

**ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITA' DI BOLOGNA
SEDE DI CESENA
SECONDA FACOLTA' DI INGEGNERIA CON SEDE A CESENA
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA
BIOMEDICA**

TITOLO DELLA TESI

**Progetto di una scarpa a perturbazione plantare
per la riabilitazione neuro-motoria**

Tesi in
Bioingegneria della riabilitazione.

Relatore
Prof. Angelo Cappello

Presentata da
Francesca Fioretti

Correlatore
Ing. Alessio Caroselli

Sessione III
Anno Accademico 2011-2012

INDICE

INDICE.....	1
INTRODUZIONE.....	5
CAPITOLO 1:	
1. CENNI DI ANATOMIA DEL PIEDE.....	7
1.1 Introduzione.....	7
1.2 Componenti ossee.....	9
1.2.1 Tarso.....	10
1.2.2 Metatarso.....	12
1.2.3 Falangi delle dita.....	15
1.3 Componenti muscolari e tendinee.....	15
1.3.1 Principali muscoli del piede.....	17
1.4 Componenti del tessuto connettivale.....	19
1.5 Componenti legamentose.....	20
CAPITOLO 2:	
2. LA DEAMBULAZIONE.....	23
2.1 Definizione di Deambulazione.....	23
2.2 I disturbi della deambulazione.....	24
2.3 Il passo.....	26
2.3.1 Misurazione dei tempi e della lunghezza del ciclo del passo.....	28
2.3.2 Le otto fasi del passo.....	28
2.4 I recettori posturali.....	32
2.4.1 Esterocettori.....	32
2.4.2 Endocettori.....	34
2.5 La propriocettività.....	34
2.6 Il piede come recettore.....	36

CAPITOLO 3:

3. PROGETTAZIONE.....	39
3.1 Introduzione.....	39
3.1.1 Panoramica sul progetto SMILING.....	40
3.2 Obiettivi del progetto di tesi.....	42
3.3 Progettazione.....	43
3.3.1 Progetto 1.....	44
3.3.2 Progetto 2.....	47
3.3.3 Progetto 2 bis.....	49
3.3.4 Progetto 3.....	50
3.3.5 Progetto 4.....	51
3.3.6 Progetto 4 bis.....	55

CAPITOLO 4:

4. REALIZZAZIONE DEL PROTOTIPO.....	57
4.1 Panoramica sui materiali e strumentazioni utilizzati.....	57
4.1.1 Acqua.....	58
4.1.2 Gomma siliconica.....	58
4.1.3 Tubi in PVC.....	60
4.1.4 Elettrovalvole a due vie.....	60
4.1.5 Sensori di pressione.....	63
4.1.6 Trasformatore.....	64
4.1.7 Driver (Relè a stato solido).....	65
4.2 Fase di realizzazione.....	67
4.2.1 Realizzazione della componente hardware.....	67
4.2.2 Realizzazione della componente software.....	75

CAPITOLO 5:

5. VALIDAZIONE DEL MODELLO.....	83
5.1 Introduzione delle strumentazioni utilizzate.....	83
5.1.1 Descrizione della Pedana Dinamometrica.....	84
5.1.2 Stereofotogrammetria.....	86
5.1.3 Definizione di Centro di Pressione (CoP).....	87
5.2 Acquisizione ed elaborazione dei segnali.....	88

5.3 Analisi dei dati.....	93
5.3.1 Situazione di riferimento vs Perturbazione posteriore.....	93
5.3.2 Situazione di riferimento vs Perturbazione anteriore.....	99
CAPITOLO 6	
6. Conclusioni e sviluppi futuri.....	105
6.1 Conclusioni.....	105
6.2 Sviluppi futuri.....	106
BIBLIOGRAFIA.....	109

Introduzione

Negli ultimi 10 anni la cura del corpo e l'attività motoria nei paesi sviluppati sono particolarmente apprezzate quali forme di prevenzione delle alterazioni posturali e plantari dovute ad un normale processo di invecchiamento.

L'invecchiamento è caratterizzato da cambiamenti funzionali sensoriali, neurologici e del sistema muscolo-scheletrico che possono creare disturbi dell'andatura e dell'equilibrio. Questi ultimi due rappresentano proprio i principali fattori di rischio per la caduta.

In genere, tutte le persone di età superiore ai 65 anni sono a rischio di caduta o hanno già vissuto un'esperienza del genere, causando danni fisici, traumi emozionali e una riduzione della mobilità causata proprio dalla paura di cadere nuovamente.

La degenerazione del sistema di controllo dell'equilibrio negli anziani e le molte patologie che ne alterano il funzionamento, hanno spinto medici e ricercatori ad interessarsi in maniera più attenta a questa situazione, data l'importanza della mobilità per questi soggetti.

Un modo per contrastare ciò, è di migliorare le capacità di movimento attivando un nuovo processo di apprendimento focalizzato ad aumentare e recuperare le attività di vita quotidiana.

Lo scopo di questa tesi è realizzare un sistema di perturbazione plantare rappresentato da una scarpa.

La caratteristica di questa scarpa è la presenza di cuscinetti all'interno del fondo i quali, riempiendosi e svuotandosi di quantità random d'acqua, attraverso un circuito idraulico esterno, riescono a disturbare il normale cammino del soggetto.

A lungo andare, soggetti che utilizzano questo tipo di scarpa, risultano essere più pronti ai continui cambiamenti di terreno e quindi hanno una probabilità bassa, o quanto meno minore rispetto alla situazione di partenza, di cadere rispetto ai coetanei che non utilizzano questa scarpa.

Prima di addentrarsi nella descrizione del progetto, verrà presentata un'analisi dell'anatomia e della morfologia del piede. Si procederà poi con la descrizione della deambulazione e dei diversi progetti antecedenti a quello definitivo. Seguirà una

presentazione generale dei materiali e delle strumentazioni maggiormente utilizzati e una presentazione approfondita di come è stato realizzato il prototipo finale.

In seguito verrà descritto il processo di validazione del modello che comprende l'analisi dei dati raccolti tramite i sensori di pressioni e dalla pedana dinamometrica. E, infine le conclusioni che si sono tratte dall'analisi dei dati e qualche idea per gli sviluppi futuri.

CAPITOLO 1

Cenni di anatomia del piede

Dato che la tesi si basa sulla realizzazione di un prototipo di scarpa è importante dedicare un primo capitolo all'anatomia del piede. In particolare ne sarà descritta la sua struttura ossea in termini di tarso, metatarso e falangi. Successivamente verranno descritte le componenti muscolari e tendinee e del ruolo che svolgono nel movimento del piede.

1.1 Introduzione

Il piede è il segmento terminale dell'arto inferiore ed è composto da tre gruppi di ossa:

- il tarso;
- il metatarso;
- le falangi.

Nel suo insieme ha l'aspetto di un corpo triangolare, con apice indietro, corrispondente all'estremità posteriore del calcagno e base rivolta in avanti e lateralmente, tangente alla punta delle dita.

Presenta una faccia superiore o dorsale, una faccia inferiore o plantare, e tre margini. Il piede posteriormente è formato da ossa massicce, relativamente alte; man mano che procede in avanti si appiattisce sempre più e si allarga, ricordando la forma di un ventaglio semiaperto.

L'organizzazione scheletrica del piede è simile a quella della mano con alcune differenze che lo rendono adatto a sopportare il peso del corpo. Un esempio di questo è la maggiore solidità e la minore mobilità dell'alluce nei confronti del pollice, inoltre le ossa del piede sono unite fra di loro in modo da formare archi deformabili e flessibili in direzione longitudinale e trasversale.

Tutto ciò è anche strutturalmente valido dato che gli archi sono notoriamente in grado di sostenere i carichi in modo ottimale; perciò una struttura a doppio arco fornisce un appoggio di alta stabilità. Nel senso longitudinale vi sono due archi, uno interno o mediale e uno esterno o laterale, entrambi risultanti per la speciale disposizione delle ossa tarsali e metatarsali.

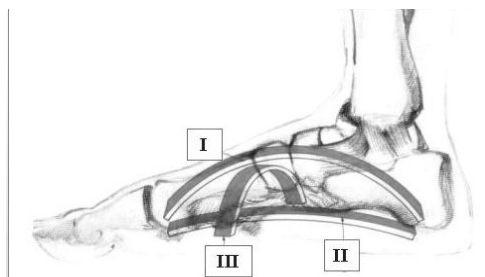


Fig. 1.1 I) Arco longitudinale interno o mediale, II) Arco longitudinale esterno o laterale, III) Arco trasversale o anteriore [1]

Più precisamente alcune ossa tarsali (calcagno, talo, navicolare e cuneiformi) e i primi tre metatarsali (partendo dall'alluce) formano l'arco longitudinale mediale, mentre il calcagno, il cuboide, il quarto e il quinto metatarsale costituiscono l'arco longitudinale laterale.

L'arco trasversale risulta formato dalle porzioni relative delle ossa tarsali della linea distale e dai cinque metatarsali. Robusti legamenti e tendini dei muscoli della gamba tengono ben unite le ossa del piede nella loro disposizione arcuata.

Normalmente le ossa tarsali e metatarsali giocano il ruolo più importante nella funzione di sostegno esplicata dal piede, mentre è molto relativa la funzione delle falangi.

I piedi osservati insieme appaiono divergenti in avanti e convergenti indietro, e le linee che unisce i loro punti d'appoggio più lontani, iscrivono quell'area che forma la base d'appoggio del corpo umano.

Per studiare l'anatomia del piede bisogna considerare le sue parti costitutive: ossa, muscoli, tendini e legamenti. Tali elementi si organizzano in strutture più complesse, come articolazioni e archi. Vi sono poi ulteriori elementi con un ruolo minore da un punto di vista biomeccanico, ma fondamentali per la fisiologia del piede: nervi, vasi sanguigni e ghiandole.

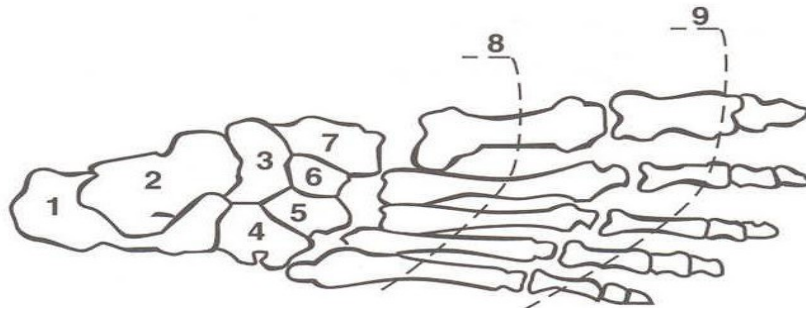


Fig. 1.2 Principali ossa del piede: 1 calcagno, 2 astragalo, 3 scafoide, 4 cuboide, 5-6-7 ossa cuneiformi 8 metatarsi, 9 falangi [1]

1.2 Componenti ossee

Il piede è suddiviso strutturalmente in tre parti: tarso, metatarso e falangi.

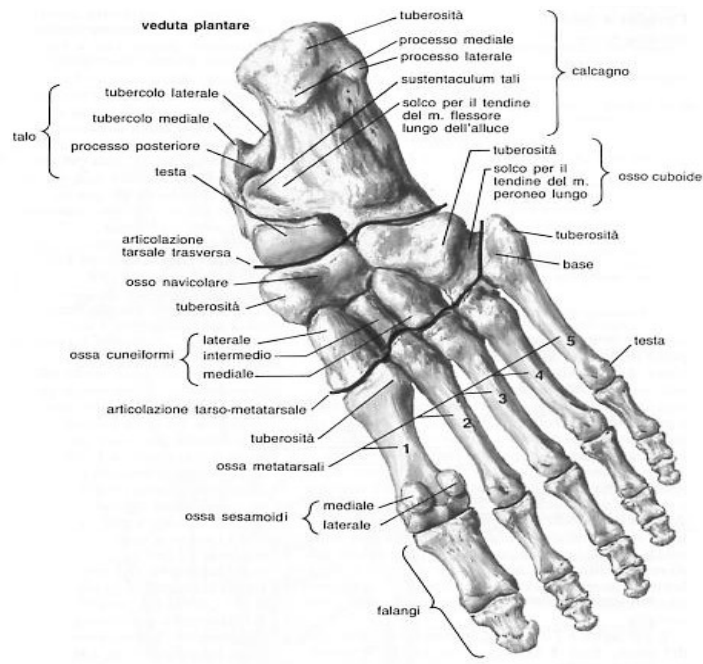


Fig. 1.3 Scheletro del piede destro [1]

1.2.1 Tarso

Il tarso è formato da sette ossa brevi e, a differenza del carpo della mano, è assai sviluppato e costituisce la metà circa della lunghezza del piede. Le ossa del tarso sono disposte in due gruppi, uno posteriore ed uno anteriore.

Il gruppo posteriore comprende le due ossa più voluminose, l'astragalo ed il calcagno, sovrapposti l'uno all'altro; il gruppo anteriore è formato da cinque ossa, disposte in serie trasversa, che procedendo dal margine mediale del piede vengono designate col nome di primo cuneiforme, secondo cuneiforme, terzo cuneiforme e cuboide, a cui va aggiunto l'osso navicolare, o scafoide, interposto fra l'astragalo ed i tre cuneiformi.

L'astragalo è di forma cubica e presenta una faccia articolare superiore foggiate a troclea, la quale sia articola con la tibia; una testa, diretta in avanti, che si articola con lo scafoide; un processo laterale, rivolto in basso a lateralmente, che si articola con il perone. L'astragalo si dispone sulla faccia superiore del calcagno, adattandovisi con le due facce articolari, di cui una anteriore e convessa, ed una posteriore concava, le quali sono separate fra loro da una doccia.

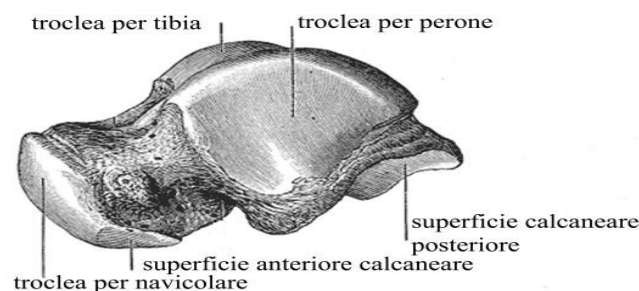


Fig. 1.4 Visione mediale dell'astragalo destro [1]

Il calcagno è il più voluminoso e sporge notevolmente dietro l'astragalo, sotto il quale è situato. Presenta posteriormente una grossa tuberosità di forma cubica, che corrisponde all'estremità posteriore del piede e rappresenta il punto d'appoggio al suolo, e che offre inserzione al tendine d'Achille. Anteriormente a questa si trovano nella faccia superiore due superfici articolari per l'astragalo, separate da un incavo trasverso. Questo, insieme alla doccia situata tra le facce articolari inferiori dell'astragalo, dà origine ad una cavità aperta lateralmente nel dorso del piede, il seno del tarso. L'anteriore delle superfici articolari superiori del calcagno sono le meno estese e sono situate su un piccolo processo, detta piccola apofisi del calcagno. Anteriormente il calcagno termina con un

processo, detto grande apofisi del calcagno, che si articola con il cuboide.

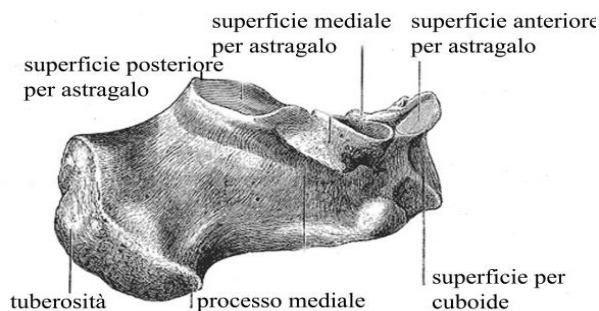


Fig. 1.5 Visione laterale del calcagno destro [1]

L'osso scafoide, è appiattito in senso antero-posteriore e si articola posteriormente con la testa dell'astragalo, e anteriormente con le ossa cuneiformi. La sua faccia articolare posteriore è concava come lo scafo di una nave; quella anteriore è convessa, e mostra le impronte dei tre cuneiformi. Medialmente presenta un tubercolo rotondeggiante che offre inserzione al muscolo tibiale posteriore.

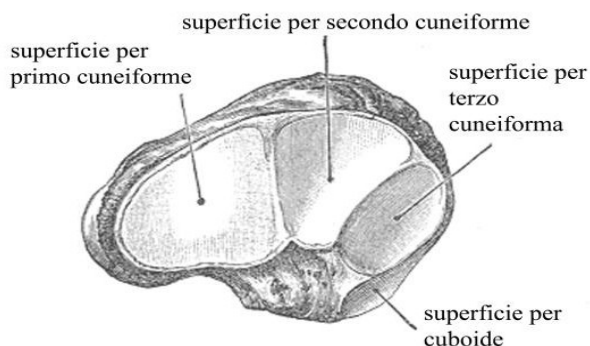


Fig. 1.6 Visione dal davanti del navicolare destro [1]

I tre cuneiformi si susseguono l'uno dopo l'altro dall'interno all'esterno, davanti allo scafoide, e si designano col nome di primo il più voluminoso, di secondo il più piccolo, e di terzo il medio per grossezza. Hanno una forma che ricorda quella di un cuneo; ed in avanti corrispondono alle prime tre ossa metatarsali.

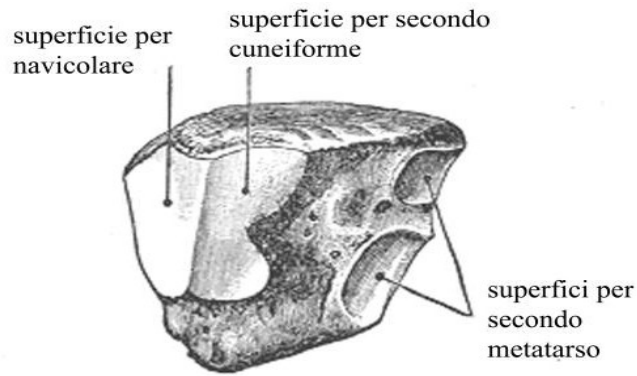


Fig.1.7 Visione del primo cuneiforme [1]

Il cuboide, di forma corrispondente al nome che porta, si articola posteriormente con la grande apofisi del calcagno, medialmente con il terzo cuneiforme ed anteriormente con le due ultime ossa metatarsali.

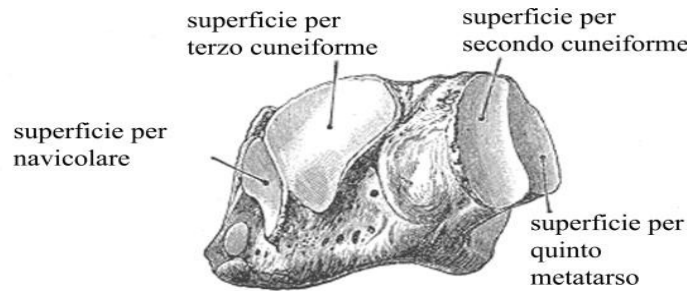


Fig. 1.8 Visione mediale del cuboide destro [1]

1.2.2 Metatarso

Il metatarso è formato di cinque ossa lunghe, che prendono il nome di primo, secondo, terzo, quarto e quinto osso metatarsale, a partire dal lato dell'alluce. Queste cinque ossa sono disposte parallelamente, in modo da costituire una specie di volta, con la concavità verso la pianta del piede.

Il primo osso metatarsale è il più breve ed il più grosso; il secondo è il più lungo, e s'insinua indietro in una specie di incastro; le altre ossa metatarsali si succedono decrescenti in lunghezza.

Presentano queste ossa un corpo prismatico triangolare, un'estremità prossimale con

una superficie articolare pianeggiante, ed un'estremità distale in forma di testa appiattita in senso trasversale. L'estremità prossimale del quinto osso metatarsale presenta lateralmente alla superficie articolare un'apofisi voluminosa, chiamata *tubercolo del quinto osso metatarsale*, che costituisce il punto più sporgente del margine mediale del piede.

Il metatarso comprende cinque ossa metatarsali, ossa lunghe che costituiscono la pianta del piede. Indicate con i numeri romani dal I a V, procedendo in senso medio-laterale. Di fondamentale importanza è il primo osso metatarsale, il quale permette di sostenere la maggior parte del peso del corpo.

Sono cinque piccole ossa lunghe con curvatura rivolta dorsalmente, poste tra la serie distale delle ossa tarsali e la serie delle falangi prossimali. Sono costituite da una testa un corpo e una base. Il corpo di tali ossa è di forma prismatica triangolare, le estremità prossimali o basi sono dotate di faccette piane, quelle distali sono arrotondate e prendono anche il nome di teste.

Il primo osso metatarsale è il più corto ed il più grosso. Il suo corpo ha una faccia dorsale che guarda medialmente, una faccia laterale ed una faccia plantare. La faccia articolare per il primo cuneiforme è concava ed assai estesa. L'angolo infero-laterale della base si prolunga in un tubercolo ottuso sulla quale si inserisce il tendine del muscolo lungo peroniero. La testa è appiattita dall'alto in basso e si distingue dalle altre per le sue grandi dimensioni. Dal lato plantare è suddivisa da una cresta sporgente in due superficie a doccia, a ciascuna delle quali corrisponde un osso sesamoide. Il secondo osso metatarsale è il più lungo ed il più sottile di tutti; si prolunga in dietro oltre il livello dei metatarsali vicini, per incastrarsi tra il primo e terzo cuneiforme raggiungendo il secondo cuneiforme.

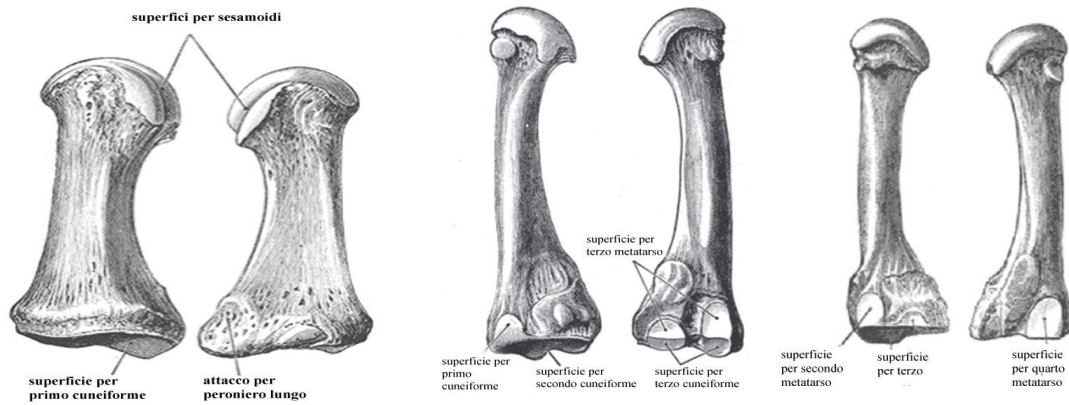


Fig. 1.9 Visione del primo, secondo e terzo osso metatarsali [1]

Il terzo metatarso ha nella base mediale due faccette articolari, superiore ed inferiore, per l'articolazione col secondo metatarso, e lateralmente una faccetta per l'articolazione col quarto metatarsale.

Il quarto osso metatarsale ha nella base una faccetta articolare per l'unione coi metatarsali vicini. La faccetta laterale è limitata in avanti da un solco profondo che la separa da un grosso tubercolo.

Nel quinto metatarso la base medialmente ha una faccetta per l'articolazione col quarto metatarso e si prolunga lateralmente in un robusto processo, tuberosità.

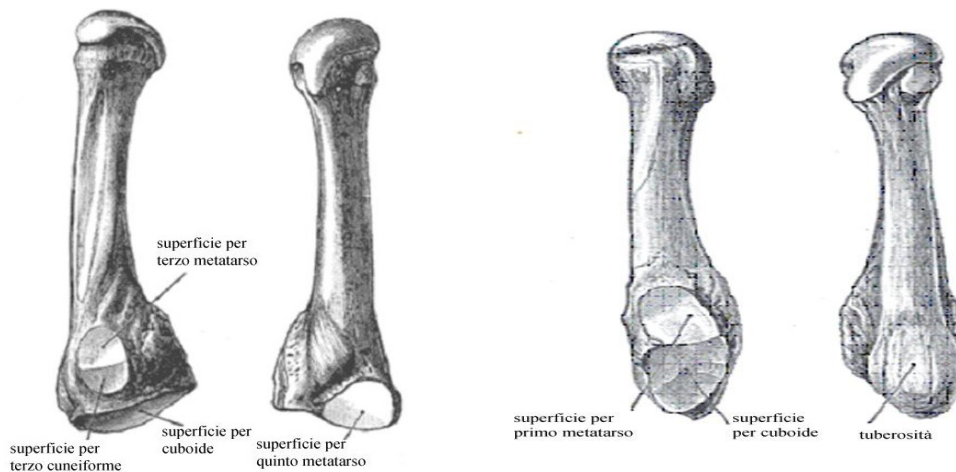


Fig. 1.10 Visione del quarto e quinto osso metatarsali [1]

1.2.3 Falangi delle dita

Le ossa delle dita sono costituite dalle falangi. Sono in tutto quattordici, e all'interno di ognuna si possono distinguere una base un corpo e una testa. Sono piccole ossa lunghe che vanno decrescendo di volume dal primo al quinto dito e di lunghezza dal secondo al quarto. Ciascun dito eccetto il primo (alluce) che è dotato di due sole falangi, possiede tre falangi, designate come prossimale, media e distale. Il corpo delle prime falangi, che risultano essere meglio sviluppate delle altre, è sottile e cilindrico. Nelle seconde falangi il corpo è molto breve, tanto da confondersi con le estremità. Le terze falangi sono invece molto piccole. Nell'alluce le falangi presentano dimensioni relativamente considerevoli, con una forma appiattita dall'alto verso il basso. Nel quarto e quinto dito la riduzione della seconda e terza falange raggiunge il massimo grado.

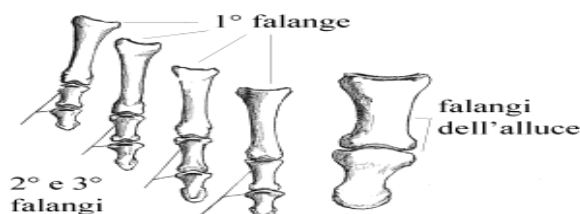


Fig. 1.11 Visione delle falangi [1]

1.3 Componenti muscolari e tendinee

La prima distinzione fondamentale da fare all'interno dell'insieme dei muscoli dell'arto inferiore è tra *muscoli intrinseci* (estensore breve della dita, abductore dell'alluce, flessore breve delle dita, abductore del mignolo, plantare quadrato, lombricali, flessore breve dell'alluce, adduttore dell'alluce, flessore breve del mignolo, interossei dorsali, interossei plantari) , ovvero localizzati nel piede e che esercitano la loro azione su strutture del piede stesso, e *muscoli estrinseci* (gastrocnemio, soleo, peroneo breve, peroneo lungo, plantare, tibiale posteriore, tibiale anteriore, flessore lungo delle dita, flessore lungo dell'alluce, estensore lungo delle dita, estensore lungo dell'alluce) localizzati a livello di tibia perone o fibula e in grado di esercitare azioni direttamente a

livello del piede per inserzione diretta o riflessione.

