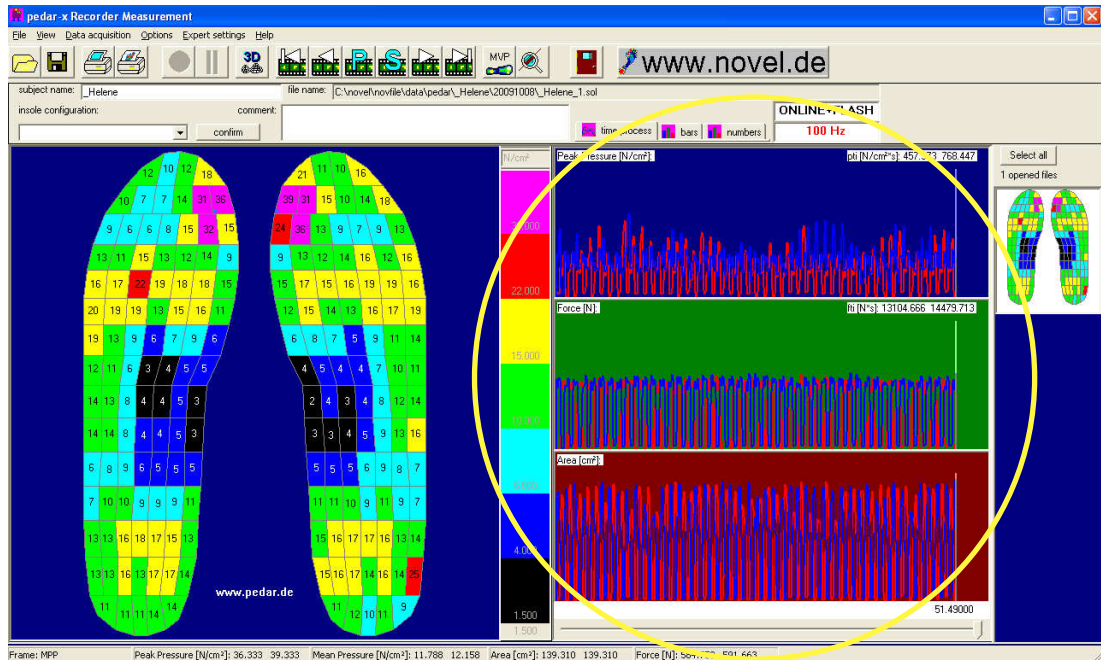


Figura 3.2. videata del programma Pedar-x online

È possibile osservare sulla sinistra la superficie plantare di entrambi i piedi, l'area è suddivisa in 99 sensori capacitivi, su ciascuno dei quali è riportato il rispettivo valore di pressione misurata in N/cm^2 .

I diversi colori dei sensori aiutano l'utente a distinguere velocemente il valore delle pressioni impresse, la scala numerica relativa ai diversi colori è riportata a destra delle solette. Il valore indicato su tale scala per ogni colore è il più basso valore corrispondente a tale livello, l'unità di misura è N/cm^2 .

Sulla parte destra della videata è possibile visualizzare in tre diversi modi i dati relativi a picchi di pressione, forza ed area. Le differenti modalità di visualizzazione possono essere così elencate:

- “time processing” (figura 3.2), ovvero una rappresentazione grafica;
- “bars” (figura 3.3a), stessi valori rappresentati attraverso delle colonne, questa modalità è utile quando si applicano delle maschere in quanto mostra i parametri relativi ad ogni maschera;
- “numbers” (figura 3.3b), nessun grafico, ma solo valori numerici.

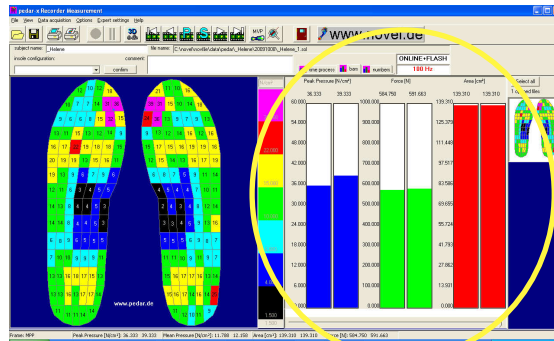


Figura 3.3a. “bars”

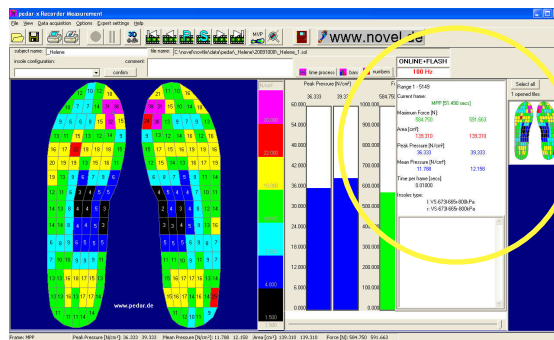


Figura 3.3b. “numbers”

Al fine di valutare le distribuzioni pressorie presenti in determinate aree del piede, il programma permette di creare delle maschere (figura 3.4) personalizzate, selezionando determinati sensori e suddividendo l’area della superficie plantare in quattro aree. E’ possibile anche disattivare alcuni sensori.

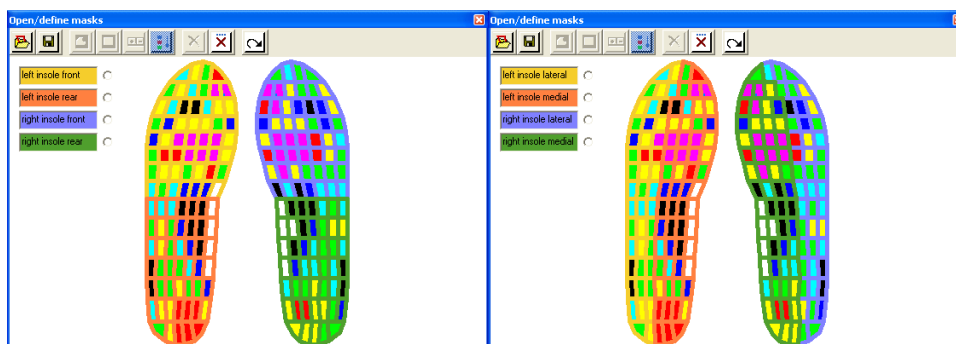


Figura 3.4. maschere

3.1.3.2 Pedar-x step analysis

Questo programma è utilizzato per eseguire un’analisi del singolo passo. Permette di visualizzare solo le finestre contenenti i parametri d’interesse (figura 3.5).

E' possibile selezionare un singolo passo e scegliere una visualizzazione della pressione impressa tramite un'immagine 2D o 3D.

La funzione MPP (maximum pressure picture) permette di vedere i picchi di pressione massima, la funzione MVP (mean value picture) restituisce invece un'immagine contenente i minimi valori di pressione.

Per ciascun passo selezionato è possibile osservare l'andamento del centro di pressione e la curva temporale relativa a forza e pressione.

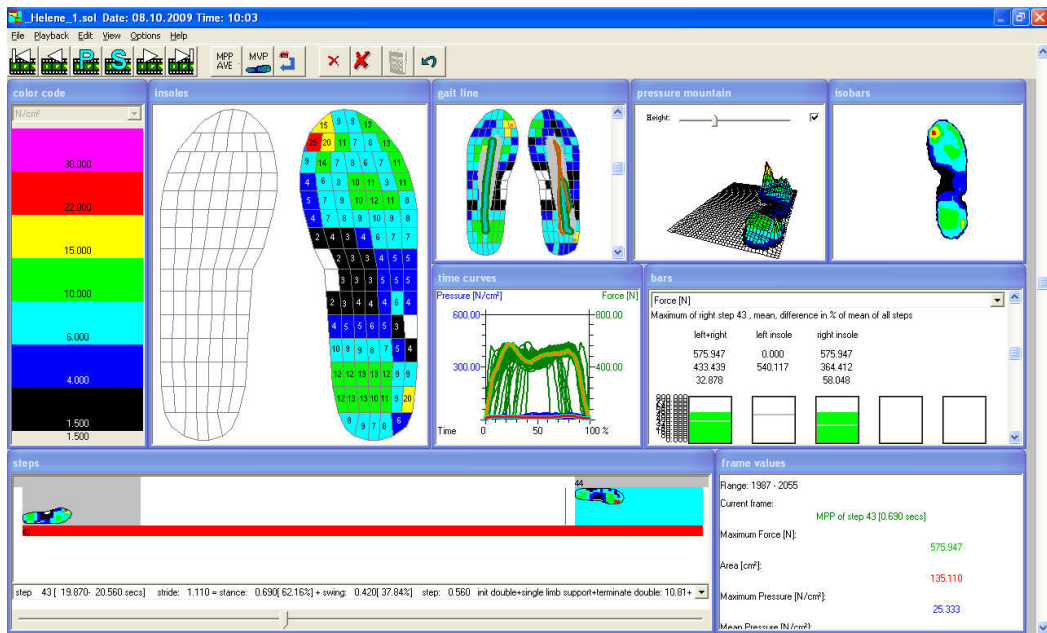


Figura 3.5. step analysis

Selezionando la voce "step analysis" si apre una finestra contenente una descrizione dettagliata del file indicando numero di passi destri e sinistri con relativi valori di forza media massima, lunghezza media e velocità (figura 3.6).

Standard step analysis for _Helene_1.sol					
Left insole:	VS-673I-665r-800kPa		Right insole:	VS-673I-665r-800kPa	
first/last steps excluded	<input checked="" type="checkbox"/> yes		<input checked="" type="checkbox"/> yes		
Force threshold [N] + %:	24.837	4.60	19.506	5.35	
Min step length [secs] + frames:	0.050	5	0.050	5	
Results:					
Number of steps:	44		68		
Min/max step [secs]:	0.640	0.740	0.050	2.940	
Mean step length [secs] +/- % of mean:	0.678	2.758	0.554	82.568	
Mean max force [N] +/- % of mean:	540.117	3.049	364.412	71.418	
Velocity:					
total time [secs]:	51.490	distance [m]:	0.000	velocity [m/min]: 0.000	
RENEW		Reset standard		Cancel	

Figura 3.6. tabella riassuntiva step analysis

3.2 Prove sperimentali statiche con solette Pedar

3.2.1 Descrizione prove e condizioni sperimentali

Al fine di valutare la distribuzione delle pressioni plantari in statica sono state effettuate delle prove a diverse pendenze: 0%, $\pm 10\%$, $\pm 25\%$, indossando scarpe da ginnastica. E' da tener presente che al variare della rigidezza e della conformazione della calzatura variano le pressioni impresse.

La prova si è svolta ponendo il soggetto femminile in posizione eretta su treadmill (figura 3.7), indossando le solette Pedar, ciascuna registrazione è durata circa un minuto.



Figura 3.7. prova in statica su treadmill indossando solette Pedar

3.2.2 Elaborazione dati

I dati registrati sono stati esportati dal software Pedar-x e rielaborati con l'ausilio di Excel e Matlab. Di seguito è possibile vedere la media della distribuzione delle pressioni relative ad ogni prova, indicata in N/cm^2 .

Prova a 0% di pendenza:

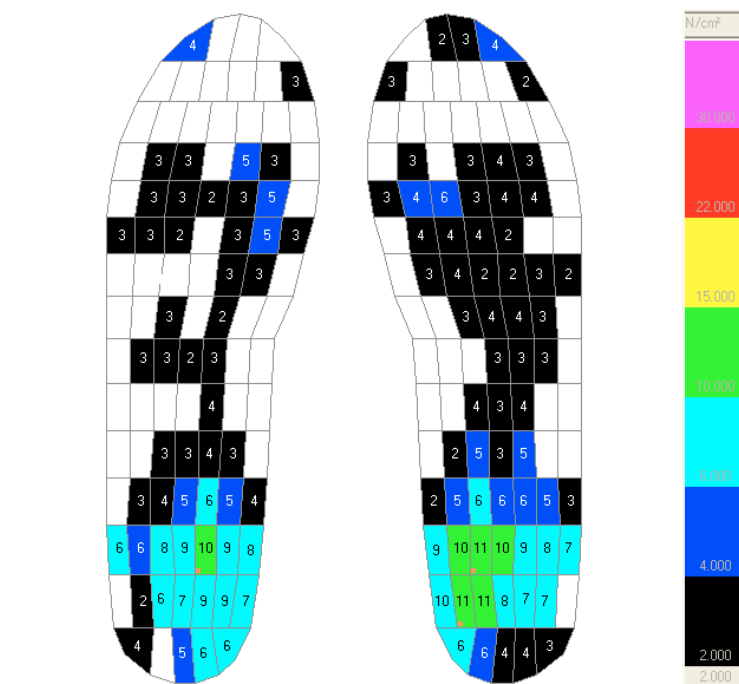


Figura 3.8a. valori di pressione in N/cm^2 della prova allo 0% di pendenza

la stessa prova può essere rappresentata con un immagine 3D, nella quale non è immediata la lettura dei valori di pressione, ma è chiara la posizione dei picchi:

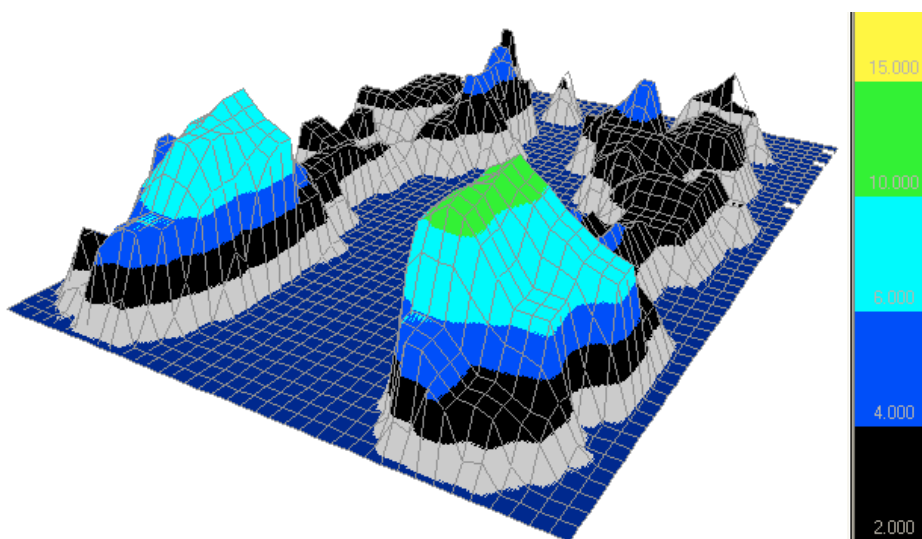


Figura 3.8b. valori di pressione in 3D della prova allo 0% di pendenza

Applicando due maschere per suddividere la superficie plantare in quattro aree è possibile ricavare i valori di forza media relativi alle zone antero-posteriore e medio-laterale impresse sulla superficie plantare.

