



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA



**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE**

**CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA**

**Analisi del movimento per applicazioni nelle realtà cliniche e sportive**

**Relatore: Prof.ssa Zimi Sawacha**

**Laureando/a: Elia Secci**

**Correlatore: Ing. Alfredo Ciniglio**

**ANNO ACCADEMICO 2021 – 2022**

**Data di laurea 07-03-2022**



# Indice

|  |           |
|--|-----------|
| <b>ABSTRACT.....</b>   | <b>1</b>  |
| <b>CAPITOLO 1 – ANALISI DEL MOVIMENTO.....</b>                   | <b>3</b>  |
| 1.1 Introduzione.....  | 3         |
| 1.2 Sistema di riferimento.....                                  | 3         |
| 1.3 Stereofotogrammetria: sistema marker-based.....              | 4         |
| 1.4 Calibrazione del sistema stereofotogrammetrico.....          | 5         |
| 1.5 Sistema video-based.....                                     | 6         |
| 1.6 Le pedane di forza.....                                      | 6         |
| 1.7 Protocollo IOR-Gate.....                                     | 7         |
| 1.8 Calcolo dei momenti e degli angoli.....                      | 8         |
| <b>CAPITOLO 2 – BIOMECCANICA DELLA SCARPA.....</b>               | <b>11</b> |
| 2.1 Motivazione degli studi della biomeccanica della scarpa..... | 11        |
| 2.2 Scarpa sportiva.....   | 13        |

|  |    |
|--|----|
| 2.3 Scarpa per pazienti diabetici..... | 13 |
|--|----|

**CAPITOLO 3 – MATERIALI E METODI.....15**

|                            |    |
|----------------------------|----|
| 3.1 Task dei soggetti..... | 15 |
|----------------------------|----|

|               |    |
|---------------|----|
| 3.2 Task..... | 15 |
|---------------|----|

|                              |    |
|------------------------------|----|
| 3.3 Software utilizzati..... | 17 |
|------------------------------|----|

|                           |    |
|---------------------------|----|
| 3.4 Analisi dei dati..... | 17 |
|---------------------------|----|

|                             |    |
|-----------------------------|----|
| 3.5 Analisi statistica..... | 17 |
|-----------------------------|----|

**CAPITOLO 4 – RISULTATI.....19**

|                                       |    |
|---------------------------------------|----|
| 4.1 Risultati in ambito sportivo..... | 19 |
|---------------------------------------|----|

|                            |    |
|----------------------------|----|
| 4.1.1 Forza verticale..... | 19 |
|----------------------------|----|

|                                       |    |
|---------------------------------------|----|
| 4.1.2 Forza anteriore-posteriore..... | 21 |
|---------------------------------------|----|

|  |    |
|--|----|
| 4.1.3 Momenti di inversione-eversione..... | 22 |
|--|----|

|   |    |
|---|----|
| 4.1.4 Angolo di inversione-eversione..... | 23 |
|---|----|

|  |    |
|--|----|
| 4.1.5 Momenti di flessione-estensione..... | 24 |
|--|----|

|  |           |
|--|-----------|
| 4.1.6 Angolo di flessione-estensione.....                                | 25        |
| 4.1.7 Forza mediale-laterale.....  | 26        |
| 4.1.8 Momenti di abduzione-adduzione.....                                | 27        |
| 4.1.9 Angolo di abduzione-adduzione.....                                 | 28        |
| 4.2 Risultati in ambito clinico.....                                     | 29        |
| 4.2.1 Angolo di caviglia, lato sinistro, camminate su tapis roulant..... | 29        |
| 4.2.2 Angolo di caviglia, lato sinistro, camminate su suolo.....         | 30        |
| 4.2.3 Angolo di caviglia, lato destro, camminate su tapis roulant.....   | 31        |
| 4.2.4 Angolo di caviglia, lato destro, camminate su suolo.....           | 32        |
| <b>CAPITOLO 5 – CONCLUSIONI.....</b>                                     | <b>33</b> |
| <b>BIBLIOGRAFIA.....</b>   | <b>35</b> |



## ABSTRACT

Questo lavoro di tesi è stato svolto presso il laboratorio di Bioingegneria del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova (BiomovLab) con l'utilizzo di diversi tipi di strumentazione e software che verranno descritti nei prossimi capitoli.

Nello specifico, questa tesi sarà divisa in sei capitoli principali rappresentanti i due differenti lavori svolti: uno all'interno di un progetto di collaborazione con l'azienda Diadora che aveva come scopo quello di definire una pipeline per valutare l'impatto di diverse caratteristiche della scarpa come rigidità e geometria sulla biomeccanica degli arti inferiori. A tale scopo sono state confrontate due scarpe con caratteristiche di comfort e ammortizzazione diverse durante compiti differenti e l'altro all'interno del progetto regionale POR S.F.I.D.A., che aveva come scopo la prevenzione di ulcere plantari nei soggetti diabetici.

Due lavori sono stati svolti attraverso la tecnologia marker-based; relativamente al progetto in collaborazione con Diadora e marker-less, relativamente al progetto S.F.I.D.A., per quanto concerne l'analisi del movimento.

Gli strumenti utilizzati in tesi sono stati: un sistema stereofotogrammetrico (6 camere, 60 Hz, BTS Bioengineering S.r.l.) e due pedane di forza (960 Hz, Bertec S.r.l.) per le acquisizioni in laboratorio; camere commerciali (7 camere, 30 Hz, GoPro Hero) per le acquisizioni svolte per il progetto S.F.I.D.A.

L'analisi del movimento effettuata nel progetto in collaborazione con Diadora ha come scopo la raccolta dati per fornire uno standard di comfort e prestazioni più elevato in ambito sportivo: è noto, infatti, che una calzatura con determinate caratteristiche, sia in grado di contribuire all'adattamento e alla regolazione cinematica che hanno dirette conseguenze sulle performance, la cinetica e i danni derivati dalle attività sportive [1][2].

L'analisi del movimento per il progetto S.F.I.D.A. è avvenuta su pazienti diabetici che hanno effettuato il solo ciclo del passo (diviso nelle sue quattro fasi di cui si parlerà nell'apposito capitolo), prima su tapis roulant e poi liberamente su suolo. Sono stati utilizzati per questo studio strumenti differenti per ottenere alla fine le coordinate dei punti di reperi e visualizzare questi ultimi in uno spazio virtuale.

Tale studio è stato effettuato per una raccolta dati utile per l'analisi della biomeccanica del "piede diabetico", ovvero la condizione clinica di uno stato morboso che si sviluppa come conseguenza di neuropatia ed arteriopatia derivate da tale malattia metabolica.

L'elaborato è organizzato come di seguito:

- Un capitolo che tratta l'analisi del movimento tramite un determinato sistema di riferimento, l'uso della stereofotogrammetria e della pedana di forza e il sistema marker-less.
- Un capitolo è dedicato alla biomeccanica della scarpa in base all'ambito di impiego di quest'ultima, il quarto invece tratta i materiali e i metodi applicati.
- Sono presenti, infine, i capitoli contenenti i suoi risultati e sulle conclusioni tratte al termine degli studi effettuati.

This thesis work was performed at the Bioengineering of Movement laboratory of the University of Padua (BiomovLab) with the use of different types of tools and software that will be described in the next chapters.

In particular, this thesis will be divided into six main chapters representing the two different works performed: the first one in collaboration with Diadora which aimed to define a pipeline to evaluate the impact of different characteristics of the shoe such as stiffness and geometry on the biomechanics of the lower limbs. For this purpose, two shoes with different comfort and cushioning characteristics were compared during different tasks and the second work was performed within the S.F.I.D.A. project, which aimed to prevent ulcers in diabetic subjects.