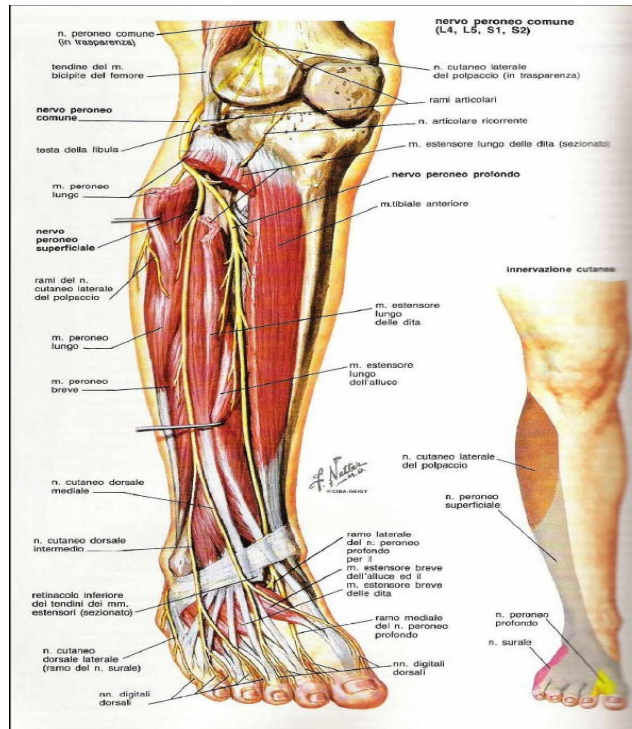


Fig.1.12 Visione dei muscoli del piede [4]

Gli stessi muscoli estrinseci esercitano la propria azione in parte sull'articolazione della caviglia ed in parte sulle strutture scheletriche interne. Questi muscoli, in particolare quegli intrinseci, sono a prevalenza di fibre rosse, ovvero ad azione lenta ma energeticamente economica; mantenendo un certo tono muscolare pressoché ininterrotto in fase di stazione eretta, sono caratterizzati dall'attitudine all'irrigidimento ovvero alla coesione intersegmentale, capacità che parallelamente all'azione delle strutture legamentose, permette di conferire grande stabilità alla connessione podalica. Per questo motivo, l'intervento muscolare globale nella realizzazione della coesione interossea è decisamente meno rilevante rispetto alla funzione di controllo e regolazione antigravitaria.

Un'altra caratteristica fondamentale della podo-meccanica muscolare è caratterizzata da un gran numero di muscoli che coinvolgono due o più articolazioni, in grado di offrire particolari vantaggi ai fini dell'economia energetica, in quanto in grado di sviluppare grandi tensioni con modici accorciamenti. Questi muscoli poliarticolari agiscono infatti stabilizzando l'articolazione prossimale e favorendo in questo modo il movimento dei segmenti ossei distali. In stazione eretta il corpo umano è un sistema dinamico instabile, a causa dell'altezza del centro di gravità, del poligono d'appoggio di dimensioni ristrette

e dalla struttura costituita dalla successione di elementi articolati distinti [Loram 2002, Macpherson2000, Guelton2008]. L'equilibrio della stazione eretta si realizza attraverso un sistema informativo preciso e tempestivo garantito dalla capacità propriocettiva dei muscoli podali che permettono un movimento su base stazionaria neutralizzando i momenti rotatori indotti dalla migrazione ventrale della linea gravitaria e i movimenti oscillatori sul piano frontale. Un ruolo fondamentale per garantire la massima funzionalità dei muscoli è svolto da delle particolari strutture connesse ai tendini, ovvero le guaine mucose, le quali permettono al tendine stesso di scorrere riducendo notevolmente gli attriti con altre componenti muscolari o ossee.

Queste strutture connettivali sono presenti soprattutto a livello della caviglia, dove è necessario ruotare le linee di azione dei carichi applicati dalle strutture muscolari attorno a “pulegge ossee” o attraverso i retinacoli dei muscoli stessi.

1.3.1 Principali muscoli del piede

I principali muscoli che mobilizzano il piede sono:

Estensore lungo dell'alluce: Flette (flessione dorsale) l'alluce e il piede. In sinergia con il tibiale anteriore solleva il piede medialmente (supinazione) e lo ruota in dentro (adduzione).

Estensore lungo delle dita: Flette (flessione dorsale) le falangi delle ultime quattro dita e il piede, solleva il piede lateralmente (supinazione) e lo ruota in fuori (abduzione).

Flessore lungo dell'alluce: Estende (flessione plantare) la seconda falange dell'alluce sulla prima e la prima sul metatarso. Estende (flessione plantare) il piede. Solleva il piede medialmente (supinazione). Ha un ruolo importante nel sostegno della volta plantare.

Flessore breve delle dita: Estende (flessione plantare) la seconda falange delle ultime

quattro dita sulla prima e il piede (flessione plantare). Ha un ruolo importante nel sostegno della volta plantare.

Flessore lungo delle dita: Estende (flessione plantare) la terza falange delle ultime quattro dita sulla seconda e quest'ultima sulla prima. Estende (flessione plantare) il piede e lo solleva medialmente (supinazione). Ha un ruolo importante nel sostegno della volta plantare.

Gemelli (o Gastrocnemio): Estendono (flessione plantare) il piede e flettono la gamba sulla coscia. Nella estensione del piede agiscono insieme al Soleo con il quale formano il Tricipite surale. L'inserzione prossimale dei due tendini (capo mediale e capo laterale) sui condili del femore, fa sì che l'estensione del piede eseguita con le ginocchia flesse, quindi avvicinamento dei capi estremi di inserzione, ne attenui notevolmente la capacità di esprimere tensione.

Estensore breve delle dita: Flette (flessione dorsale) la prima falange delle prime quattro dita e inclina il piede lateralmente (pronazione).

Peroneo anteriore: Flette (flessione dorsale) il piede, lo solleva lateralmente (pronazione) e lo ruota in fuori (abduzione).

Peroneo breve: Estende (flessione plantare) il piede, lo ruota in fuori (abduzione) e lo solleva lateralmente (pronazione). Agisce sulla concavità dell'arco.

Peroneo lungo: Estende (flessione plantare) il piede, lo ruota in fuori (abduzione) e lo solleva lateralmente (pronazione). Agisce sulla concavità dell'arco plantare.

Plantare gracile: Estende (flessione plantare) il piede, flette la gamba e la ruota all'interno. A ginocchio flesso ruota la gamba internamente.

Soleo: Estende (flessione plantare) il piede sulla gamba. Agisce insieme ai Gemelli formando il Tricipite surale.

Tibiale anteriore: Flette (flessione dorsale) il piede, lo solleva medialmente

(supinazione) e lo ruota in dentro (adduzione). Con il piede in massima estensione (flessione plantare) rafforza l'arco della volta plantare (avvicina i metatarsi al calcagno).

Tibiale posteriore: Estende (flessione plantare) il piede sulla gamba, lo solleva medialmente (supinazione) e lo ruota in dentro (adduzione). Col piede in massima estensione (flessione plantare) rafforza l'arco della volta plantare (avvicina i metatarsi al calcagno).

1.4 Componenti del tessuto connettivale

Nella regione dorsale del piede il tessuto sottocutaneo è rappresentato da uno strato di tessuto connettivo lasso a struttura lamellare, debolmente unito alla cute. Nelle donne e nei bambini può contenere più o meno adipe, mentre nell'uomo è veramente scarso. Inoltre il tessuto sottocutaneo prende i caratteri di quello plantare quando si avvicina ai margini del piede. Medialmente vi è un passaggio graduale, contrariamente nella parte laterale il passaggio risulta repentino.

La regione plantare o pianta del piede comprende l'insieme delle parti molli che si dispongono nella faccia inferiore del piede. La regione plantare ha la forma di un quadrilatero allungato nel senso distale prossimale, allargandosi man mano che si avvicina alle dita. Questa superficie non è tutta piana, ma sul suo margine mediale presenta una depressione, in corrispondenza alla quale il piede non riposa sul suolo. Questa depressione, chiamata volta plantare, è dovuta alla disposizione architettonica del piede.

In questo tessuto connettivo si trovano tre borse sinoviali costanti che hanno sede in corrispondenza ai punti di appoggio. Sono la borsa sotto la tuberosità distale del calcagno, la borsa sotto il primo metatarso e quella sotto il quinto metatarso.

Questo tessuto svolge l'importante funzione di proteggere le strutture interne del piede e di attenuare l'ampiezza dell'onda d'urto che si genera nel ciclo del passo.

La cute è liscia e fine nei punti che corrispondono alla volta plantare e che non sono compressi durante la deambulazione e la stazione verticale. Nei punti che servono di

appoggio è dura e cornea e, talvolta, si formano delle vere e proprie callosità.

1.5 Componenti legamentose

Le strutture legamentose all'interno del piede svolgono essenzialmente funzione di stabilizzazione delle articolazioni e permettono il mantenimento strutturale della forma della volta plantare. Le articolazioni del piede sono complesse e numerose. Tra queste si distinguono principalmente un'articolazione superiore, l'articolazione talocrurale o tibio-tarsica, ed un'articolazione inferiore rappresentata dalle articolazioni subtalare e talocalcaneonavicolare. Di grande importanza sono anche l'articolazione cuneonavicolare, calcaneocuboidea, cuneocuboidea e le articolazioni intercuneiformi. L'articolazione superiore permette movimenti di dorsiflessione e di flessione plantare, ed è soggetta a grandissime sollecitazioni. Per questo motivo la capsula articolare è rinforzata lateralmente da robusti e resistenti legamenti che insieme ai malleoli sono in grado di stabilizzare la caviglia sotto l'azione di carichi che impongono rotazioni laterali. Il principale legamento che svolge questa funzione è il legamento collaterale mediale detto anche legamento deltoide mediale, che è costituito da una parte tibioalcaneare e da una parte tibiotalare. Altri legamenti di fondamentale importanza sono: il legamento talofibulare anteriore, il talofibulare posteriore ed il legamento calcaneofibulare, i quali vengono a formare congiuntamente il legamento collaterale laterale. L'articolazione inferiore invece, essendo un'articolazione trocoidea, permette un movimento di rotazione realizzato attraverso pronazione e supinazione. I legamenti più importanti che la costituiscono sono: il legamento biforcuto, che mantiene coesi calcagno, cuboide e l'osso navicolare, ed il legamento talocalcaneare interosseo che separa la porzione posteriore di questa articolazione da quella anteriore.

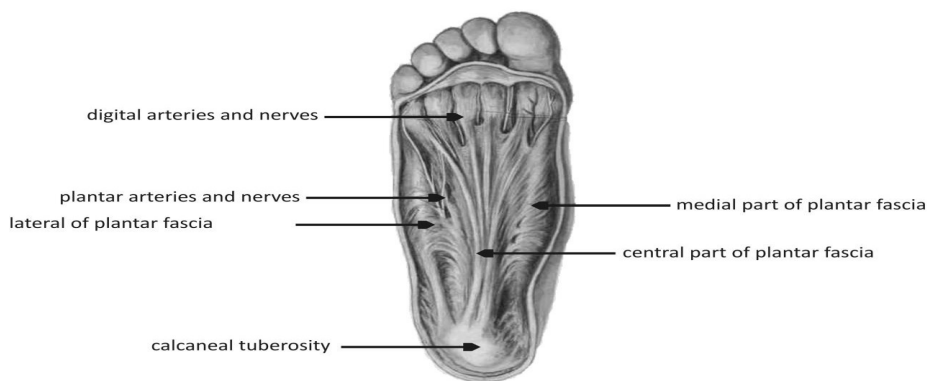


Fig. 1.13 *Aponeurosi plantare [1]*

Un ruolo fondamentale è svolto dall'aponeurosi plantare, originariamente tendine del muscolo plantare che, a seguito dell'evoluzione e con la trasformazione del piede da organo prensile a organo di sostegno, si è atrofizzato e ora posteriormente si inserisce nel tubercolo mediale del calcagno ed anteriormente si divide in cinque linguette fra loro connesse da fascetti trasversali; ciascuna linguetta finisce per confondersi con i legamenti trasversi profondi delle ossa metatarsali ed invia una linguetta alla cute in corrispondenza del solco alla base del dito corrispondente.

Recenti studi hanno rilevato che a livello del calcagno l'aponeurosi presenta una continuità con il Tendine d'Achille, fatto di fondamentale importanza in quanto permette un movimento congiunto di flessione plantare della caviglia e delle stesse dita del piede. Il principale ruolo che svolge è quello di mantenere la curvatura tipica della volta plantare sia longitudinale che trasversale, ma è fondamentale anche come sistema di protezione dei vasi e dei fasci nervosi.

Un altro legamento importante è il plantare lungo situato sopra l'aponeurosi plantare e ha il compito di tenere unita la fila laterale delle ossa tarsali; è uno strato fibroso lungo che parte dal calcagno in direzione distale e termina nel cuboide prima e nelle ossa metatarsali dopo.

Di fondamentale importanza per la funzionalità complessiva del piede sono delle particolari strutture non direttamente riconducibili a componenti di natura legamentosa: i retinacoli. Si tratta essenzialmente di rinforzi e fascicoli di origine connettivale che permettono di ruotare la direzione di applicazione delle azioni muscolari. I più importanti sono i retinacoli dei muscoli estensori e dei muscoli flessori, si tratta di membrane molto sottili disposte a livello sottocutaneo e ancorate a strutture ossee, che si comportano essenzialmente come “pulegge”.

CAPITOLO 2

La deambulazione

Il cammino consente al nostro corpo di muoversi nello spazio con grande naturalezza, ma ciò nasconde la grande complessità che si cela dietro ad ogni singolo passo. Nel seguente capitolo si introdurranno in modo rigoroso i concetti di passo e deambulazione. Verranno inoltre descritti i principali disturbi che compromettono il normale cammino e verranno descritte le diverse informazioni provenienti dai ricettori posturali che sono utilizzate dal sistema nervoso centrale durante il cammino. Si metterà in evidenza come il nostro corpo reagisce quando viene a contatto con il terreno distinguendo le diverse fasi di ogni passo che giocano un ruolo fondamentale per l'avanzamento di un individuo.

Nella realtà però ogni soggetto giovane, anziano o patologico, attiva dei pattern motori che fanno sì che ogni passo cambi in base alle necessità e questo è reso possibile da tutti quegli organi di senso che costituiscono il piede.

2.1 Definizione di Deambulazione

Per deambulazione si intende la successione ritmica dei movimenti degli arti inferiori accompagnati a movimenti di altri settori corporei, eseguiti per produrre uno spostamento lineare del corpo. La deambulazione è quindi la risultante di un complesso ciclico di atti elementari consistenti nell'alternarsi di movimenti flessori ed estensori dei diversi segmenti che compongono l'arto inferiore: articolazioni dell'anca, ginocchio, caviglia e dita del piede. Questa successione di movimenti è scomponibile in due fasi:- *la fase portante*, caratterizzata dall'appoggio al suolo di un arto sul quale grava il peso

del corpo - *la fase oscillante*, caratterizzata dall'arto controlaterale arretrato rispetto al precedente e sgravato del peso corporeo. Da questa posizione inizia lo spostamento, dall'indietro in avanti, del secondo arto, che viene portato davanti al primo fino ad appoggiarsi al suolo a una distanza variabile. Con tale movimento il centro di gravità del corpo (COG) si sposta in avanti e grava sul nuovo arto. Scambiatosi in tal modo i ruoli, il ciclo deambulatorio riprende.

Tutti questi movimenti sono accompagnati da una corrispondente serie di movimenti ritmici del tronco, del capo e degli arti superiori, aventi lo scopo di mantenere l'equilibrio dinamico del corpo. La deambulazione quindi richiede l'intervento assai complesso di numerosi gruppi muscolari, agonisti e antagonisti, che possono anche non essere direttamente interessati al movimento degli arti inferiori. La coordinazione tra le diverse parti interessate e l'aggiustamento continuo della postura e del tono muscolare, dipendono dall'attività del cervelletto e delle strutture del sistema extrapiramidale.

2.2 I disturbi della deambulazione

Il meccanismo fisiologico della deambulazione può andare incontro a disturbi che conseguono ad alterazioni di una o più strutture implicate nella sua esecuzione. Si possono verificare disturbi causati da lesioni di strutture articolari, ossee, muscolari e nervose. Le alterazioni più caratteristiche sono tuttavia determinate da lesioni del sistema nervoso centrale o periferico.

Si distinguono così vari tipi di deambulazione:

- **D. anserina:** È tipica delle malattie che interessano i muscoli del cingolo pelvico. In questi casi i muscoli affetti non possono svolgere regolarmente la funzione di mantenere la stazione eretta, per cui a ogni passo tutto il corpo subisce un'oscillazione ritmica da un lato all'altro, con carattere dondolante;
- **D. atassica:** Si osserva in pazienti affetti dalla tabe dorsale, che è una manifestazione della sifilide terziaria. Ad ogni passo l'arto è sollevato più di quanto non sia necessario e viene poi lasciato cadere violentemente al suolo.

Durante la marcia tutto il corpo presenta forti oscillazioni che sembrano compromettere la stabilità del paziente, infatti, a occhi chiusi il paziente stesso cade facilmente;

- **D. Cerebellare:** È detta anche “andatura da ubriaco” perché, il paziente affetto da malattie del cervelletto, perde la capacità di dosare armoniosamente i movimenti e assume un’andatura incerta, zigzagante, a gambe divaricate, col busto inclinato indietro e con tendenza a cadere lateralmente a ogni passo;
- **D. Parkinsoniana:** È presente nei pazienti affetti dal morbo di Parkinson ed è caratterizzata da una successione di passi piccoli e rapidi, eseguiti con rigidità, col busto portato in avanti a tal punto che il malato tende a cadere;
- **D. del piede cadente:** È caratteristica delle lesioni paralitiche dei muscoli estensori del piede. Non potendo sollevare la punta del piede che striscerebbe per terra, il paziente solleva a ogni passo il ginocchio in modo esagerato come se dovesse superare un ostacolo;
- **D. spastica:** È osservabile nel paziente affetto da paralisi in fase spastica. La rigidità dell’arto in estensione, che consegue alla malattia, fa sì che il paziente porti l’arto molto in avanti facendogli compiere un movimento ad arco verso l’esterno (andatura falciante), appoggiando poi il piede sul bordo esterno. Nella *diplegia spastica congenita*, o *morbo di Little*, il paziente presenta ambedue gli arti irrigiditi, bloccati in estensione e in adduzione, con la punta del piede estesa. In tal modo l’andatura si fa estremamente difficile perché gli arti, portati in avanti con movimenti supplementari e artificiosi, si incrociano ostacolandosi a vicenda.

2.3 Il passo

Durante la camminata le principali funzioni sono svolte dall'apparato locomotore:

- Generazione di una forza propulsiva;
- Mantenimento della stabilità a livello superiore, nonostante il continuo cambiamento della situazione posturale;
- Assorbimento dello shock dovuto all'impatto con il terreno ad ogni passo;
- Conservazione dell'energia durante le funzioni precedenti, al fine di minimizzare lo sforzo da parte dei muscoli.

Quando avviene l'avanzamento del corpo, un arto funge da sostegno mentre l'altro avanza fino al successivo appoggio; in seguito i due arti si scambiano di ruolo ed entrambi i piedi sono in contatto con il terreno durante il trasferimento del peso del corpo da un arto all'altro.

Una singola sequenza di queste funzioni è definita *ciclo del passo*.

E' necessario distinguere due concetti che spesso vengono confusi:

- **il passo:** definito come l'equivalente del ciclo del passo, rappresenta l'unità funzionale di riferimento nella analisi del cammino. Esso è definito dall'intervallo di tempo tra due contatti iniziali, successivi dello stesso piede (stride) e rappresenta il riferimento temporale in cui vengono descritti tutti gli altri eventi biomeccanici e di attività muscolare;
- **il semipasso:** Inteso come la distanza tra l'appoggio di un piede (generalmente il tallone) e l'appoggio della stessa parte del piede controlaterale.

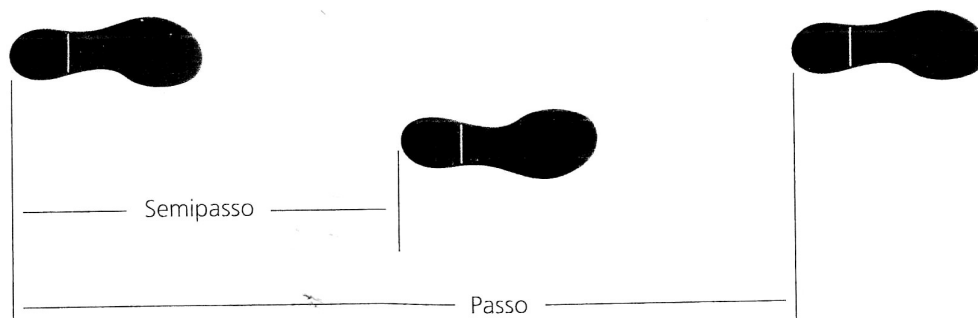


Fig. 2.1 Distinzione fra passo e semipasso [2]

Nell'ambito del ciclo del passo vengono inoltre definiti alcuni parametri spazio temporali di riferimento:

- *lunghezza dello stride*: lunghezza del piede più la distanza coperta in fase di oscillazione;
- *larghezza del passo*: distanza sul piano frontale del tallone dalla linea mediana di avanzamento;
- *cadenza*: numero di step nell'unità di tempo;
- *velocità*.

Data la complessità del cammino, si possono distinguere due periodi: *appoggio* (stance) e *oscillazione* (swing).

Lo **stance** identifica l'intero periodo durante il quale il piede è a contatto con il terreno mentre lo **swing** si riferisce al tempo in cui il piede si trova sollevato per l'avanzamento dell'arto.

Ogni ciclo inizia e termina con entrambe i piedi a contatto con il terreno, mentre a metà ciclo solo un piede tocca il terreno e l'altro è sempre sollevato dal suolo.



Fig. 2.2 Distinzione fra appoggio(stance) e oscillazione(swing)[2]

Possiamo quindi dividere la fase di appoggio in tre intervalli:

- *Fase iniziale di doppio appoggio o carico*: quando entrambe i piedi sono al suolo, il carico del peso del corpo è equamente diviso sui piedi;
- *Supporto(Carico) su una sola gamba*: inizia quando il piede opposto è sollevato per oscillare. Durante questa fase l'intero peso del corpo è tenuto su una sola gamba. La durata di questa singola fase è il miglior indice della capacità di carico degli arti;
- *Fase terminale di doppio appoggio*: inizia con il contatto al suolo della gamba controlaterale e continua fino a che la gamba iniziale è sollevata per oscillare (toe-off = alluce giù). In questa fase la distribuzione del carico è molto asimmetrica.

2.3.1 Misurazione dei tempi e della lunghezza del ciclo del passo

Possiamo dire che la fase d'appoggio occupa il 60% della ciclo del passo, mentre il 40% è costituito dalla fase d'oscillazione. I tempi per la fase di carico sono divisi in:

- 10% per il doppio appoggio iniziale;
- 40% per il supporto di una singola gamba;
- 10% per il doppio appoggio finale.

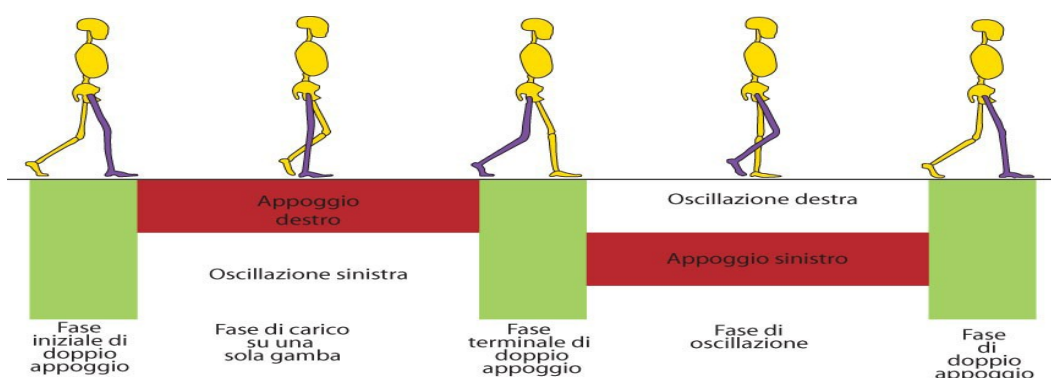


Fig. 2.3 fasi del passo [2]

Si può notare che l'appoggio su una sola gamba corrisponde all'oscillazione dell'altra e avviene due volte nello stesso periodo. Questi tempi variano in base alla persona e alla velocità con cui cammina. Infatti, il tempo complessivo delle due fasi diminuisce man mano che la velocità aumenta, viceversa aumenta man mano che la velocità diminuisce, quindi probabilmente, camminare velocemente allunga la fase di supporto su una sola gamba, mentre abbrevia il doppio appoggio.

2.3.2 Le otto fasi del passo

Il ciclo del passo si divide in otto fasi funzionali. Tecnicamente sarebbero sub-fasi ma la pratica comune denomina questi intervalli funzionali: *fasi*.

La combinazione di queste otto fasi assolve tre compiti basilari che sono:

- Il carico del peso;
- Il sostegno su una sola gamba;
- La progressione dell'arto.

Il carico del peso comincia con il periodo d'appoggio e usa le prime due fasi del ciclo del passo (contatto iniziale, reazione al carico).

Il supporto su un solo arto continua con le altre due fasi (appoggio mediale e l'appoggio terminale). L'avanzamento dell'arto comincia nella parte finale della fase di sostegno (pre-oscillazione) e continua nelle tre fasi d'oscillazione (inizio dell'oscillazione, oscillazione mediale e oscillazione terminale).



Fig. 2.4 Suddivisione del ciclo del passo [2]

CARICO SU UN ARTO:

- **Prima fase: il contatto iniziale.**

Intervallo: 0-2% ciclo del passo.

Questa fase consiste nel momento in cui il piede tocca il terreno. L'obiettivo è di disporre la gamba per partire con la fase di sostegno in modo tale che il tallone oscilli in avanti. L'anca è flessa, il ginocchio è esteso, la caviglia va dalla dorsiflessione al neutro, mentre il contatto col suolo è fatto con il tallone. L'altra gamba è alla fine della fase d'appoggio.

- **Seconda fase: reazione al carico.**

Intervallo: 0-10% ciclo del passo.

Questa è l'inizio del periodo di doppio appoggio. La fase comincia con il

contatto iniziale del suolo e continua fino a che l'altra gamba non si solleva per l'oscillazione. Il peso del corpo è trasferito sopra la gamba anteriore. Il tallone è usato come fulcro, mentre il ginocchio è flesso per assorbire l'urto. La flessione plantare della caviglia limita il perno del tallone per il contatto dell'avampiede col terreno. La gamba opposta è nella sua fase di pre-oscillazione.

SUPPORTO SU UN SOLO ARTO

Mentre la progressione continua; l'altro piede si solleva per iniziare l'oscillazione, un solo arto supporta il peso del corpo. Questo periodo dura fino a che il piede opposto tocca il suolo.