Rappresentando graficamente i dati ottenuti si vede come in statica il peso sia maggiore sulla parte posteriore del piede (figura 3.8c).

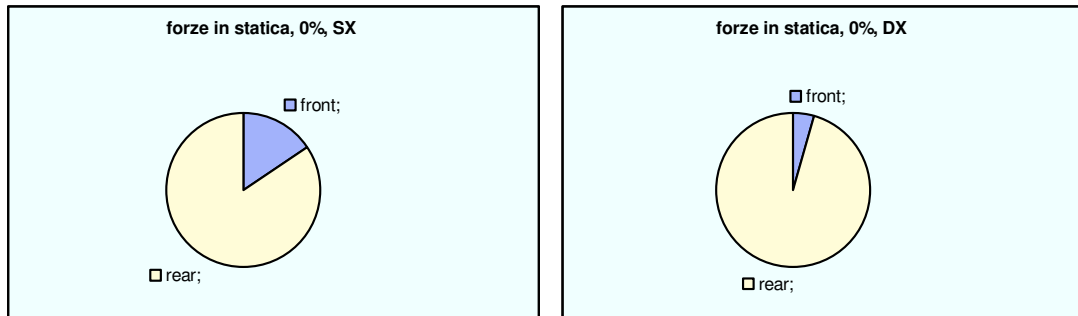


Figura 3.8c. prova in statica, 0% di pendenza

Prova al 10% di pendenza:

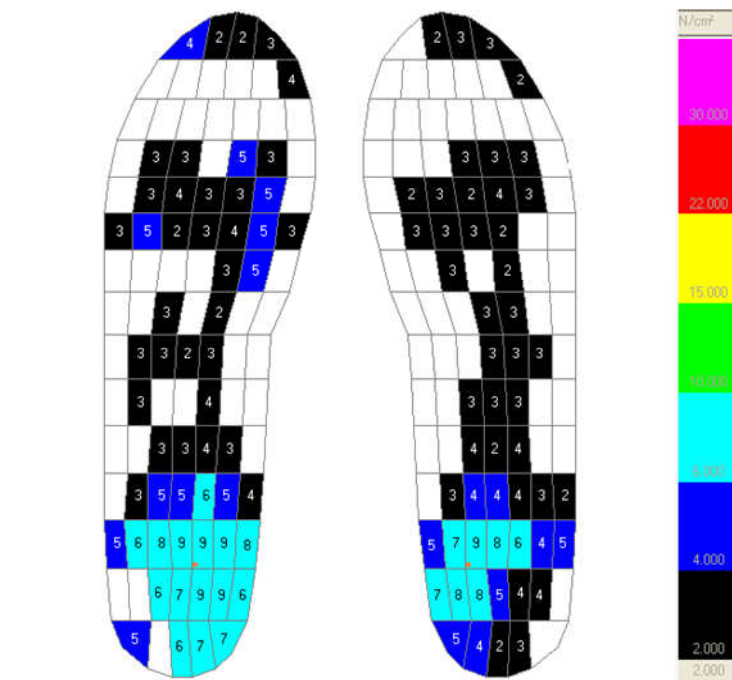


Figura 3.9a. valori di pressione in N/cm² della prova al 10% di pendenza

la stessa prova può essere rappresentata con un immagine 3D, nella quale non è immediata la lettura dei valori di pressione, ma è chiara la posizione dei picchi:

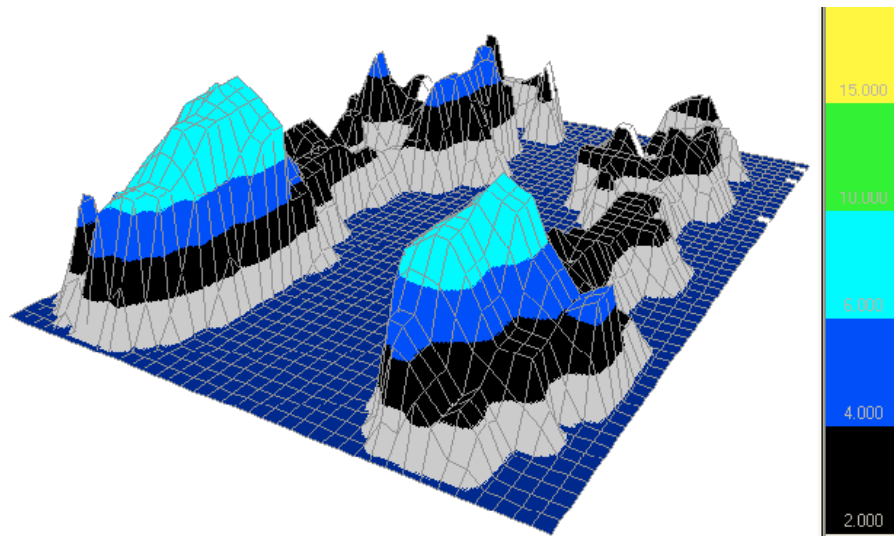


Figura 3.9b. valori di pressione in 3D della prova al 10% di pendenza

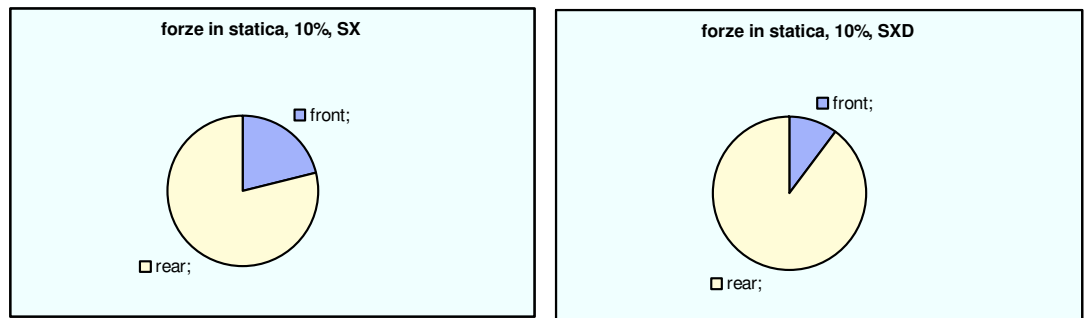


Figura 3.9c. prova in statica, 10% di pendenza

Anche nella prova al 10% di pendenza si nota un maggior carico sulla zona posteriore del piede.

Prova al 25% di pendenza:

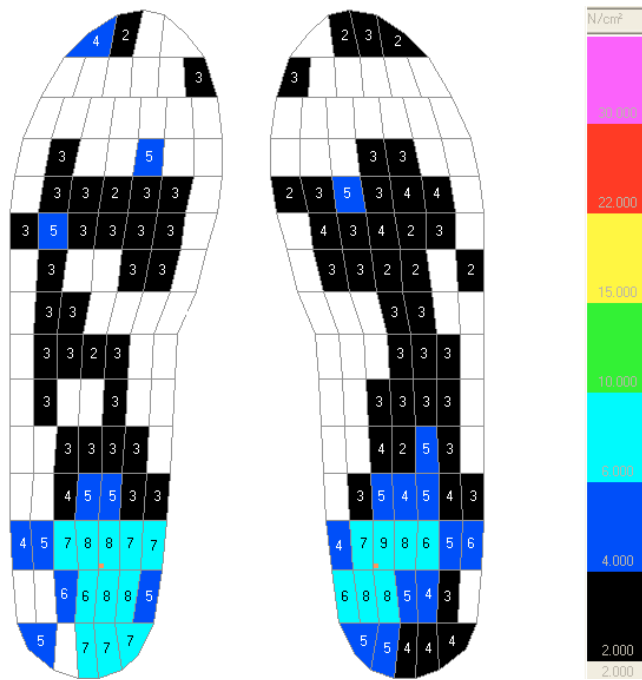


Figura 3.10a. valori di pressione in N/cm^2 della prova al 25% di pendenza

la stessa prova può essere rappresentata con un immagine 3D, nella quale non è immediata la lettura dei valori di pressione, ma è chiara la posizione dei picchi:

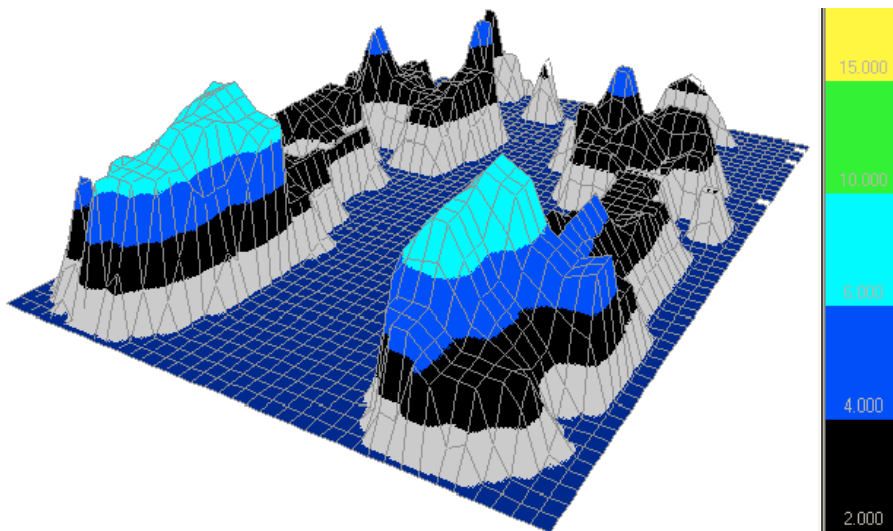


Figura 3.10b. valori di pressione in 3D della prova al 25% di pendenza

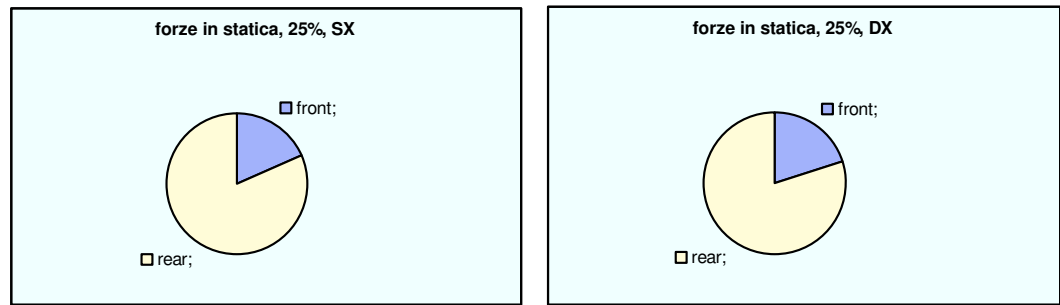


Figura 3.10c. prova in statica, 25% di pendenza

Aumentando ulteriormente la pendenza non si notano sostanziali differenze, il carico maggiore si ha sempre sull'area posteriore del piede.

Prova al -10% di pendenza:

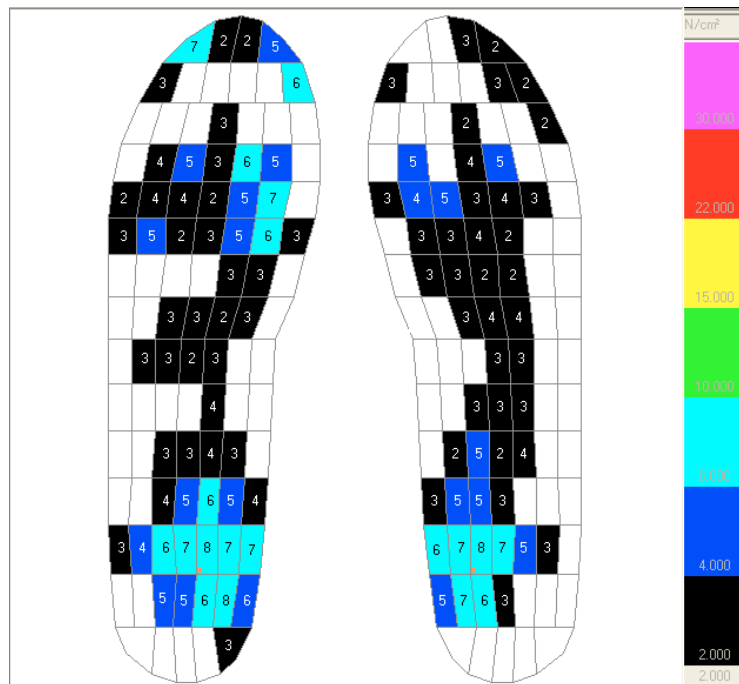


Figura 3.11a. valori di pressione in N/cm^2 della prova al -10% di pendenza

la stessa prova può essere rappresentata con un immagine 3D, nella quale non è immediata la lettura dei valori di pressione, ma è chiara la posizione dei picchi:

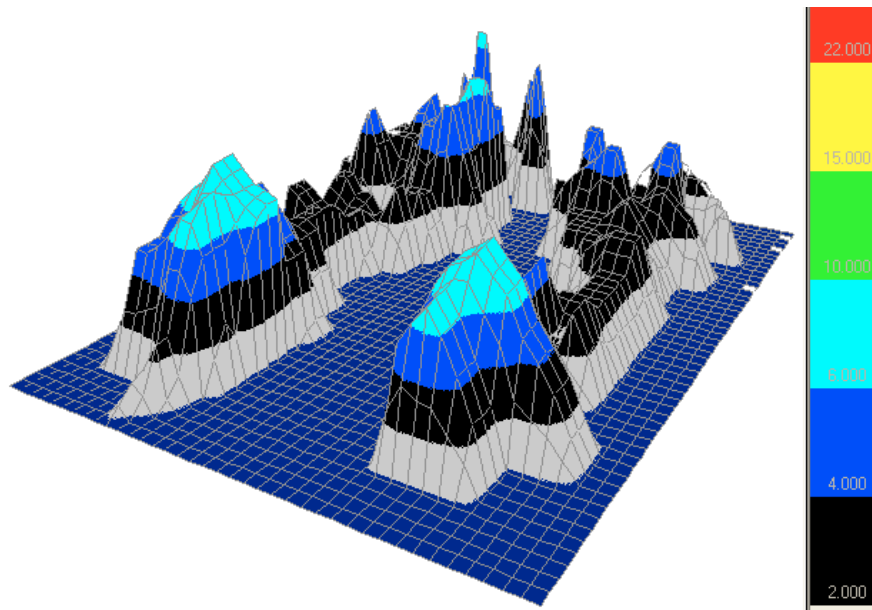


Figura 3.11b. valori di pressione in N/cm^2 della prova al -10% di pendenza



Figura 3.11c. prova in statica, -10% di pendenza

In discesa, ad una pendenza pari al -10%, si ha un incremento della forza impressa sulla parte anteriore del piede; nonostante ciò il carico maggiore è ancora relativo alla zona posteriore.