Both works were developed for the study of movement using marker-based technology in Diadora's project and marker-less in S.F.I.D.A.'s project.

The tools used in the thesis were: a stereophotogrammetric system (6 cameras, 60 Hz, BTS Bioengineering S.r.l.) and two force platforms (960 Hz, Bertec S.r.l.) for laboratory acquisitions; commercial cameras (7 cameras, 30 Hz, GoPro Hero) for the acquisitions carried out for the S.F.I.D.A. project.

The movement analysis performed in collaboration with Diadora aims to collect data to provide a higher standard of comfort and performance in sports: it is known that a shoe with certain characteristics can contribute to the adaptation and kinematic regulation that have direct consequences on performance, kinetics and damage deriving from sports activities [1] [2].

Movement analysis for S.F.I.D.A. occurred on diabetic patients who performed only the gait cycle (divided into its four phases which will be discussed in the appropriate chapter), first on a treadmill and then freely on the ground. Different tools were used for this study to finally obtain the coordinates of the landmarks and view them in a virtual space.

This study was performed for a data collection useful for the analysis of the biomechanics of the "diabetic foot", that is the clinical condition of a morbid state that develops because of neuropathy and arteriopathy deriving from this metabolic disease.

In this paper there is a chapter that handles the analysis of movement through a specific reference system, the use of stereophotogrammetry, the force platform and the marker-less system. One chapter is dedicated to the biomechanics of the shoe based on the area of its use, the fourth, on its side, deals with the materials and methods applied. Lastly, there are two chapters: one on the results and the other one on conclusions drawn at the end of the performed studies.



## CAPITOLO 1

### ANALISI DEL MOVIMENTO

#### 1.1 Introduzione

Lo studio del movimento umano ha numerosissime applicazioni fra le quali è presente la valutazione della funzione muscolo-articolare che trova utilizzo in ambito sia fisiologico che clinico attraverso una descrizione quantitativa dei giunti cinematici e delle forze propagate dei tessuti coinvolti [3].

La valutazione di tale funzione utilizza i dati che vengono raccolti durante i gesti (di interesse) compiuti, questi dati sono grandezze misurabili: posizione e orientamento.

L'analisi della deambulazione in un laboratorio di movimento avviene attraverso una complessa strumentazione che offre la possibilità di effettuare gli esami in tempi ridotti ed in modo non invasivo fornendo dati quantitativi con i quali procedere verso l'analisi del movimento umano [4].

#### 1.2 Sistema di riferimento

Per procedere con lo studio della cinematica e della dinamica dei fenomeni di interesse, bisogna prima porre la base del sistema rispetto al quale si intende osservare gli eventi, stabilendo perciò il sistema di coordinate e gli assi per proseguire con la misurazione oggettiva dei parametri.

Gli assi per l'ottenimento delle coordinate tridimensionali per la ricostruzione analitica del punto oggetto sono:

- Asse X: anteriore-posteriore
- Asse Y: verticale
- Asse Z: medio-laterale

In questo modo si ottengono i piani principali:

- Gli assi X,Y compongono il piano sagittale
- Gli assi X,Z compongono il piano trasversale
- Gli assi Y,Z compongono il piano coronale

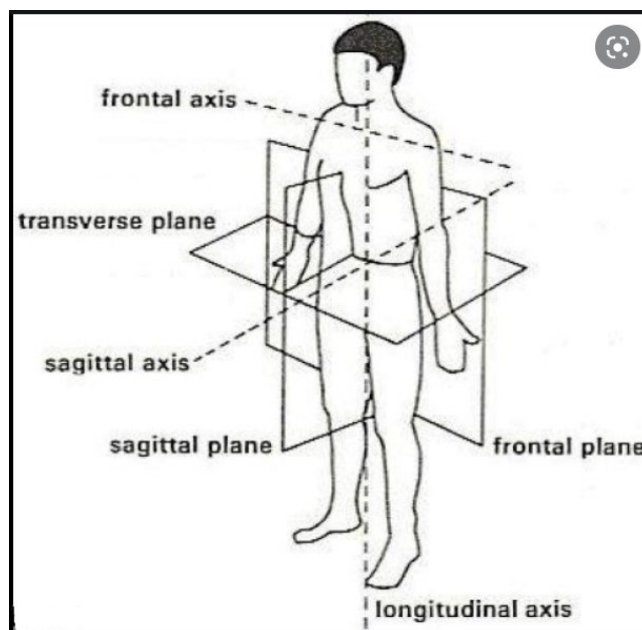


Fig 1.1 I piani principali applicati al modello umano

([https://www.researchgate.net/figure/Body-planes-and-axis-Frontal-axis-is-defined-along-medio-lateral-direction-sagittal\\_fig1\\_51872929](https://www.researchgate.net/figure/Body-planes-and-axis-Frontal-axis-is-defined-along-medio-lateral-direction-sagittal_fig1_51872929))

### 1.3 Stereofotogrammetria: sistema marker-based

Per le acquisizioni è stato utilizzato un marker set, ovvero dei sistemi passivi che vengono posizionati sul soggetto dello studio. Tale tecnica, si può utilizzare nei casi in cui si dispone di un laboratorio e quando i movimenti che deve compiere il paziente non hanno questi marcatori come ostacolo o limitazione.

Questo sistema ha bisogno inoltre di telecamere, illuminazione e una parte software per l'acquisizione e per l'elaborazione.

Inizialmente ogni telecamera effettua una pre-elaborazione dell'immagine andando a mantenere le aree di interesse e cioè dove sono presenti i marker (è importante che almeno due cam rilevino la posizione, nelle tre dimensioni, di ogni marcatore), si effettua la sogliatura con la quale ogni marcatore viene riconosciuto e del quale viene calcolato il baricentro determinandone il centroide ed in seguito, tramite elaborazione software che effettua una triangolazione, se ne ottiene la posizione tridimensionale.

## 1.4 Calibrazione del sistema stereofotogrammetrico

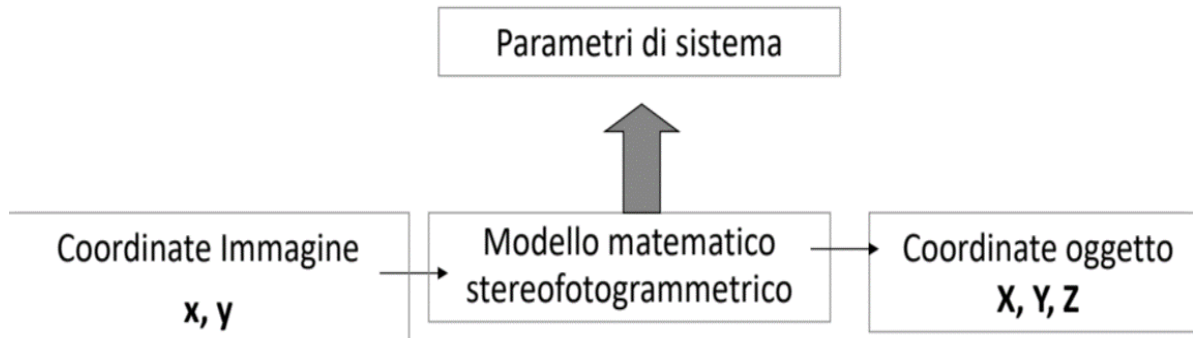


Fig 1.2 Schematizzazione dei parametri di sistema in output  
(Bioing Mov Rehab\_Lesson 5\_2021)

Per procedere con la calibrazione occorre determinare i parametri di sistema utilizzando un oggetto le cui coordinate sono note a priori.