- **Fase terza: medio carico.**

Intervallo: 10-30% del ciclo del passo.

Nella prima metà del periodo di appoggio su una sola gamba, una gamba che sostiene il peso avanza sul piede stabile per la dorsale flessione della caviglia, mentre l'anca e il ginocchio sono estesi. Contemporaneamente l'arto opposto, avanzando, si trova a metà della fase d'oscillazione.

- **Quarta fase: carico terminale.**

Intervallo: 30-50% del ciclo del passo.

Durante la seconda metà del periodo di carico, il tallone della gamba che sostiene il peso si alza e l'arto avanza sull'avampiede che oscilla, il ginocchio aumenta la sua estensione e incomincia a flettersi leggermente. L'aumento dell'estensione dell'anca spinge l'arto in una posizione d'inseguimento. L'altra gamba è nella fase terminale d'oscillazione.

AVANZAMENTO DELL'ARTO

La posizione preparatoria che soddisfa la prestazione dell'avanzamento, comincia con l'appoggio. Successivamente la gamba oscilla e attraverso tre posizioni si solleva, avanza e si prepara per il nuovo intervallo d'appoggio.

- **Fase quinta: pre-oscillazione.**

Intervallo: 50-60% del ciclo del passo

Questa fase, che è stata anche chiamata di trasferimento del peso o di rilascio del peso. E' la fase terminale dell'intervallo di doppio appoggio del ciclo del passo. Il peso corporeo è trasferito bruscamente e scaricato prontamente sulla gamba, questo arto non da un attivo contributo all'evento, ma l'arto liberato usa la sua libertà per prepararsi ad una rapida oscillazione. Quando la gamba che avanza tocca il terreno, inizia il periodo terminale di doppio appoggio. La gamba di riferimento risponde con un aumento della flessione plantare della caviglia, una grande flessione del ginocchio e una piccola estensione dell'anca. La gamba opposta sta assumendo il carico.

- **Fase sesta: Inizio dell'oscillazione.**

Intervallo: 60-73% del ciclo del passo.

Questa fase è circa un terzo del periodo d'oscillazione. Inizia con il piede che si alza dal suolo e termina con l'oscillazione del piede sull'altra gamba portante. Il piede è sollevato per la flessione dell'anca e l'aumento della flessione del ginocchio. La caviglia è solo parzialmente in dorsiflessione e l'altra gamba è nella fase di medio carico.

- **Fase settima: oscillazione media.**

Intervallo: 73-87% del ciclo del passo.

Questa seconda fase del periodo d'oscillazione comincia con la gamba oscillante in avanti e la tibia in verticale. L'avanzamento dell'arto anteriore porta il peso del corpo in avanti per la flessione dell'anca. Il ginocchio può estendersi come risposta alla gravità mentre la caviglia continua ad andare dalla dorsiflessione al neutro. L'altra gamba è nell'ultima parte del medio appoggio.

- **Fase ottava: fine dell'oscillazione.**

Intervallo: 87-100% del ciclo del passo.

Questa fase inizia con la tibia verticale e finisce quando il piede colpisce il terreno.

L'avanzamento dell'arto è completato e la gamba si muove avanti sulla coscia. Il ginocchio è in estensione, mentre l'anca mantiene appena la flessione e la caviglia continua ad andare dalla dorsiflessione al neutro. L'altra gamba è al termine della fase di carico.

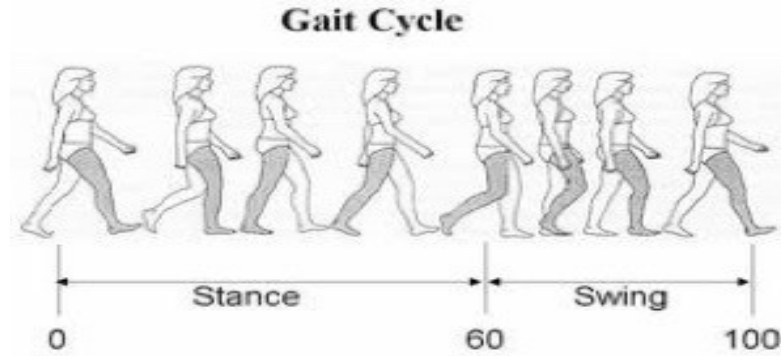


Fig. 2.5 Le otto fasi del passo [2]

2.4 I recettori posturali

I recettori propriamente riconducibili al piede sono inseriti in un più ampio gruppo di recettori posturali e vengono contraddistinti dalla loro funzione esterocettiva o propriocettiva.

2.4.1 Esterocettori

I recettori universalmente riconosciuti sono l'orecchio interno, l'occhio e la superficie cutanea plantare.

Orecchio interno

I recettori dell'orecchio interno sono degli accelerometri che informano sul movimento e posizione della testa in rapporto alla verticale gravitaria. L'entrata vestibolare comprende un sistema semi-circolare ed un sistema otolitico. Il sistema semicircolare è un sistema di tre canali arciformi situati in tre piani perpendicolari fra di loro, sensibili alle accelerazioni angolari (rotazione della testa). I canali semicircolari non partecipano alla regolazione fine dell'equilibrio, poiché la loro soglia minima di sensibilità alle accelerazioni è superiore alle accelerazioni oscillatorie all'interno del sistema posturale

fine; interviene invece per la regolazione dell'equilibrio dinamico. Il sistema otolitico è contenuto in due vescicole: il sacco e l'utricolo, sensibili alla gravità e all'accelerazione lineare. L'orecchio interno percepisce le accelerazioni angolari (rotazione della testa) attraverso i recettori situati nei canali semicircolari e le accelerazioni lineari attraverso il sistema otricolo/sacculo. Sembra che solo questi ultimi partecipino alla regolazione posturale fine. Le informazioni che vengono dall'orecchio interno, devono essere comparate alle informazioni propriocettive, che permettono di conoscere la posizione della testa in rapporto al tronco e quest'ultimo in rapporto alle caviglie e ai piedi.

Occhio

L'entrata visiva permette la stabilità posturale per i movimenti anteroposteriori. Per i movimenti destra-sinistra, la visione centrale diviene preponderante. L'entrata visiva è attiva quando l'ambiente visivo è vicino, se l'oggetto di nostro interesse è distante oltre i 5 metri queste informazioni diventano meno rilevanti e non vengono considerate come principali [Bles, 1979][2]. Quando il Sistema Tónico Posturale (STP) utilizza le informazioni visive per il mantenimento dell'equilibrio, tali informazioni vengono comparate a quelle che provengono dall'orecchio interno e dall'appoggio plantare. L'occhio infatti non può fornire informazioni sullo scivolamento delle immagini sulla retina e questo non ci permetterebbe di definire se lo spostamento sia dovuto al movimento, della testa, di tutto il corpo o dell'occhio stesso.

Piede

L'esterocettore plantare permette di posizionare l'insieme della massa corporea in rapporto all'ambiente, grazie a delle misure di pressione a livello della superficie cutanea plantare. Quest'ultima rappresenta l'interfaccia costante tra l'ambiente ed il STP. Essa è ricca di recettori e possiede una soglia di sensibilità molto elevata. I baropressori percepiscono le pressioni fino a 0,3 grammi e forniscono informazioni sulle oscillazioni della massa corporea. Le informazioni plantari sono le uniche a derivare da un recettore direttamente a contatto con l'ambiente, rappresentato dal suolo.

2.4.2 Endocettori

Questi recettori sensitivi informano il STP di quello che succede all'interno dell'individuo. Permettono di riconoscere la posizione e lo stato di ogni segmento osseo, muscolo, legamento. Essi informano sulla posizione degli esocettori cefalici (orecchio interno e retina) in rapporto all'esocettore podalico. Si dividono in due grandi categorie: recettori propriocettivi e recettori enterocettivi o viscerocettivi.

L'entrata oculo-motrice permette di comparare le informazioni di posizione fornite dalla visione a quelle fornite dall'orecchio interno grazie ai sei muscoli oculo-motori, che assicurano la motricità del globo oculare. L'entrata rachidea ha per scopo di informare il sistema posturale sulla posizione d'ogni vertebra e quindi sulla tensione di ogni muscolo.

L'entrata propriocettiva podalica, grazie al controllo dello stiramento dei muscoli del piede e della gamba, situa il corpo in rapporto ai piedi. L'entrata rachidea e l'entrata propriocettiva podalica formano una continuità funzionale, un'estesa catena propriocettiva che riunisce i recettori cefalici ai recettori podalici e dunque permette di situare l'orecchio interno e gli occhi in rapporto ad un recettore fisso costituito dai piedi. Ciò consente una codificazione delle informazioni spazio-temporali cefaliche.

2.5 La Propriocettività

Questo termine è introdotto da Sherrington [5] per descrivere gli ingressi sensoriali che originano da particolari strutture: i *propriocettori*. La loro funzione principale è di fornire informazioni di retroazione sui movimenti propri dell'organismo per segnalare istante per istante, quali siano i movimenti che si stanno compiendo. Tale controllo è realizzato principalmente per mezzo di diversi tipi di recettori distinti:

- I fusi neuromuscolari, distribuiti nel corpo muscolare;
- Gli organi tendinei del Golgi posti nei tendini;
- L'apparato vestibolare;
- I corpuscoli del Ruffini e quelli del Pacini;

- I dischi di Merkel;
- I Corpuscoli di Meissner.

I FUSI NEROMUSCOLARI:

Sovrintendono il riflesso da stiramento: se un muscolo è improvvisamente allungato, la parte mediana del fuso neuro-muscolare è stirata e ciò provoca l'immediato invio di segnali al midollo spinale. Questi segnali eccitano le cellule nervose motrici che controllano le fibre muscolari scheletriche immediatamente circostanti il fuso. Pertanto, l'improvviso stiramento del muscolo determina una contrazione riflessa che si oppone automaticamente allo stiramento stesso. Questa funzione ha lo scopo di impedire che la lunghezza del muscolo cambi troppo rapidamente.

GLI ORGANI DEL GOLGI:

Sovrintendono il riflesso tendineo, o di stiramento inverso, che rileva l'entità della sua tensione ed invia tale informazione al midollo spinale e da esso al cervello. L'informazione a sua volta è utilizzata nei centri nervosi per regolare con precisione la tensione muscolare in rapporto alle necessità funzionali.

L' APPARATO VESTIBOLARE:

E' ritenuto da molti un propriocettore specialmente in relazione alla postura sia in condizioni statiche che dinamiche. Nella pratica di una azione motoria volontaria o nel mantenimento della stazione eretta, modifica la posizione del corpo rispetto allo spazio, quindi è sensibile ad un evento che accade all'interno del corpo. Se veniamo destabilizzati in modo imprevisto da un movimento del pavimento (evento esterno) l'apparato vestibolare è il primo, in ordine di velocità, ad informare il sistema nervoso centrale e quindi riuscire a correggere questo nuovo assetto quindi lo si può considerare come un endocettore. L'apparato vestibolare si può ritenere un propriocettore in relazione alla postura sia in condizioni statiche che dinamiche e un endocettore per la risoluzione di eventi improvvisi e destabilizzanti.

I CORPUSCOLI DEL RUFFINI E QUELLI DEL PACINI (recettori cinestesici):

Sono situati nelle capsule articolari, ed informano sull'angolo formato dalle articolazioni e sulla velocità con la quale questo si modifica.

I DISCHI DI MERKEL:

sono i più semplici sensori di tatto localizzati nello strato basale dell'epidermide. Sono costituiti da piccole cellule epiteliali situate intorno alle terminazioni nervose e giacciono nel piano parallelo alla superficie della pelle. Costituiscono una struttura semirigida che trasmette le compressioni esercitate sulla pelle alle terminazioni nervose, evocando risposte di notevole intensità e con un adattamento lento.

I CORPUSCOLI DI MEISSNER:

sono collocati nelle cute glabra e rispondono rapidamente a stimoli ben localizzati. Le terminazioni nervose efferenti sono innestate tra i vari strati della struttura. I corpuscoli di Meissner non reagiscono ad una pressione persistente ma solo a variazioni di pressione: quanto più rapidamente varia la pressione, tanto più è intenso il segnale inviato dalla fibra nervosa.

2.6 Il piede come recettore

Definire le capacità sensoriali del piede implica l'analisi dei molteplici stimoli che percepisce. Si può parlare di tre ambienti recettoriali diversi che informano il Sistema Nervoso Centrale (SNC) di tutto ciò che accade a livello del piede: la pelle, i muscoli e le articolazioni.

La pelle, è il primo ambiente di raccolta dei dati, e si ritrovano tre tipi di meccanocettori ad adattamento:

- *lento*: sensibili alla pressione o allo stiramento, (dischi di Merkel, e corpuscoli di Ruffini);

- *intermedio*: adibiti al controllo della velocità di movimento (corpuscoli di Meissner);
- *rapido*: possibilità della rilevazione della velocità di deformazione cutanea, (corpuscoli di Pacini);

Il secondo ambiente di raccolta dati è caratterizzato dai muscoli intrinseci ed estrinseci del piede, grazie a due tipi di meccanocettori:

i fusi neuromuscolari sensibili allo stiramento e *gli organi tendinei del Golgi*, situati in serie, specialmente nella zona di confine tra tendine e muscolo, sensibili alle variazioni di tensione.

Il terzo ambiente è caratterizzato dalle articolazioni.

Un'articolazione sofferente o eccessivamente sollecitata causa un "bloccaggio muscolare" nei muscoli circostanti. Tale resistenza o meglio contrazione muscolare va a creare rigidità articolare dalla quale, poi, dipenderanno: crampi, perdita della mobilità e conseguente deposito artrosico.

CAPITOLO 3

Progettazione

In questo capitolo verrà accennato il principio base da cui si è partiti per la realizzazione del prototipo in quanto ha subito molte modifiche. Ciò di cui in realtà si è tenuto maggiormente conto è l'idea e gli studi antecedenti [8] ad esso.

In ricerca è sempre bene tenere traccia degli studi pregressi che hanno portato al lavoro finale perciò, la maggior parte del capitolo verrà dedicata alla spiegazione dei progetti antecedenti a quello definitivo mettendo in evidenza quali sono stati gli aspetti positivi e i problemi riscontrati.

3.1 Introduzione

Oggigiorno mobilità significa libertà, flessibilità e autonomia per tutti i cittadini, comprese le persone anziane e/o patologiche.

I paesi sviluppati sono infatti caratterizzati da un'alta mobilità che svolge un ruolo molto importante nel promuovere un invecchiamento sano perché, essere mobili può ritardare la disabilità e prevenire la fragilità.

L'invecchiamento è caratterizzato da cambiamenti funzionali sensoriali, neurologici e del sistema muscolo-scheletrico che possono creare disturbi dell'andatura e dell'equilibrio. Questi ultimi due rappresentano proprio i principali fattori di rischio per la caduta.

Tutte le persone di età superiore ai 65 anni sono a rischio di caduta o hanno già vissuto un'esperienza del genere, causando danni fisici, traumi emozionali e una riduzione della mobilità causata proprio dalla paura di cadere nuovamente. Un modo per contrastare ciò, è quello di migliorare le capacità di movimento attivando dei nuovi processi di apprendimento focalizzati ad aumentare e recuperare le attività di vita quotidiana.

3.1.1 Panoramica sul progetto SMILING

Il progetto SMILING nasce con l'obiettivo di ridurre i disturbi legati all'età introducendo delle perturbazioni plantari. In particolare, allentare il modo rigido di camminare e quindi introdurre una maggiore flessibilità nel sistema di controllo motorio per dare maggiore stabilità al soggetto stesso.

Il nuovo approccio è destinato a sfidare il paziente a risolvere nuovi problemi motori in tempo reale inducendo ambienti variabili che necessitano di una risposta attiva e la soluzione dei problemi da parte del soggetto.

Questo progetto multidisciplinare mira a una riorganizzazione del processo di riabilitazione nell'invecchiamento attraverso procedure di formazione e l'impiego di nuove tecnologie.

La soluzione SMILING ha lo scopo di implementare una soluzione sistemica composta da sessioni di formazione utilizzate prevalentemente in palestra o in ambienti domestici per facilitare e migliorare gli schemi motori e, si configura come una scarpa motorizzata azionata da un utente dedicato.

La scarpa è composta da:

- una parte meccanica che modifica l'ambiente durante il cammino;
- una sensoristica miniaturizzata incorporata nella scarpa al fine di identificare le fasi del passo;
- attuatori meccanici;
- una elettronica dedicata per il processamento dei segnali in real time;
- un sistema di comunicazione wireless con il pc;
- altre unità di controllo.

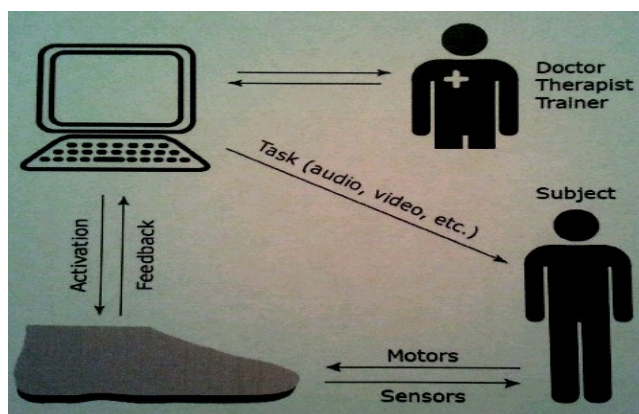


Fig. 3.1 Architettura generale del sistema [8]

Da studi precedenti è risultato che, un'inclinazione non pericolosa ma che allo stesso tempo provoca una perturbazione necessaria a destabilizzare il sistema, risulta essere di $\pm 4,5^\circ$ verso l'alto o verso il basso quindi, il sistema esegue dei cambiamenti caotici di altezza e inclinazione tra suola e tallone nelle diverse direzioni (ad esempio pendenza a sinistra in avanti o diagonalmente) in modo da sottoporre l'individuo a configurazioni diverse e non ripetitive.

Queste alterazioni del “terreno” avvengono nella fase di swing in modo da provocare una perturbazione inaspettata nella fase di stance successiva.

Durante la sessione di allenamento l'utente eseguirà una serie di attività gestite attraverso comandi visuali o audio (ad esempio: cammina per cinque passi in avanti, cammina sul lato destro fino a che non ti chiedo di fermarti,...).

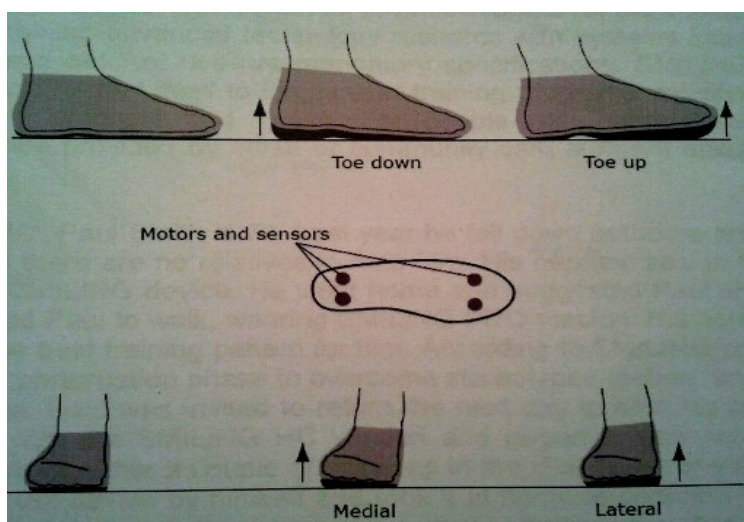


Fig. 3.2 Esempio di perturbazione [8]

Durante la fase di configurazione e personalizzazione del sistema per il singolo soggetto, i dati saranno raccolti dalle scarpe e dai sensori e, trasferiti ad un'unità di controllo esterna per essere analizzati.

L'analisi dei dati include metodi lineari e non lineari per valutare le performance della camminata e la variabilità della risposta dell'utente sottoposto alla stessa perturbazione.

In questo modo, durante il task motorio, l'operatore avrà a disposizione un'analisi dettagliata delle performance in modo da potere impostare le funzioni in base ai dati e quindi, l'operatore sarà in grado di valutare se l'utente ha effettuato un miglioramento oppure no.

Per soddisfare i bisogni di un ampio range di utenti sono stati realizzati due prototipi:

- *Smiling Pro*: prototipo più completo che include un sistema di analisi del passo e viene usato in ambienti clinici e professionali;
- *Smiling Hc (home care)*: prototipo più piccolo e più semplice, supporta solo le funzioni per l'allenamento, utilizza il livello minimo di tecnologia per il controllo delle perturbazioni caotiche della scarpa e viene usato principalmente nelle case di cura.

Il prodotto finale avrà quindi l'obiettivo di:

- sviluppare un prototipo avanzato di un sistema computerizzato indossabile non invasivo in miniatura per perturbazioni meccaniche e caotiche del ciclo del passo, al fine di contrastare e prevenire le tendenze a cadere;
- sviluppare algoritmi di perturbazione adatti a soddisfare le necessità dei singoli individui;
- prolungare in modo significativo la vita indipendente degli individui e aumentare la partecipazione attiva alla vita sociale.



Fig. 3.3 Scarpa SMILING [8]

3.2 Obiettivi del progetto di tesi

Lo scopo del progetto è quello di realizzare un sistema di perturbazione plantare al fine di potenziare quelle che sono le proprietà propriocettive dei soggetti anziani e/o patologici.

Questo sistema è rappresentato semplicemente da un paio di scarpe che, sotto il comando di un software dedicato, sono in grado di spostare del fluido da un cuscinetto

all'altro (contenuti all'interno del fondo delle scarpe) in modo da realizzare perturbazioni del tutto inattese dal soggetto.

Queste perturbazioni rappresentano i possibili tipi di terreno ai quali il soggetto in esame non è più in grado di adattare il proprio cammino. Quindi, sottoponendolo a perturbazioni a cui non sa rispondere correttamente, a lungo andare lo scopo è quello di fare rispondere/reagire il soggetto nel miglior modo possibile.

Nei paragrafi successivi verrà fatta una panoramica generale sui progetti antecedenti a quello definitivo (che verrà spiegato nel dettaglio nel capitolo 4), descrivendo il perché del progetto e le problematiche riscontrate. Nella maggior parte dei casi il costo per la produzione del prototipo o di alcune sue componenti, era troppo elevato perciò si è scelto di modificarlo cercando di limitarne i costi e le dimensioni.

3.3 Progettazione

Il sistema sviluppato è costituito da una scarpa che è in grado di provocare delle perturbazioni (16° orizzontali nel piano frontale = 18,44 mm di altezza nel piede nella parte mediale/laterale) che non mettono a rischio di caduta il soggetto che la indossa.

Uno dei requisiti fondamentali, a differenza del progetto SMILING che utilizza un sistema di attuatori meccanici, è di progettare una scarpa indossabile, poco ingombrante e soprattutto che non sia eccessivamente pesante.

Una volta stabiliti gli obiettivi e l'utente finale si è fatta un'analisi dimensionale del piede. Per prima cosa si sono fatte delle ipotesi generali per il calcolo dell'area plantare:

- forma rettangolare (l'altezza è data dalla massima lunghezza del piede e la base dalla massima larghezza del piede) ;
- range di misure dal 38 al 44 (ottenendo così un range di aree che va da 250 cm² (misura piede 38) a 290 cm² (misura piede 44)).

Avendo esaminato dalla letteratura quali sono le aree della pianta del piede soggette a maggiori pressioni, si è ipotizzato un sistema costituito da 4 cuscinetti gonfiabili disposti in questa maniera:

- uno nella parte mediale del tallone (4);

- uno nella parte laterale del tallone (1);
- uno tra il 3° e 5° metatarso (2);
- uno nella parte sottostante il 1° metatarso (3).

Valori dinamici medi dei picchi di pressione plantare	
Posizione rilevata	Pressione [KPa]
Tallone laterale (1)	356
Tallone mediale (4)	368
3°-5° metatarso (2)	401
1° metatarso (3)	419

Tabella 3.1: Valori dinamici medi dei picchi di pressione plantare



Fig. 3.4 Posizione dei cuscinetti nella scarpa destra

3.3.1 Progetto 1

La prima idea che si è cercato di realizzare è stata quella di utilizzare dei cuscinetti gonfiabili, fatti con del rivestimento in elastomero rinforzato della “Musthane”, e inseriti all'interno del fondo della scarpa.

In particolare, tenendo presente il range di aree calcolate precedentemente, questi cuscinetti avrebbero avuto le seguenti caratteristiche:

- forma rettangolare: larghezza 40 mm e lunghezza 64 mm;
- area: 25,6 cm² ;
- volume da gonfio: 51,2 cm³ (ipotizzando un'altezza da gonfio di 2 cm);

- spessore cuscinetto: 20 mm;
- attacco valvola per l'aria laterale in acciaio INOX (compatibile con l'aria e acqua).



Fig. 3.5 Cuscinetti gonfiabili: sgonfi (figura a sinistra) e gonfi (figura a destra) [11]

Ogni cuscinetto poteva essere gonfiato con dell'aria contenuta all'interno di una bombola attraverso una serie di tubi ed elettrovalvole.

Per il calcolo della pressione massima a cui sarebbe stato sottoposto il cuscinetto, si è ipotizzato un range di peso del soggetto che andasse dai 40 Kg ai 100 Kg, risultando così che se tutto il peso fosse ricaduto su un solo cuscinetto, la pressione sarebbe variata da 1.53 bar a 3.82 bar, a cui sarebbe stato da aggiungere 1 bar dovuto alla pressione atmosferica.

Quindi, nell'ipotesi peggiore in cui tutto il peso fosse ricaduto su un solo cuscinetto, esso sarebbe stato soggetto a una pressione di 5 bar circa (corrispondenti a 500 Kpa).

Lo schema generale del circuito consiste in:

- 4 cuscinetti;
- una bombola d'aria compressa;
- un riduttore di pressione;
- 8 elettrovalvole a due vie : 4 per garantire un flusso in entrata dalla bombola verso i cuscinetti e 4 per garantire lo svuotamento di essi verso l'esterno;
- tubi di PVC a con diametro interno 5 mm;
- vari raccordi a T;
- 4 sensori di pressione.

Basandosi sulle specifiche del progetto SMILING si è considerato di lavorare nella fase

di swing (fase di volo).

Ipotizzando un passo della durata di 1 secondo e tenendo presente che lo swing occupa circa il 40% del passo, si è ritenuto opportuno rientrare nei 200 ms per il gonfiaggio/svuotamento dei cuscinetti.