Prova al -25% di pendenza:

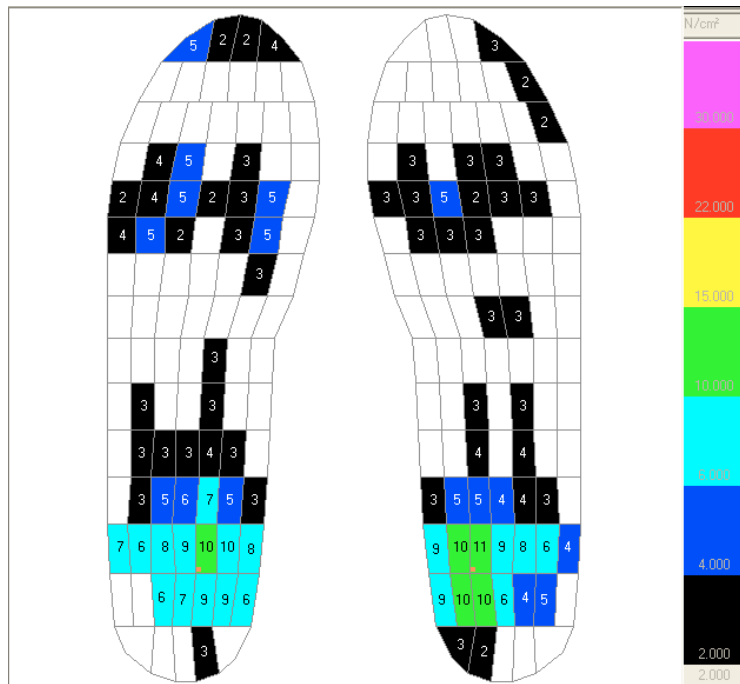


Figura 3.12a. valori di pressione in N/cm^2 della prova al -25% di pendenza

la stessa prova può essere rappresentata con un immagine 3D, nella quale non è immediata la lettura dei valori di pressione, ma è chiara la posizione dei picchi:

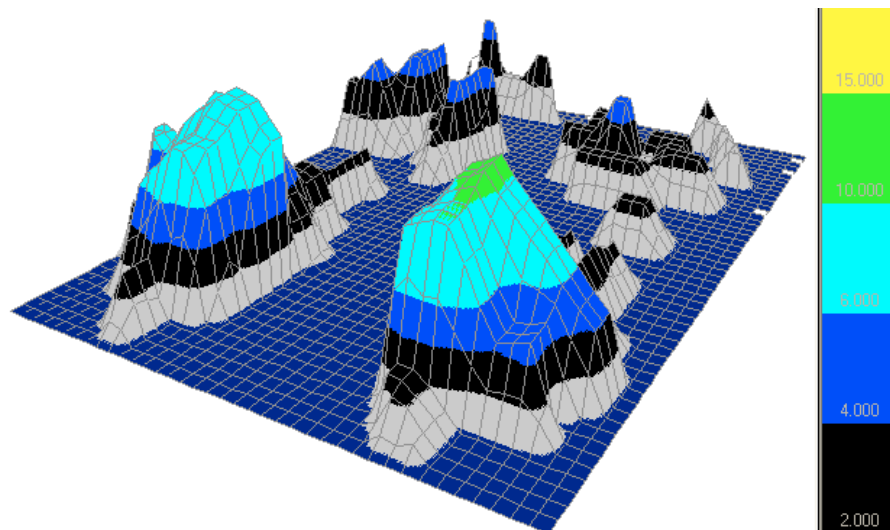


Figura 3.12b. valori di pressione in N/cm^2 della prova al -25% di pendenza

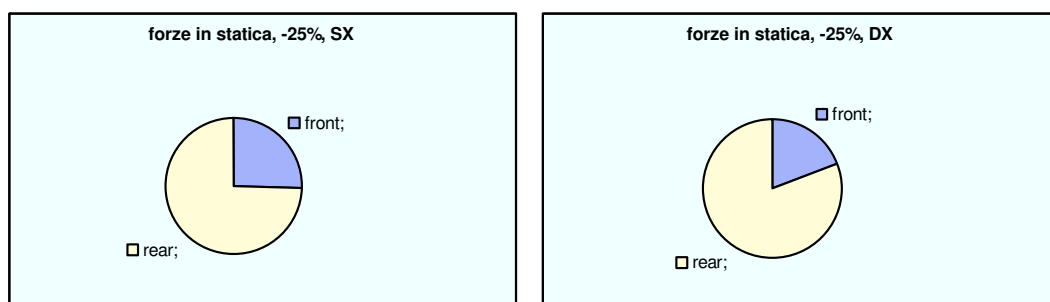


Figura 3.12c. prova in statica, -25% di pendenza

Rendendo la discesa più ripida non si notano sostanziali differenze, aumenta leggermente il carico sulla zona anteriore.

3.2.3 Discussione risultati

Dall'analisi dei dati si nota una discrepanza fra la somma dei valori di pressione registrati in statica ed il peso in kg del soggetto testato. Si ipotizza che questo sia dovuto al fatto che la soglia minima di attivazione dei sensori è pari a 1.5 N/cm^2 , è quindi probabile che in statica molti sensori vengano caricati con una pressione inferiore alla soglia di attivazione e non vengano di conseguenza attivati. Osservando un'impronta del piede del soggetto è possibile stimare quali sensori non attivi siano in realtà sottoposti a carico; in particolare i sensori disattivi riguardano la parte anteriore del piede. Ipotizzando che ciascuno di questi sensori sia caricato con una pressione pari a 1 o 1.5 N/cm^2 e sommando i valori così ottenuti al valore di pressione misurato dal sistema Pedar, si ottiene effettivamente il peso del soggetto.

Il carico impresso sul piede sinistro è maggiore rispetto al carico del piede destro nella maggior parte delle condizioni sperimentali considerate ($\pm 10\%$; -25%).

3.3 Prove sperimentali dinamiche con solette Pedar

3.3.1 Descrizione prove e condizioni sperimentali

Le solette sensorizzate Pedar utilizzate presso i laboratori del CeBiSM sono state calibrate appositamente per prove dinamiche, fino a supportare una pressione massima di 800 kPa. Per questo motivo il loro utilizzo in statica ha dato luogo ad alcune discrepanze nei risultati ottenuti. E' stato dunque effettuato anche un test in

dinamica. Le prove si sono svolte su treadmill alle pendenze dello 0%, $\pm 10\%$, $\pm 25\%$, ciascuna prova è stata ripetuta a due diverse velocità imposte: 4 km/h e 6 km/h.

E' stato chiesto al soggetto femminile di camminare per 30 secondi indossando le solette Pedar ed utilizzando le stesse scarpe da ginnastica per ogni prova.

Sono stati analizzati i dati ponendo particolare attenzione alle differenze fra i picchi di forza delle curva media di venti cicli del passo.

Per poter rielaborare le matrici di dati ottenuti si è reso necessario implementare opportune funzioni in Matlab.

Innanzitutto si sono individuati gli istanti di inizio del ciclo del passo. Per fare ciò è stata imposta una soglia minima di 100 N, è stata fatta tale scelta su suggerimento del tutor aziendale in quanto è il giusto compromesso per individuare il punto d'inizio del ciclo del passo senza considerare il rumore presente nella fase di swing del ciclo precedente.

Una volta ottenuti gli istanti iniziali si è resa necessaria un'interpolazione per rappresentare graficamente i vari cicli con uno stesso numero di punti e poterli in tal modo sovrapporre.

Per ogni prova si è scelto di rappresentare graficamente la media di venti cicli del passo. Per tale grafico si sono calcolati i due picchi di massima forza (F1 ed F3), corrispondenti rispettivamente al picco di appoggio e al picco di spinta. Tali valori di forza sono stati ottenuti calcolando la forza massima dei picchi di ogni passo e successivamente facendo la media delle forze massime.

Sono stati messi a confronto i grafici relativi ai cicli del passo a diverse pendenze e alla stessa velocità e viceversa alla stessa pendenza e a diverse velocità. Questo per poter confrontare anche visivamente le differenze fra i picchi di forza media massima.

E' stata implementata inoltre una funzione per poter rappresentare la sola fase di stance e ricavarne il tempo di durata in secondi.

3.3.2 Elaborazione dati

Sono stati messi a confronto i grafici relativi al ciclo medio di venti passi, considerando prove alla stessa pendenza e a diverse velocità. La seguente tabella presenta le variazioni dei picchi di forza F1 ed F3 ottenute mantenendo costante la velocità e variando la pendenza:

	pendenza iniziale	pendenza finale	picco F1: picco di appoggio	picco F3: picco di spinta
salita	0%	10%	diminuisce leggermente	aumenta leggermente
	10%	25%	aumenta leggermente	aumenta
discesa	0%	-10%	aumenta	diminuisce
	-10%	-25%	aumenta	diminuisce

Figura 3.13. variazioni dei picchi di forza mantenendo costante la velocità e variando la pendenza

La seguente tabella presenta le variazioni dei picchi di forza F1 ed F3 ottenute mantenendo costante la pendenza e variando la velocità da 4 km/h a 6 km/h:

	pendenza	picco F1: picco di appoggio	picco F3: picco di spinta
	0%	aumenta	aumenta
salita	10%	aumenta	aumenta
	25%	è stata fatta solo la prova a 4 km/h	
discesa	-10%	aumenta	diminuisce leggermente
	-25%	aumenta	aumenta

Figura 3.14. variazioni dei picchi di forza mantenendo costante la pendenza e variando la velocità da 4 km/h a 6 km/h

3.3.3 Discussione risultati

Osservando i picchi di forza, ovvero i massimi locali della curva di espressione della forza ottenuta dalla sommatoria dei valori di forza espressi su tutta la superficie plantare, si notano delle particolari differenze nella forza misurata all'inizio e alla fine dell'appoggio al variare della pendenza e della velocità.

Alla pendenza dello 0% i picchi di forza F1 ed F3, rispettivamente associati al picco di forza di appoggio e al picco di forza nella fase di spinta, sono molto simili. Ciò significa che la forza impressa è distribuita in modo uniforme durante le varie fasi del ciclo del passo. Aumentando la velocità da 4km/h a 6km/h si ha un maggior valore di forza di picco, mentre diminuisce la forza minima relativa alla fase di sostegno mediano. Il passo è più veloce, di conseguenza si riduce il tempo in cui il piede rimane appoggiato a terra.

Non si notano particolari differenza fra la prova di camminata in piano e quella alla pendenza del 10%.

Diminuendo la pendenza al -10% si nota invece un picco di forza di appoggio maggiore rispetto al picco di forza nella fase di spinta. Ciò significa che in discesa si tende a caricare maggiormente la zona del calcagno.

Diminuendo la pendenza dal -10% al -25% si ha un aumento del picco di forza di appoggio ed una diminuzione del picco di forza rilevato al momento della spinta. Aumentando la velocità si notano in generale un maggior picco di forza di appoggio ed una diminuzione del picco di forza al momento della spinta.

Aumentando la pendenza al 25% si ha un andamento opposto a quello messo in evidenza nella prova al -25%. Diminuisce infatti il picco di forza di pieno appoggio ed aumenta il picco di forza al momento della spinta. Ciò significa che in salita si tende a caricare maggiormente la parte anteriore della superficie plantare.

3.3.4 Applicazione maschere

A ciascuna prova effettuata sono state applicate due maschere, realizzate con il software del Pedar. Ciò ha reso possibile un'analisi di quattro aree della superficie plantare: anteriore, posteriore, mediale e laterale (figura 3.15).

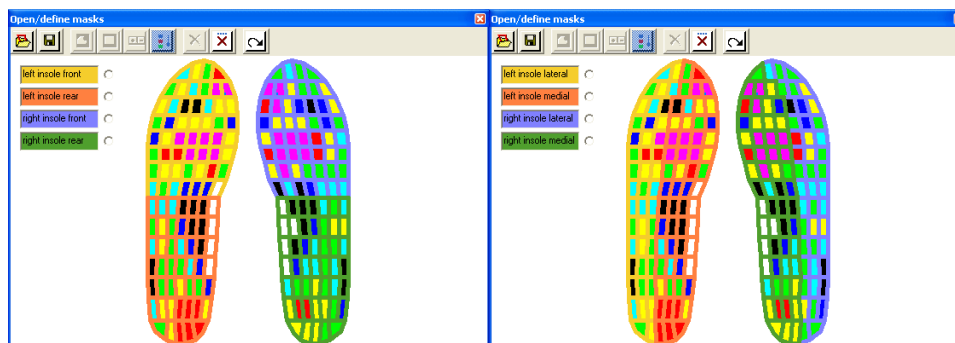


Figura 3.15. maschere applicate

3.3.4.1 Forze di picco

Si può fare un'analisi dei valori ottenuti calcolando l'incremento o il decremento percentuale delle forze impresse con la seguente formula $[(\text{forza a } 6\text{km/h})/(\text{forza a } 4\text{km/h}) * 100] - 100$, mantenendo dapprima costante la pendenza e variando la velocità.