La calibrazione avviene quindi in due fasi: calibrazione intrinseca nella quale si impostano i parametri geometrici quali la lunghezza focale, le coordinate del punto focale e il coefficiente di distorsione e calibrazione estrinseca che avviene predisponendo la posizione del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento del laboratorio.

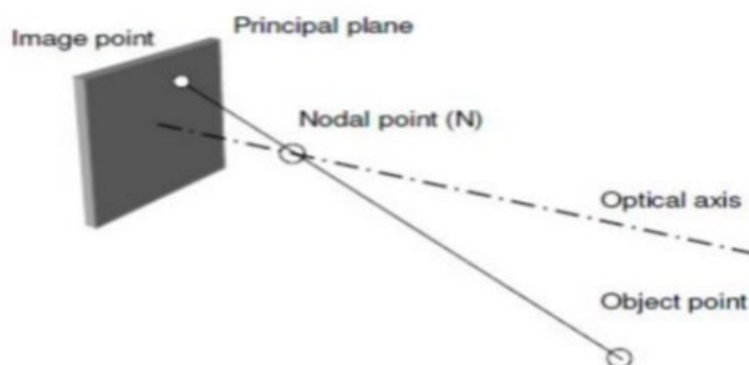


Fig 1.3 Proiezione del punto oggetto sul piano immagine  
(Bioing Mov Rehab\_Lesson 5\_2021)

Il passo successivo è la triangolazione, ovvero quando il software interseca le rette che partono dal punto immagine di ogni telecamera, individuando il punto di reperi.

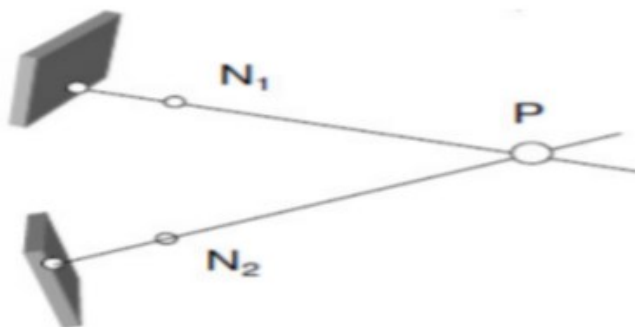


Fig 1.4 Triangolazione di un punto  
(Bioing Mov Rehab\_Lesson 5\_2021)

## 1.5 Sistema video-based

I sistemi video-based sono sistemi decisamente meno invasivi dato che il loro punto di forza è la totale assenza di marcatori sui soggetti.

Questo tipo di motion capture è diffuso nelle tecniche di acquisizione di immagini nell'ambiente clinico e sportivo. Esso mantiene gli standard di realizzazione e ripetibilità delle misurazioni del sistema marker-based, utilizzando però una strumentazione differente.

I sistemi video-based permettono di ridurre i costi e la complessità dei classici sistemi di motion capture stereofotogrammetrici, utilizzando delle telecamere commerciali e al posto delle pedane di forza, vengono usate delle solette di pressione. Questo sistema implica l'uso del tracciamento video combinato con parametri di valutazione per il calcolo e la gestione degli errori al fine di produrre un accurato track dei punti di reperi.

## 1.6 Le pedane di forza

Le pedane di forza sono state utilizzate solo durante l'analisi del movimento per la scarpa sportiva Diadora.

Sono stati estrapolati grazie a questi strumenti il valore del modulo, la direzione, il punto di applicazione e il verso delle forze di reazione al suolo. Come si può notare dai grafici, in base alla fase del movimento, le forze rilevate riescono a dare un'idea dei momenti articolari durante il ciclo del passo.

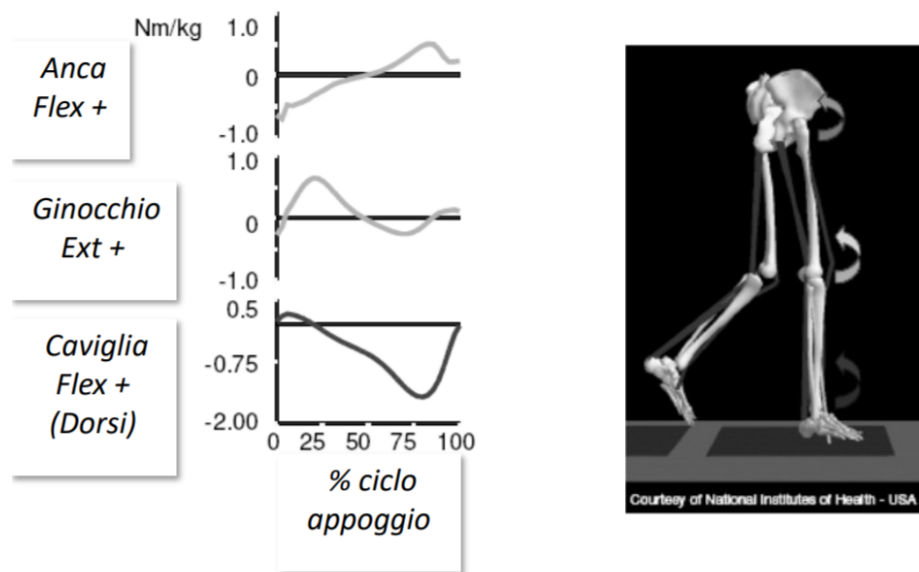


Fig 1.5 Esempio di momenti articolari nel cammino  
 (Department of Human Movement and Sport Sciences:Aurelio Cappozzo Department of Human Movement and Sport Sciences, Laboratory of Bioengineering, University Institute for Movement Science - Rome)

Questi dispositivi sono in grado di visualizzare la forza rilevata grazie a dei trasduttori (solitamente sensori di materiale piezoelettrico) che calcolano la sollecitazione meccanica avvenuta a causa del carico posto sopra di essi.

### 1.7 Protocollo IOR-Gait

Nei precedenti capitoli si è parlato di protocolli: essi sono dei modelli computazionali del corpo umano che permettono di essere personalizzati su un soggetto specifico ma che seguono comunque un determinato standard che rende ogni misurazione ripetibile. Avere un determinato protocollo, permette a chi sta studiando un movimento cinematico di acquisire e analizzare i dati seguendo uno standard e concentrandosi sulla parte del corpo interessata; esistono infatti diversi protocolli come il FullBody, il modello Foot o, nel caso di questi studi, il protocollo IOR-Gait.

Il protocollo IOR-Gait consente misurazioni anatomiche 3D del movimento di segmenti e articolazioni e permette la condivisione dei dati secondo gli standard attuali [5]. Vengono effettuate solamente tre calibrazioni per ogni arto interessato: epicondilo mediale (ME), malleolo mediale (MM) e seconda testa metatarsale (SM).

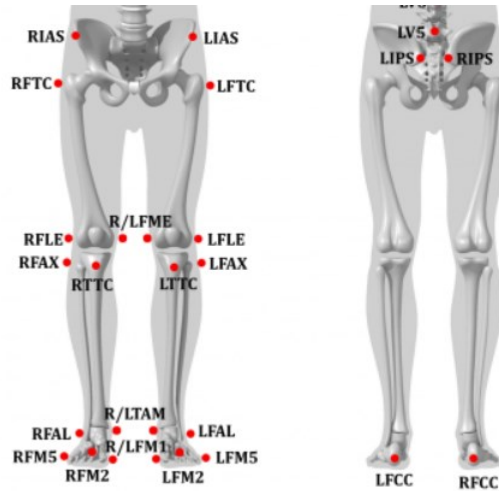


Fig 1.6 Protocollo IOR-gait, focus nella parte inferiore del corpo umano  
 ([https://c-motion.com/v3dwiki/index.php/Tutorial:\\_IOR\\_Gait\\_Full-Body\\_Model](https://c-motion.com/v3dwiki/index.php/Tutorial:_IOR_Gait_Full-Body_Model))

## 1.8 Calcolo dei momenti e degli angoli

L'utilizzo del protocollo IOR-Gait è stato adottato per il calcolo dei momenti e degli angoli articolari.