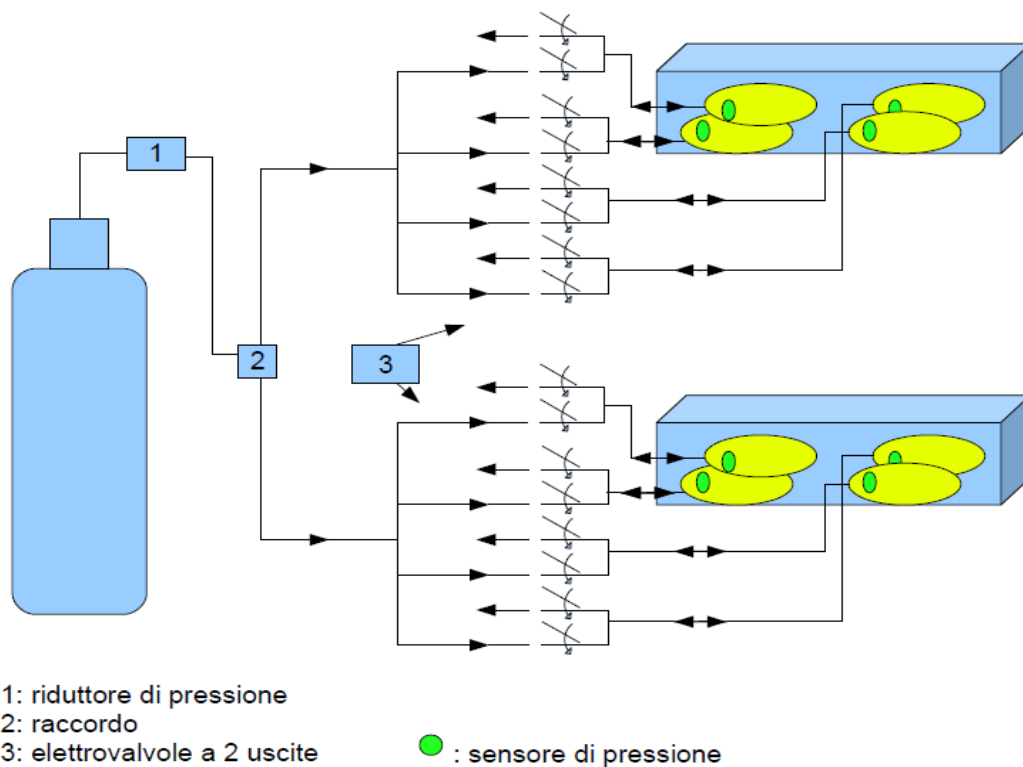


Fig. 3.6 Schema generale del progetto 1 (ipotizzando un paio di scarpe)

PROBLEMATICHE RISCONTRATE IN FASE DI PORGETTAZIONE:

- Uno dei problemi principali di questo progetto era che si lavorava con l'aria che è un fluido comprimibile e che quindi, nella fase di appoggio avrebbe potuto creare dei problemi ossia, una volta schiacciati, avrebbero potuto non procurare la perturbazione di nostro interesse.
- Un altro aspetto negativo relativo all'aria era rappresentato dalla bombola che, in soggetti anziani o patologici con disturbi di deambulazione rappresenta un fattore di rischio per la caduta in quanto ha un peso da non sottovalutare.
- Date le dimensioni minime imposte dalla casa produttrice dei cuscinetti (larghezza 4 cm, lunghezza 4 cm), la scarpa avrebbe assunto sicuramente delle

dimensioni più grandi rispetto ad una scarpa da tennis normale;

- Sicuramente, un altro fattore che ha fatto modificare il progetto è stato il costo eccessivo dei cuscinetti e i tempi di consegna troppo lunghi (42 gg dall'ordine).

3.3.2 Progetto 2

Accantonato il “progetto 1” si è scelto un altro tipo di fluido: l'acqua, che è un fluido incomprimibile.

Utilizzando i cuscinetti citati al paragrafo precedente si sono apportate delle modifiche al circuito, andando ad utilizzare le seguenti componenti:

- 4 cuscinetti;
- 4 elettrovalvole a tre vie
- pompa per l'acqua;
- tubi di PVC con diametro interno 5 mm;
- vari tipi di raccordi ;
- sensori di pressione;
- elettronica di controllo;
- batteria;
- sensori di cinematica.

Come si può vedere dalla fig. 3.7 tutto ciò che non sono i cuscinetti, è stato inserito all'interno di uno zaino da portare a spalla in modo da evitare possibili intralci (dovuti al numero eccessivo di tubi e cavi) durante il cammino.

In questo caso si è assunto che ogni cuscinetto doveva avere una variazione di volume di 50 cm³ in circa 100 ms. Utilizzando le legge di Poiseuille sulla conduzione idraulica per calcolare la pressione all'interno dei tubi:

$$P=Q * R \quad (1)$$

dove: $R=8\mu L / \pi r^4 \quad (2)$

$$Q=V / t \quad (3)$$

essendo: $L=$ lunghezza del tubo [m] (hp: 20 cm = 0,2 m);

r = raggio interno del tubo [m] (hp: 2,5 mm = 0,0025 m);

μ = viscosità dell'acqua a 20° C = 0,001 Ns/m²;

V = volume d'acqua da spostare [m³] (hp: 50 cm³ = 0.00005 m³);

t = tempo a disposizione per il riempimento/svuotamento (hp: 100 ms);

si è ottenuto che: $R = 13e6$ Ns/m⁵

$Q = 5e-4$ m³/s

e quindi: $P = 6500$ Pa < 0.1 atm.

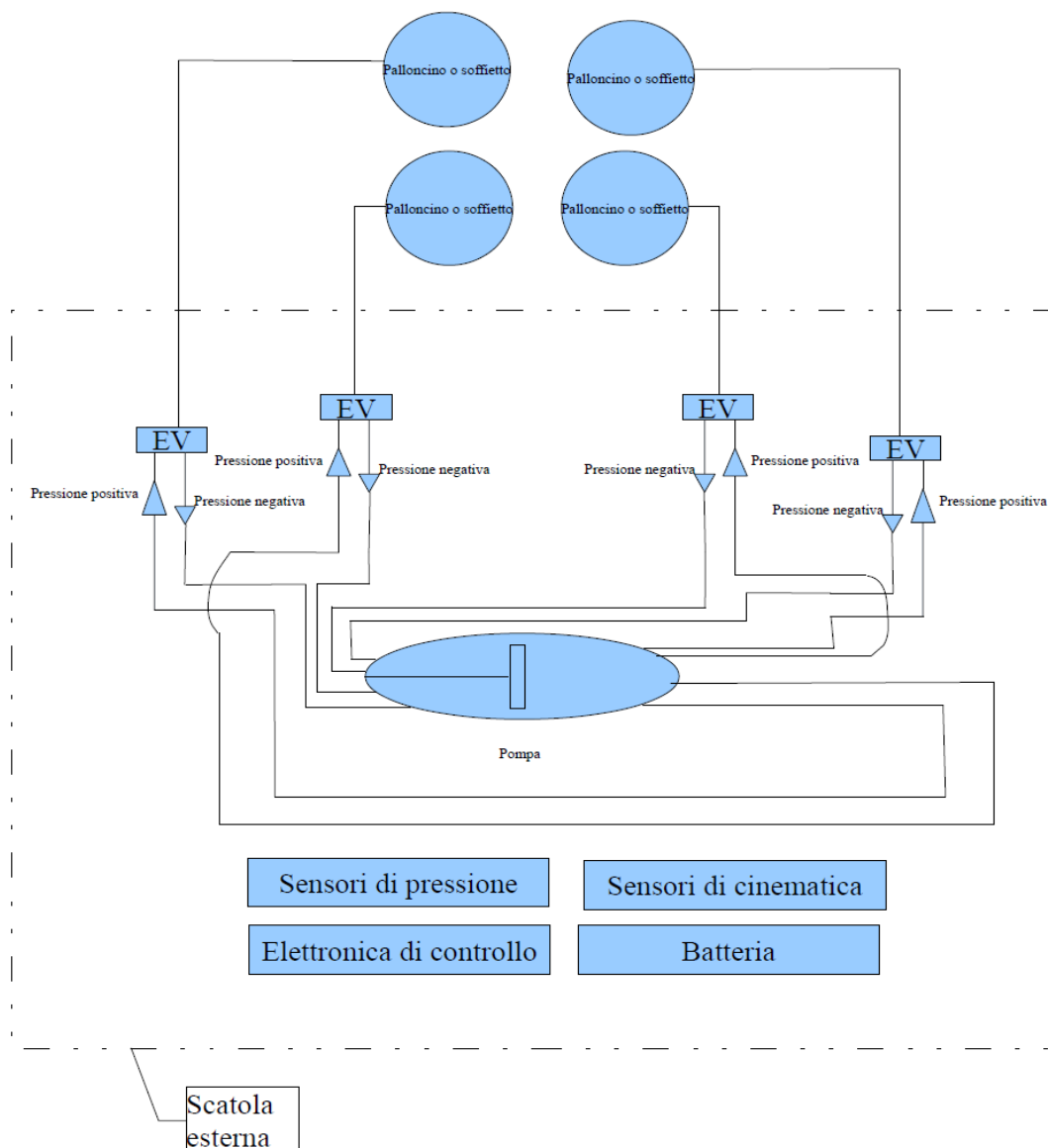


Fig. 3.7 Schema generale del progetto 2

PROBLEMATICHE RISCONTRATE IN FASE DI PORGETTAZIONE:

- Un grosso problema era rappresentato dalla pompa che doveva essere in grado di fornire una portata, nel caso peggiore che tutti e 4 i cuscinetti devono essere gonfiati, di $20 \times 10^{-4} \text{ m}^3/\text{s}$ in 100 ms. Ovviamente questo problema era dato, non tanto dalla difficoltà di trovare una pompa con prestazioni simili, quanto dalle dimensioni e il peso eccessivo di essa.
- Un altro problema era che il tempo necessario a fare spostare l'acqua da/verso i cuscinetti sommato al tempo di apertura/chiusura delle elettrovalvole superava i 100 ms.
- Inoltre sono sempre da considerare i problemi di costo della pompa e dei cuscinetti e i relativi tempi di consegna.

3.3.3 Progetto 2 bis

Una variante del progetto 2 è stata quella di sostituire la pompa con delle micro elettropompe da inserire direttamente all'interno della scarpa.

Questa ipotesi però non ha avuto sviluppo perchè:

- difficoltà di reperire micro elettropompe di così piccole dimensioni e in grado di avere portate di $5 \times 10^{-4} \text{ m}^3/\text{s}$;
- il costo delle micro elettropompe era elevatissimo;
- come si può vedere dalla fig.3.8, il numero di componenti da inserire all'interno del fondo della scarpa sarebbe stato eccessivo;
- costi e tempi di consegna eccessivi dei cuscinetti.

Le soluzioni proposte per la realizzazione di questa scarpa sono state principalmente tre:

- 1) la prima prevedeva di aumentare la larghezza della scarpa in maniera non ragionevole;
- 2) la seconda prevedeva di aumentare l'altezza del fondo in modo da posizionare i cuscinetti sopra le elettrovalvole. In questo caso la scarpa avrebbe avuto le sembianze di un modello tipo zeppa che per le donne poteva anche andare ben

ma per gli uomini sicuramente no.

- 3) l'ultima ipotesi è stata quella di allocare le micro elettropompe fuori dalla scarpa (questa idea verrà presa in considerazione nel progetto finale)

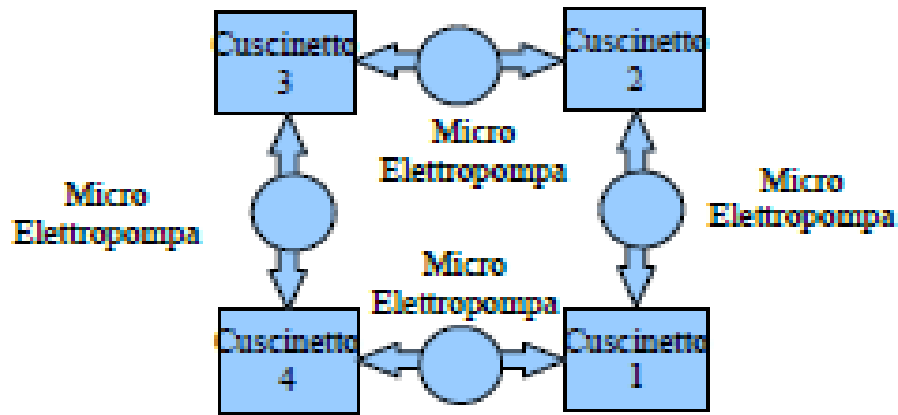


Fig 3.8 Schema circuitale del progetto 2 bis

3.3.4 Progetto 3

Un'idea che purtroppo non ha visto la luce è stata quella di realizzare un fondo fatto principalmente di due materiali:

- il primo strato, quello a contatto con il terreno costituito da gomma para in modo da mantenere salda la struttura della scarpa durante il cammino e allo stesso tempo garantire l'impermeabilità;
- il secondo costituito da uno strato di gomma siliconica che, posto sopra a 4 camere scavate all'interno della para e sulla para rimanente, andava a costituire la "membrana" mobile, ossia quella che dava la perturbazione.



- Strato di gomma siliconica
- Strato di gomma para
- Cavità scavate all'interno della gomma para

Fig.3.9 Profilo laterale di un fondo di scarpa

Ogni camera era collegata a delle micro elettropompe, come nel caso precedente, con la differenza che qui, le dimensioni delle 4 camere potevano essere decise da noi in base alla dimensione della scarpa da realizzare.

Anche qui si sono riscontrati vari problemi:

- Costo per la progettazione e realizzazione della mascherina metallica per la produzione dei fondi eccessivo;
- Tempi di lavorazione del fondo lunghi;
- Una volta fatta la mascherina di una certa dimensione la produzione dei fondi sarebbe stata solo per quel numero di scarpa quindi, per avere altri numeri si sarebbero dovute realizzare altre mascherine.
- Difficoltà di ricerca dei materiali idonei;
- Se gonfiati eccessivamente, nella fase di appoggio c'era il pericolo che la saldatura fatta tra para e silicone saltasse via, facendo fuoriuscire l'acqua.
- Costi elevati delle micro elettropompe.

3.3.5 Progetto 4

Dopo svariati progetti, si è arrivati a questo ultimo progetto che è stato, se si può definire così, il pioniere del progetto finale.

Partendo sempre dalle considerazioni fatte precedentemente al paragrafo 3.3 e al 3.3.2 si sono sviluppati dei prototipi di cuscinetti mediante l'utilizzo del Teflon rigido, anelli di acciaio inox e fogli di gomma siliconica rinforzati con delle fibre di cotone puro.

Dalla fig. 3.10 è possibile vedere come è fatta la struttura di un singolo cuscinetto:

- La componente rigida da appoggiare al fondo della scarpa ha una forma ovale, è fatta di Teflon e ha le seguenti dimensioni:
 - raggio minore interno = 1,75 cm;
 - raggio maggiore interno = 2,25 cm;
 - spessore = 0,5 cm;
 - altezza interna = 1,5 cm.

Le dimensioni sono state scelte in modo tale che all'interno di una scarpa ci potessero stare tutti e 4 i cuscinetti senza problemi come nella fig. 3.4 e l'altezza

totale (2 cm) è stata decisa così perchè si necessitava di uno spazio sufficientemente alto per l'inserimento del raccordo per il tubo in PVC;

- L'anello ovale di acciaio inox ha il raggio interno, raggio esterno e spessore delle stesse dimensioni dalla componente sopra citata, mentre l'altezza è di 0,3 cm. Lo scopo del suo utilizzo è quello di bloccare il foglio siliconico tra la componente rigida di teflon e l'anello d'acciaio;
- Il foglio siliconico rinforzato con delle fibre di cotone non è altro che un semplice guanto da cucina il quale ha la capacità di gonfiarsi se riempito d'acqua e ritornare alla configurazione iniziale una volta sgonfio. L'altezza massima che il guanto può raggiungere una volta gonfio è di 2 cm che più o meno è l'altezza della perturbazione desiderata.

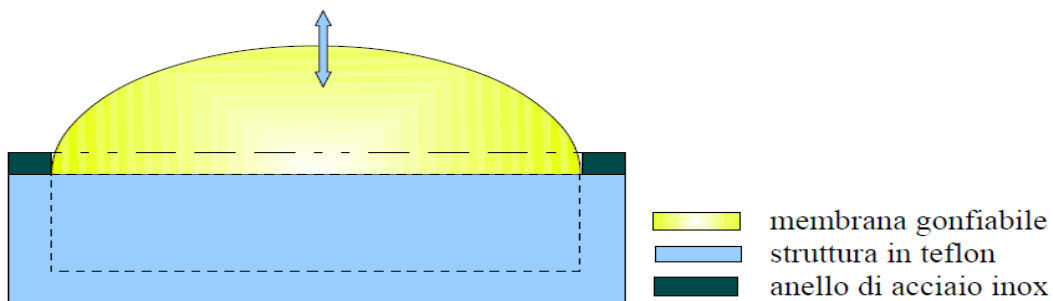


Fig. 3.10 Rappresentazione schematica del cuscinetto

Ogni cuscinetto è collegato attraverso un tubo di PVC, di diametro interno di 5 mm e lungo 20 cm, ad una siringa che funge da pompa, alla quale è attaccato un motorino rotoidale che, attraverso un sistema di viti e madreviti trasforma il moto rotoidale in lineare e lo trasmette al pistone della siringa.

Qui di seguito sono riportati i calcoli per determinare le caratteristiche dei motorini elettrici:

1) DATI SIRINGA:

- $d = \text{diametro interno} = 3,5 \text{ cm};$
- $r = \text{raggio interno} = 1,75 \text{ cm};$
- $A = \text{area dalla sezione} = \pi r^2 = \pi d^2/4 = 9,62 \text{ cm}^2;$
- $V_s = \text{velocità del flusso nella siringa senza considerare l'ugello} = Q/A = 5,714 \text{ cm/s};$

Ipotizzando l'ugello della siringa di sezione circolare e non conica si ottiene :

- ds = diametro interno della parte terminale dell'ugello = 0,4 cm;
- A_{si} = area della sezione della parte iniziale dell'ugello = $\pi/4 \cdot ds^2 = 75,14 \text{ mm}^2$;
- A_{st} = area della sezione della parte terminale dell'ugello = $\pi/4 \cdot ds^2 = 12,56 \text{ mm}^2$;
- K_o = coefficiente di resistenza del flusso = $\frac{1}{2} \cdot (1 - A_{st}/A_{si})^{3/4} = 0,436$;
- t = tempo a disposizione per il passaggio del fluido = 0,3 s;
- Q = portata = $V_c/t = 54,950 \text{ cm}^3/\text{s}$;
- v_s = velocità del flusso in uscita dall'ugello = $Q/A_{st} = 437,5 \text{ cm/s}$;
- DP = caduta di pressione = $\frac{1}{2} \rho v_s^2 K_o = 0,04172 \text{ bar}$.

2) DATI TUBI IN TEFLON:

- L = lunghezza = 30 cm = 0,3 m;
- D = diametro interno = 5 mm = 0,005 m;
- R = resistenza interna del tubo = $8\mu\text{L}/\pi r^4 = 19,57e6 \text{ Ns/m}^5$.

3) DATI CUSCINETTO ELISSOIDALE:

- r_i = raggio minore interno = 1,75 cm;
- R_i = raggio maggiore interno = 3 cm;
- r_e = raggio minore esterno = 2,25 cm;
- R_e = raggio maggiore esterno = 3,5 cm;
- h = altezza massima della membrana gonfia = 2 cm;
- A_{ci} = area cuscinetto interna = $\pi r_i R_i = 16,50 \text{ cm}^2$;
- V_c = volume cuscinetto (calcolato come se fosse un paraboloide) = $\pi r_i R_i h / 2 = 16,49 \text{ cm}^3$;

4) CARATTERISTICHE DEL MOTORINO ELETTRICO:

Essendo: $R = 19,57e6 \text{ Ns/m}^5$;
 $Q = 0,00005495 \text{ m}^3/\text{s}$;
 $V_s = 0,057 \text{ m/s}$;
 $A = 0,000962 \text{ m}^2$;

risulta che il motorino, per vincere la resistenza lungo i tubi, deve avere una potenza pari a :

$$P = \text{potenza} = V_s A Q R \quad (4)$$

$$P = 0,059 \text{ Watt.}$$

Dato che $DP = 0,04172$ bar, per calcolare la resistenza dovuta alla presenza dell'ugello, si è utilizzata la formula:

$$R_{\text{ugello}} = v_s * A_s * DP \quad (4)$$

ottenendo così che la Potenza è uguale a $0,229 \text{ Watt}$ che, sommata alla potenza per vincere la resistenza del tubo da come risultato:

$$\text{Potenza totale del motorino} = 0,288 \text{ Watt.}$$

Per la scelta dei motorini si è supposto di voler spostare $16,5 \text{ cm}^3$ d'acqua in $0,3 \text{ s}$ imponendo così una portata di $55 \text{ cm}^3/\text{s}$.

Ipotizzando di avere un passo della vite di $0,5 \text{ mm}$ e avendo calcolato che lo spostamento del pistone della siringa necessario per muovere $16,5 \text{ cm}^3$ è pari a:

$$H = V_c / A = 1,72 \text{ cm} \quad , \text{ otteniamo che il numero di giri della vite sono:}$$

$$N = H / \text{passo} = 34,4 \text{ che corrisponde a } N / 0,3 = 114,67 \text{ giri/s} = 6880,2 \text{ giri/min.}$$

Considerando un fattore di sicurezza pari a 2, si ottiene che il motorino doveva essere in grado di erogare $13760,4$ giri/min.

PROBLEMATICHE RISCONTRATE IN FASE DI PORGETTAZIONE:

- per aumentare la tenuta della membrana siliconica, si è dovuto forare l'anello d'acciaio/membrana/teflon in 12 punti con delle viti di spessore di 2 mm e fermarle da entrambi i lati con dei dadini;
- le siringhe (dette schizzettoni perchè hanno una capienza maggiore uguale di 100 ml) se caricate con un peso maggiore o uguale a 12 kg sul lato del pistone per controllare il carico massimo, non tengono, ossia, il pistone esce dalla siringa;

- difficoltà di reperire motorini con prestazioni simili.



Fig. 3.11 Materiali utilizzati per la realizzazione dei cuscinetti: Teflon (a sinistra), Acciaio Inox (al centro), Lattice con fibre di cotone (a destra)

3.3.6 Progetto 4 bis

Una modifica fatta al progetto 4, che poi è stata fondamentale per lo sviluppo del prototipo finale, è stata quella di non considerare più la fase di swing come intervallo di tempo di lavoro ma quella di stance in modo tale da sfruttare la pressione esercitata dal piede sui cuscinetti per far spostare il fluido da un cuscinetto all'altro.

La descrizione di questo circuito viene rimandata al capitolo successivo in quanto è uguale al circuito del progetto finale.

L'unico motivo per cui questo prototipo non è stato sviluppato è perché la lavorazione di questi cuscinetti descritti al paragrafo precedente richiedeva troppo tempo e inoltre richiedeva un alto livello di precisione perciò, come verrà spiegato al capitolo successivo, verranno sostituiti con dei tubi in silicone.

CAPITOLO 4

Realizzazione del prototipo

In questo capitolo sarà fatta dapprima una panoramica generale su tutto ciò che è stato utile per la realizzazione del prototipo in modo da poter mettere in evidenza quali sono state le caratteristiche che hanno portato alla loro scelta rispetto ad altri prodotti.

In seguito saranno mostrati nel dettaglio i calcoli per il dimensionamento degli oggetti delle varie componenti e più nel dettaglio sarà fatta una descrizione approfondita sulla realizzazione sia della parte hardware sia della parte software.

4.1 Panoramica sui materiali e strumentazioni utilizzati

Data la vasta gamma di materiali e strumentazioni utilizzati è bene fare una breve panoramica sulle loro caratteristiche, dove vengono utilizzati e il motivo del loro impiego.

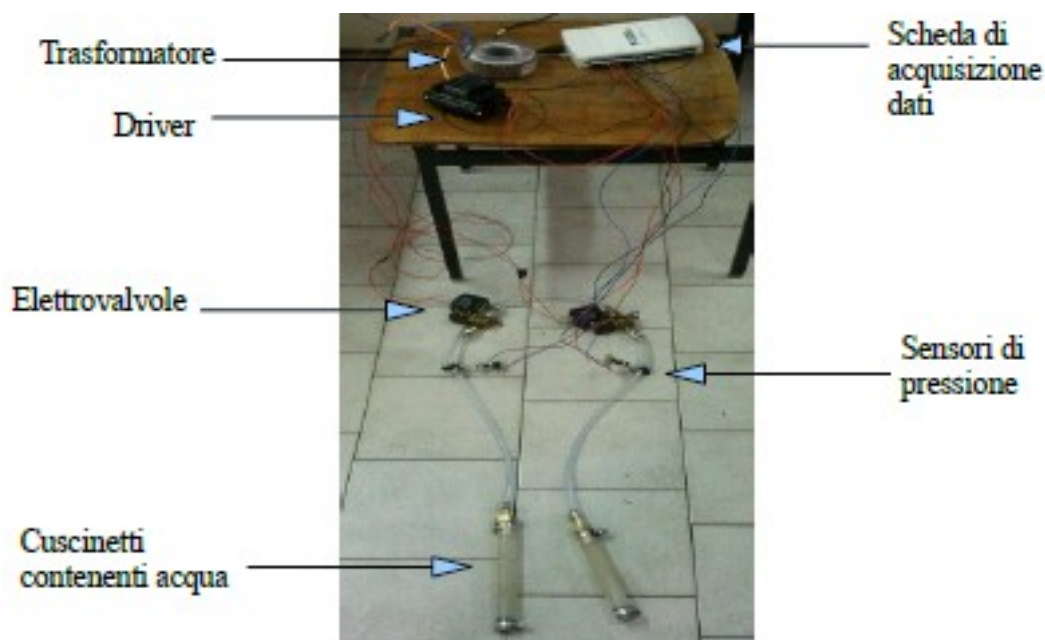


Fig. 4.1 Materiali e strumentazioni utilizzati

4.1.1 Acqua

Dopo aver esaminato le caratteristiche di diversi fluidi (aria, oli, ecc...), come visto nei progetti precedenti, l'acqua è sembrata la componente più adatta.

È l'elemento principale del progetto ed è la componente che determina l'entità della perturbazione all'interno dei cuscinetti.

Alcune sue proprietà principali:

- *Fluidità*: un liquido che in assenza di forze esterne tra cui quella di gravità ha una forma sferica. A causa della limitata forza di coesione fra le molecole si dice che “non hanno forma propria”;
- *temperatura*: alla pressione atmosferica (1 atm) l'acqua bolle alla temperatura di 100°C ;
- *incolore*: grazie a questa caratteristica è stato possibile controllare la presenza di bolle d'aria e/o particelle indesiderate all'interno del circuito.

I motivi per cui si è scelto di lavorare con l'acqua sono:

- a differenza dell'aria (come visto nel progetto 1), il fenomeno della “frustata” sulle gambe dovuta alla elevata pressione all'interno dei tubi in pvc non è presente;
- il tubo di silicone riempito d'acqua, se sottoposto alla pressione plantare, mantiene la sua forma, producendo così la perturbazione desiderata;
- trasparenza.

4.1.2 Gomma siliconica

I siliconi sono polimeri inorganici basati su una catena silicio-ossigeno e gruppi funzionali organici (R) legati agli atomi di silicio.

In particolare, le gomme siliconiche sono masse polimeriche formulate che, con

l'aggiunta di un opportuno catalizzatore o agente di vulcanizzazione, possono essere vulcanizzate sia ad alta temperatura che a temperatura ambiente per ottenere oggetti di forma definita, con tutte le caratteristiche di una gomma.