Prova allo 0%: i dati ottenuti sono rappresentabili graficamente con dei diagrammi (figura 3.16a, b); le percentuali di forza non si riferiscono alla forza media totale, ma ad una media aritmetica fatta considerando i valori di picco di ogni istante temporale.



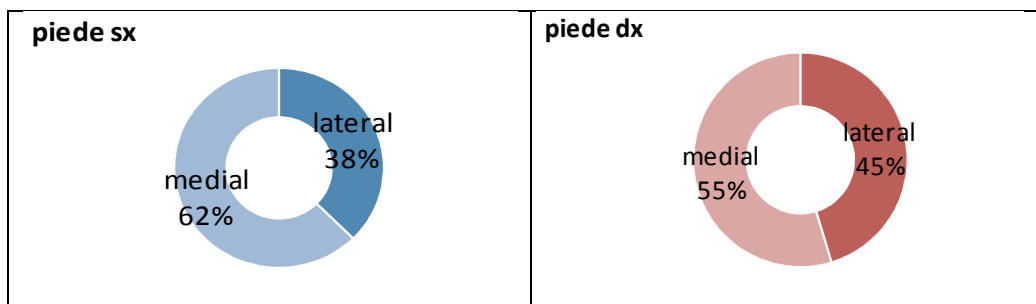


Figura 3.16a. media forze di picco. Pendenza 0%, velocità 4km/h

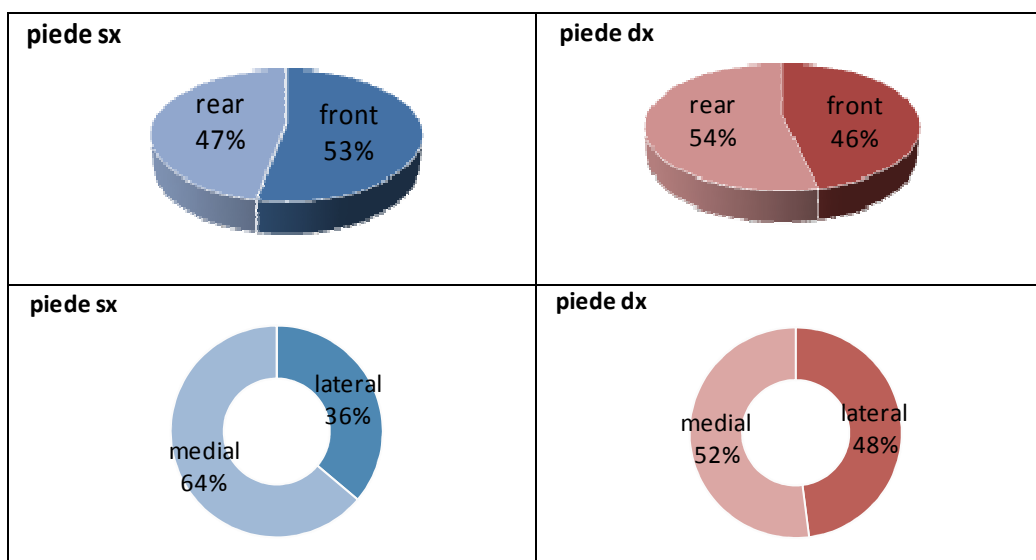


Figura 3.16b. media forze di picco. Pendenza 0%, velocità 6km/h

Considerando la prova allo 0%, all'aumentare della velocità si ha un incremento percentuale delle forze impresse, particolarmente accentuato nella parte posteriore di entrambi i piedi. Per quanto riguarda le zone mediale e laterale, si notano per il piede sinistro un maggior incremento della forza di picco mediale rispetto alla laterale, per il piede destro un maggior incremento della forza di picco laterale rispetto alla mediale. I due piedi si comportano in modo opposto.

Prova al 10%:



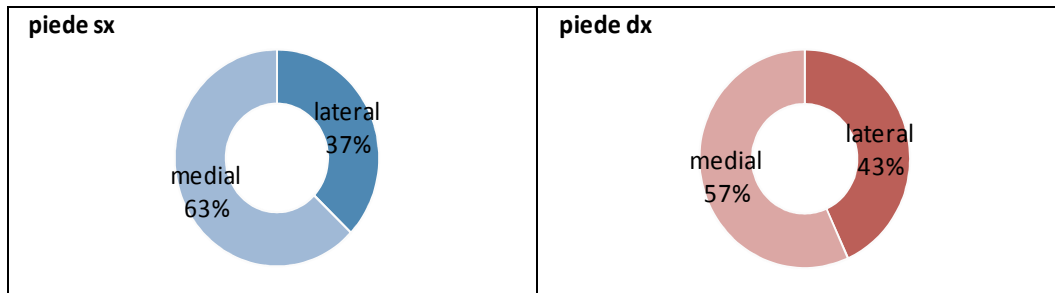


Figura 3.17a. media forze di picco. Pendenza 10%, velocità 4km/h

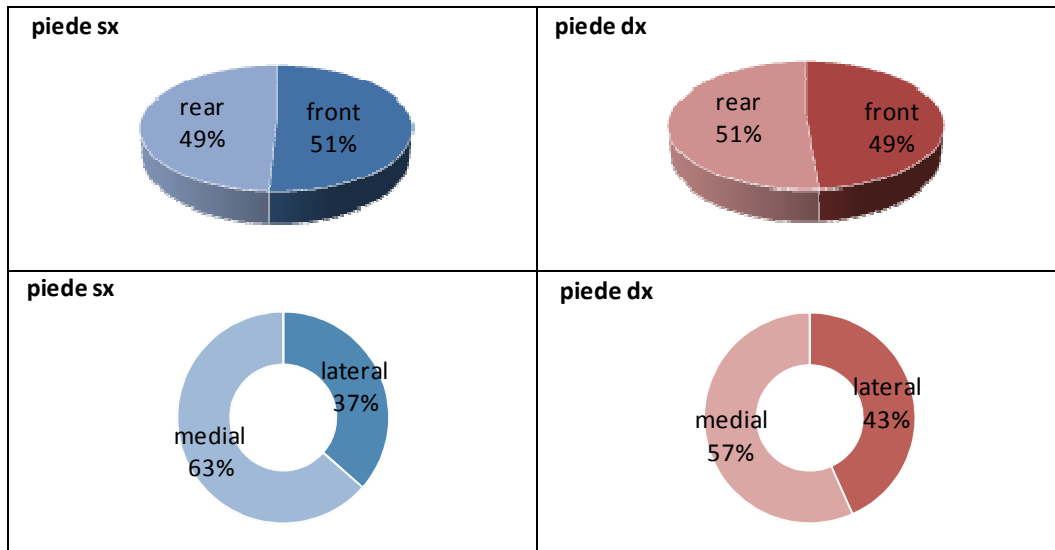


Figura 3.17b. media forze di picco. Pendenza 10%, velocità 6km/h

All'aumentare della velocità aumenta la forza di picco relativa alla zona posteriore dei piedi.

Prova al -10%:

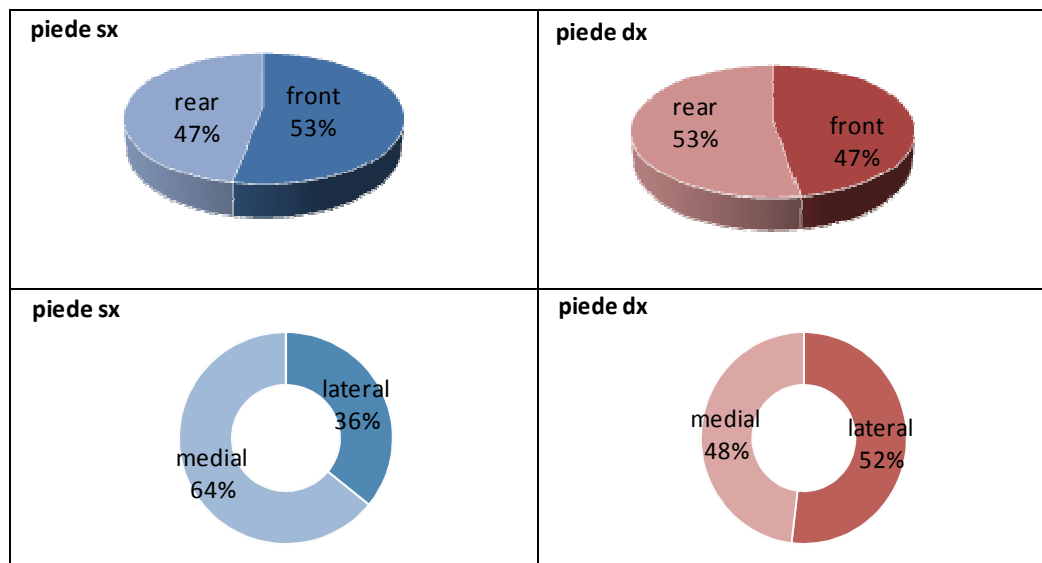


Figura 3.18a. media forze di picco. Pendenza -10%, velocità 4km/h

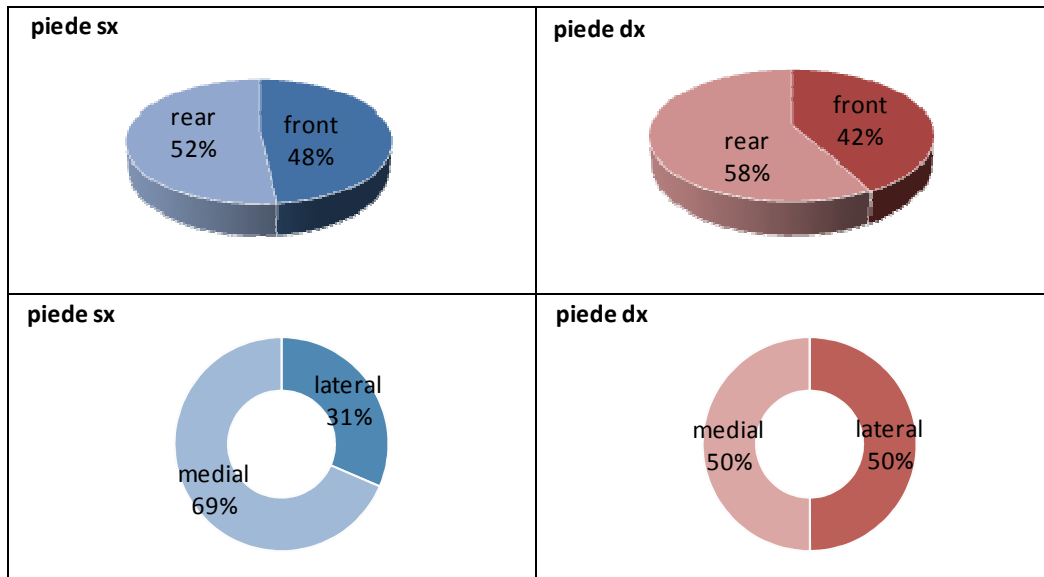


Figura 3.18b. media forze di picco. Pendenza -10%, velocità 6km/h

Alla pendenza del -10%, all'aumentare della velocità, aumenta la forza di picco della zona posteriore e mediale di entrambi i piedi (figura 3.18a, b).

Prova al -25%:

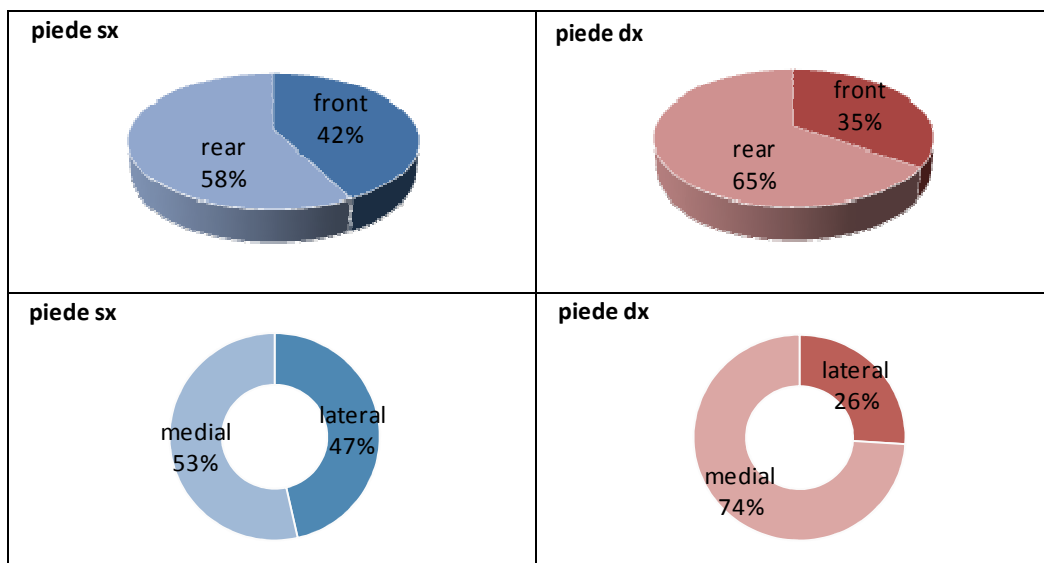


Figura 3.19a. media forze di picco. Pendenza -25%, velocità 4km/h

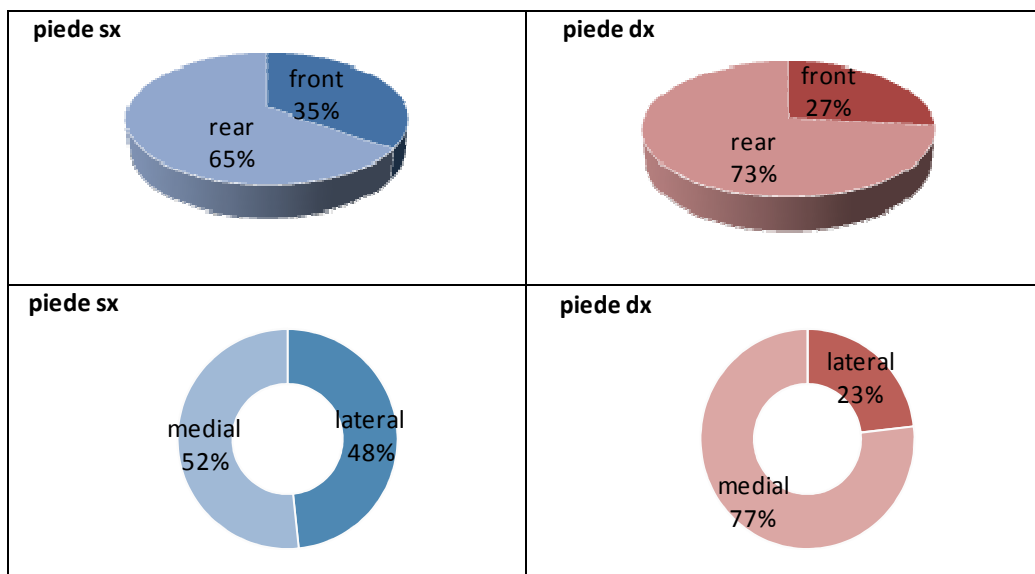


Figura 3.19b. media forze di picco. Pendenza -25%, velocità 6km/h

Diminuendo la pendenza al -25%, all'aumentare della velocità si nota una maggior forza di picco nella parte posteriore di entrambi i piedi. Sul piede sinistro si ha un maggior incremento della forza di picco sulla zona laterale rispetto a quella mediale; mentre sul piede destro si ha un maggior incremento della forza di picco relativa alla parte mediale rispetto a quella relativa alla parte laterale. L'andamento della forza nelle zone mediale e laterale è opposto a quello osservato nella prova allo 0% (figura 3.19a, b).