Per il calcolo dei momenti la procedura utilizzata permette di determinare le forze provocate da un determinato movimento che coinvolge i giunti. Si utilizzano le formule di Newton-Eulero partendo dal calcolo delle forze di reazione nelle tre dimensioni per arrivare, per ogni giunto, alle equazioni di rotazione del movimento:

$$\begin{aligned}
 I_x \alpha_x + (I_z - I_y) \omega_y \omega_z &= \sum M_x = R_{zd} I_d + R_{zp} I_p + M_{xp} - M_{xd} \\
 I_{xy} \alpha_y + (I_x - I_z) \omega_x \omega_z &= \sum M_y = M_{yp} - M_{yd} \\
 I_z \alpha_z + (I_y - I_x) \omega_x \omega_y &= \sum M_z = -R_{xd} I_d - R_{xp} I_p + M_{zp} - M_{zd}
 \end{aligned}$$

[6], [7] Il calcolo degli angoli è avvenuto utilizzando il sistema di riferimento precedentemente citato e nello specifico, per la flessione/estensione si è utilizzato l'asse Z, per le rotazioni interna ed esterna quello delle Y, l'asse delle X invece è stato utilizzato per i movimenti di adduzione e abduzione [5].

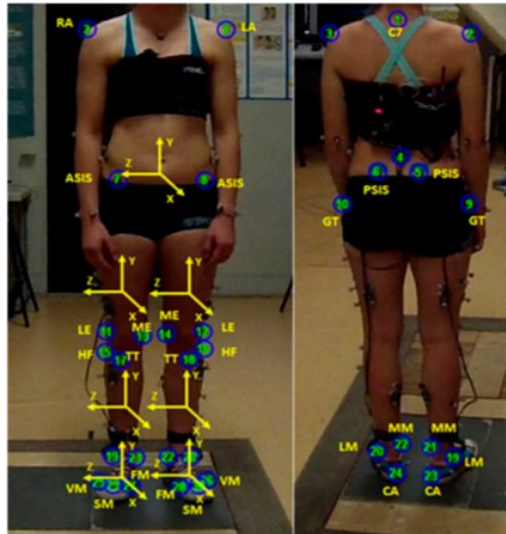


Fig 1.7 Posizione dei punti di riferimento anatomici e quadri anatomici di riferimento per il bacino, la coscia, la gamba

(Reliability and Repeatability of ACL Quick Check®: A Methodology for on Field Lower Limb Joint Kinematics and Kinetics Assessment in Sport Applications, Annamaria Guiotto , Alfredo Ciniglio , Fabiola Spolaor , Davide Pavan, Federica Cibin, Alex Scaldaferrro and Zimi Sawacha)





## CAPITOLO 2

### BIOMECCANICA DELLA SCARPA

#### 2.1 Motivazione degli studi della biomeccanica della scarpa

Sempre più aziende, negli ultimi anni, si sono interessate allo studio della biomeccanica della scarpa così da aggiornarsi e competere con gli altri marchi in un settore che ha varie sfaccettature. Lo sviluppo dei modelli di calzature avviene, in modo diversificato, per gli ambienti di impiego, mantenendo però dei capisaldi ai quali fare riferimento: design e comfort.

Ogni azienda, in base al target di acquirenti ai quali rivolgere il proprio prodotto, cerca di offrire il miglior articolo essendo quindi orientata allo sviluppo di nuovi materiali (o accostamenti di più materiali di diverso tipo) e nuove tecnologie.



Fig 2.1 Evoluzione tecnologia “Air” di Nike negli anni  
(<https://www.nicekicks.com/the-evolution-of-nike-air-max-technology/>)

Un esempio lampante è lo sviluppo delle tecnologie di ammortizzazione delle scarpe sportive: negli anni tali tecnologie sono state spinte verso cambiamenti e migliorie sempre maggiori, vedendo molte aziende proporre prodotti sempre più sofisticati e curati sotto tale punto di vista. In ambito sportivo, infatti, gli atleti sono stati supportati da calzature sempre più leggere, confortevoli e in grado di fornire un boost nelle performance e nel controllo neuromuscolare.

Anche in ambito clinico le calzature hanno subito cambiamenti sostanziali. Come verrà meglio descritto nei prossimi paragrafi, anche le persone affette da patologie, target di interesse per le aziende che producono scarpe con tecnologie adatte, possono essere aiutate con calzature in grado di offrire loro sostegno per particolari condizioni. Il controllo della postura e lo stimolo all'attivazione circolare delle zone periferiche sono solo alcuni esempi dei vantaggi che possono essere oggetto di interesse per lo sviluppo di nuove tecnologie. Per raggiungere tali scopi, in ambito clinico, si è giunti alla modernizzazione dei plantari. I plantari negli anni hanno visto ad esempio cambiamenti sui materiali (schiume di polietilene, poliuretani, E.V.A. e recentemente gel) per incrementare gli aspetti denso-deformativi, forme e spessore a zone per la distribuzione del carico e l'assorbimento degli shock da impatto.

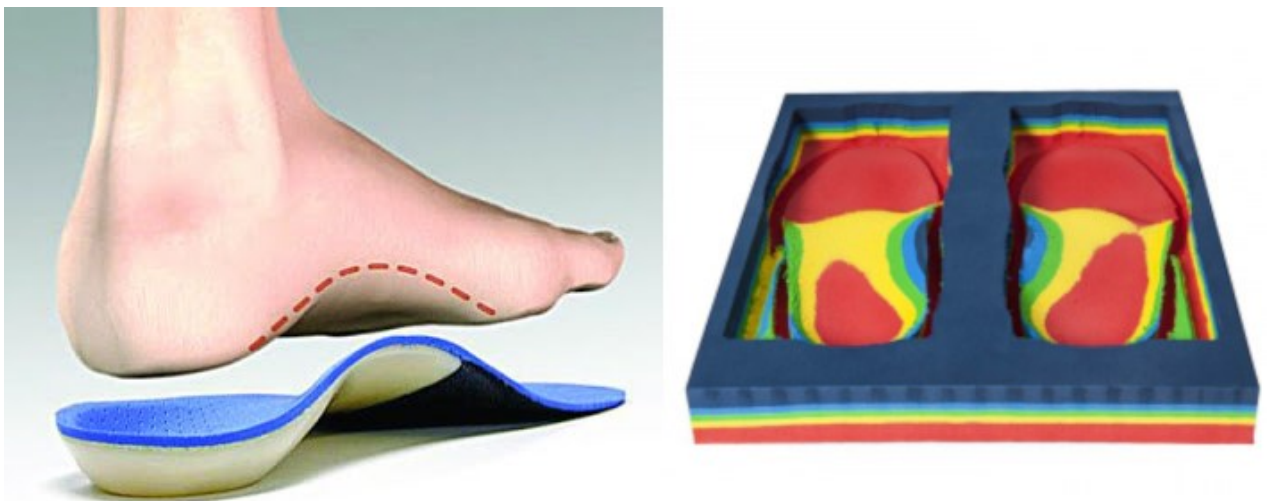


Fig 2.2 plantare e zone di carico  
(<https://ortopediasomp.com/blog/plantari-ortopedici/>)

## 2.2 Scarpa sportiva

Per l'utilizzo sportivo è di fondamentale importanza servirsi di scarpe in grado di ridurre il rischio di infortuni, attraverso soluzioni che riescano ad attenuare il carico meccanico cui sono sottoposte [8].