Fig.4.2 Tubo in silicone

Le gomme silconiche hanno delle caratteristiche interessanti:

- resistenti alle basse e alte temperature;
- resistenti agli agenti atmosferici;
- resistenti agli oli e agenti chimici;
- resistenti ad acqua e vapore;
- ottimi isolanti elettrici;
- resistenti all'ossidazione;
- ottimi antiaderenti;
- elastici;
- resistenti all'invecchiamento.

Questa gomma, sotto forma di tubo, è stata impiegata per la realizzazione dei cuscinetti ed in particolare, la scelta è ricaduta su questo tipo di materiale perchè:

- quando all'interno del tubo la pressione dell'acqua aumenta, il tubo aumenta leggermente di diametro (diminuendo lo spessore) senza rompersi e, una volta appoggiatoci sopra il piede, la deformazione è molto piccola, quindi, il soggetto riesce a sentire bene la perturbazione;
- quando all'interno del tubo non c'è acqua, una volta appoggiatoci sopra il piede, lo spessore totale del tubo è minimo e quindi il soggetto non sente nessun tipo di perturbazione.
- Ha un costo ragionevole e lo si può tagliare in varie misure in base alle necessità con delle semplici forbici.

4.1.3 Tubi in PVC

Rispetto ai silicone il PVC è una gomma più rigida, quindi più resistente alle alte pressioni. Inoltre, se per qualche motivo il tubo si dovesse piegare durante il cammino, con difficoltà esso ostruirebbe il flusso.

La sua versatilità applicativa è dovuta alla possibilità di essere miscelato anche in proporzioni elevate a composti inorganici e a prodotti plastificanti che lo rendono flessibile e modellabile. Viene considerato stabile e sicuro nelle applicazioni tecnologiche a temperatura ambiente, ma estremamente pericoloso se bruciato o scaldato ad elevate temperature.



Fig. 4.3 Tubo in pvc

Questo tipo di tubo è stato impiegato per la realizzazione delle connessioni tra i cuscinetti in silicone e le elettrovalvole e, attraverso ad un connettore a T tra lo stesso tubo e il sensore di pressione.

4.1.4 Elettrovalvole a due vie

Inizialmente, la scelta dell'elettrovalvola da utilizzare era più orientata su un'elettrovalvola di tipo pinza tubo che controlla l'erogazione e l'intercettazione del fluido senza produrre turbolenze né avere spazi morti dove il fluido stesso può ristagnare. L'azione di apertura o chiusura viene effettuata da un organo di pinzaggio che, azionato da un elettromagnete, schiaccia o rilascia un tubo morbido. Il tubo è il solo

materiale a contatto con il fluido stesso.

Le motivazioni principali che hanno fatto sì di cambiare tipo di elettrovalvola sono:

- tempi di apertura e chiusura dell'ordine dei 50 ms che sono eccessivi, specialmente se si va a considerare la fase tra l'appoggio del tallone e l'appoggio dell'avampiede che è dell'ordine di 200 ms massimo;
- Forza di pinzaggio molto bassa rispetto alle necessità richieste nel progetto. La forza di pinzaggio massima trovata è dell'ordine di 1,8 bar mentre, in questa applicazione, serve una elettrovalvola con forza di pinzaggio minima pari a 5 bar.

Una volta identificati i limiti di queste elettrovalvole si è optato per delle elettrovalvole a separazione totale.

L'elettrovalvola utilizzata è la “D144 V4 Z530A FPM 2/2 NC ad azione diretta-separazione totale” della “Sirai” che è stata inserita nel circuito di collegamento tra un cuscinetto e il successivo. La funzione principale è quella di interrompere/aprire il flusso tra i due cuscinetti in base al comando inviato dal software.



Fig. 4.4 Elettrovalvola D144 V4 Z530A FPM 2/2 NC ad azione diretta-separazione totale[13]

La caratteristica peculiare è la separazione totale tra il fluido controllato ed alcuni componenti interni della valvola e dell'attuatore elettromagnetico .

Il movimento di apertura e chiusura è determinato dall'elettromagnete che agisce mediante una leva che penetra nella valvola attraverso una guaina protettiva in elastomero e ha la funzione di otturatore.

Questo tipo di modello è ad azione diretta e la viscosità massima ammissibile è 5°E (37 cStokes o mm²/s).

Nella vasta gamma di elettrovalvole la scelta è ricaduta su questa per le sue caratteristiche tecniche (in particolare per i tempi di chiusura/apertura e il peso non eccessivo):

- Tempo di apertura: 25 ms;
- Tempo di chiusura: 25 ms;
- Temperatura del fluido. -10°C +100°C;
- Tensione c.a.: 24V/50Hz;
- Attacchi: G ¼;
- Diametro interno: 5,5 mm;
- Pressione differenziale: 4,5 bar;
- Peso: 0,255 Kg.

Durante i test di prova si è riscontrato un problema di notevole rilevanza:

l'unidirezionalità, che doveva essere garantita, viene a mancare se la pressione a valle dell'elettrovalvola è maggiore della pressione a monte. In questo caso il fluido riesce a passare nel verso opposto a quello di funzionamento anche se l'elettrovalvola è chiusa (fig.4.5).

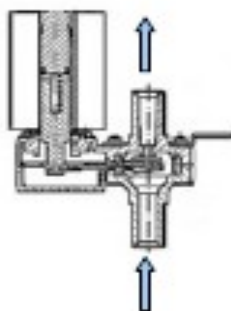


Fig.4.5 Corretto funzionamento dell'elettrovalvola

4.1.5 Sensori di pressione

Il sensore di pressione è stato posizionato a valle del cuscinetto e il più possibile vicino ad esso in modo da rilevare la pressione corretta. In particolare è stato posizionato lungo il tubo in PV in uscita dal cuscinetto attraverso un raccordo a T di plastica.

Per la scelta del sensore di pressione ha giocato un ruolo fondamentale l'ingombro, il peso, il fatto che doveva essere di tipo differenziale (cioè, stima la pressione in rapporto alla pressione atmosferica) e i tempi di risposta.



Fig. 4.6 Sensore di pressione 40PC150G1A [12]

La scelta è stata di prendere un sensore di pressione della “Honeywell”, in particolare il “40PC150G1A” che ha le seguenti caratteristiche:

- Range di pressioni: 0-150 psi (0-10 bar);
- Temperatura di utilizzo: -45°C +125°C;
- Tecnologia piezoresistiva;
- 6 Pin (di cui noi ne useremo solamente 3);
- Porta disegnata per l'utilizzo di O-ring;
- Accuratezza: 0,2%;
- Voltaggio: 5 VDC+/- 0,25;
- Corrente: 10 mA max;
- Fondo scala: 10 atm;
- Preamplificato.

L'uscita fornita dal sensore è in Volt; per sapere a quante atmosfere corrisponde bisogna

applicare questa conversione: $0,5 \text{ Volt} = 1 \text{ atm}$.

4.1.6 Trasformatore

Il trasformatore toroidale ha una struttura aperta di alta qualità con avvolgimento primario singolo da 230 V c.a. e 50 / 60 Hz (cavi marrone e blu), due avvolgimenti secondari gemelli che possono essere collegati in serie o in parallelo, oppure usati singolarmente:

- il nero e il rosso: 25V-60 VA;
- il giallo e l'arancione: 25V-60 VA.



Fig. 4.7 Trasformatore toroidale 120VA 2x25V [14]

Ha piccole dimensioni e peso ridotto rispetto ai tradizionali modelli a lamierini laminati impilati, un livello estremamente basso del campo magnetico irradiato, rumore indotto quasi inesistente (ronzio), perdita di ferro estremamente bassa, conduttori del primario a doppio isolamento.

Ulteriori caratteristiche sono descritte nella tabella seguente:

Altezza	48 mm
Corrente del secondario	2,4 A
Diametro	96 mm
Dimensioni	96 Dia x 48 mm
Frequenza operativa massima	60 Hz
Frequenza operativa minima	50 Hz
Numero di uscite	2

Peso	1,37 Kg
Potenza nominale	120 VA
Tensione del primario	230 V
Tensione del secondario	25 V
Tipo di terminazione	Conduttore in rame

Tab. 4.1 Specifiche tecniche del trasformatore

Il trasformatore viene posto in collegamento con:

- la 220 V attraverso i primari (blu e marrone);
- l'elettrovalvola attraverso un secondario (ad esempio il nero);
- il driver attraverso un secondario (ad esempio il rosso).

Grazie ad esso riusciamo a passare da 220 V c.a. con un valore basso di corrente a 12 V con un valore alto di corrente mantenendo la stessa potenza.

4.1.7 Driver (Relè a stato solido)

Gruppo SSR per montaggio su guida DIN a quattro canali da 54 mm, funzione SPST-NA, morsetti a vite di tipo a gabbia per agevolare il collegamento, montaggio su guida DIN standard da 35 mm, comprende un indicatore LED di stato.



Fig. 4.8 Relè a Stato solido DIN 5A 280 Vca [15]

Nella tabella seguente vengono elencate le ulteriori caratteristiche e, nella fig. 3.14 verrà

mostrata lo schema elettrico del singolo driver.

Altezza	62,2 mm
Corrente di carico massima	5 A rms
Corrente di dispersione	0,1 mA
Corrente minima di carico	0,06 A rms
Lunghezza	89,6 mm
Profondità	53,7 mm
Tempo massimo di attivazione	½ ciclo
Tensione di carico massima	280 V
Tensione di controllo massima	15 V
Tensione minima di carico	12 V c.a.
Tensione minima di controllo	3 V c.c.
Tipo di montaggio	A guida DIN
Tipo di switching	Tensione zero

Tab. 4.2 Specifiche tecniche del driver

Il driver viene messo in comunicazione con:

- il trasformatore tramite la porta 1;
- l'elettrovalvola tramite la porta 2;
- il sistema di controllo (scheda d'acquisizione) tramite le porte 3 e 4.

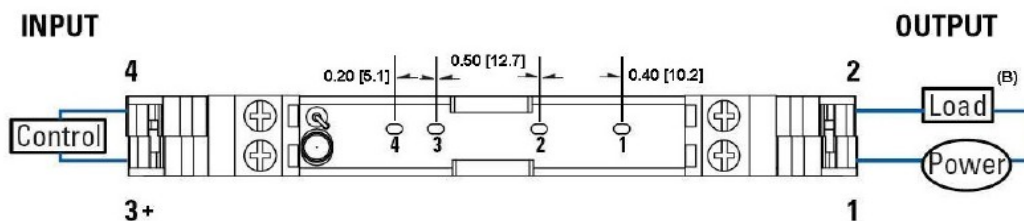


Fig. 4.9 Schema elettrico del driver [15]

Quando i led sono accesi vuol dire che le elettrovalvole sono aperte mentre se sono spenti vuol dire che sono chiuse.

4.2 Fase di realizzazione

Prima di procedere alla realizzazione del prototipo e del relativo software si è fatta, come già visto al paragrafo 3.3, un'analisi dimensionale della pianta del piede.

Basandosi su due suole di infradito, numero 38 e 44 e, ipotizzandola pianta del piede come un rettangolo per il calcolo dell'area utile, si è ottenuta un'area che varia tra 250 cm² (misura 38) e 290 cm² (misura 44).

Tenendo presente che la perturbazione di interesse è di 1.8 cm di altezza, il dimensionamento e il posizionamento dei cuscinetti è stato fatto in relazione a questo valore.

Per facilitare la comprensione del processo di produzione del prototipo verranno distinte le realizzazioni delle componenti hardware e software.

4.2.1 Realizzazione della componente hardware

Come prima idea, il fondo della scarpa doveva contenere 4 cuscinetti disposti come visto in figura 3.4 in modo da poter disporre ogni elettrovalvola tra due cuscinetti, come mostrato in figura 4.10, così da formare un circuito chiuso circolare.

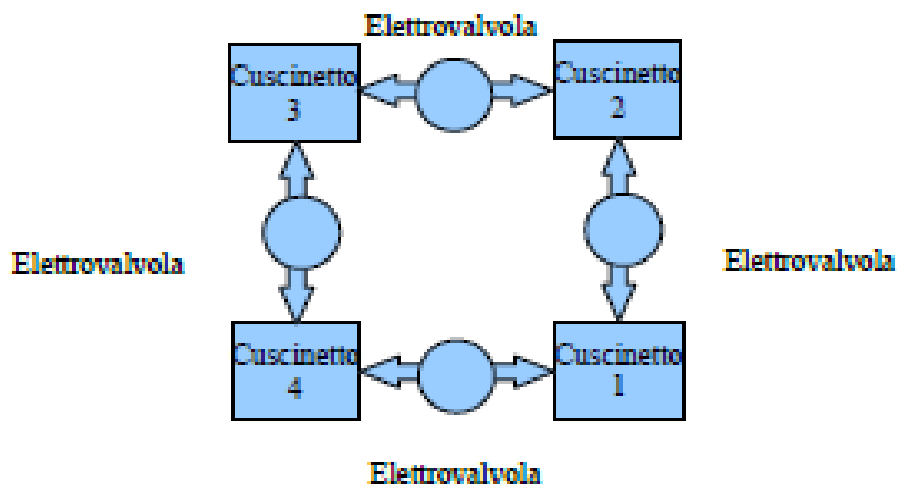


Fig. 4.10 Disposizione dei cuscinetti e delle elettrovalvole all'interno della scarpa destra

Lo schema equivalente elettrico con cui viene modellata l'elettrovalvola è rappresentato il figura 4.11.

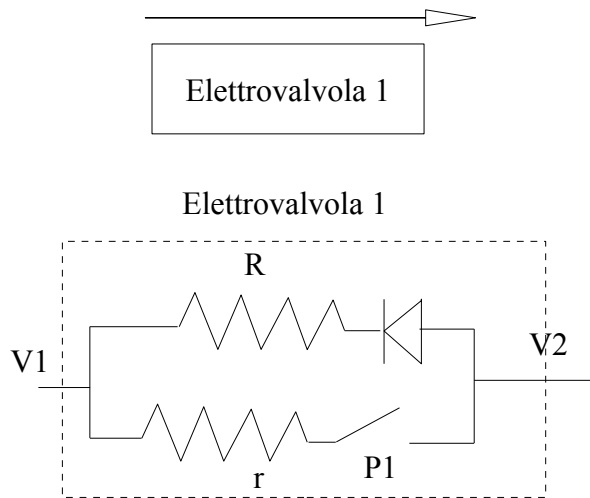


Fig. 4.11 Schema elettrico di una elettrovalvola

È possibile notare il seguente comportamento:

- CASO 1: la pressione in V1 è maggiore di V2:
 - se l'elettrovalvola è aperta (P1 = chiuso) allora il flusso passa da V1 verso V2 incontrando una piccola resistenza r;
 - se l'elettrovalvola è chiusa (P1 = aperta) allora il flusso non riesce a passare da V1 verso V2.

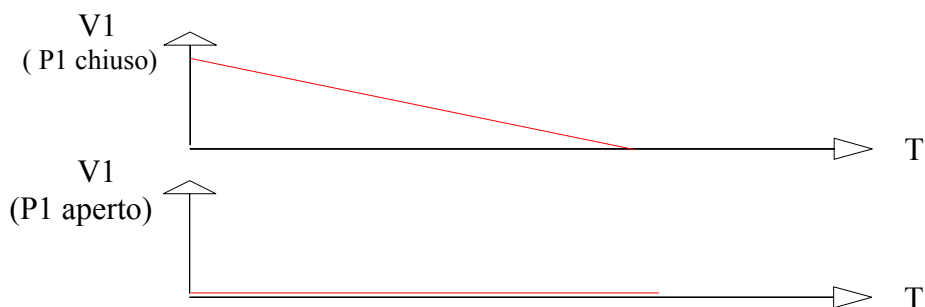


Fig. 4.12 Caso 1: $V1 > V2$

- se la pressione in V2 è maggiore di V1:
 - se l'elettrovalvola è aperta (P1 = chiuso) il flusso passa da V2 verso V1 incontrando una piccola resistenza r;
 - se l'elettrovalvola è chiusa (P2 = aperto), il flusso passa ugualmente

verso V1 incontrando una resistenza $R > r$.

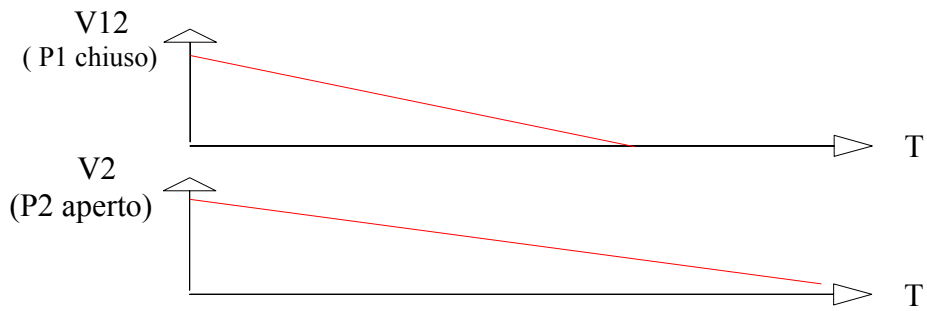


Fig. 4.13 Caso 1: $V2 > V1$

Per ovviare al problema dell'unidirezionalità, si è deciso di collegare in serie le due elettrovalvole e pilotarle in contemporanea, ottenendo così il seguente circuito:

- 2 cuscinetti anziché 4;
- 2 elettrovalvole poste in serie ma con versi opposti per mettere in collegamento i 2 cuscinetti.

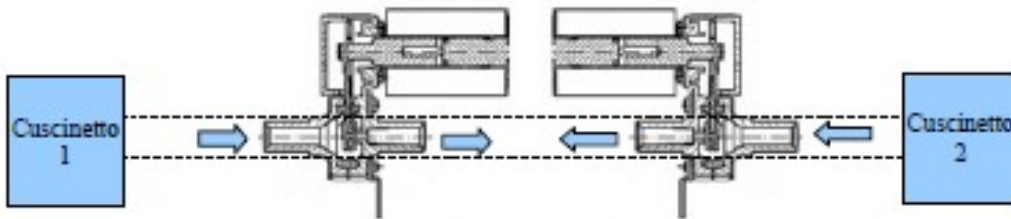


Fig. 4.14 Configurazione delle elettrovalvole

Lo schema equivalente elettrico di questa nuova configurazione è rappresentato in figura 4.15, da cui si possono analizzare due comportamenti:

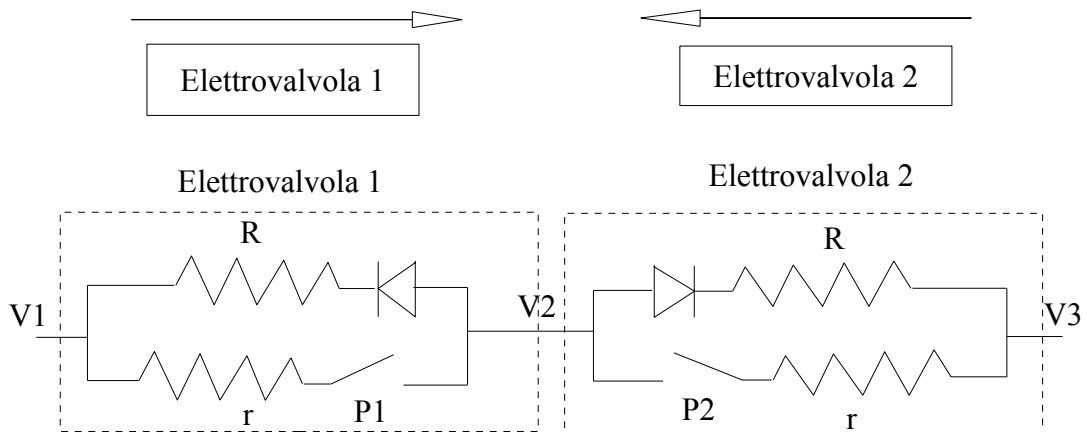


Fig. 4.15 Schema circuitale delle elettrovalvole

- CASO 1: La pressione nel cuscinetto 1 è maggiore della pressione nel cuscinetto 2 ($V1 > V2$). Il comportamento varia in base allo stato delle elettrovalvole:

- se entrambe le elettrovalvole sono aperte (P1 chiuso e P2 chiuso): il fluido passa verso V2 incontrando due piccole resistenze r ;

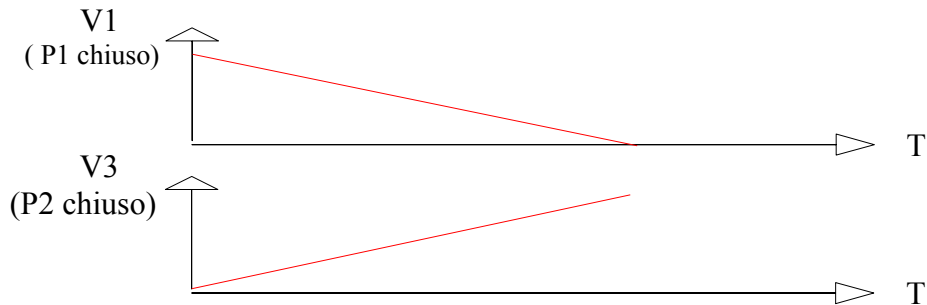


Fig. 4.16 Caso 1 (elettrovalvole aperte)

- se entrambe le elettrovalvole sono chiuse (P1 aperto e P2 aperto): il fluido non passa. In questo modo, utilizzando questa configurazione, riusciamo a garantire l'unidirezionalità del flusso.

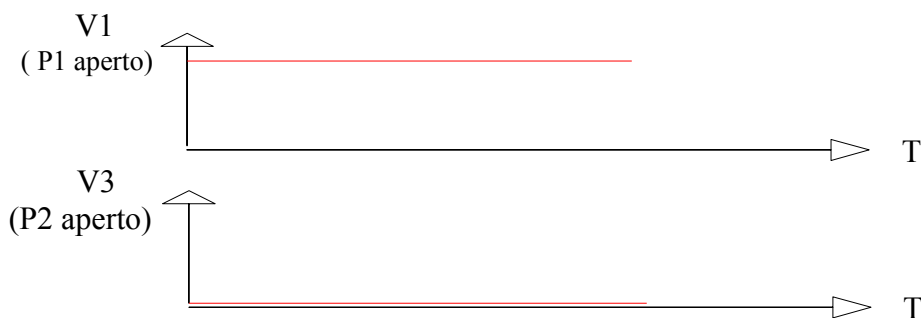


Fig. 4.17 Caso 1 (elettrovalvole chiuse)

- CASO 2 : La pressione nel cuscinetto 2 è maggiore della pressione nel cuscinetto 1 ($V2 > V1$). il comportamento è uguale ma opposto al caso 1.

DIMENSIONAMENTO DEI TUBI IN SILICONE:

Dato che ora i cuscinetti sono solamente 2, la loro disposizione all'interno del fondo della scarpa è stata modificata nel seguente modo:

- cuscinetto 1: passante sotto il tallone, in particolare attraversando la scarpa dalla

parte mediale verso la laterale inclinandosi di poco meno di 45° in modo da sfruttare, durante la fase del cammino, tutto l'appoggio della parte posteriore del piede;

- cuscinetto 2: passante a livello tra i metatarsi e le falangi prossimali, in particolare attraversando la scarpa dalla parte laterale verso quella mediale, passando proprio sotto l'alluce, in modo da sfruttare tutto l'appoggio della parte anteriore del piede fino alla fase di “preswing”.

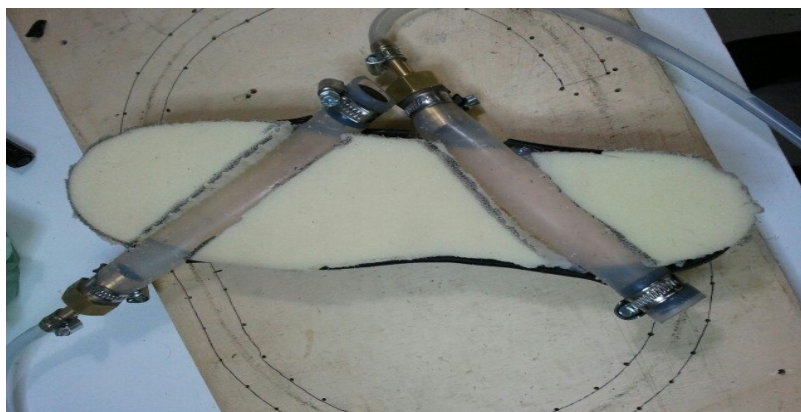


Fig. 4.18 Disposizione dei cuscinetti

Ogni cuscinetto è schiuso ad un'estremità con un tappo di gomma fatto al tornio e stretto con una fascetta metallica e, all'estremità opposta messo in comunicazione con il circuito esterno attraverso un raccordo metallico.

Dato che si avevano a disposizione dei fondi di scarpa misura $38 \frac{1}{2}$ il dimensionamento dei cuscinetti è stato in relazione a questo:

- Diametro interno = 1,6 cm;
- Spessore = 0,3 cm;
- Area sezione interna = 2,0096 cm²;
- Lunghezza tubo 1 = 11,6 cm;
- Lunghezza tubo 2 = 14,5 cm.
- Volume tubo 1 = 23,31 cm³;
- Volume tubo 2 = 29,14 cm³.

Considerando un passo di durata 1 secondo e sapendo che la fase di stance è circa il

60% del passo (quindi circa 600 ms), per il calcolo delle portate abbiamo considerato che il tempo massimo di riempimento/svuotamento per il cuscinetto 1 è pari a 200 ms, mentre per il cuscinetto 2 è pari a 400 ms, ottenendo così:

- $Q1$ (Portata del tubo 1) = $1,17E-04 \text{ m}^3/\text{s}$;
- $Q2$ (Portata del tubo 2) = $7,28E-05 \text{ m}^3/\text{s}$.

DIMENSIONAMENTO TUBI IN PVC:

Dato il posizionamento dei raccordi dei tubi sporgenti dalla scarpa si è andata a considerare una distanza fittizia dal tallone all'inizio del polpaccio di 30 cm, mentre per il tubo di collegamento tra le due elettrovalvole si è considerato un breve tratto di circa 10 cm. Per il diametro dei tubi si è tenuto conto che non dovevano fornire molta resistenza al flusso ma allo stesso tempo dovevano essere piccoli in modo da non intralciare il cammino. Risulta quindi:

- Spessore = 0,003 m;
- $L1$ (lunghezza cuscinetto 1-elettrovalvola) = 0,41 m;
- $L2$ (lunghezza cuscinetto 2-elettrovalvola) = 0,39 m;
- $L12$ (lunghezza elettrovalvola-elettrovalvola) = 0,17 m;
- D (diametro interno) = 0,005 m;
- r (raggio interno) = 0,0025 m;
- Area = $0,00001963 \text{ m}^2$;
- $V1$ (volume tubo 1) = $8,05E-06 \text{ m}^3$;
- $V2$ (volume tubo 2) = $7,65E-06 \text{ m}^3$;
- $V12$ (volume tubo 12) = $3,34E-06 \text{ m}^3$.