La stessa analisi si può fare mantenendo costante la velocità e variando la pendenza.

Mantenendo costante la velocità a 4km/h e variando la pendenza dallo 0% al 10% aumentano maggiormente le forze di picco relative alle parti posteriore e mediale di entrambi i piedi.

Variando la pendenza dallo 0% al -10% si nota un decremento della forza di picco anteriore di entrambi i piedi; un maggior aumento della forza di picco mediale del piede sinistro rispetto alla laterale, ed un maggior aumento della forza di picco laterale del piede destro rispetto alla mediale.

Variando la pendenza dallo 0% al 25% si ha un aumento delle forze di picco posteriore e mediale di entrambi i piedi.

Diminuendo invece la pendenza dallo 0% al -25% aumentano maggiormente le forze di picco anteriore e laterale del piede sinistro e quelle posteriore e mediale del piede destro.

Mantenendo costante la velocità a 6km/h ed aumentando la pendenza dallo 0% al 10% si notano un aumento della forza di picco della parte posteriore e laterale del piede sinistro, anteriore e mediale del piede destro.

Diminuendo la pendenza dallo 0% al -10% si ha una diminuzione della forza di picco anteriore di entrambi i piedi, un aumento della forza mediale del piede sinistro e laterale del piede destro.

Diminuendo la pendenza dallo 0% al -25% si hanno un forte aumento delle forze di picco posteriori e decremento delle forze di picco anteriori di entrambi i piedi. Un aumento della forza di picco laterale del piede sinistro e mediale del piede destro.

3.3.4.2 Discussione risultati

Si possono ricavare degli andamenti comuni fra le varie prove.

Mantenendo costante la pendenza e variando la velocità, si osserva che ad ogni pendenza, all'aumentare della velocità, si ha un aumento della forza di picco impressa sulla parte posteriore del piede. Per quanto riguarda le aree mediale e laterale non si può ricavare un andamento comune fra le varie prove.

Mantenendo costante la velocità, al diminuire della pendenza diminuiscono notevolmente le forze di picco impresse nella parte anteriore del piede. Non ci sono andamenti simili per le aree laterale e mediale dei due piedi.

In generale si può dire che la forza di picco relativa alla parte posteriore del piede tende ad aumentare incrementando la velocità ed in discesa.

3.3.4.3 Forze medie

Oltre alla valutazione delle forze di picco per ogni area identificata applicando le maschere, sono state calcolate anche le forze medie.

Prova allo 0%:

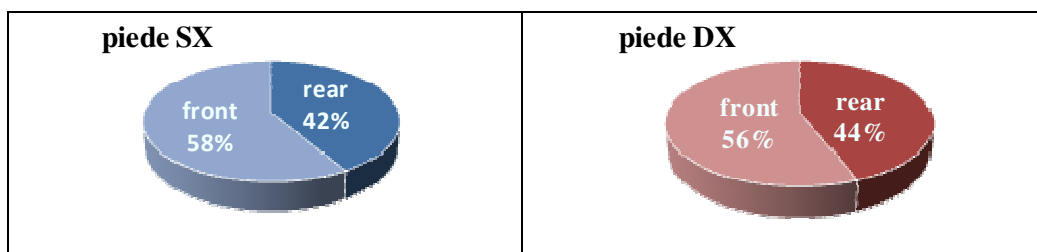


Figura 3.20a. forze medie. Pendenza 0%, velocità 4km/h

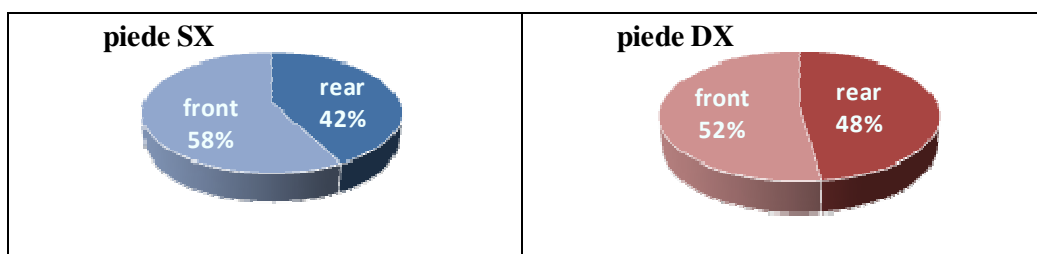


Figura 3.20b. forze medie. Pendenza 0%, velocità 6km/h

Osservando i grafici sopra riportati si nota che alla pendenza dello 0% si ha una maggior forza media sulla parte anteriore del piede, sia a 4km/h che a 6km/h.

Prova al 10%:

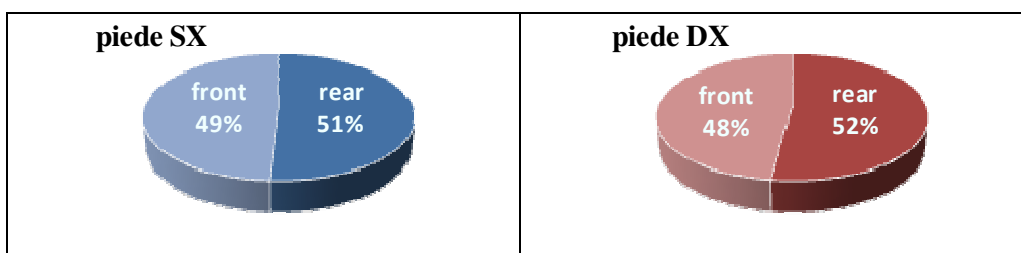


Figura 3.21a. forze medie. Pendenza 10%, velocità 4km/h

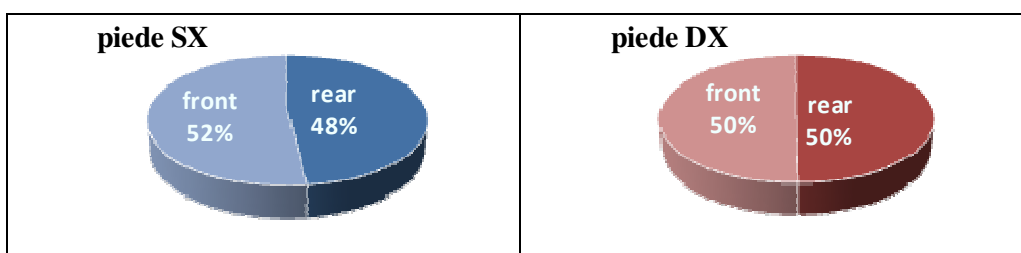


Figura 3.21b. forze medie. Pendenza 10%, velocità 6km/h

Ad una pendenza pari al 10%, la forza media si distribuisce in modo piuttosto uniforme fra parte anteriore e posteriore. Alla velocità di 4 km/h si nota un carico leggermente maggiore sulla parte posteriore di entrambi i piedi.

Prova al -10%:

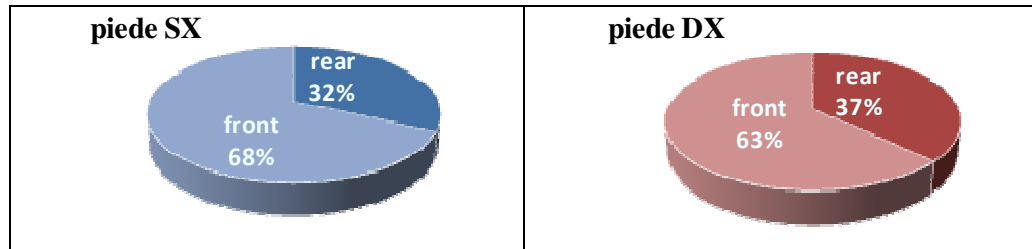


Figura 3.22a. forze medie. Pendenza -10%, velocità 4km/h

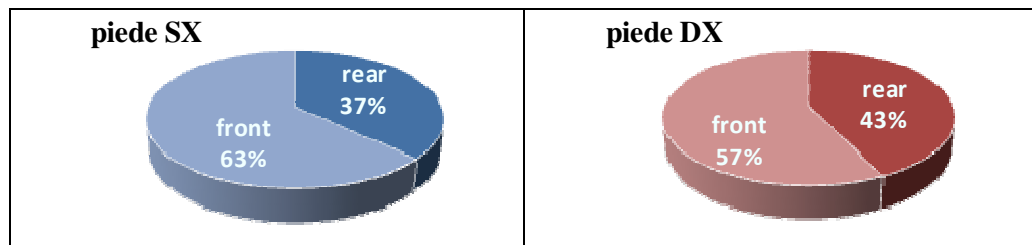


Figura 3.22b. forze medie. Pendenza -10%, velocità 6km/h

Considerando la prova al -10%, si osserva una maggior forza media sulla parte anteriore di entrambi i piedi.

Prova al 25%:

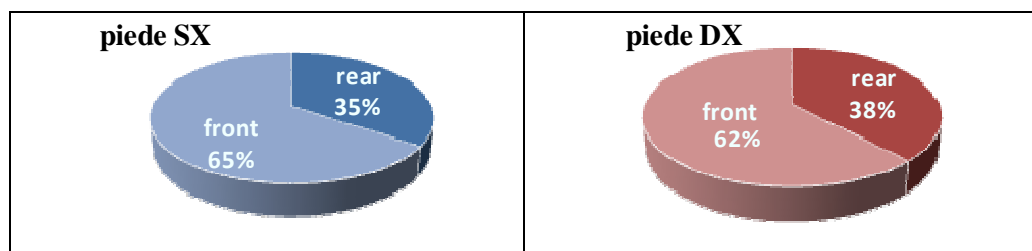


Figura 3.23. forze medie. Pendenza 25%, velocità 4km/h

Al 25% di pendenza si nota una maggior forza media sulla parte anteriore dei due piedi.

Prova al -25%:

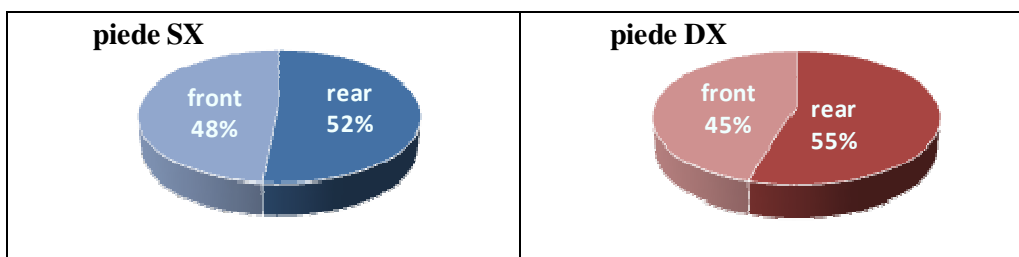


Figura 3.24a. forze medie. Pendenza -25%, velocità 4km/h

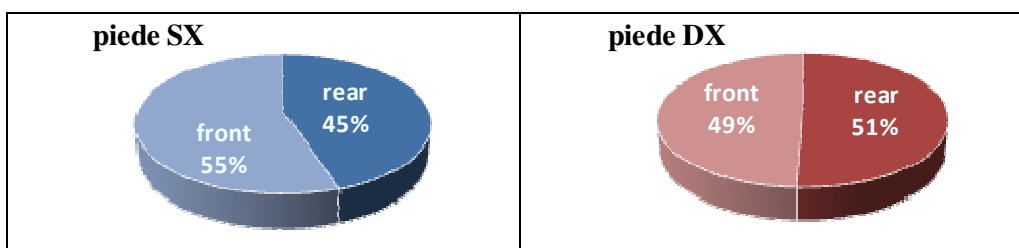


Figura 3.24b. forze medie. Pendenza -25%, velocità 6km/h

In discesa al -25% di pendenza, a 4 km/h, la forza media è maggiore sulla parte posteriore di entrambi i piedi. Comportamento opposto si ha sul piede sinistro a 6 km/h, dove la forza media maggiore è relativa alla parte anteriore del piede.

3.3.4.4 Discussione risultati

Osservando i dati sopra riportati si può notare che sussistono alcune differenze fra l'andamento delle forze medie e delle forze di picco considerando aree plantari corrispondenti. L'andamento delle due forze è simile alle pendenze del $\pm 25\%$, in salita il carico è maggiore sulla parte anteriore del piede mentre in discesa è maggiore sul calcagno.