Attraverso gli studi su campioni è stato messo in evidenza come gli eccessivi e ripetuti impatti ed anche le forze di carico, possano destabilizzare il piede specialmente nella direzione medio laterale [9].

Per ovviare a tali problematiche è quindi necessario adottare soluzioni che coinvolgono lo studio di materiali più confortevoli e funzionali oltre che ad indurre modifiche e migliorie a livello di design del mezzo.

Come riportato nelle conclusioni dello studio sulla "Valutazione cinetica del carico in vivo" [10]: il controllo sulla parte medio laterale (e in genere su tutto il piede) migliora quando tutta la struttura anatomica riesce ad assestarsi su una scarpa dal design e materiali più adatti al campo di impiego rispetto ad un'altra di generico utilizzo.

Durante l'esercizio fisico, gli sforzi meccanici non gravano esclusivamente sul piede ma anche sulla muscolatura scheletrica della gamba [11].

L'interesse di questi studi sta nel fatto che si possano ricavare suggerimenti per migliorare le performance ed evitare infortuni tramite lo studio biomeccanico, ottenendo dati da confrontare con altri soggetti e riuscendo a realizzare modelli di calzature per lo sport in grado di assorbire gli shock da impatto, aumentare il motion control e la stabilità degli atleti contemporaneamente [12].

## 2.3 Scarpa per pazienti diabetici

Il diabete è una delle malattie croniche più diffuse al mondo, ma oggi giorno la problematica di maggior rilevanza di questo disturbo, sono le complicanze che esso comporta e non più la minore aspettativa di vita.

Tra le tante complicanze che derivano dal diabete, quella oggetto degli studi affrontati è il "piede diabetico", ovvero la condizione nella quale la struttura e la funzionalità del piede del soggetto affetto dalla malattia vengono compromesse.

Precisamente, il piede diabetico è determinato dalla simultanea presenza di neuropatie periferiche e vasculopatie che alterano la biomeccanica del piede andando a formare callosità e ulcerazioni [13] che spesso portano ad un'amputazione parziale degli arti inferiori e nei casi più gravi all'amputazione maggiore.

Fornire ai soggetti affetti da queste complicanze una calzatura con un'ortesi plantare consona alla riduzione delle pressioni plantari, può migliorare la vascolarizzazione prevenendo la formazione di ulcere [14].



## CAPITOLO 3

### MATERIALI E METODI

#### 3.1 Task dei soggetti

I soggetti degli studi effettuati, si sono prestati a degli specifici task in ambiente controllato e con le tecnologie marker-based e marker-less. Nello specifico, si parla della analisi di due movimenti distinti: ciclo del passo (gait) e atterraggi da un gradino (drop).

Di seguito sono riportati i dati dei soggetti acquisiti nei due progetti:

| Progetti   | Numero Soggetti | Età - media (SD) [anni] | BMI - media (SD) [Kg/m <sup>2</sup> ] |
|------------|-----------------|-------------------------|---------------------------------------|
| Diadora    | 10              | 26.4 (4.35)             | 24.71 (3.25)                          |
| S.F.I.D.A. | 3               | 68 (3.61)               | 33.95 (6.68)                          |

Gli strumenti utilizzati per il progetto Diadora sono stati un sistema stereofotogrammetrico (6 camere, 60 Hz, BTS Bioengineering Spa) e due pedane di forza (960 Hz, Bertec), mentre per il progetto S.F.I.D.A. sono stati utilizzati un sistema di telecamere commerciali (7 camere, 30 Hz, GoPro) e un tapis roulant. I task effettuati per il progetto S.F.I.D.A. (ndr. camminate) sono stati svolti prima sul tapis roulant ed in seguito su suolo.

#### 3.2 Task

Il cammino prevede dei movimenti ritmici che coinvolgono soprattutto gli arti inferiori, il ciclo del passo invece è definito dal periodo di tempo tra due appoggi dello stesso piede.

Per suddividere ed analizzare tramite software il movimento, esso è stato frazionato in quattro parti:

- Initial contact: è la fase nella quale si ha il primo appoggio e di conseguenza la prima comparsa del carico, inizia qui la rotazione del calcagno.
- Loading response: l'arto inferiore da questo momento non è più appoggiato al suolo e il carico viene trasferito tutto all'arto che sta avanzando.
- Middle-stance: il carico viene ora allineato sull'avampiede e l'arto che precedentemente si trovava davanti viene superato.
- Push-off: ultima fase di interesse per questi studi, il piede interessato, a seguito della rotazione dell'avampiede, vede il calcagno alzarsi e sollevarsi dal suolo di appoggio.

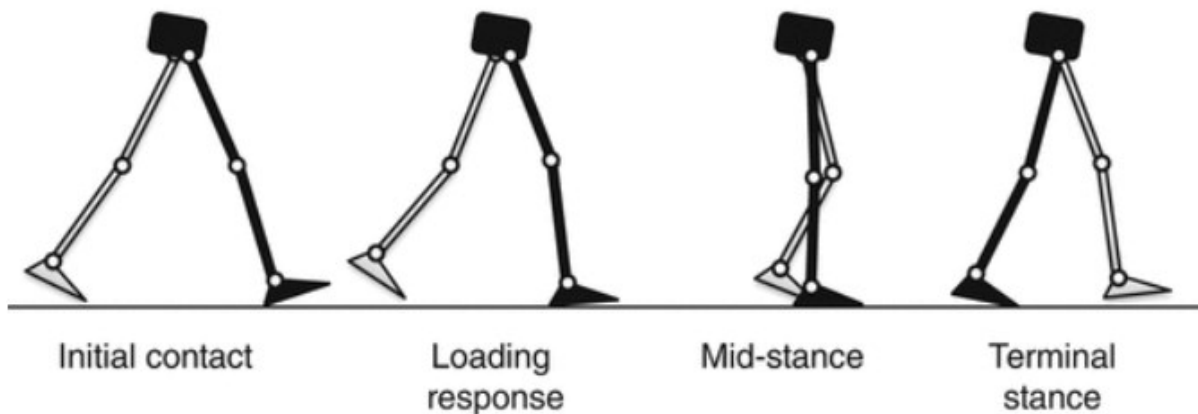


Fig 3.1 Fundamentals of Quantitative Gait Analysis  
 (<https://musculoskeletalkey.com/fundamentals-of-quantitative-gait-analysis/>)

Il secondo task, ovvero il drop, consiste nell'avere il soggetto in posizione eretta sopra un gradino con l'arto di interesse completamente fuori dalla piattaforma. Si può, in questo modo, portare a distanza il centro di massa per limitare il movimento orizzontale. Viene poi effettuata una caduta con movimento verticale. Una volta avvenuto l'impatto col suolo (in questo caso la pedana di forza) il soggetto si troverà naturalmente in posizione semi-accovacciata in equilibrio su un solo arto e dovrà mantenerla per un lasso di tempo variabile fra i 3 e i 5 secondi per poi alzarsi ed abbandonare l'area di cattura dei movimenti [16].

Durante gli istanti trascorsi nella posizione semi-accovacciata, il soggetto produce delle forze di reazione al suolo abbastanza instabili nella direzione, cercando il proprio controllo posturale (oggetto di interesse per la raccolta dati).



Fig 3.2 Fase iniziale del drop

(Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes, Jennifer M. Medina, Tamara C. Valovich McLeod, Suzanne K. Howell, Jackie J. Kingma)

I task effettuati nello studio in collaborazione con Diadora sono stati ripetuti per ognuno dei modelli di scarpe fornite dall'azienda. Diadora ha infatti procurato due diversi tipi di calzature così da procedere col confronto fra di essi sul piano del movimento e delle variabili biomeccaniche. Le scarpe differivano per design, vestibilità, sistema di ammortizzazione e per le solette interne. Al termine dell'elaborazione dei dati è stato evidenziato, come previsto, che i picchi di pressione al push-off, il range di movimento dell'anca e le aree di appoggio differiscono suggerendo l'impiego di un modello o dell'altro valutando la cinematica, la cinetica e le variabili sEMG relative al piede e alla caviglia [15].