Per il calcolo delle resistenze si è tenuto conto che il fluido passante per questi tubi è l'acqua:

- μ (viscosità dell'acqua) = $0,001 \text{ Ns/m}^2$;

- R_1 (resistenza di Poiseuille del tubo 1) = $8 \cdot \mu \cdot L_1 / (\pi \cdot r^4) = 2,67E+07 \text{ Ns/m}^5$;
- R_2 (resistenza di Poiseuille del tubo 2) = $2,54E+07 \text{ Ns/m}^5$;
- R_{12} (resistenza di Poiseuille del tubo 12) = $1,11E+07 \text{ Ns/m}^5$.

Quindi, ipotizzando delle portate pari a quelle dei tubi in silicone, si riscontra una perdita di pressione lungo i tubi pari a:

- $dP_1 = Q_1 \cdot (R_1 + R_2 + R_{12}) = 0,0737 \text{ bar} < 1 \text{ atm}$;
- $dP_2 = Q_2 \cdot (R_1 + R_2 + R_{12}) = 0,0460 \text{ bar} < 1 \text{ atm}$.

Questi conti in realtà sono falsati perchè all'interno del circuito sono presenti degli elementi che fanno crollare la pressione (strozzature dei raccordi a due vie e dei raccordi a T) e altri che hanno una resistenza minore (elettrovalvole).

FASE DI ASSEMBLAGGIO:

FASE 1:

Come prima cosa si sono tagliati i tubi delle dimensioni sopra citate, chiuse le due estremità dei cuscinetti con i tappi, stretti da fascette metalliche per evitare perdite d'acqua, e chiuse le altre due con dei raccordi a due vie, anch'essi stretti da fascette metalliche.

FASE 2:

Dato che i raccordi tra cuscinetti e i tubi in pvc hanno un diametro maggiore di 5 mm, si è ritenuto opportuno scaldare con un fon le estremità dei tubi in pvc in modo da potervici fare entrate i raccordi, anch'essi poi stretti con delle fascette metalliche.

FASE 3:

Per il sostegno delle elettrovalvole si sono cucite delle tasche su un paio di pantaloni con un foro per il passaggio dei tubi.

Utilizzando uno schizzettone si sono riempiti i tubi con l'acqua e successivamente collegati alle elettrovalvole.

In una seconda fase è stato necessario verificare la tenuta dei raccordi appoggiando il peso corporeo sui cuscinetti.

FASE 4:

Per il collegamento con il sensore di pressione si è dovuto tagliare il tubo in pvc e inserire un raccordo a T di plastica.

Questo raccordo ha causato un po' di problemi di tenuta, risolti per la maggior parte foderando il raccordo con del Teflon e poi stringendo il tutto con le fascette metalliche.

Date le piccolissime dimensioni del sensore di pressione (diametro esterno 2,7 mm) è stato necessario fare un piccolo cilindro cavo che si andasse a incastrare nel tubo.

La tenuta di questo raccordo viene garantita dalla fascetta metallica e dalla presenza di Attak tra il raccordo e il sensore di pressione.



Fig. 4.19 Sensore di pressione

Inoltre, data la fragilità dei PIN è stato utile costruire una basetta su cui fare le saldature dei fili elettrici.

FASE 5:

Dopo aver saldato i cavi elettrici che connettono il trasformatore con le elettrovalvole e con il driver tramite la porta 1, le elettrovalvole con il driver tramite la porta 2, i driver con i la scheda di acquisizione dati tramite le porte 4⁻ e 3⁺, i sensori di pressione con la

scheda di acquisizione e collegato la scheda con il pc, si è andato a verificare il corretto funzionamento del circuito.

FASE 6:

Preso il fondo di scarpa a disposizione è stata definita la corretta posizione dei cuscinetti e tagliato le estremità del fondo in modo da far passare da parte a parte i cuscinetti. Si è incollato alla suola del cartoncino fatto apposta per le scarpe con del silicone trasparente e, successivamente, sono stati incollati i cuscinetti, sempre con del silicone. Dopo aver aspettato circa 12 ore è stata ritagliata la gomma piuma per rivestire le parti vuote del fondo di un'altezza pari a 3 cm circa e incollata anch'essa.



Fig. 4.20 Scarpa assemblata

FASE 7:

Come ultima cosa si è legata con dei lacci la scarpa al piede e fatto dei test di prova per verificare se effettivamente il piede percepiva la perturbazione desiderata.

4.2.2 Realizzazione della componente software

Uno dei punti salienti è stata la tecnica di perturbazione.

Dopo aver deciso di realizzare un prototipo contenente solo due cuscinetti è stata definita come la pianta del piede doveva essere perturbata.

Come preannunciato al paragrafo 3.3.6 la fase del passo su cui si è deciso di lavorare è lo stance.

Ipotizzando un passo di 1 secondo e sapendo che la fase di stance è circa il 60% del passo, otteniamo un tempo utile di 600 ms circa in cui è possibile lavorare.

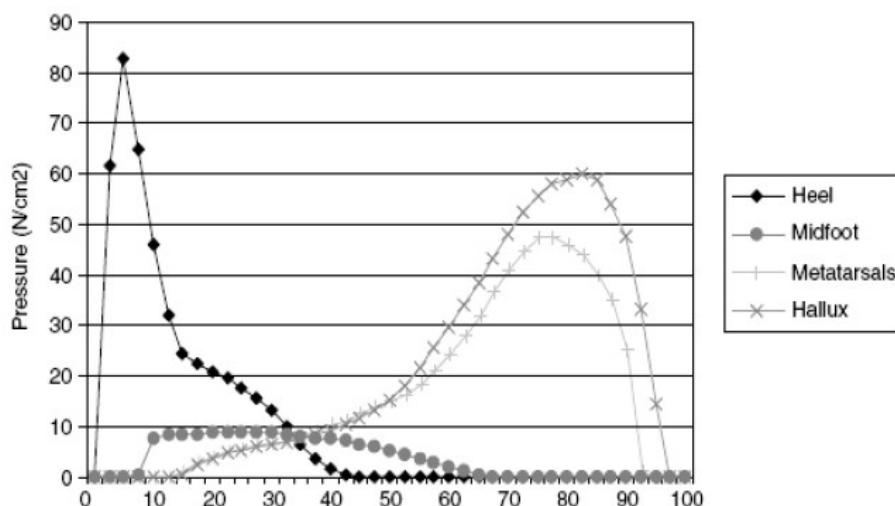


Fig. 4.21 Evoluzione della pressione plantare riferita alla percentuale della fase di Stance.

Studio condotto da Ann Hallemans e collaboratori nel 2003[16]

Nella figura 4.16 i 600 ms sono stati rappresentati in percentuale ossia, lo 0% corrisponde a 0 ms mentre il 100% corrisponde a 600 ms. Si può subito notare che il tempo di appoggio del:

- tallone occupa circa il 40 % che corrisponde a 240 ms;
- avampiede (inteso come metatarsi e alluce) occupa circa l' 80% che corrisponde a 480 ms.

Una cosa molto importante che si osserva, è la presenza di una soglia di pressioni plantari in cui la pressione del tallone e dell'avampiede si eguagliano; questa soglia è circa il 33% dello stance che corrisponde a circa 200 ms.

Tenendo conto di ciò, la tecnica di perturbazione ideata è strutturata nel seguente modo:

- per lo spostamento del fluido dal cuscinetto 1 al 2 (figura 4.20) viene sfruttata la fase di appoggio del tallone. Considerando i tempi di apertura e chiusura delle elettrovalvole (in totale 50 ms) e tenendosi poco al di sotto della soglia di 200 ms, si è ipotizzato un tempo utile di 130 ms;

- per lo spostamento del fluido dal cuscinetto 2 al 1 viene sfruttata la fase di appoggio del avampiede. Considerando sempre i tempi di apertura e chiusura delle elettrovalvole (in totale 50 ms) e tenendosi poco al di sopra della soglia di 200 ms, si è ipotizzato una tempo utile di 330 ms.

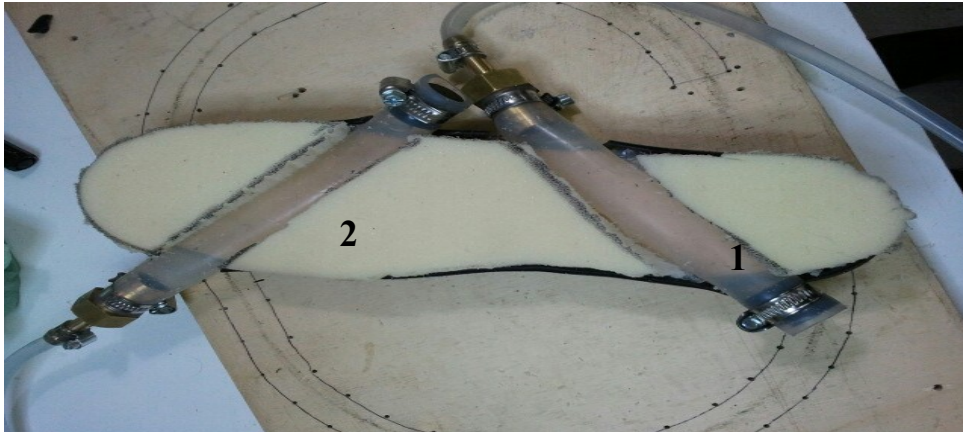


Fig. 4.22 Disposizione dei cuscinetti

Oltre a tenere conto dei tempi di lavoro, un ruolo chiave lo hanno i valori di pressione. Sapendo che il sensore di pressione da in uscita un valore che è rapportato alla pressione atmosferica, è possibile dividere il passo nelle due fasi principali. Dapprima sono stati registrati i valori di pressione nei cuscinetti senza nessun carico, se ne è fatta una media e il valore risultante è stato impostato come valore di soglia (soglia = 0,65 V).

Per distinguere le fasi del passo è stata fatta questa considerazione:

- se la pressione registrata durante il cammino è minore/uguale alla soglia, allora ci si trova nella fase di swing;
- se la pressione registrata durante il cammino è maggiore della soglia, allora ci si trova nella fase di stance.

Il programma realizzato prima in Matlab e poi in LabVIEW, per renderlo realtime, ha la struttura di una macchina a stati finiti in cui sono subito visibili due strutture:

1) ACQUISIZIONE ANALOGICA E OUTPUT DIGITALE:

Il mezzo di comunicazione tra il sistema di perturbazione e LabVIEW è la scheda di acquisizione dati NATIONAL INSTRUMENTS NI6211.

Le sue principali caratteristiche sono:

- 16 input analogici (16-bit, frequenza di campionamento single-channel a 250 kS/s);
- 2 output analogici (16-bit, frequenza di campionamento single-channel a 250 kS/s);
- 4 input digitali ;
- 4 output digitali;
- 2 contatori a 32 bit;
- Alimentazione tramite Bus USB ottimizzato per ottenere maggiore accuratezza a frequenze di campionamento elevate;
- Compatibile con LabVIEW, LabWindows™/CVI e Measurement Studio per Visual Studio .NET.



Fig. 4.23 Immagine della scheda NI6211 [17]

Mediante questa scheda sono stati acquisiti i segnali dei sensori di pressione (con una frequenza pari a 44 Hz) e generati i segnali digitali per il comando delle elettrovalvole.

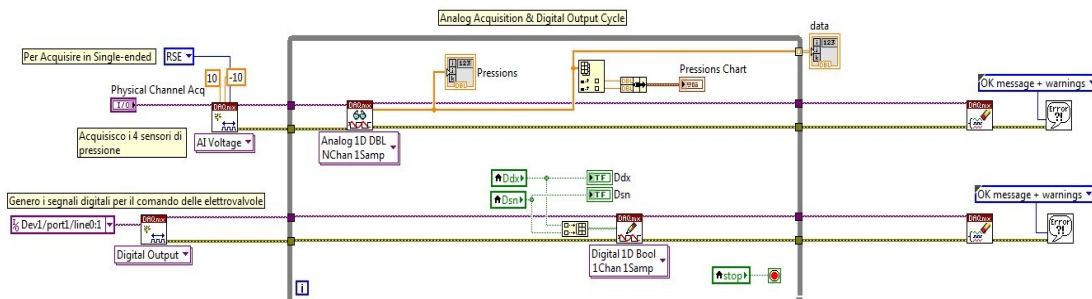


Fig. 4.24 Schermata dell'acquisizione dati in LabVIEW

2) CONTROLLO DELLA MACCHINA A STATI FINITI:

La struttura della macchina stata è rappresentata in figura 4.25.

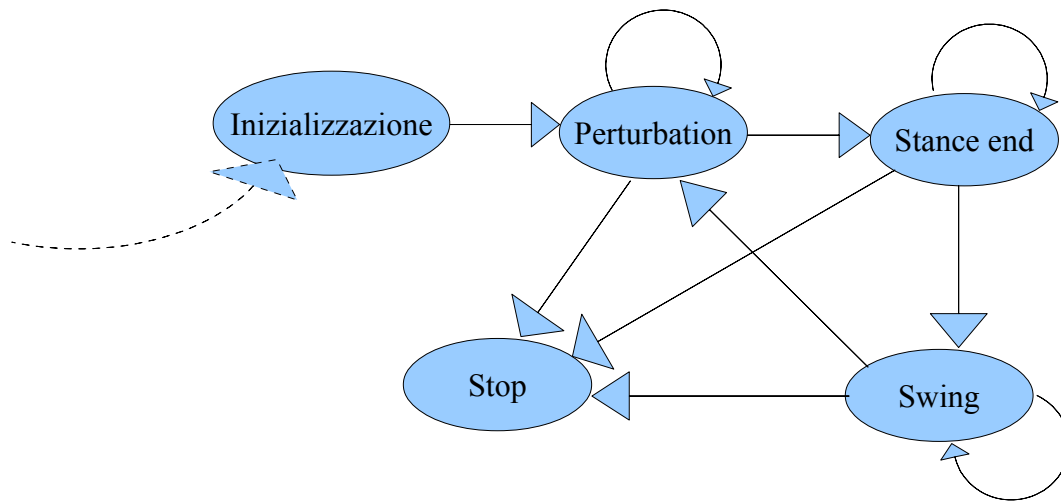


Fig. 4.25 Schema della macchina a stati finiti.

Questa struttura è composta a sua volta da altri 5 stati finiti:

- INIZIALIZZAZIONE: qui le elettrovalvole sono chiuse e si va allo step successivo che è lo swing;
- SWING: viene letta la pressione, se ne fa una media, la si confronta con un valore di soglia. Se le pressioni hanno superato il valore di soglia, si fa un confronto se è stato premuto o meno il pulsante di stop e risulta che, se:
 - vero: il sistema si ferma e va in stop;
 - falso: sono ancora in swing;
 - default: vado in perturbazione.
- STOP: in questa fase si impostano le elettrovalvole nella modalità chiuse e si esce dal programma;
- STANCE END: Qui si chiudono le elettrovalvole, si confronta la pressione media con la soglia e se è :
 - maggiore: rimango in stance end;
 - minore: vado in swing.

Questa struttura serve a determinare l'ultima fase dello stance in modo da chiudere un attimo prima dello swing le elettrovalvole per non fare riequilibrare i volumi d'acqua nei cuscinetti.

- PERTURBATION: In ingresso viene dato un array di valori volumetrici da 0 a 24 con passo 3 e il valore 25 che è il massimo volume contenuto nel cuscinetto 1.

In maniera random viene scelto uno di questi valori e successivamente viene moltiplicato per un fattore 10 (rappresentante empiricamente il tempo in ms); il prodotto definisce il tempo totale per cui le valvole devono rimanere aperte.

Contemporaneamente viene definito un array di due elementi rappresentanti la direzione di perturbazione del fluido (0 = postero-anteriore, 1 = antero-posteriore) e viene scelto un valore in maniera random. Se il valore è:

- 0 : apro le elettrovalvole per il tempo random ricavato prima e poi le chiudo;

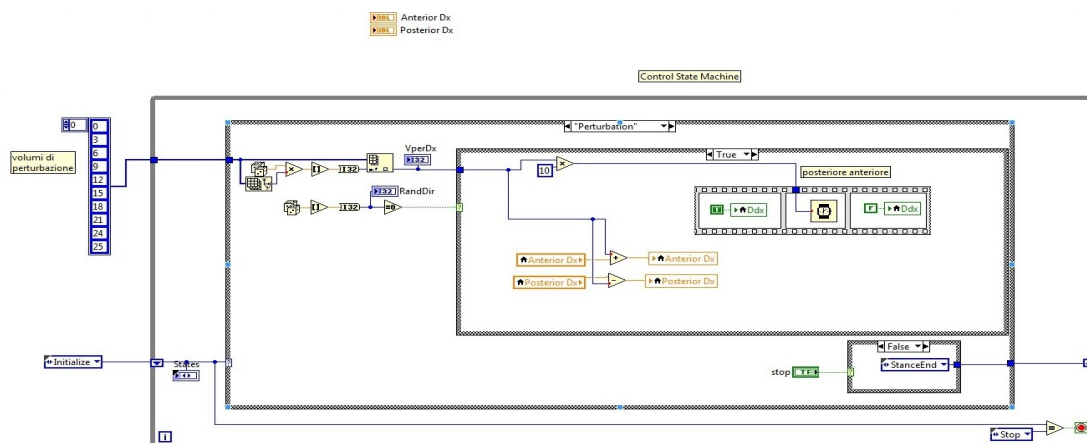


Fig.4.26 Stato di perturbazione postero-anteriore

- 1: tengo chiuse le elettrovalvole fino a che la pressione del cuscinetto 2 non è maggiore del cuscinetto 1, apro le elettrovalvole per il tempo random ricavato prima e poi le chiudo;

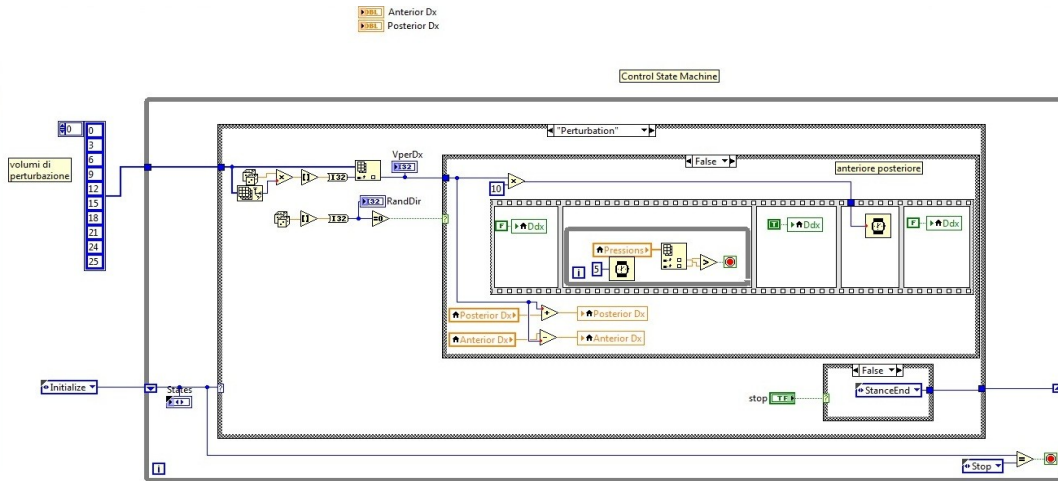


Fig.4.27 Stato di perturbazione antero-posteriore

In entrambe le situazioni viene fatto un controllo sullo stop, ossia: se premo il pulsante di stop il programma si ferma, altrimenti va in stance end.

Dall'interfaccia utente è possibile vedere l'andamento delle pressioni nei due cuscinetti attraverso un grafico in cui la pressione del cuscinetto 1 è disegnata in blu è quella de cuscinetto 2 in rosso.

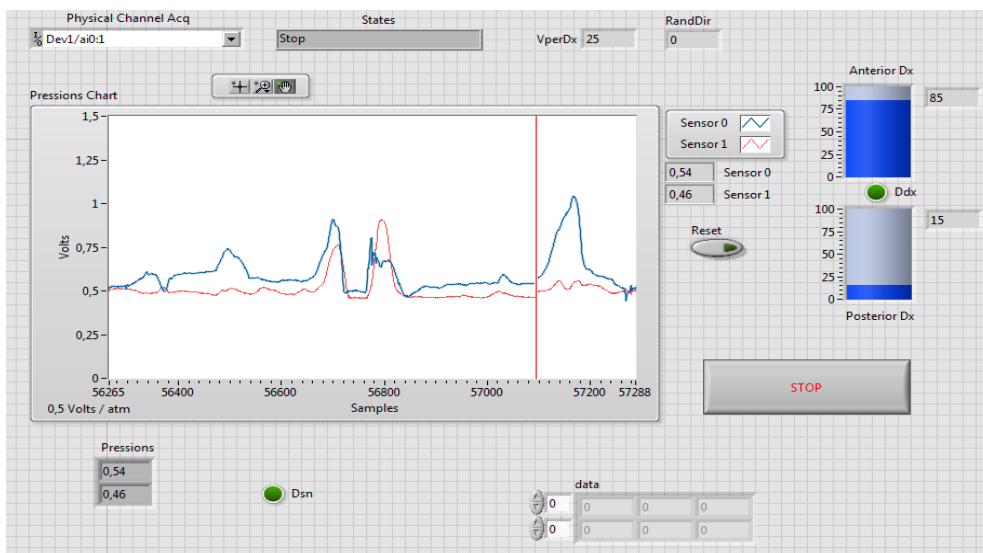


Fig.4.28 Interfaccia utente

Inoltre è possibile vedere i valori delle pressioni registrati, il valore di perturbazione, la direzione e mediante un comando di *Reset* si possono riaprire le elettrovalvole in modo a riequilibrare i volumi.

Infine, grazie a una funzione di sottrazione/somma di volumi di perturbazione da quelli iniziali, attraverso degli indicatori volumetrici nell'interfaccia utente, posso essere visti, in maniera qualitativa gli spostamenti dei volumi effettuati da un cuscinetto all'altro.

CAPITOLO 5

Validazione del modello

Quest'ultimo capitolo sarà dedicato alla validazione del modello del prototipo realizzato.

Saranno mostrati gli esperimenti fatti con la pedana dinamometrica e stereofotogrammetria. In particolare verranno calcolate le pressioni interne ai cuscinetti, le forze di reazione al suolo, le escursioni in antero-posteriore e medio-laterale del COP.

5.1 Introduzione delle strumentazioni utilizzate

La Gait Analysis permette una valutazione delle caratteristiche della postura e del movimento, nonché delle loro variazioni rispetto ad una situazione di normalità, che possono essere di enorme utilità in campo clinico per la diagnosi di particolari patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti. La deambulazione in passato veniva registrata da un sistema a telecamere fornendo una misura qualitativa della locomozione del soggetto analizzato, che veniva interpretata in modo molto soggettivo dal clinico. Infatti l'analisi video non fornisce informazioni legate allo scambio di forze al terreno (dinamica) ed alla attività muscolare (elettromiografia) durante il movimento analizzato. Questi limiti sono superabili mediante l'utilizzo della Gait Analysis che consente di affiancare alle valutazioni qualitative bidimensionali, delle valutazioni quantitative tridimensionali relative sia alla cinematica che alla dinamica del movimento e all'attivazione muscolare.

Avere la possibilità di monitorare il movimento del paziente porta alla possibilità di misurare quantitativamente gli effetti prodotti da una determinata tecnica farmacologica, chirurgica, riabilitativa. La semplicità dell'esame e l'assoluta non invasività permette di effettuare l'acquisizione anche di pazienti poco collaboranti o caratterizzati da

deambulazioni particolari.

I principali aspetti positivi di questa tecnologia sono:

- tridimensionalità (3D);
- non invasività;
- possibilità di fornire informazioni quantitative con elevata precisione;
- possibilità di acquisire contemporaneamente dati relativi alla cinematica, alla dinamica ed all'attivazione muscolare;
- facile utilizzo;
- definire il livello di limitazione funzionale e di disabilità conseguente alla patologia e il suo evolversi con la crescita e /o l'invecchiamento dell'individuo;
- valutare e quantificare gli effetti dei diversi trattamenti e monitorare tali effetti nel tempo;
- contribuire alla pianificazione del trattamento permettendo la stesura di un programma riabilitativo personalizzato che consente di verificare oggettivamente, con indici di misurabilità certi, lo stato clinico del paziente prima, durante e alla fine del trattamento.

Nella validazione del modello verranno utilizzate solamente la pedana dinamometrica e la stereofotogrammetria.

5.1.1 Descrizione della Pedana Dinamometrica

La piattaforma di forza è una strumentazione in grado di misurare il sistema di forze scambiate al terreno. Le due piattaforme presenti nel Laboratorio di Bioingegneria della seconda facoltà di Ingegneria di Bologna con sede a Cesena, sono due BERTEC, con dimensioni 40x60 cm, posizionate al centro del corridoio di acquisizione e disposte come in figura 5.1.



Fig. 5.1 Posizione delle piattaforme di forza all'interno del corridoio di acquisizione

Esse misurano le tre componenti della forza di reazione al suolo e dei momenti lungo i tre assi coordinati, producendo quindi 6 output. Le forze e i momenti sono misurati attraverso l'uso di estensimetri associati a quattro celle di carico poste vicino ai quattro angoli della piattaforma. Le celle sono costituite da un corpo metallico elastico a cui vengono applicati degli estensimetri che convertono un allungamento o una compressione in una variazione di resistenza elettrica. Poiché le deformazioni e quindi le variazioni di resistenza sono estremamente ridotte, la piattaforma include un amplificatore integrato per il condizionamento del segnale.

Il sistema di riferimento associato alla pedana è posto nella seguente maniera, in modo da far coincidere il centro del sistema di riferimento con il centro di pedana.

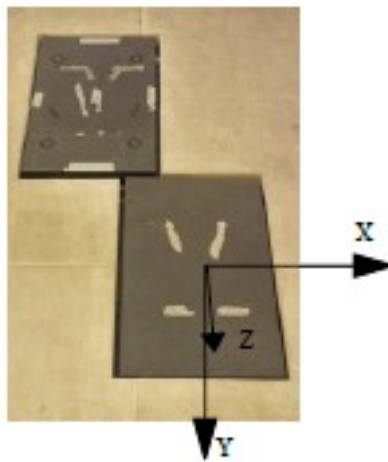


Fig.5.2 Sistema di riferimento associato alla pedana dinamometrica

Inoltre, la frequenza di campionamento di questo sistema è di 200 Hz.

5.1.2 Stereofotogrammetria

I sistemi optoelettronici che utilizzano telecamere operanti nella gamma del visibile o del vicino infrarosso rappresentano la soluzione tecnologica più diffusa per la stima del movimento umano. Sebbene garantiscano un'accuratezza elevata, forniscono una stima e non una misura diretta delle variabili cinematiche. Essi sfruttano caratteristiche geometriche (punti, linee, aree) localizzate sulla superficie corporea del soggetto le cui immagini acquisite da più telecamere sono ricostruite in più dimensioni.

I punti del corpo vengono rilevati tramite dei marcatori sferici (marker), che vengono posti aderenti alla superficie corporea, in punti di repere anatomici stabiliti dal protocollo utilizzato. Di marker ne esistono di attivi (auto illuminati) e passivi (catarifrangenti), e proprio quest'ultimi sono stati utilizzati per l'esperimento.