A pendenze intermedie, $\pm 10\%$, si nota un comportamento opposto fra forze medie e forze di picco. Considerando le forze medie in salita si ha maggior carico sul calcagno, in discesa sull'avampiede, comportamento opposto si ha per le forze di picco. Ciò può essere dovuto al fatto che al momento dell'impatto in discesa e dello stacco in salita, si crea un picco di forza nel punto d'appoggio fra piede e superficie del treadmill, di conseguenza il picco di forza corrisponde rispettivamente all'appoggio del calcagno e allo stacco dell'avampiede.

Allo 0% di pendenza non si notano sostanziali differenze fra i due tipi di forza considerati. In tutte le prove effettuate il soggetto tende a caricare maggiormente

la zona mediale di entrambi i piedi, si nota quindi una pronazione del piede, ovvero una rotazione verso l'interno.

3.4 Test in dinamica su 10 soggetti

3.4.1 Descrizione prove e condizioni sperimentali

E' stato effettuato un test di camminata su treadmill comprendente sei prove della durata di 30 secondi ciascuna, alle pendenze dello 0%, 10% e -10%. Per ciascuna pendenza sono state imposte due velocità: 4 km/h e 6 km/h.

I soggetti analizzati indossavano scarpe da ginnastica e le solette sensorizzate Pedar. Il test è stato effettuato su 10 soggetti, tre femmine e sette maschi, di età compresa fra 23 e 36 anni.

3.4.2 Elaborazione dati

I valori di pressione relativi a ciascuna prova sono stati automaticamente salvati nella memoria flash del Pedar-box e successivamente esportati in Excel. Sono state analizzate le pressioni plantari misurate per ciascuna prova e sono stati messi a confronto i valori ottenuti ricavandone una media.

3.4.3 Discussione risultati

I valori ottenuti in seguito alle diverse misurazioni sono stati normalizzati in base al peso dei soggetti per renderli confrontabili fra loro e con ulteriori dati sperimentali.

In particolar modo si è visto che aumentando la velocità da 4 km/h a 6 km/h si nota una variazione percentuale dei picchi di forza F1 ed F3, calcolata con la seguente formula $\{[(\text{forza a 6km/h})/(\text{forza a 4km/h})*100]-100\}$:

	F1	F3
0%	18.0%	8.0%
0%	38.0%	2.0%
0%	20.0%	18.0%
0%	29.3%	10.0%
0%	10.0%	15.2%
0%	36.0%	12.7%
0%	23.3%	10.0%
0%	18.9%	11.0%
0%	23.7%	-0.8%
0%	14.6%	-2.2%
MEDIA	23.2%	8.4%
ST. DEV.	0.09	0.07
10%	24.0%	12.0%
10%	31.0%	9.0%
10%	11.0%	24.0%
10%	18.0%	16.8%
10%	12.6%	15.7%
10%	28.0%	15.9%
10%	22.0%	7.3%
10%	3.6%	9.5%
10%	7.2%	7.5%
10%	19.3%	-2.2%
MEDIA	17.7%	11.6%
ST. DEV.	0.09	0.07
-10%	15.0%	-2.0%
-10%	26.0%	-8.0%
-10%	21.0%	6.0%
-10%	19.2%	-3.6%
-10%	13.6%	1.0%
-10%	22.8%	11.5%
-10%	33.2%	-0.2%
-10%		
-10%	19.8%	-3.0%
-10%	14%	10%
MEDIA	20.5%	1.3%
ST. DEV.	0.06	0.07

Figura 3.25. variazione % dei picchi F1 e F3, aumentando la velocità da 4 km/h a 6 km/h

Alla pendenza dello 0%, aumentando la velocità da 4 km/h a 6 km/h, si nota una variazione percentuale media dei picchi F1 ed F3 rispettivamente pari a 23.2% e 8.4%. Da ciò si può dedurre che le forze di picco impresse durante la fase di appoggio e di spinta aumentano all'aumentare della velocità.

Alla pendenza del 10%, aumentando la velocità da 4 km/h a 6 km/h, si nota una variazione percentuale media dei picchi F1 ed F3 rispettivamente pari a 17.7% e 11.6%. Da ciò si può dedurre che, come per la prova in piano, all'aumentare della velocità si ha un aumento delle forze di picco impresse durante le fasi di appoggio e di spinta.

Alla pendenza del -10%, aumentando la velocità da 4 km/h a 6 km/h, si nota una variazione percentuale media dei picchi F1 ed F3 rispettivamente pari a 20.5% e 1.3%. Da ciò si può dedurre che in salita, all'aumentare della velocità, aumenta di molto la forza di picco impressa durante la fase di appoggio.

Si osserva inoltre una variazione della durata della fase di stance:

	4km/h	6Km/h
0%	0.73	0.57
0%	0.74	0.59
0%	0.7	0.56
0%	0.78	0.62
0%	0.63	0.55
0%	0.71	0.56
0%	0.76	0.61
0%	0.68	0.54
0%	0.66	0.55
0%	0.66	0.52
MEDIA	0.71	0.57
ST. DEV.	0.05	0.03
10%	0.74	0.58
10%	0.8	0.58
10%	0.71	0.55
10%	0.82	0.64
10%	0.69	0.57
10%	0.73	0.56
10%	0.77	0.59
10%	0.67	0.55
10%	0.66	0.57
10%	0.7	0.53
MEDIA	0.73	0.57
ST. DEV.	0.05	0.03
-10%	0.71	0.58
-10%	0.68	0.58
-10%	0.62	0.56
-10%	0.73	0.6
-10%	0.64	0.57
-10%	0.68	0.57
-10%	0.59	0.6
-10%		0.53
-10%	0.58	0.53
-10%	0.58	0.47
MEDIA	0.65	0.56
ST. DEV.	0.06	0.04

Figura 3.26. tempo di stance, aumentando la velocità da 4 km/h a 6 km/h

Alla pendenza dello 0%, aumentando la velocità da 4 km/h a 6 km/h, la durata media della fase di stance passa da 0.71 secondi a 0.57 secondi.

Alla pendenza del 10%, aumentando la velocità da 4 km/h a 6 km/h, la durata della fase di stance passa da 0.73 secondi a 0.57 secondi.

Alla pendenza del -10%, aumentando la velocità da 4 km/h a 6 km/h, la durata della fase di stance passa da 0.65 secondi a 0.56 secondi.

Per tutte le pendenze, all'aumentare della velocità, si nota una riduzione della durata della fase di stance. Il passo accelera e di conseguenza la fase di appoggio diminuisce.

Mantenendo ora costante la velocità e variando la pendenza, si nota una variazione percentuale dei picchi F1 ed F3, calcolata con la seguente formula: $[(\text{forza a } \pm 10\%)/(\text{forza a } 0\%)*100]-100$.

variazione % dei picchi F1 e F3, variando la pendenza da 0% a 10%:					
		F1	F3		
sog1	6km/h	2.0%	11.0%		
sog2	6km/h	-2.6%	8.0%		
sog3	6km/h	-9.0%	12.0%		
sog4	6km/h	-10.6%	10.0%		
sog5	6km/h	-3.8%	14.0%		
sog6	6km/h	-6.4%	9.2%		
sog7	6km/h	-10.5%	2.0%		
sog8	6km/h	-17.0%	19.0%		
sog9	6km/h	-11.9%	12.6%		
sog10	6km/h	-4.3%	4.1%		
MEDIA		-4.4%	10.2%		
ST. DEV.		0.07	0.05		

Figura 3.27. variazione % dei picchi F1 e F3, variando la pendenza dallo 0% al 10%

Variando la pendenza dallo 0% al 10%, alla velocità costante di 6 km/h, si nota una diminuzione del 4.4% della forza di picco di appoggio ed un aumento pari al 10.2% della forza impressa al momento della spinta. Questo indica che in salita si tende a caricare maggiormente la parte anteriore del piede nella fase di spinta.

variazione % dei picchi F1 e F3, variando la pendenza da 0% a -10%:					
		F1	F3		
sog1	6km/h	17.0%	-19.0%		
sog2	6km/h	11.0%	-18.0%		
sog3	6km/h	42.0%	-22.0%		
sog4	6km/h	13.7%	-24.4%		
sog5	6km/h	27.0%	-16.7%		
sog6	6km/h	29.3%	-15.8%		
sog7	6km/h	18.8%	-19.5%		
sog8	6km/h	12.0%	-16.5%		
sog9	6km/h	24.8%	-10.4%		
sog10	6km/h	12.7%	18.4%		
MEDIA		20.8%	-14.4%		
ST. DEV.		0.10	0.12		

Figura 3.28. variazione % dei picchi F1 e F3, variando la pendenza dallo 0% al -10%

Variando la pendenza dallo 0% al -10%, alla velocità costante di 6 km/h, si ha un aumento del 20.8% relativo alla forza di picco di appoggio ed una diminuzione del 14.4% per quanto riguarda la forza di picco impressa al momento della spinta. In discesa si tende dunque a caricare maggiormente la parte posteriore del piede al momento dell'impatto con la superficie sottostante.

Si ha anche una variazione percentuale della fase di stance, calcolata con la seguente formula: $[(\text{tempo } \pm 10\%)/(\text{tempo } 0\%)*100]-100$.

variazione % del tempo di stance, variando la pendenza da 0% a 10%:					
sog1	6km/h	1.8%			
sog2	6km/h	-1.7%			
sog3	6km/h	-1.8%			
sog4	6km/h	3.2%			
sog5	6km/h	3.6%			
sog6	6km/h	0.0%			
sog7	6km/h	-3.3%			
sog8	6km/h	1.8%			
sog9	6km/h	3.6%			
sog10	6km/h	1.9%			
MEDIA		0.91%			
ST. DEV.		2.5%			

Figura 3.29. variazione % del tempo di stance, variando la pendenza dallo 0% al 10%

Aumentando la pendenza dallo 0% al 10% la durata della fase di stanche per alcuni soggetti diminuisce, ciò implica una diminuzione del tempo di appoggio e di conseguenza un aumento della velocità di cammino. Per altri soggetti invece aumenta, comportando un aumento del tempo di appoggio e di conseguenza una diminuzione della velocità del passo.

variazione % del tempo di stanche, variando la pendenza da 0% a -10%:					
sog1	6km/h	1.8%			
sog2	6km/h	-1.7%			
sog3	6km/h	0.0%			
sog4	6km/h	-3.2%			
sog5	6km/h	3.6%			
sog6	6km/h	1.8%			
sog7	6km/h	-1.6%			
sog8	6km/h	-1.8%			
sog9	6km/h	-3.6%			
sog10	6km/h	-9.6%			
MEDIA		-1.44%			
ST. DEV.		0.04			

Figura 3.30. variazione % del tempo di stanche, variando la pendenza dallo 0% al -10%

Variando la pendenza dallo 0% al -10%, mantenendo costante la velocità a 6 km/h, si ha una diminuzione della durata della fase di stanche pari a 1.44%. Da ciò si può dedurre che la velocità del passo aumenta e la fase di appoggio dura di meno.

In conclusione, considerando dieci soggetti, si notano comportamenti comuni al variare di pendenza e velocità.

Aumentando la velocità, a pendenza costante, si hanno in media un aumento delle forze di picco ed una riduzione della durata della fase di stanche.

Mantenendo costante la velocità e variando la pendenza, si nota in salita una maggior forza di picco sulla parte anteriore del piede ed in discesa una maggior forza di picco impressa sulla parte posteriore del piede. Per quanto riguarda la durata della fase di stanche, si riduce in discesa ed aumenta in salita per la maggior parte dei soggetti. Quest'ultimo parametro presenta una maggior variabilità rispetto all'andamento delle forze impresse.

CAPITOLO 4

Confronto delle prove sperimentali con dati ricavati dalla letteratura e introduzione al concetto di forze tangenziali

4.1 Confronto dei risultati sperimentali

I risultati ottenuti sono stati confrontati con alcuni dati ricavati dalla letteratura per evidenziare eventuali analogie o differenze. Sono state prese in considerazione le prove effettuate alla pendenza dello 0% e alla velocità di 4 km/h; ipotizzando che tale velocità sia comparabile alla naturale velocità di cammino alla quale fanno riferimento gli articoli utilizzati per il confronto.

Le condizioni sperimentali dei test presenti in letteratura e dei dati ricavati durante l'esperienza di tirocinio non sono fra loro identiche: cambiano il modello di scarpe da ginnastica, la superficie d'appoggio e le caratteristiche dei soggetti testati. Sono stati presi dunque in considerazione valori medi di peso, di età e le forze sono state normalizzate in base al peso dei soggetti.

Nei test presi dalla letteratura sono state utilizzate solette sensorizzate F-scan per le prove in statica e Pedar per le prove in dinamica.

In dettaglio si evince dalle letteratura che in condizioni statiche il valore della forza media agente su un piede è dell'ordine dei 4.8 N/kg, mentre in condizioni dinamiche il valore della forza massima si aggira attorno a 19 N/kg.

	Rahman (2006)
età media	33
valori normalizzati (N/kg)	4.8

Figura 4.1. prove in statica. Confronto dati sperimentali

Prove in dinamica:

	A.B. Putti (2006)
età media	34.4
valori normalizzati (N/kg)	36.4

Figura 4.2. prove in dinamica. Confronto dati sperimentali

	Ramanathan (2009)
età media	27.2
valori normalizzati (N/kg)	dx 17.8; sx 16.4

Figura 4.3. prove in dinamica. Confronto dati sperimentali

	A.B Putti (2009)
età media	33.6
valori normalizzati (N/kg)	21.3

Figura 4.4. prove in dinamica. Confronto dati sperimentali

I risultati del presente studio sono proporzionalmente congruenti ai dati ricavati dalla letteratura.

4.2 Cenni sullo studio delle forze tangenziali

Un aspetto molto importante per valutare l'interazione fra il piede e la calzatura è lo studio delle forze tangenziali. Le strumentazioni adottate durante il periodo di tirocinio per lo studio della distribuzione pressoria sulla superficie plantare, non hanno permesso l'analisi di tale aspetto. Per tale motivo si è cercato di ricavare da articoli presenti in letteratura qualche risultato riguardante le forze tangenziali plantari, frontali e laterali.