### **3.3 Software utilizzati**

I software principalmente utilizzati, il cui impiego verrà spiegato nel prossimo paragrafo, sono: Smart Tracker (BTS Bioengineering S.p.a.), Matlab, un ambiente per il calcolo numerico e l'analisi statistica (The MathWorks, Inc.), TrackOnField, un software sviluppato dalla start-up dell'Università di Padova, BBSof, per effettuare il tracking dei punti di reperi da camere commerciali, e Mokka, un toolkit open-source per la visualizzazione 3D dei punti di reperi tracciati.

### **3.4 Analisi dei dati**

Uno dei propositi dei lavori effettuati, è stato il tracking dei punti di reperi con i due software precedentemente citati, Smart Tracker, per le acquisizioni svolte in laboratorio, e TrackOnField, per le acquisizioni svolte al di fuori del laboratorio. Per quanto concerne le acquisizioni svolte in laboratorio, può capitare che ci sia uno o più marker, che non si vedano. Le cause possono essere molteplici: un'angolazione che non ha permesso alle telecamere di triangolarne la posizione, disturbi visivi nella gamma dell'infrarosso etc. Sono stati utilizzati dei codici, sviluppati nel laboratorio, per eseguire un'interpolazione, in caso il marker mancasse per pochi frame, oppure per eseguire la ricostruzione, in caso il marker mancasse per molti frame.

Per quanto riguarda le acquisizioni svolte al di fuori del laboratorio, sono stati aggiunti in TrackOnField i video che hanno ripreso le dinamiche dei soggetti. Dopo aver sincronizzato i video, sono stati tracciati, frame per frame, i punti di reperi. È stata effettuata la calibrazione delle telecamere e, successivamente, la triangolazione di ogni dinamica, in modo da vedere il modello 3D, di ciascuna camminata.

La fase finale è il controllo del modello 3D originato: tale supervisione, avviene tramite la visualizzazione del campione in uno spazio virtuale libero (tramite software Mokka) andando a verificare la presenza di tutti i punti di reperi in ogni frame del movimento.

### **3.5 Analisi statistica**

I dati di interesse sono stati sottoposti ad un'analisi statistica riguardante i valori ordinali provenienti da distribuzione continua su campioni non indipendenti. È di interesse anche l'ampiezza delle osservazioni. Per questo insieme di ragioni, l'analisi statistica è

avvenuta utilizzando il test di Wilcoxon, alternativa non parametrica al test t per il confronto delle medie di due gruppi indipendenti tra loro.

Si procede calcolando la differenza tra ciascuna osservazione e il valore di interesse, ordinando ignorando il segno e assegnando il rango (da quello minore), si calcola la somma dei ranghi delle osservazioni che sono negative rispetto al valore ipotetico a quello delle osservazioni positive ed infine avviene il confronto con l'opportuna tabella di Wilcoxon.



## CAPITOLO 4

### RISULTATI

#### 4.1 Risultati in ambito sportivo

I successivi grafici mettono a confronto le forze, i momenti e gli angoli originati dall'acquisizione e dall'elaborazione delle camminate e dei drop. In ogni grafico si trovano a confronto i dati relativi ai due differenti modelli di scarpa.

È rappresentata la media delle misurazioni con sommata o sottratta la deviazione standard delle variabili. Si possono notare inoltre degli asterischi, essi indicano la significatività della differenza nella media fra i due modelli a confronto, il valore di significatività statistica è pari a  $p < 0.05$ .

##### 4.1.1 Forza verticale

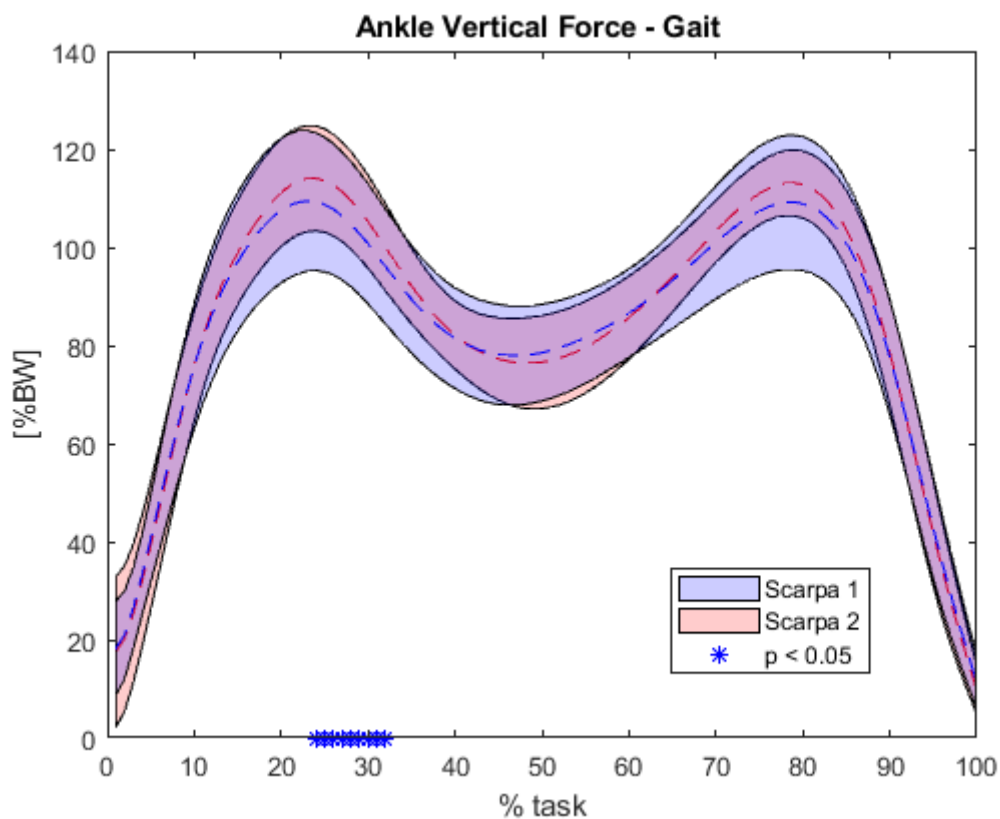


Fig 4.1 Confronto forza verticale fra i due modelli di scarpa sportiva durante il gait