Con questo tipo di marcatori passivi, la telecamera invia il segnale (raggi infrarossi) nello spazio, i marker colpiti dal fascio luminoso riflettono il segnale, inviandolo a loro volta alle telecamere, che riconoscono immediatamente, grazie ad un filtro ottico, i marker rispetto allo sfondo. Il segnale viene quindi captato dalle telecamere, riconosciuto e trasdotto in segnale elettrico.

In particolare, un sistema optoelettronico multi-camera per la stima del movimento umano a marcatori passivi prevede due sottosistemi principali:

- una struttura di acquisizione (telecamere, illuminatori, schede di acquisizione);
- una infrastruttura di software di elaborazione.

Lo stadio iniziale prevede la rilevazione dei marker, ossia distinguere, tra i punti acquisiti, quelli che sono significativi (cioè realmente dei marker), e quelli che invece fanno parte dello sfondo, di rumori o disturbi del segnale.

La preparazione di un'acquisizione con un sistema stereofotogrammetrico prevede come primo step la calibrazione delle telecamere, ossia la determinazione dei loro parametri geometrici (operazione necessaria per la ricostruzione tridimensionale).

Una volta che si dispone di telecamere calibrate è possibile ricostruire la posizione dei marker nello spazio. Per la ricostruzione 3D di un punto è necessario che venga visto da almeno due telecamere contemporaneamente.

Il centro del sistema di riferimento del sistema stereofotogrammetrico è stato preso nel vertice sinistro superiore della prima pedana (figura 5.3) e non coincide con quello della pedana.

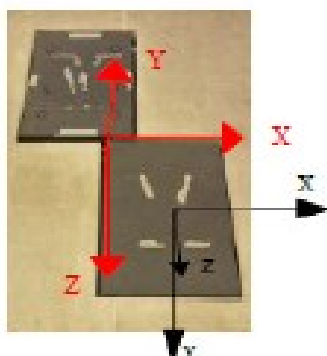


Fig. 5.3 Sistema di riferimento di pedana (nero), sistema di riferimento stereofotogrammetrico (rosso).

Il numero di telecamere utilizzate sono sei, tre sul lato destro e tre sul lato sinistro, anche qui la frequenza di campionamento è di 200 Hz.

5.1.3 Definizione di Centro di Pressione (CoP)

Il CoP è il punto di applicazione della risultante delle forze scambiate tra piede e terreno; ossia il baricentro delle reazioni vincolari del suolo applicate ad ogni punto della superficie del piede. Le variazioni del CoP sono proporzionali alla coppia muscolare alla caviglia e quindi non rappresentano alcun movimento.

Va distinto dal:

- Centro di Massa (CoM): punto dello spazio tridimensionale che rappresenta il baricentro delle forze peso agenti su ogni parte del corpo. Rappresenta la media pesata dei CoM di tutti i segmenti corporei dello spazio. La sua variazione corrisponde ad un effettivo movimento di tutta la massa corporea.
- Centro di Gravità (CoG): proiezione sul piano orizzontale de appoggio del CoM.

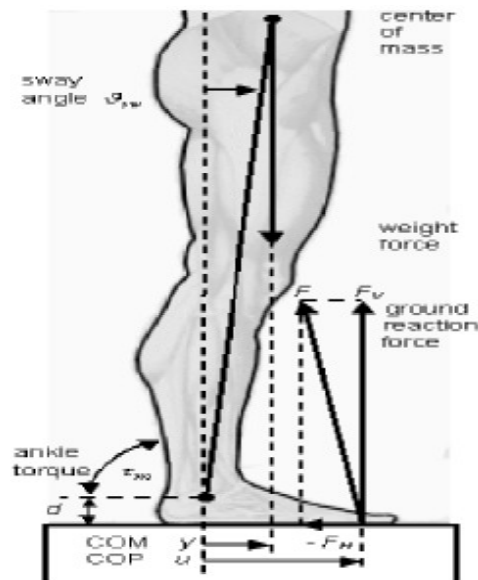


Fig. 5.4 Cop, CoM, CoG

La pedana dinamometrica fornisce, in ogni istante di tempo, le due coordinate del CoP (xCoP, yCoP) riferite al sistema di assi cartesiane rappresentato in figura 5.2.

5.2 Acquisizione ed elaborazione dei segnali

ACQUISIZIONE DEI SEGNALI:

La prima fase è stata quella di definire le perturbazioni da testare. Si è deciso di considerare 3 situazioni:

- entrambi i cuscinetti quasi pieni ($V1=1, V2=1$);
- il cuscinetto posteriore pieno e quello anteriore vuoto ($V1=2, V2=0$);
- il cuscinetto anteriore pieno e quello posteriore vuoto ($V1=0, V2=2$).

Per rendere le prove più semplici è stato necessario modificare leggermente il programma nella seguente maniera: anziché dare in ingresso alla perturbazione un array di nove elementi si è definito un nuovo array di due elementi (0, 25) in modo da

ottenere le tre perturbazione definite precedentemente. Successivamente, si è aggiunta una nuova condizione nello stato di SWING che è legata alla presenza di un nuovo pulsante (ENABLE PER) nell'interfaccia utente.

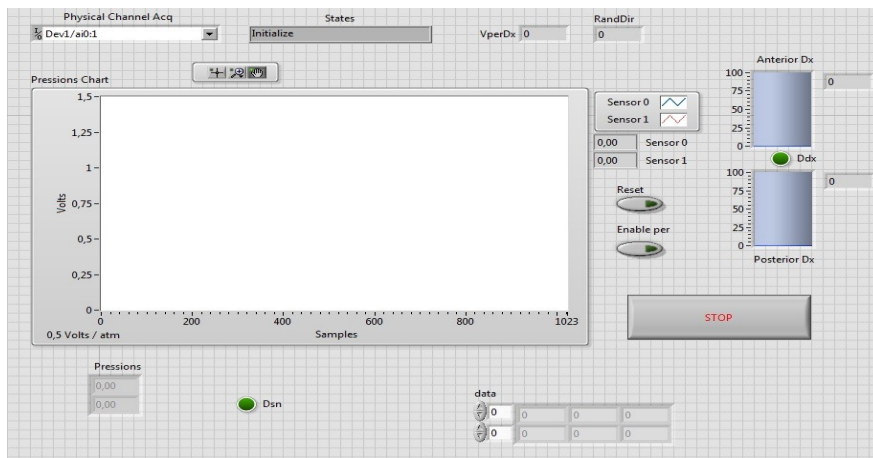


Fig. 5.5 Pulsante ENABLE PER nell'interfaccia utente

Il pulsante:

- se premuto (ON), consente di perturbare il sistema come prima;

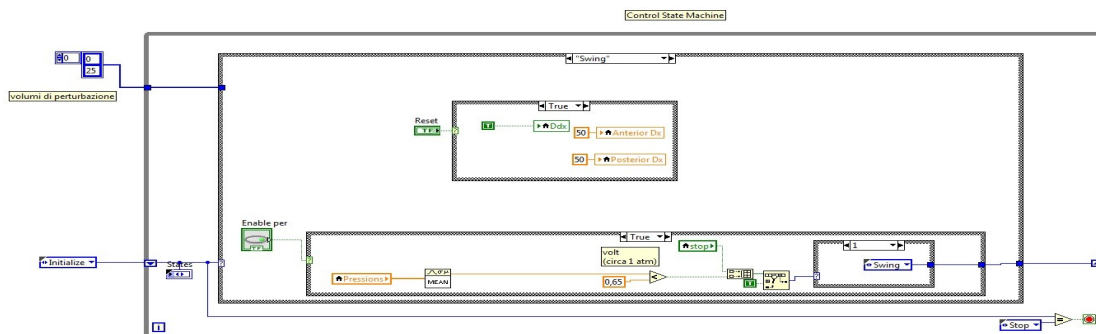


Fig. 5.6 Pulsante in stato di OFF

- se premuto (OFF), consente di mantenere la perturbazione data al passo precedente fino a che il pulsante non viene premuto nuovamente.

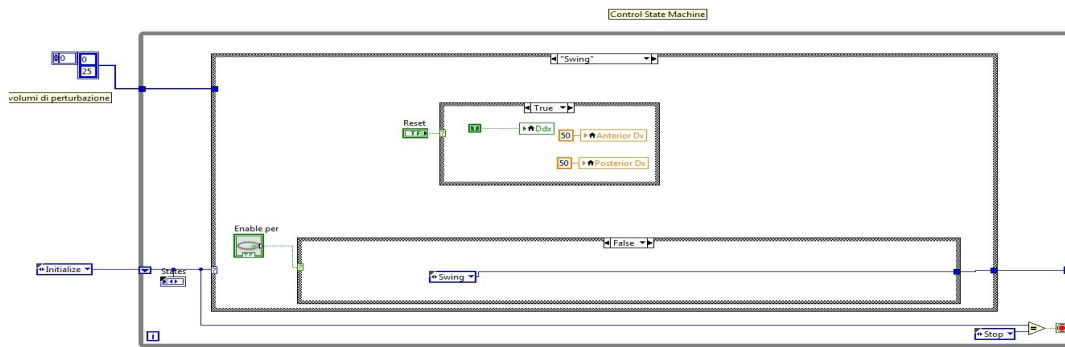


Fig. 5.7 Pulsante in stato di OFF

Questa modifica quindi, permette di mantenere una determinata perturbazione per il tempo desiderato e contemporaneamente consente di registrare le pressioni interne senza nessuna interruzione.

Una volta definite le perturbazioni, è stata indossata la scarpa sul piede destro e, per simulare meglio il passo, un fondo riempito di gomma piuma sul piede sinistro. Successivamente si sono posizionati quattro marker passivi sui piedi, più precisamente:

- sul piede destro: un marker sul tallone (mrk[0]) e uno sull'alluce (mark[1]);
- sul piede sinistro: un marker sul tallone (mrk[2]) e uno sull'alluce (mark[3]).



Fig. 5.8 Posizione dei marker sui piedi

La procedura per l'acquisizione dei segnali quindi consiste in:

- definire la perturbazione;
- fare una camminata lunga tre passi di cui il secondo sulla pedana;

- ripetere tre volte questa procedura per ogni tipo di perturbazione.

Per ogni camminata si hanno quindi i dati delle pressioni, i dati di pedana e i dati di stereofotogrammetria.

ELABORAZIONE DEI SEGNALI:

Il programma con cui sono stati elaborati i segnali è Matlab.

Dato che i segnali acquisiti sono a frequenze diverse è stato necessario campionarli alla stessa frequenza: i segnali di stereofotogrammetria e pedana avevano una frequenza di 200 Hz, mentre quelli dei sensori di pressione di 44Hz, perciò si è deciso di campionarli a 40 Hz attraverso la funzione *resample*. Successivamente, per rendere confrontabili le misure delle pressioni dei cuscinetti (P1,P2) con quelle di forza di reazione a suolo (Fz), si sono convertite le pressioni da Volt a Pascal e poi sincronizzate.

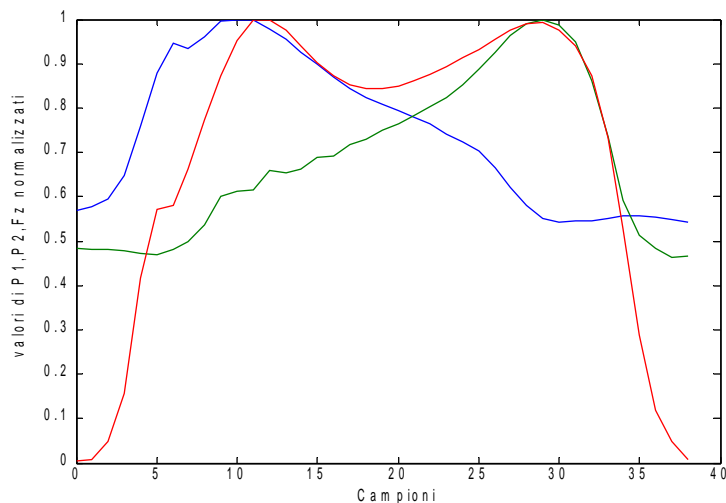


Fig. 5.9 Valori di P1(blu), P2 (verde), Fz (rosso) normalizzati e sincronizzati

Per la determinazione delle coordinate del Cop si è individuata la fase del doppio appoggio. Questa fase è riconoscibile dal grafico della forza verticale di pedana in quanto mostra due picchi, il primo riconducibile all'appoggio del tallone e il secondo allo stacco dell'alluce.

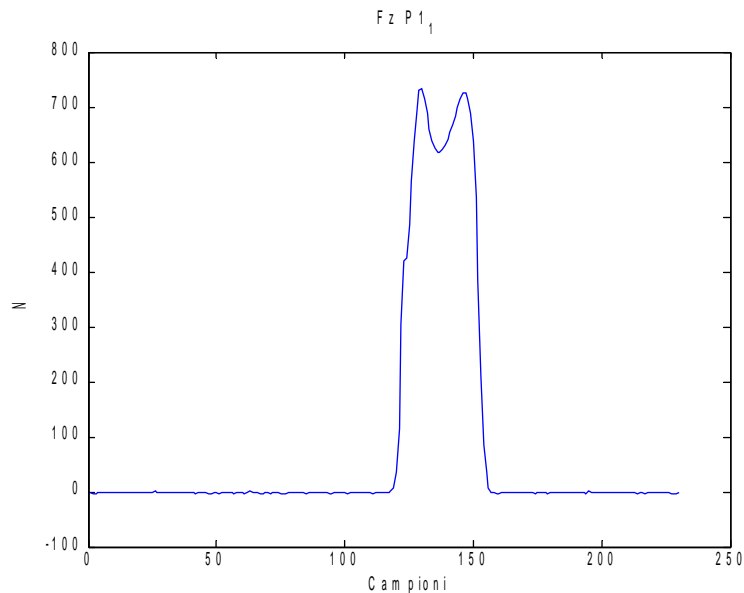


Fig. 5.10 Esempio di un grafico di forza

Per il calcolo dell'area del cuscinetto 1 e 2 è da considerare che, parte della pressione plantare si scarica sulla gommapiuma, il che giustifica una sovrastima delle aree, in particolare della prima relativa al cuscinetto 1.

L'algoritmo per la determinazione delle aree consiste nel risolvere un sistema di n -equazioni pari al numero dei campioni: $Fz = P * A + E$

dove Fz è il vettore delle forze ricavate dalla pedana, P è una matrice $n \times 2$ dove nella prima colonna sono contenuti i valori di pressione del primo cuscinetto e nella seconda i valori di pressione del secondo cuscinetto, A è la matrice dei valori delle aree 1 e 2 ed E è il vettore degli errori.

Le aree sono state approssimate come polinomi di quinto grado e per averne una loro stima si è risolto il sistema di equazioni:

$$A = \text{pinv}(P) * Fz$$

Successivamente, per andare a fare un'analisi complessiva del passo, si sono ricavate le coordinate del CoP del piede sinistro e la corrispondente forza verticale.

5.3 Analisi di dati

Prendendo come situazione di riferimento la prova in cui si hanno entrambi i cuscinetti quasi gonfi si sono andati a confrontare questi dati con quelli della perturbazione posteriore (cuscinetto 1 gonfio, cuscinetto 2 vuoto) e successivamente con quelli della perturbazione anteriore (cuscinetto 2 gonfio, cuscinetto 1 vuoto).

5.3.1 Situazione di riferimento vs Perturbazione posteriore

Per semplicità verranno indicati con la sigla SR la situazione di riferimento e PP la perturbazione posteriore. Inoltre in ogni grafico verranno rappresentate le tre prove. Ogni colore rappresenta una prova:

- prova 1: blu;
- prova 2: verde;
- prova 3: rosso.

FORZA FZ

SR:

dai grafici non risulta esserci una grossa differenza tra i dati del piede sinistro e destro; i due picchi di forza rappresentanti l'appoggio del tallone e l'ultimo contatto dell'alluce, sono per entrambi i casi circa a 750 N;

PP:

i grafici delle tre prove risultano essere leggermente diversi tra il piede destro e quello sinistro; nel destro i picchi risultano essere al massimo di 750 N mentre nel sinistro raggiungono quasi gli 800 N. Il primo picco di forza risulta essere più alto in quanto si esercita una pressione maggiore dovuta alla presenza del primo cuscinetto gonfio.

Osservazioni: nella situazione perturbata la Fz del sinistro risulta essere leggermente maggiore del destra. Nonostante il peso della gamba destra (che supporta tutto il prototipo) sia maggiore della sinistra, questa differenza potrebbe essere dovuta al fatto che il soggetto tende a sbilanciarsi verso sinistra e quindi cerca di portare più peso possibile sul piede sinistro in modo da evitare la caduta.

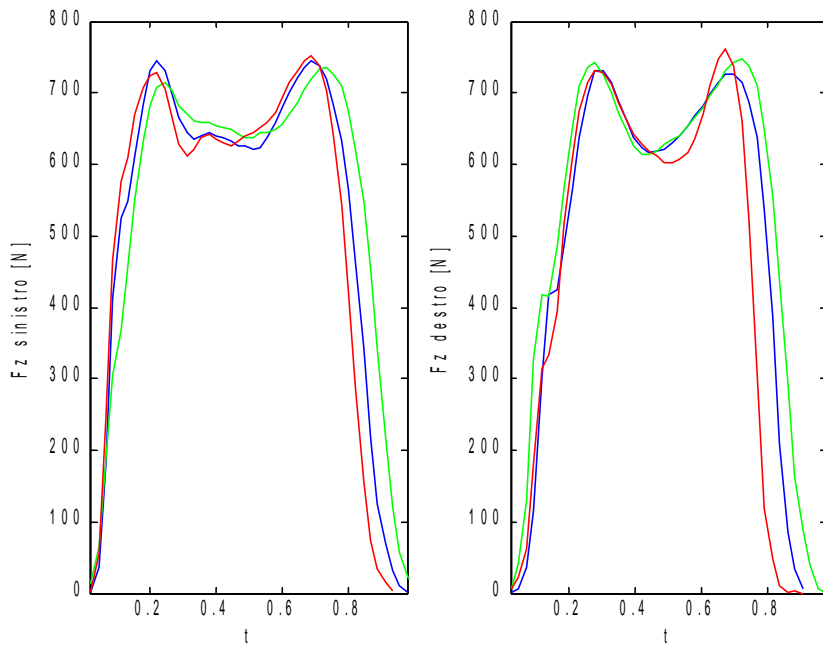


Fig.5.11 Fz Situazione di riferimento

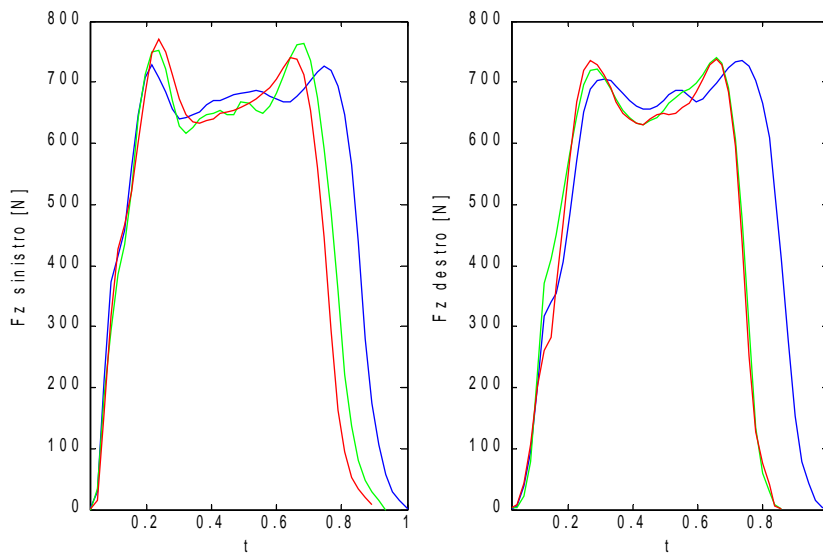


Fig.5.12 Fz Perturbazine posteriore

YCOP

SR:

l'escursione massima del piede destro è circa 9 cm mentre quella del sinistro è circa 11 cm;

PP:

l'escursione massima del piede destro è circa 10 cm mentre quella del sinistro è circa 12 cm.

Osservazioni: queste differenze tra destro e sinistro potrebbero essere dovute alla presenza/assenza dei cuscinetti nella scarpa. Mentre tra la situazione di riferimento e quella perturbata non ci sono grosse differenze, infatti, è ciò che ci si aspettava in quanto il piede ha una lunghezza finita.

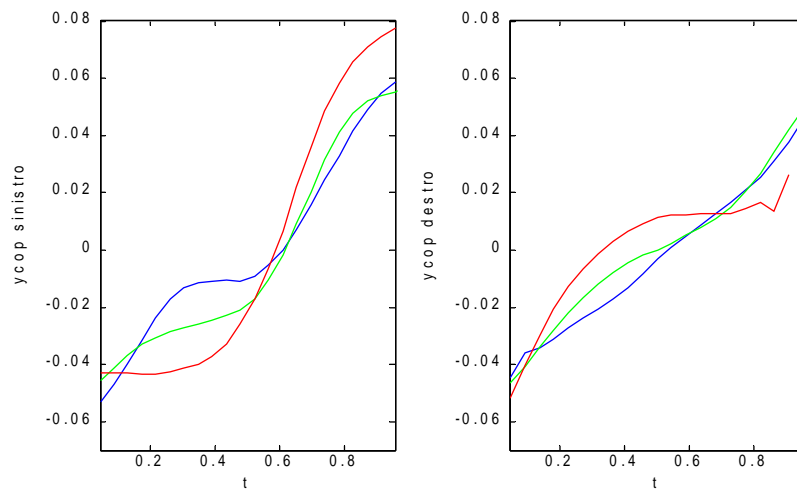


Fig.5.13 YcoP Situazione di Riferimento

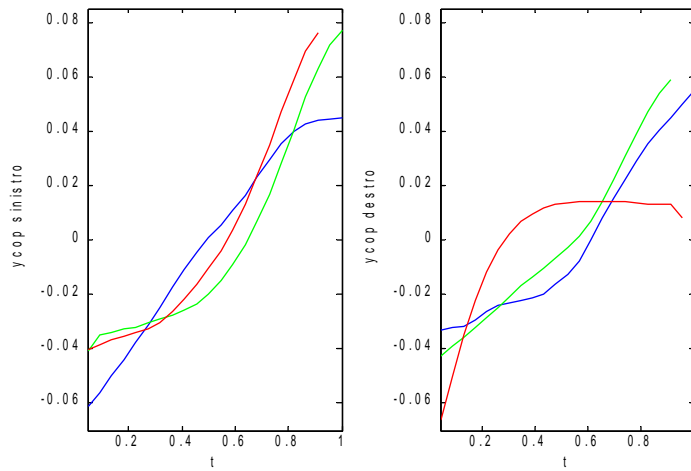


Fig.5.14 YCoP Perturbazine posteriore

XCOP

SR:

nel piede destro si hanno escursioni di circa 1 cm mentre nel sinistro di circa 2,5 cm..

PP:

nel destro si hanno escursioni di circa 1 cm mentre nel sinistro di circa 2 cm.

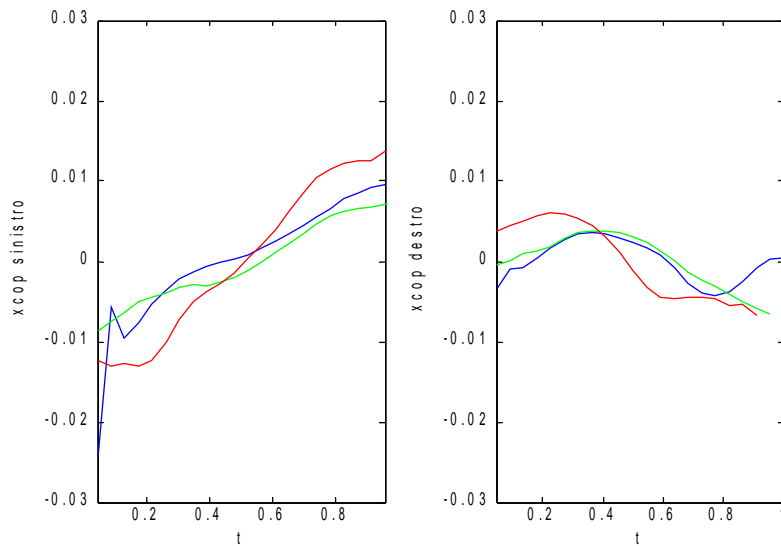


Fig.5.15 XCoP Situazione di Riferimento

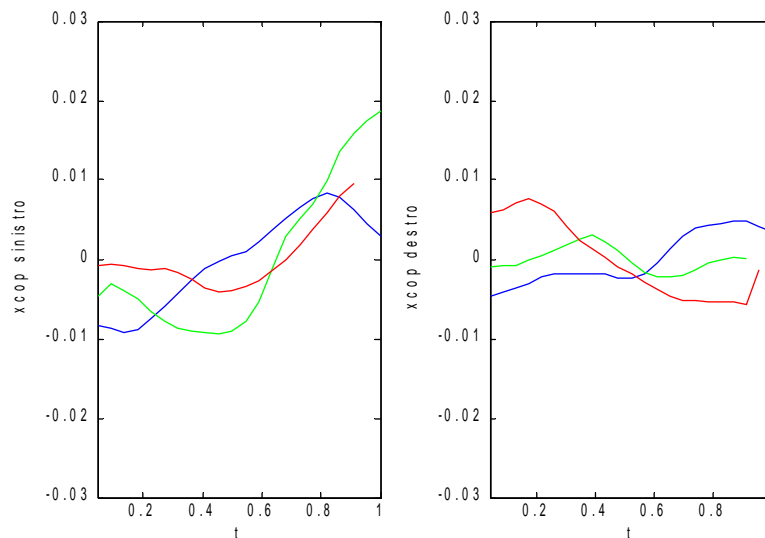


Fig.5.16 XcoP Perturbazione posteriore

COP

SR:

l'andamento del cop del destro ha più o meno la stessa escursione in antero-posteriore di $-0,05:+0,05$ come in medio-laterale di $-0,008:+0,008$ cm . L'andamento tende ad andare dalla parte laterale verso la mediale piede. Ciò potrebbe essere dovuto alla disposizione dei cuscinetti. Cosa interessante è l'andamento del CoP sinistro che tende ad andare dalla parte laterale del piede verso la mediale in maniera quasi lineare. Questo potrebbe essere dovuto al fatto che il piede destro tende a sbilanciare il corpo verso la sua parte mediale e di conseguenza, per evitare la caduta il sinistro tende ad equilibrare questo sbilanciamento;

PP:

Il CoP del destro ha un'escursione di $-0,05:+0,05$ cm in antero-posteriore e di $-0,01:+0,01$ cm in medio laterale, per quanto riguarda l'andamento, non si riesce a definire una traiettoria precisa in quanto per le tre prove si hanno andamenti diversi. Nel sinistro invece si vede un andamento che nel complesso va dalla parte laterale verso la mediale del piede. In particolare si nota un tratto iniziale in cui la curva del CoP va dalla parte mediale verso la laterale . Questo tratto potrebbe essere causato da un eccessivo sbilanciamento del corpo verso sinistra provocato dalla perturbazione sul piede destro.

Osservazioni: la sola presenza dei cuscinetti provoca nel piede destro una variazione dell'andamento del CoP e, cosa molto importante, questa perturbazione determina nel piede sinistro una significativa variazione dell'andamento del CoP in modo da compensare lo sbilanciamento del corpo.