In letteratura sono presenti pochi studi sulla determinazione della forza tangenziale plantare, ciò è dovuto principalmente alla scarsa presenza di tecnologia in grado di rilevare tale tipo di forza. Lo studio si è concentrato maggiormente sulle forze verticali e sulla determinazione delle pressioni plantari. Le pedane Lizard e le solette Pedar utilizzate per i test svolti durante l'attività di tirocinio non permettono la valutazione della forza orizzontale.

4.2.1 Studio di modelli per predire le forze tangenziali plantari

In passato, in assenza di piattaforme commerciali in grado di misurare la distribuzione delle forze di taglio plantari, sono stati studiati dei modelli lineari per predire tali forze.

Una decina di anni fa fu descritto il primo modello 2D in grado di predire le forze tangenziali sotto il piede. Abuzzahab et al. (1997) cercarono di stimare la distribuzione delle forze di taglio, basate su dati di pressione locale e sulle forze di reazione al suolo. Il loro scopo era creare un modello cinetico del piede dove distribuire i carichi tangenziali su ogni segmento, considerando il contributo aritmetico delle forze verticali locali rispetto alla forza normale. Il modello non fu però convalidato. I dati furono comparati con un dispositivo basato su una tecnologia ad elastomeri (Davis et al., 1998) composto da 80 trasduttori componenti una pedana di 11.4 x 14.2 cm con 1.5 mm di spazio fra ogni sensore. La pedana non era sufficientemente ampia per misurare l'intera pressione plantare, per questo fu misurata solo la pressione dell'area anteriore.



Figura 4.5. collocamento del piede

La soglia di attivazione dei sensori fu posta a 5N. Furono ricavati tre parametri: picco della forza tangenziale, posizione e tempo del picco di forza. Le registrazioni furono fatte a 50 Hz per 3 secondi.

Nella seguente tabella sono riassunte le caratteristiche dei soggetti testati:

numero di soggetti	48 (16 femmine, 32 maschi, 10 diabetici neuropatici, 38 individui sani)
età (anni)	41±20 (13-83)
peso (kg)	75±20 (41-140)

Figura 4.6. i valori sono presentati come media±deviazione standard, con il range indicato fra parentesi

I risultati ottenuti furono sottoposti ad un'analisi statistica che permise di definire le differenze fra i valori stimati dal modello e i valori effettivamente osservati. Il minimo successo ottenuto dal modello considerato si ha nella determinazione dell'intensità della forza tangenziale di picco; l'errore risulta essere troppo elevato. Secondo gli autori ciò è dovuto al fatto che il modello assume una relazione lineare fra la pressione e le forze di taglio. Probabilmente l'intensità delle forze tangenziali è influenzata da locali forze d'attrito e/o da attività intrinseca muscolare. Il modello assume che l'intera superficie plantare scivoli contro il supporto durante il ciclo del passo, ma l'esperienza e i risultati non confermano tale assunzione.

Successivamente lo studio di un algoritmo sviluppato da un'intelligenza artificiale, rete neurale (neural network) e "teoria del ragionamento sfumato" (fuzzy logic), portò alla realizzazione di un complesso modello basato su una relazione non lineare (J.R. Mackey, B.L. Davis, 2005). Le forze tangenziali dipendono, infatti, da diversi fattori: proprietà d'attrito della pelle, attività interna muscolare, velocità del cammino e topografia plantare. Le forze tangenziali predette dall'intelligenza artificiale sono state confrontate con quelle rilevate da un dispositivo costruito su commissione. Il dispositivo usato

consisteva in una piattaforma di 11.4 x 14.2 cm² con uno spazio di 1.5 mm fra un sensore e l'altro. 80 trasduttori sono stati allineati in una matrice 8 x 10. La configurazione adottata permetteva di misurare entrambe le forze tangenziali antero-posteriore e medio-laterale, anche in presenza di una forza verticale. Venne esaminata solo la parte anteriore della superficie plantare a causa delle ridotte dimensioni del dispositivo. 73 volontari hanno camminato ad una velocità non imposta lungo un percorso di 6 metri, sul quale era installato il dispositivo.

Numero soggetti	73 (38 femmine, 35 maschi)
età (anni)	47.5±21.0 (10-90)
peso (kg)	76.1±23.8 (35-141)

Figura 4.7. i valori sono presentati come media±deviazione standard, con il range indicato fra parentesi

I dati furono registrati per 2 secondi a 50 Hz. Quattro parametri relativi alla fase di stance sono stati ricavati da tale studio: il picco di pressione (PP), il picco risultante della forza tangenziale (RES), l'integrale temporale del picco di pressione (PTI) e il tempo del picco di pressione (tPP). L'intensità della forza tangenziale venne calcolata tramite la somma vettoriale fra le forze antero-posteriore e medio-laterale. L'analisi dei dati include due diversi approcci: il primo considera picchi locali di pressione e forza tangenziale, il secondo considera invece i valori globali, non riferendosi a nessuna particolare regione del piede.

Il risultato stimato risulta essere migliore rispetto al modello lineare, ma i successi raggiunti sono ancora limitati. Sembra non esserci una relazione diretta fra pressioni ed intensità delle forze di taglio, probabilmente fra le due sussiste una relazione temporale dovuta alla dinamica del cammino. Limitazioni dello studio descritto includono la risoluzione spaziale e la dimensione totale della piattaforma. Inoltre fu valutata solo la locomozione a piedi nudi e la velocità non imposta può aver introdotto variabilità nel risultato delle forze di taglio.

Tuttavia un valido modello dovrebbe predire le forze in diverse condizioni sperimentali.

4.2.2 Cenni su alcuni strumenti per la misura di forze tangenziali plantari

Il primo trasduttore usato per la misura di forze tangenziali, descritto in un articolo di R. Hosein e M. Lord (1998), era un disco di 16 mm di diametro e 2.7 mm di spessore, basato su un principio magneto-resistivo. Questo sensore è costituito da due dischi, un magnete ed un resistore magnetico uniti con una gomma di silicone. Il movimento laterale del magnete rispetto alla sua posizione centrale bilanciata, fornisce un segnale elettrico proporzionale al movimento. Tale tipologia di trasduttori, interposti tra il piede e la superficie di supporto, perturbano l'effetto delle forze plantari generate in quanto vengono posti su di una suola rigida sotto le teste dei metatarsi ed il tallone. Con tali sensori non è possibile registrare la forza del quinto metatarso perché troppo vicino al bordo del piede e al quarto metatarso. Inoltre la grandezza dei sensori impedisce il loro uso simultaneo su diverse aree.

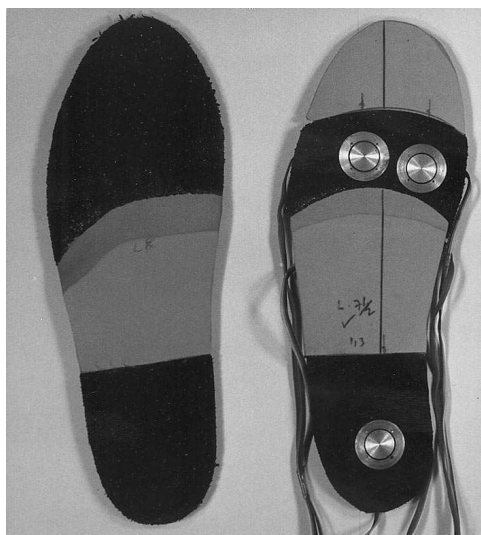


Figura 4.8. solette Plastazote-Poron usate durante la misura di pressione e forza tangenziale

I risultati ottenuti sono comparabili solo con scarpe con suola rigida. Nove soggetti maschi, di età compresa fra i 25 e i 42 anni, sono stati sottoposti ad un test indossando i sensori sopra descritti all'interno di particolari scarpe

ortopediche. Le misure furono effettuate sovrapponendo ai sensori sopra descritti delle sottili solette sensorizzate F-Scan. I soggetti camminarono per 2 minuti prima di iniziare la registrazione, per prendere confidenza con le scarpe contenenti la strumentazione e per equilibrare la temperatura dei sensori. Le misure delle pressioni plantari furono rilevate durante una camminata a velocità non imposta, lungo un laboratorio di 10 metri, per un tempo di 4 secondi alla frequenza di campionamento di 100 Hz. Una procedura simile fu adottata per la misura di forze tangenziali. Le misure furono fatte sotto due diverse condizioni sperimentali: con calze di nylon e senza calze. Sono state scelte calze di nylon per alterare le condizioni d'attrito senza occupare troppo volume nella scarpa. I dati furono registrati per 5 secondi, alla frequenza di campionamento di 400 Hz. Le forze tangenziali massime misurate nei nove soggetti, considerando la media di tre passi, sono le seguenti:

collocazione	max tensione tangenziale (kPa) senza calze	max tensione tangenziale (kPa) con calze	massima pressione normale(kPa)
metatarso 1	34.9	38.5	201
metatarso 2	31.0	24.0	228
metatarso 3	86.5	70.4	228
metatarso 4	71.0	56.5	152
calcagno	48.5	51.4	169

Figura 4.9. massime tensioni tangenziali e pressioni

Si può concludere che la massima tensione tangenziale rilevata sotto i quattro metatarsi ed il calcagno varia fra 31.0 kPa e 86.5 kPa, con i massimi valori sotto la testa del terzo e quarto metatarso.

Un innovativo strumento nasce dalla sovrapposizione di una pedana di pressione e di una commerciale pedana di forza per stimare la forza di reazione del suolo (C. Giacomozzi e V. Macellari, dicembre 1997). Lo strumento risultante è una

piattaforma piezo-dinamometrica (figura 4.10), valida alternativa a matrici di sensori di forza triassiali. Per un uso efficace della piattaforma è necessario identificare correttamente le sottoaree di interesse.



Figura 4.10. piattaforma piezo-dinamometrica

La piattaforma di forza ha una superficie di alluminio che può essere rigidamente fissata sulla cima della piattaforma di forza. La risoluzione spaziale è pari a 5 mm in entrambe le direzioni e la frequenza di campionamento è di 100 campioni al secondo. I sensori resistivi utilizzati sono caratterizzati da due aree conduttive parallele posizionate l'una sull'altra e intervallate da polietilene conduttivo. Il range di pressione va da 0 a 500 kPa e i sensori sono affetti da creep pari al 2%. Per il prototipo è stata usata la commerciale piattaforma prodotta da Bertec Corporation, di 0.4 x 0.6 metri. Il sistema di riferimento adottato (figura 4.11) è un sistema di assi cartesiani associato con la piattaforma di pressione:

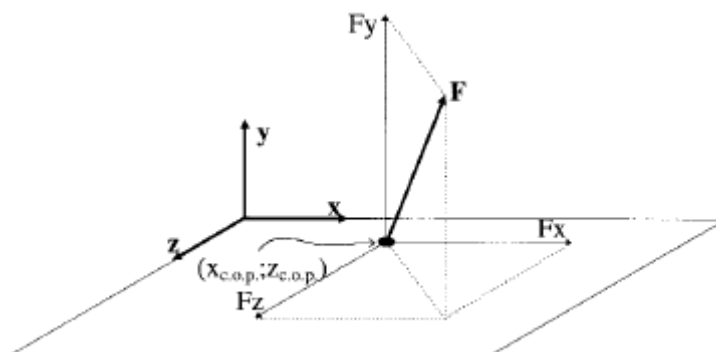


Figura 4.11. sistema di riferimento cartesiano adottato

La componente verticale della forza di reazione del terreno è data da entrambe le piattaforme, questo permette il loro allineamento spaziale ed una maggior accuratezza delle misure effettuate. I dati rilevati da ambo le pedane risultano essere simili, la massima differenza (9%) si nota nella coordinata x del centro di pressione istantaneo all'inizio e/o alla fine della fase di stance. La reazione verticale risultante di ogni sotto area è rigorosamente determinata dalla somma delle forze misurate da ogni sensore di pressione appartenente alla stessa sotto area. Più complicata e meno rigorosa è la determinazione delle forze tangenziali che vengono assunte proporzionali alle forze verticali. L'ipotesi nasce in seguito all'osservazione che il piede caricato con metà del peso corporeo può generare metà della forza tangenziale rispetto a quella generata dal piede caricato con il 100% del peso corporeo. Per stimare le componenti f_x e f_y delle forze istantanee di reazione del suolo, il coefficiente k_i dato dal rapporto fra la forza istantanea verticale f_z e globale F_z , viene moltiplicato per la forze antero-posteriore globale (F_x) e quella medio-laterale (F_y) rispettivamente. Anche la forza tangenziale locale generata dal momento libero (f_{Mi}) contribuisce all'aumento delle componenti tangenziali.

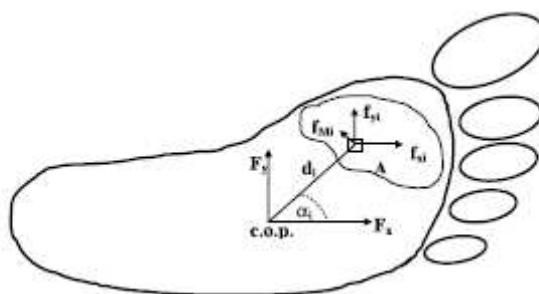


Figura 4.12. rappresentazione forze considerate

Per stimare le componenti delle forze tangenziali di reazione del suolo agenti sulla sotto area A, sono state applicate le seguenti formule:

$$F_{xA} = \Sigma_A k_i F_x - \Sigma_A |f_{Mi}| \sin \alpha_i x,$$

$$F_{yA} = \Sigma_A k_i F_y + \Sigma_A |f_{Mi}| \cos \alpha_i y,$$

dove x e y rappresentano i vettori unità degli assi x e y rispettivamente.