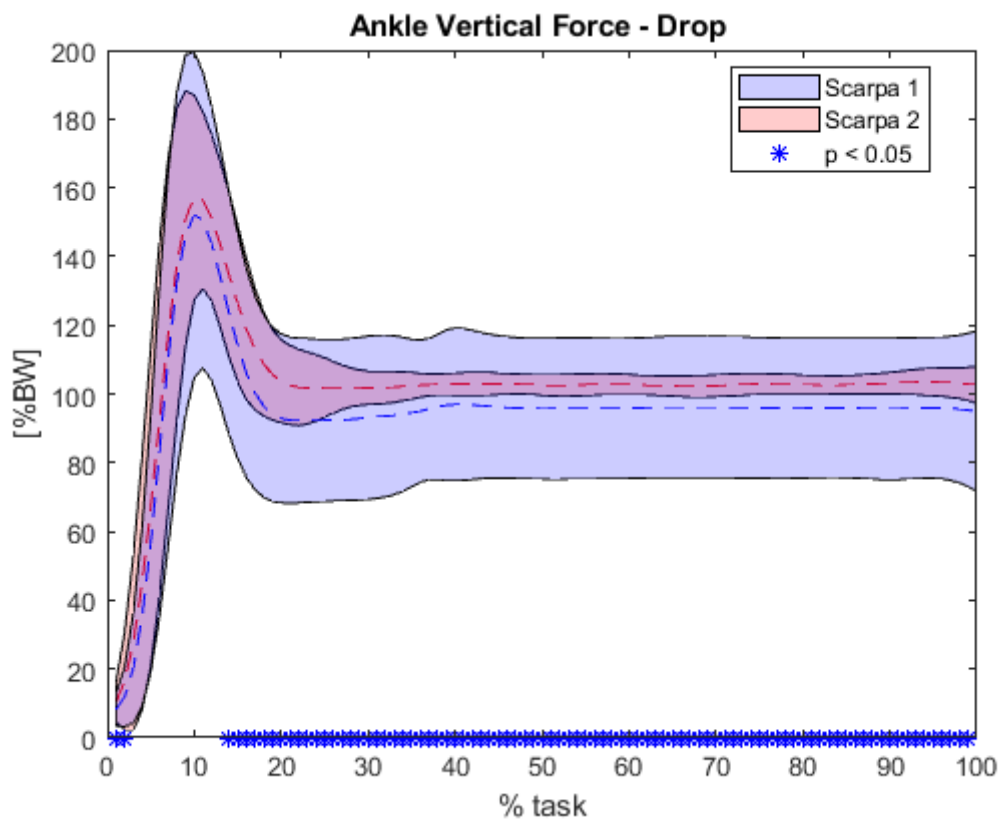


Fig 4.2 Confronto forza verticale fra i due modelli di scarpa sportiva durante il drop

#### 4.1.2 Forza anteriore-posteriore

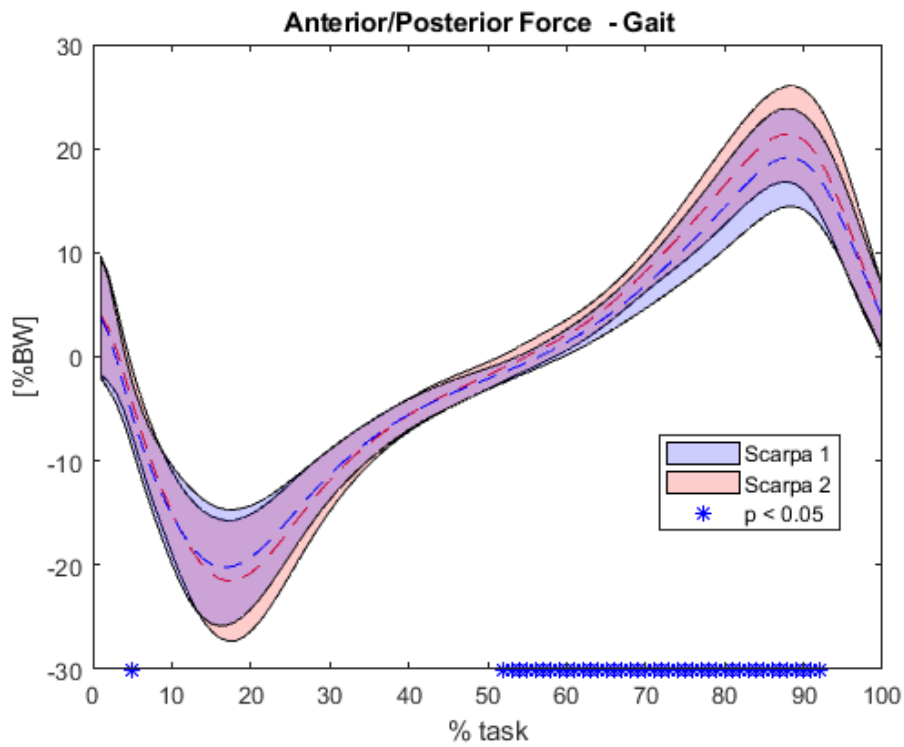


Fig 4.3 Confronto forza anteriore-posteriore fra i due modelli di scarpa sportiva durante il gait

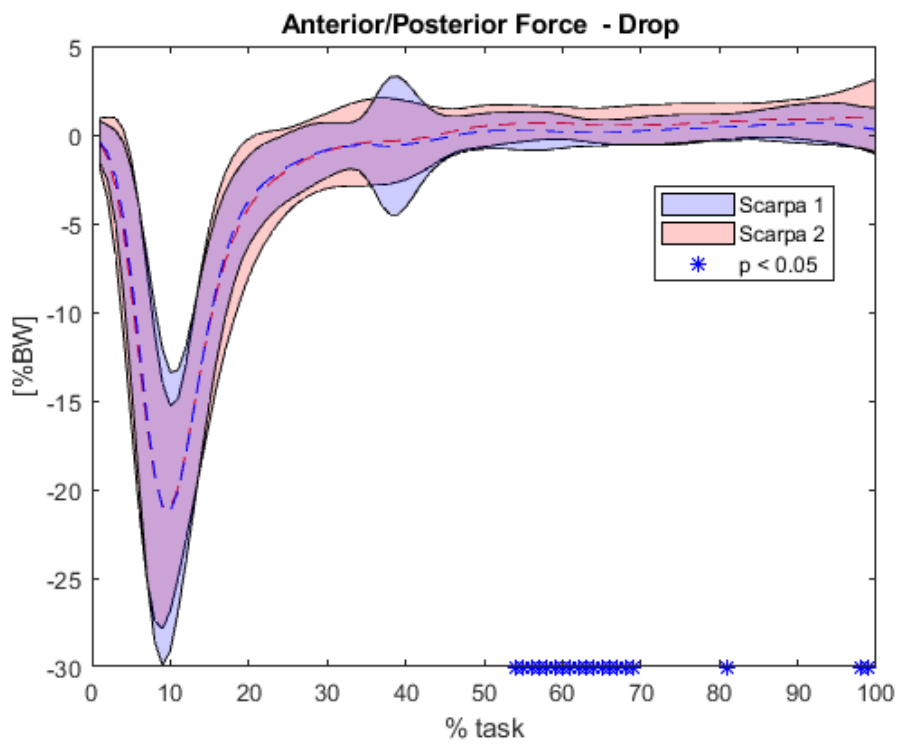


Fig 4.4 Confronto forza anteriore-posteriore fra i due modelli di scarpa sportiva durante il drop

### 4.1.3 Momenti di inversione-eversione

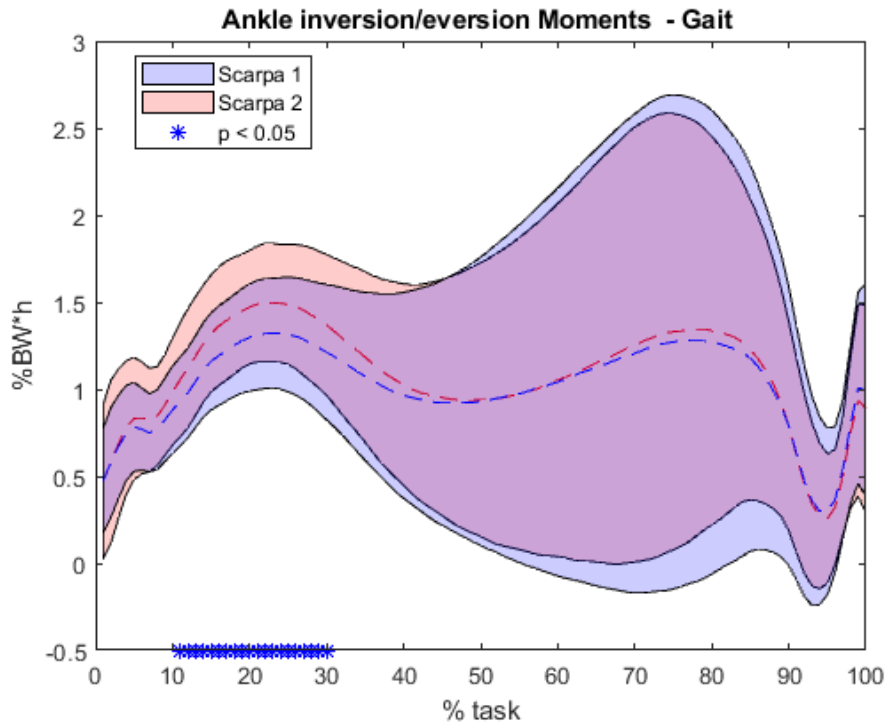


Fig 4.5 Confronto dei momenti di inversione-eversione fra i due modelli di scarpa sportiva durante il gait