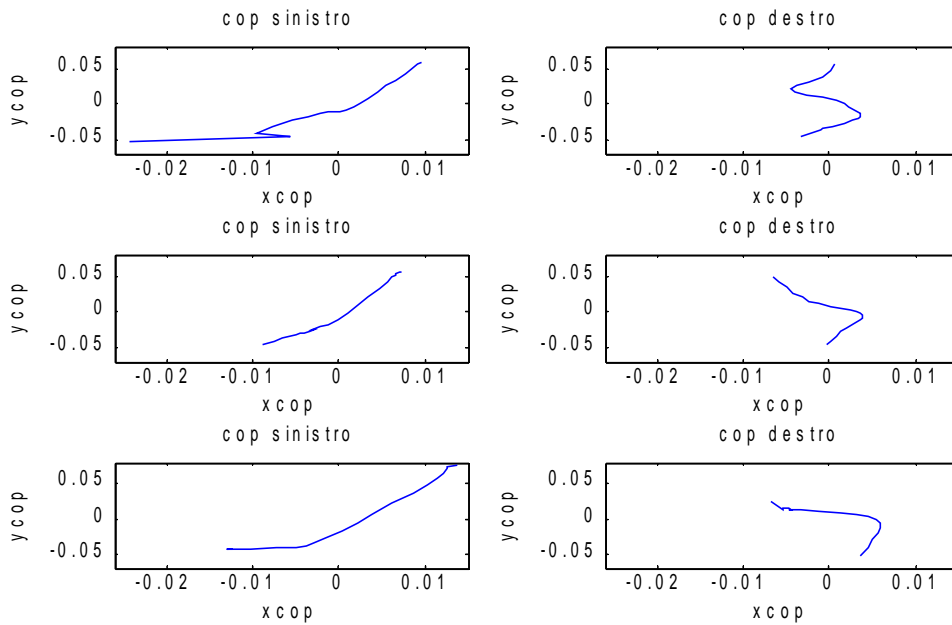


Fig.5.17 CoP Situazione di Riferimento

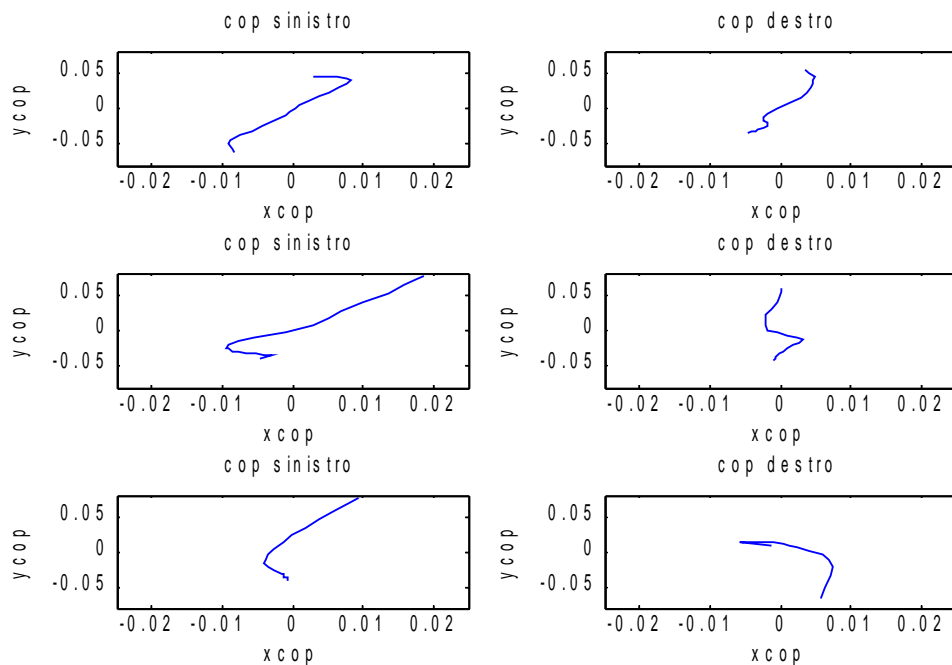


Fig.5.18 CoP Perturbazione posteriore

CONCLUSIONE:

sia dai grafici della forza che da quelli del CoP si deduce che la perturbazione sul piede destro tende a far sbilanciare il corpo verso sinistra e, questo sbilanciamento viene compensato dal sinistro sia come andamento del CoP sia come picchi di forza.

5.3.2 Situazione di riferimento vs Perturbazione anteriore

Per semplicità verranno indicati con la sigla SR la situazione di riferimento e PA la perturbazione anteriore. Inoltre in ogni grafico verranno rappresentate le tre prove. Ogni colore rappresenta una prova:

- prova 1: blu;
- prova 2: verde;
- prova 3: rosso.

FORZA FZ

SR:

dai grafici non risulta esserci una grossa differenza tra i dati del piede sinistro e destro; i due picchi di forza rappresentanti l'appoggio del tallone e l'ultimo contatto dell'alluce, sono per entrambi i casi circa a 750 N;

PA:

anche in questo caso non si rilevano grosse differenze in ampiezza, l'unico aspetto da sottolineare è che l'ampiezza del secondo picco risulta maggiore del primo.

Osservazioni: a livello di ampiezza non si riscontrano grosse differenze, ciò invece che risulta evidente è come il secondo picco, rappresentante lo stacco dal suolo dell'alluce, risulta essere maggiore del primo e questo è dovuto ad una maggiore pressione dovuta

al secondo cuscinetto gonfio.

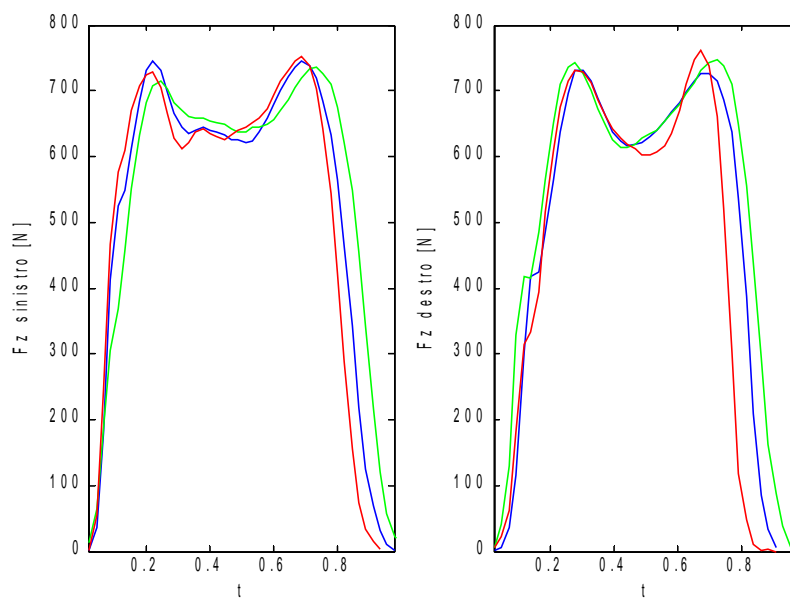


Fig.5.19 Fz Situazione di riferimento

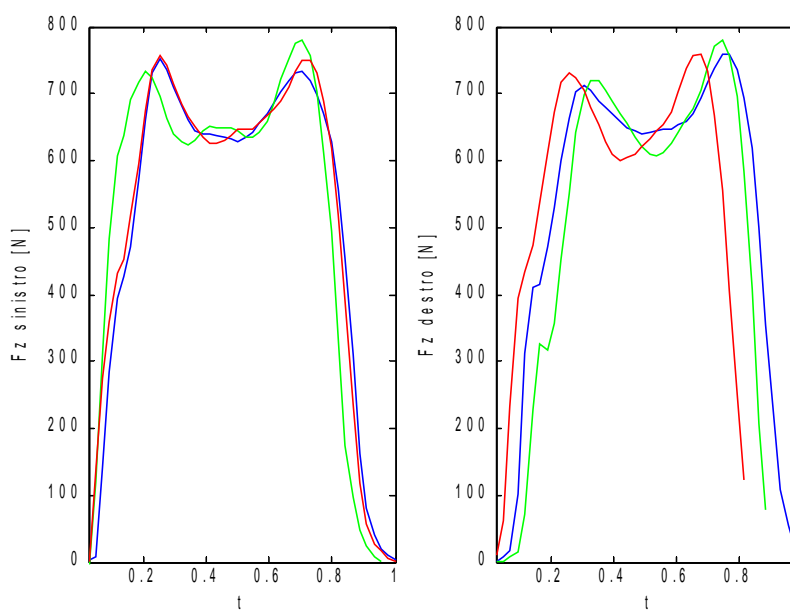


Fig.5.20 Fz Perturbazione anteriore

YCOP

SR:

l'escursione massima del piede destro è circa 9 cm mentre quella del sinistro è circa 11 cm;

PA:

per il piede destro si hanno escursioni di circa 9 cm mentre per il sinistro di 11 cm.

Osservazioni: grossi cambiamenti di escursioni in antero-posteriore non ci sono ed è ciò che ci si aspetta in quanto il piede ha lunghezza finita.

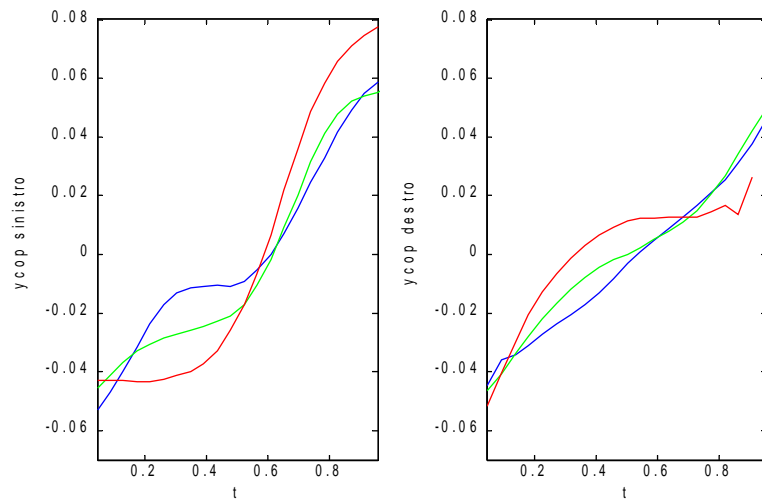


Fig.5.21 YcoP Situazione di Riferimento

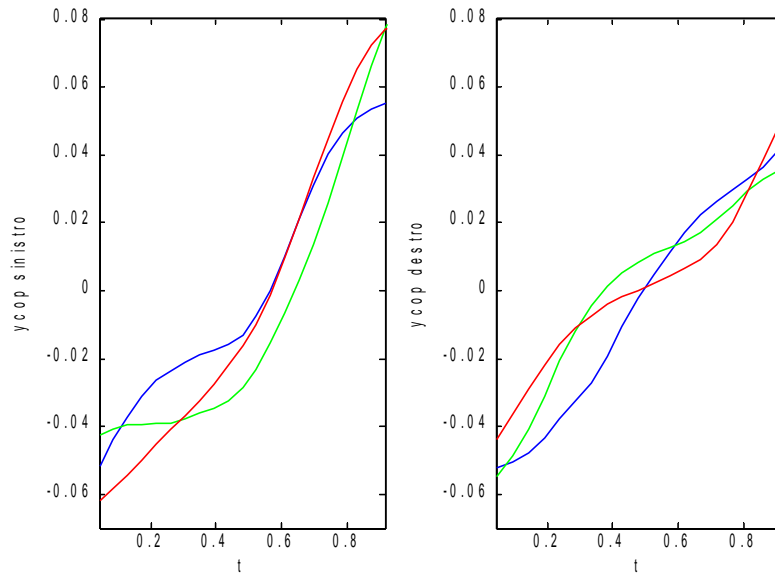


Fig.5.22 YcoP Perturbazione anteriore

XCOP

SR:

nel piede destro si hanno escursioni di circa 1 cm mentre nel sinistro di circa 2,5 cm.;

PA:

del piede destro si hanno escursioni di circa 1 cm mentre nel sinistro invece di 1,5 cm.

Osservazioni: non si riscontrano grosse differenze, anche se non si può affermare con certezza ciò in quanto le prove fatte sono state 3 per ogni tipo di perturbazione.

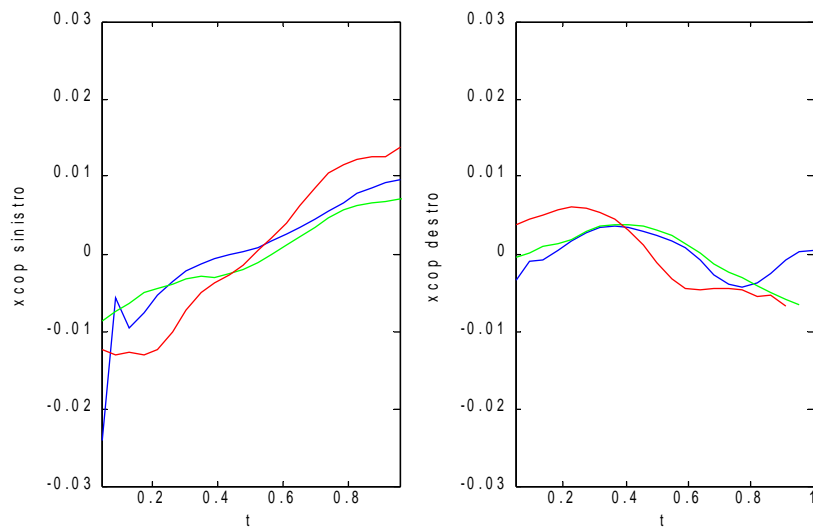


Fig.5.23 XcoP Situazione di Riferimento

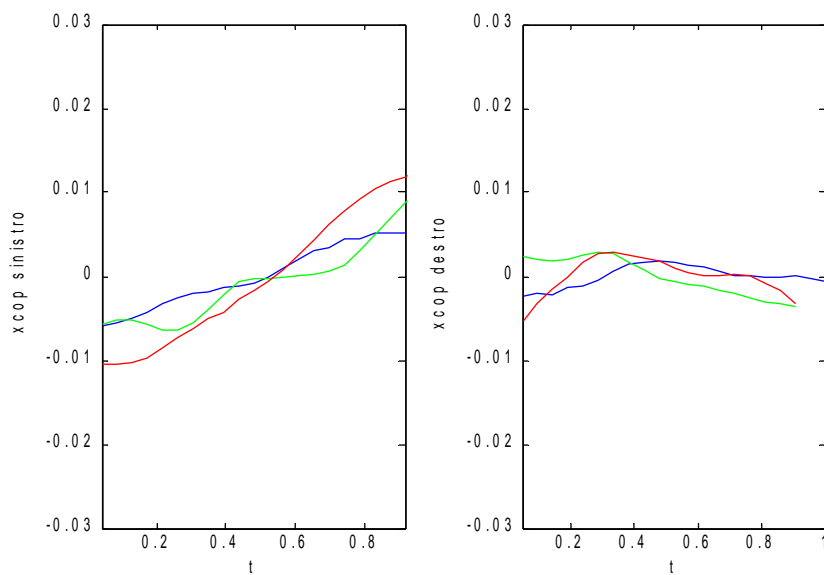


Fig.5.24 XcoP Perturbazione anteriore

COP

SR:

il comportamento è il medesimo illustrato precedentemente;

PA:

si vede subito che nel piede destro le escursioni in antero-posteriore e in medio-laterale sono molto simili mentre, nel sinistro è subito visibile un andamento che si porta dalla parte laterale a quella mediale del piede.

Osservazioni: In questo tipo di confronto si vede come la presenza del solo cuscinetto 2 gonfio, faccia aumentare l'ampiezza del secondo picco di forza rispetto al primo.

Inoltre, dai grafici del CoP si riescono ad evidenziare degli aspetti importanti:

- in entrambe le situazioni il CoP del piede destro tende ad avere un'escursione di $-0,008:+0,008$ cm in medio-laterale e di $-0,05:+0,05$ cm in antero-posteriore. L'andamento invece, tende ad essere circa uguale a quello di un passo normale e cioè, parte dalla parte mediale del tallone per poi portarsi verso la laterale del piede ed infine verso la mediale dell'avampiede;
- nella situazione di riferimento si vede che le escursioni in medio-laterale sono di $-0,015+0,015$ cm e in antero-posteriore sono di $-0,05:+0,05$ cm. Ciò che risulta visibile è come l'andamento del CoP vada dalla parte laterale verso la mediale del piede con un andamento pseudo lineare. Questo comportamento molto probabilmente è dovuto alla presenza dei cuscinetti sul piede destro;
- nella situazione perturbata si vede che le escursioni in medio-laterale sono di $-0,01+0,01$ cm e in antero-posteriore sono di $-0,05:+0,06$ cm. Ciò che risulta dai grafici è una modifica dell'andamento del CoP rispetto alla situazione di equilibrio. Nel primo tratto di curva si vede un andamento convesso che si protrae dalla parte laterale del piede verso la mediale e poi prosegue con un andamento pseudolineare. Questo tratto è riconducibile ad un passo leggermente più lento rispetto al normale, probabilmente perchè si tende a sostare un po' di più sulla punta del piede destro. Nel complesso, si può dire che l'andamento del CoP del piede sinistro tende ad andare dalla parte laterale del piede verso la mediale.

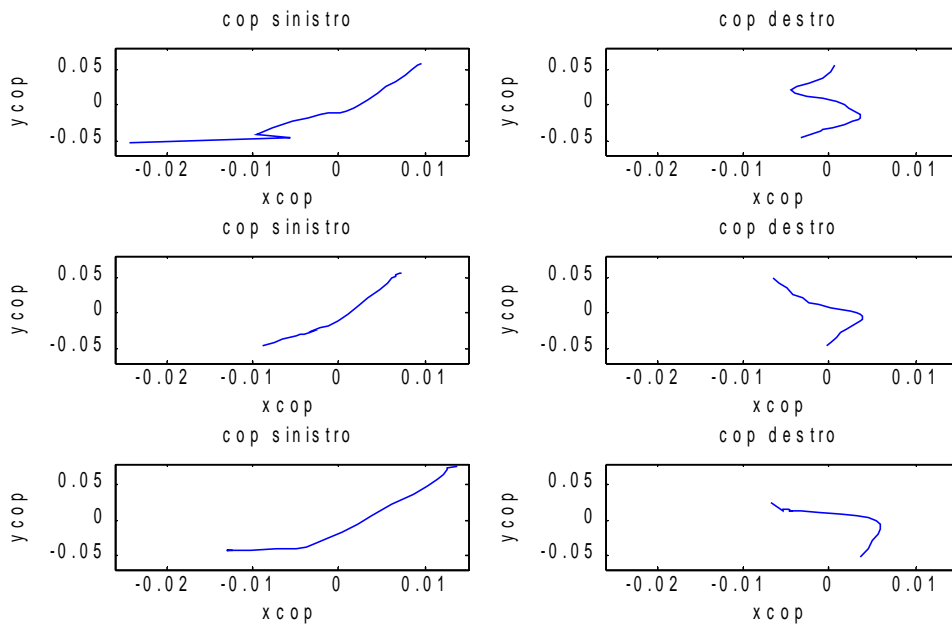


Fig.5.25 *CoP Situazione di Riferimento*

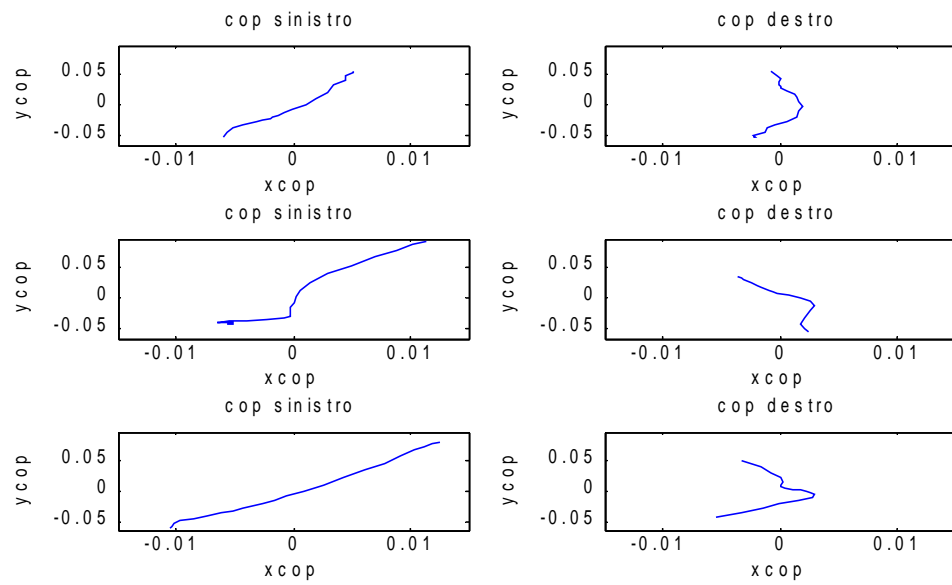


Fig.5.26 *CoP Perturbazione anteriore*

CAPITOLO 6

Conclusioni e sviluppi futuri

6.1 Conclusioni

L'obiettivo di questo lavoro è stato quello di progettare e realizzare un prototipo, dal costo e dimensioni contenuti, di un sistema avente le medesime caratteristiche strutturali di una scarpa ma che allo stesso tempo sia in grado di fornire delle perturbazioni plantari. Tale obiettivo infatti è stato raggiunto con la realizzazione materiale del prototipo, come visto al capitolo 4.

Gli ambiti clinici che potrebbero essere interessati a questo tipo di prototipo sono vari, infatti possono interessare soggetti affetti da diabete, soggetti con deficit dell'apparato propriocettivo, anziani con difficoltà di adattamento ai diversi tipi di terreno, ecc...

In aggiunta è stata poi fatta un'analisi dei dati con lo scopo di verificare se la scarpa realizzata perturbasse effettivamente il cammino.

Ancora prima di fare delle conclusioni concrete sull'effetto del prototipo sulla deambulazione del soggetto in esame bisogna fare delle considerazioni: il soggetto non ha problemi di deambulazione e il suo apparato propriocettivo funziona bene, la scarpa è stata testata solo sul piede destro e tutto il peso della strumentazione ricadeva sulla parte destra del corpo.

Dai dati ottenuti dai sensori di pressione e dalla pedana dinamometrica si è andato ad esaminare come il CoP e la forza di reazione al suolo esercitata dal soggetto variano in base alla perturbazione data.

In tutte le tre situazioni (situazione di riferimento, perturbazione posteriore, perturbazione anteriore), il CoP del piede destro (cioè quello perturbato) tende a rimanere entro certi limiti mentre quello del piede sinistro ha delle escursioni maggiori e in particolare, tende ad andare dalla parte laterale del tallone verso la mediale dell'avampiede. Questa differenza potrebbe essere dovuta al fatto che il soggetto

prestava più attenzione a restare in equilibrio sul piede destro e inconsciamente, con il piede sinistro tendeva a riportare il peso del corpo da sinistra verso destra in modo da regolarizzare il più possibile il cammino. Allo stesso modo, i picchi di forza di reazione al suolo variano in ampiezza sia sul piede destro in corrispondenza dei cuscinetti (se pieni la forza ha dei picchi maggiori) e sul piede sinistro si hanno dei picchi maggiori in corrispondenza dell'appoggio del tallone come a significare che il soggetto tendesse a cadere verso sinistra e quindi il peso sul piede sinistro risulta maggiore.

In conclusione si può dire che la perturbazione fatta sul piede destro produce uno sbilanciamento verso il lato sinistro del soggetto e induce il piede sinistro a modificare il passo in modo da non farlo cadere. Quindi, si può dire che in entrambe le perturbazioni l'azione del prototipo ha l'effetto desiderato non tanto sul singolo passo, quanto sul cammino.

6.2 Sviluppi futuri

Per essere certi delle affermazioni fatte al paragrafo precedente, sarebbe utile testare il prototipo su altri soggetti sia sani che patologici.

Oltre a ciò, si potrebbero fare delle modifiche al prototipo:

- **OTTIMIZZAZIONE DELLA COMPONENTE HARDWARE:**
 - Sarebbe interessante costruire anche la scarpa sinistra e vedere come, sotto l'azione delle perturbazioni, si modifica il CoP di entrambi i piedi;
 - Generare non solo delle perturbazioni in antero-posteriore ma anche in medio-laterale, posizionando quattro cuscinetti all'interno di ogni scarpa, come visto nel capitolo 3, e valutare il conseguente cammino;
 - In aggiunta alle componenti già esistenti nel prototipo, si potrebbe aggiungere un controllo volumetrico per definire la perturbazione corretta dato che, in base al tipo di passo (lento, veloce..), al soggetto (giovane, anziano, patologico) e ai raccordi utilizzati, la portata dell'acqua cambia.

- Infine, per rendere la scarpa più leggera e indossabile, bisognerebbe cercare di miniaturizzare tutte le componenti esterne alla scarpa.

- ELABORAZIONE DEI SEGNALI:
 - Per rendere ancora più dettagliata l'analisi del cammino bisognerebbe analizzare anche i dati della stereofotogrammetria. In particolare, definendo attraverso i marker un modello fisico della pianta del piede e, combinando queste informazioni con quelle della pedana, si riuscirebbe a stabilire più efficacemente la perturbazione del cammino;
 - Determinare in maniera precisa le aree d'appoggio del piede, nel dettaglio, come si modificano in relazione al tipo di perturbazione;
 - Se possibile raccogliere dei dati elettromiografici per vedere quali muscoli si attivano e in che modo lo fanno durante la perturbazione.

Bibliografia

- [1] A. Pasqualino, E. Nesci, Anatomia Umana Fondamentale, UTET Torino, 1994.
- [2] <http://www.aipc.it/posturologia.html>
- [3] <http://www.corriere.it/salute/dizionario/deambulazione/index.shtml>
- [4] <http://medicinapertutti.altervista.org/argomento/muscoli-del-piede>
- [5] http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1932/sherrington-bio.html
- [6] http://www.cmp-plastica.it/?page_id=226
- [7] http://bomet.fci.unibo.it/pal/Doc_6.PDF
- [8] <http://www.smilingproject.eu/>
- [9] Priplata AA, Niemi JB, Hrry JD, Lipsitz LA, Collins JJ. Vibrating insoles and balance control in elderly people. Lancet. 2003 Oct 4;362(9390):1123-4
- [10] tesi in Bioingegneria della riabilitazione di Prati Paolo : “Progettazione e sperimentazione di un plantare sensorizzato”.
- [11] <http://www.musthane.com/>
- [12] <http://it.rs-online.com/web/p/sensori-di-pessione/2938373/>
- [13] <http://www.sirai.com/inglese/pdf/d/D144.pdf>
- [14] <http://it.rs-online.com/web/p/trasformatori-toroidali/6719006>
- [15] <http://it.rs-online.com/web/p/rele-stato-solido/7018689>
- [16] Ann Hallemans, Dirk De Clercq, Peter Aerts (2003). Pressure Distribution Patterns Under the Feet of New Walkers: The First Two Months of Independent Walking, Foot & Ankle International/Vol. 24, No. 5.
- [17] <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/it/nid/203224>