E' stato sviluppato un software per collegare l'istantanea distribuzione di pressione rispettivamente con la forza risultante, il centro di pressione e il

momento libero. Lo stesso programma venne usato per calcolare le stesse quantità relative ad arbitrarie sotto aree di interesse. Il software fornisce i dati relativi alla distribuzione di pressione dell'intera superficie plantare e di ogni area selezionata, per ogni istante campionato della fase di stance. Un campione di 60 soggetti è stato analizzato durante una camminata a piedi nudi, alla naturale velocità (30 maschi e 30 femmine, età 20-50). Vennero prese in considerazione diverse aree soggette a carico pressorio: il grande dito, l'area sottostante il metatarso e l'intero piede. I dati furono normalizzati rispetto alla fase di stance e alla massima forza verticale esercitata. Particolarmente utile in questo studio è stata la suddivisione della superficie plantare in tre aree: anteriore, mediana e posteriore; ciò ha permesso di sottolineare gli effetti della patologia. La pedana piezo-dinamometrica è utile sia per la ricerca che per scopi clinici in posturografia e analisi del cammino.

La piattaforma sopra descritta è stata utilizzata per la misurazione dello stress tangenziale su tre gruppi di pazienti: diabetici (D), diabetici neuropatici (DN) e con pregressa ulcera (DPU) rispetto a soggetti normali di controllo, (Uccioli et al./Clinical Biomechanics 16, 2001).

soggetti		C	D	DN	DPU
numero		21	27	19	15
M/F	mean (SD)	13/8	19/8	10/9	10/5
età (anni)	mean (SD)	55.6 (11.8)	52.7 (12.7)	53.7 (10.4)	57.3 (9.6)
BMI (kg/m²)	mean (SD)	25.0 (3.1)	25.3 (3.4)	27.0 (4.9)	27.5 (4.1)

Figura 4.13. informazioni sui soggetti testati

La piattaforma è stata posta lungo un percorso di 5.6 m coperto interamente da una gomma spessa 3 mm per non influenzare il cammino del paziente testato. Alla fine della prova sono state prese sei impronte e sono state selezionate tre sotto aree per ogni piede: alluce, metatarso e calcagno. I dati sono stati normalizzati in base al peso e ricampionati per poterne fare una media.

Particolarmente significative sono risultate le differenze delle forze tangenziali a livello delle sotto aree selezionate: i picchi di forza aumentano nelle regioni metatarsali e diminuiscono a livello dell'alluce in pazienti diabetici neuropatici senza e con pregressa ulcera rispetto a soggetti normali di controllo. Nella

tabella sottostante sono riportate le variazioni delle forze tangenziali medie (max-min) espresse per percentuale di peso corporeo:

	regioni metatarsali				alluce			
	C	D	DN	DPU	C	D	DN	DPU
antero-posteriore	16.2±1	15±1	14±1	17.8±1	5.6±8	4.4±7	3.5±5	3.6±9
latero-laterali	4±4	4.1±3	9±4	5.1±5	1.6±4	1.1±3	0.9±3	0.9±3

Figura 4.14. variazioni delle forze tangenziali medie espresse per % di peso corporeo

I risultati di questo studio sembrano confortare l'ipotesi che nei pazienti con neuropatia periferica ci sia un aumento dello stress tangenziale (in particolare della componente latero-laterale) a livello della regione metatarsale ed è quindi possibile che questo possa giocare un ruolo nella patogenesi dell'ulcera.

4.2.3 Conclusione

Molti degli articoli trovati in letteratura non sono stati presi in considerazione in questo studio perché si riferiscono a pazienti diabetici. La maggior parte degli studi fatti sulla misura di forze tangenziali plantari è infatti legata al tentativo di limitare la presenza di ulcere nel piede diabetico. Si è cercato quindi di riassumere i primi tentativi, inizialmente puramente teorici, di stima delle forze di taglio e in seguito sono stati descritti alcuni dispositivi realizzati per rilevare tali forze. Sono strumenti composti da piattaforme di forza associate spesso a solette sensorizzate per la registrazione simultanea di forze orizzontali e verticali. Vista la diversità dei soggetti presi in esame nei test sopra riportati non è possibile mediare i risultati ottenuti, a meno di un'accurata metanalisi, lavoro molto complesso che esula dall'esperienza e dagli obiettivi di tirocinio.

Confronto delle prove sperimentali con dati ricavati dalla letteratura e introduzione al concetto di forze tangenziali

Dall'analisi della letteratura emerge quanto le forze tangenziali siano state fino ad ora sottostimate nello studio del cammino, nonostante ciò la loro importanza sembra essere elevata, soprattutto in soggetti che comportano problemi a livello del piede.

Conclusione

Un'iniziale analisi posturografica effettuata con delle pedane stabilometriche Lizard ha permesso di misurare la distribuzione dei carichi della volta plantare evidenziando eventuali squilibri del soggetto in esame. Si è osservato che nelle due prove in salita il baricentro tende ad oscillare maggiormente rispetto alle prove in piano ed in discesa. Si osserva uno spostamento del baricentro indietro in salita, in avanti in discesa.

Dalle prove effettuate in statica, indossando le solette Pedar per ricavare i valori di pressione della superficie plantare, si sono osservate alcune discrepanze fra la somma dei valori di pressione registrati ed il peso in kg del soggetto testato. Si ipotizza che questo sia dovuto al fatto che la soglia minima di attivazione dei sensori è pari a 1.5 N/cm^2 , è quindi probabile che in statica molti sensori vengano caricati con una pressione inferiore alla soglia di attivazione e non vengano di conseguenza attivati. E' da tener presente che le solette utilizzate sono state appositamente calibrate per prove in dinamica, è stato modificato il valore di pressione massimo per supportare un carico pari a 800 kPa, mantenendo inalterata la soglia minima.

E' stata dunque fatta anche un'analisi in dinamica osservando sia la media delle forze di picco che le forze medie, sempre indossando le solette Pedar.

Considerando le forze di picco si è ricavato che i picchi di forza dei grafici relativi alle varie prove presentano notevoli differenze al variare della pendenza e della velocità.

La seguente tabella presenta le variazioni dei picchi di forza F1 ed F3 ottenute mantenendo costante la velocità a 4 km/h e variando la pendenza:

Conclusione

	pendenza iniziale	pendenza finale	picco F1: picco di appoggio	picco F3: picco di spinta
salita	0%	10%	diminuisce leggermente	aumenta leggermente
	10%	25%	aumenta leggermente	aumenta
discesa	0%	-10%	aumenta	diminuisce
	-10%	-25%	aumenta	diminuisce

Figura a. variazione dei picchi di forza mantenendo costante la velocità e variando la pendenza

La seguente tabella presenta le variazioni dei picchi di forza F1 ed F3 ottenute mantenendo costante la pendenza e variando la velocità da 4 km/h a 6 km/h:

	pendenza	picco F1: picco di appoggio	picco F3: picco di spinta
	0%	aumenta	aumenta
salita	10%	aumenta	aumenta
	25%	è stata fatta solo la prova a 4 km/h	
discesa	-10%	aumenta	diminuisce leggermente
	-25%	aumenta	aumenta

Figura b. variazione dei picchi di forza mantenendo costante la pendenza e variando la velocità da 4 km/h a 6 km/h

Si ricava dunque che in salita si carica maggiormente la parte anteriore del piede ed in discesa la parte posteriore. All'aumentare della pendenza e della velocità vengono accentuate le differenze fra i picchi di forza.

Conclusione

L'applicazione di maschere ha permesso di suddividere la superficie plantare in quattro aree e di valutare nel dettaglio le forze relative alle zone antero-posteriore e medio-laterale della superficie plantare; tale analisi è utile al fine di individuare difetti di posizionamento del piede.

In generale si può dire che la forza di picco relativa alla parte posteriore del piede tende ad aumentare incrementando la velocità ed in discesa. Per quanto riguarda le aree mediale e laterale non si può ricavare un andamento comune fra le varie prove.

Oltre all'analisi delle forze di picco sono state analizzate le forze medie per ogni area. Osservando i dati rilevati si può notare che sussistono alcune differenze fra l'andamento delle forze medie e delle forze di picco considerando aree plantari corrispondenti. L'andamento delle due forze è simile alle pendenze del $\pm 25\%$, in salita il carico è maggiore sulla parte anteriore del piede mentre in discesa è maggiore sul calcagno.

A pendenze intermedie, $\pm 10\%$, si nota un comportamento opposto fra forze medie e forze di picco. Considerando le forze medie in salita si ha maggior carico sul calcagno, in discesa sull'avampiede, comportamento opposto si ha per le forze di picco.

Allo 0% di pendenza non si notano sostanziali differenze fra i due tipi di forza considerati.

In tutte le prove, considerando le forze medie, il soggetto tende a caricare maggiormente la zona mediale di entrambi i piedi; si nota quindi una pronazione, ovvero una rotazione verso l'interno.

Le prove in dinamica sopra descritte sono state effettuate anche su altri dieci soggetti considerando le sole forze di picco; si sono ricavati analoghi risultati al variare della pendenza e della velocità.

Un parametro aggiuntivo è stata la valutazione della durata della fase di stance: si riduce in discesa ed aumenta in salita per la maggior parte dei soggetti.

I valori di forza ricavati sono stati infine confrontati con alcuni risultati presi dalla letteratura. Tenendo conto delle differenze fra le condizioni sperimentali e

Conclusione

normalizzando i valori in base al peso dei soggetti, si ottengono risultati molto simili fra loro.

I dati raccolti rappresentano un contributo fondamentale per la valutazione della risposta funzionale del piede attraverso modelli numerici interpretativi dei materiali e della struttura del piede sviluppati nel Centro di Meccanica dei Materiali Biologici.

Non è stata analizzata la componente tangenziale della forza in quanto la strumentazione utilizzata è stata progettata per il solo rilevamento della forza normale alla superficie d'appoggio. Tale componente può essere però ricavata applicando una relazione vettoriale fra pendenza e forza normale relative ai dati ottenuti. Tale aspetto potrebbe essere oggetto di un futuro studio.

Bibliografia

Urry Stephen, *Plantar pressure-measurement sensors*, School of Public Health, 19 Ottobre 1998

Dixon S.J., *Use of pressure insoles to compare in shoe loading for modern running shoes*, School of Sport and Health Sciences, University of Exeter, Vol. 51, No. 19, Ottobre 2008, 1503-1514

Burnfield Judith M. et al., *The influence of walking speed and footwear on plantar pressure in older adults*, Clinical Biomechanics 19 (2004) 78-84, 16 Settembre 2003

Kang Jie et al., *Physiological and biomechanical analysis of treadmill walking up various gradients in men and women*, Eur Appl Physiol (2002) 86: 503-508, 22 Febbraio 2002

Chesnin Kenneth J. et al., *Comparison of an in shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements*, Gait and Posture 12 (2000) 128-133, 12 June 2000

Whittle Michael W., *Three-dimensional motion of center of gravity of the body during walking*, Human movement Science 16 (1997) 347-355

Novacheck Tom F., *The biomechanics of running*, Gait and Posture 7 (1998) 77-95, 22 Settembre 1997

Willson John, *Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics*, Medicine & Science in sports & exercise, Marzo 2000

Bibliografia

Tik-Pui Fong Daniel et al., *Estimating the complete ground reaction forces with pressure insoles in walking*, Journal of Biomechanics 41 (2008) 2597-2601, 9 Maggio 2008

Alton F. et al., *A kinematic comparison of overground and treadmill walking*, Clinical Biomechanics 13 (1998) 434-440, 30 Gennaio 1998

Putti A.B. et al., *The Pedar® in-shoe system: Repeatability and normal pressure values*, Gait & Posture 25 (2007) 401-405, 14 Maggio 2006

Lee S-Y et al., *Investigation on plantar pressure pattern while jogging on treadmill*, abstract del XXI ISB Congresso, Journal of Biomechanics 40(S496)

Lees Adrian e Lake Mark, *Force and pressure measurement*, capitolo 4 di Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise, editore Carl J. Payton e Roger M. Bartlett, 2008

Payton Carl J., *Motion analysis using video*, capitolo 2 di Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise, editore Carl J. Payton e Roger M. Bartlett, 2008

Milner Clare E., *Motion analysis using on-line systems*, capitolo 3 di Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise, editore Carl J. Payton e Roger M. Bartlett, 2008

Bertoldi Sergio et al., *Pedana stabilometrica "Lizard"*

Kapandji I.A., *La volta plantare*, capitolo 5 di Fisiologia Articolare, Roma 1983

Yavuz Metin et al., *Prediction of plantar shear stress distribution by artificial intelligence methods*, Journal of Biomechanical Engineering, vol. 131, Settembre 2009

Bibliografia

Yavuz Metin et al., *Plantar shear stress distributions: comparing actual and predicted frictional forces at the foot-ground interface*, Journal of Biomechanics 40 (2007) 3045-3049, 12 Febbraio 2007

Hosein R. e Lord M., *A study of in-shoe plantar shear in normals*, Clinical Biomechanics 15 (2000) 46-53, 4 Giugno 1998

Giacomozzi Claudia e Macellari Velio, *Piezo-dynamometric platform for a more complete analysis of foot to floor interaction*, IEEE transaction on rehabilitation engineering, vol. 5, no. 4, Dicembre 1997

Caselli A. et al., *Misurazione dello stress tangenziale mediante piattaforma integrate piezo-dinamometrica nel piede diabetico neuropatico*, Riunione annuale del gruppo di studio sulla neuropatia diabetica della società italiana di diabetologia, Roma, 18 Settembre 1999

Uccioli Luigi et al., *Pattern of abnormal tangential forces in the diabetic neuropathic foot*, Clinical Biomechanics 16 (2001) 446-454, 7 Febbraio 2001

Mackey Jeffrey et al., *Simultaneous shear and pressure sensor array for assessing pressure and shear at foot/ground interface*, Journal of Biomechanics 39 (2006) 2893-2897, 3 Ottobre 2005

Akhlaghi F. e Pepper M.G., *In shoe biaxial shear force measurement: the Kent shear system*, Medical & Biological Engineering & Computing, Giugno 1996

A.K. Ramanathan MCh(Orth) et al., *Repeatability of the Pedar-X in shoe pressure measuring system*, Foot and Ankle Surgery, 15 Maggio 2009

A.B. Putti MCh et al., *Foot pressure differences in men and women*, Foot and Ankle Surgery, 31 Marzo 2009

Bibliografia

Muhammad Afiq Rahman et al., *Analysis of plantar pressure in diabetic type 2 subjects with and without neuropathy*, ITBM-RBM 27 (2006) 46-55, 28 marzo 2006