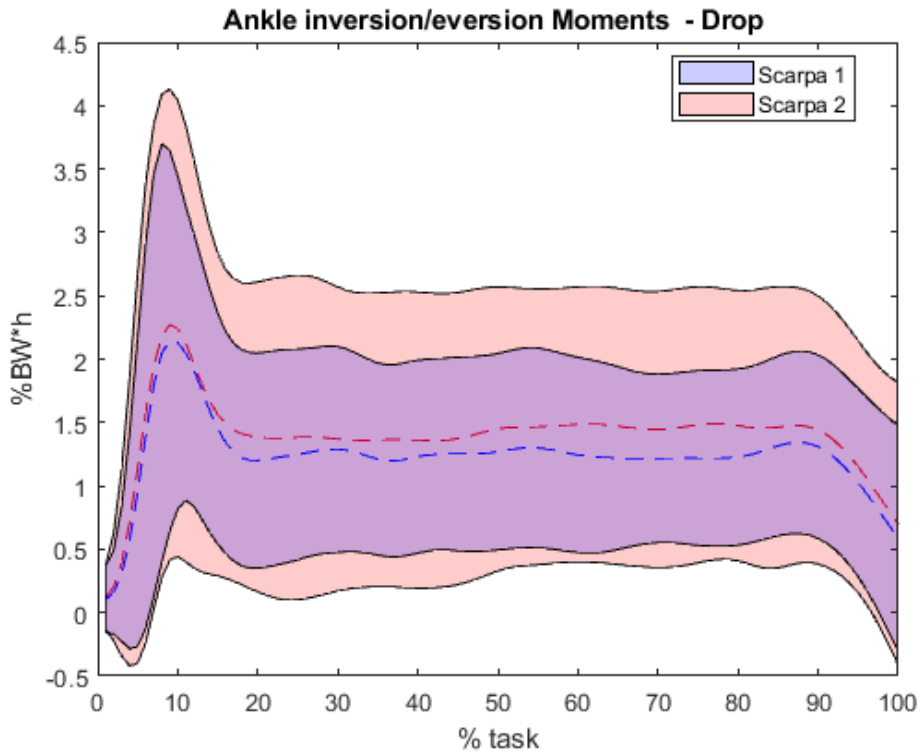


Fig 4.6 Confronto dei momenti di inversione-eversione fra i due modelli di scarpa sportiva durante il drop

#### 4.1.4 Angolo di inversione-eversione

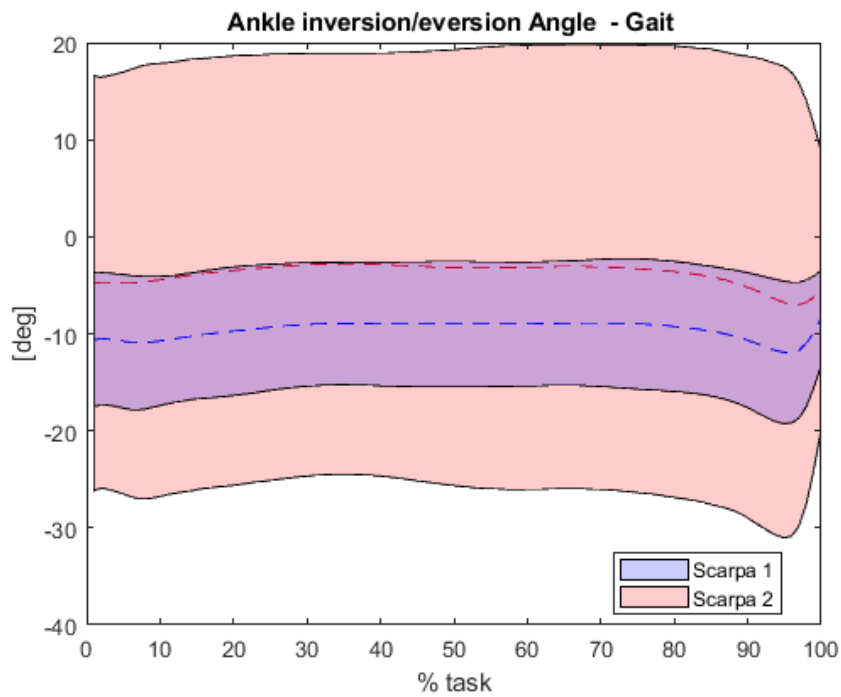


Fig 4.7 Confronto angolo inversione-eversione fra i due modelli di scarpa sportiva durante il gait

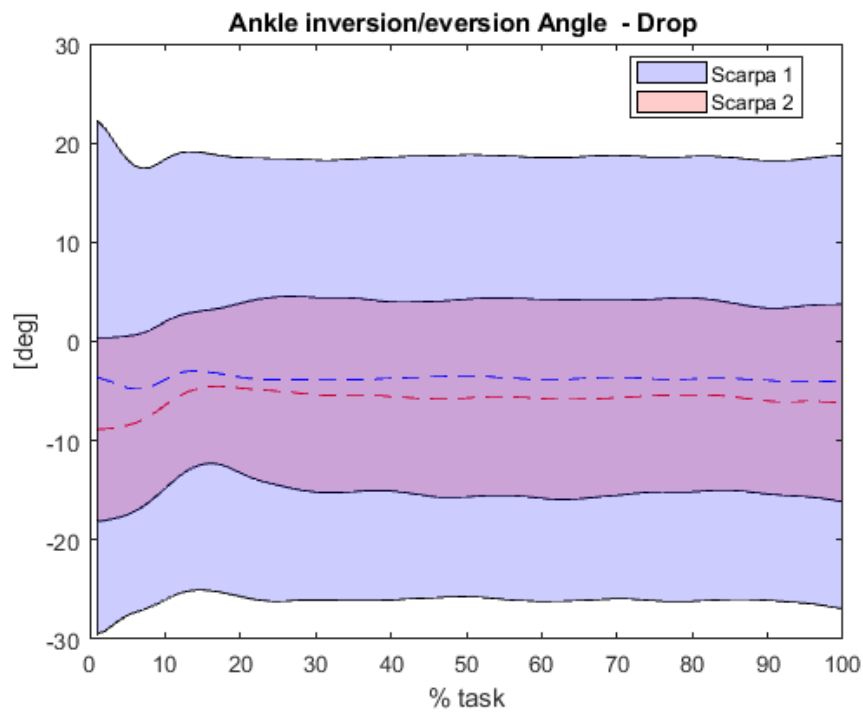


Fig 4.8 Confronto angolo inversione-eversione fra i due modelli di scarpa sportiva durante il drop

#### 4.1.5 Momenti di flessione-estensione

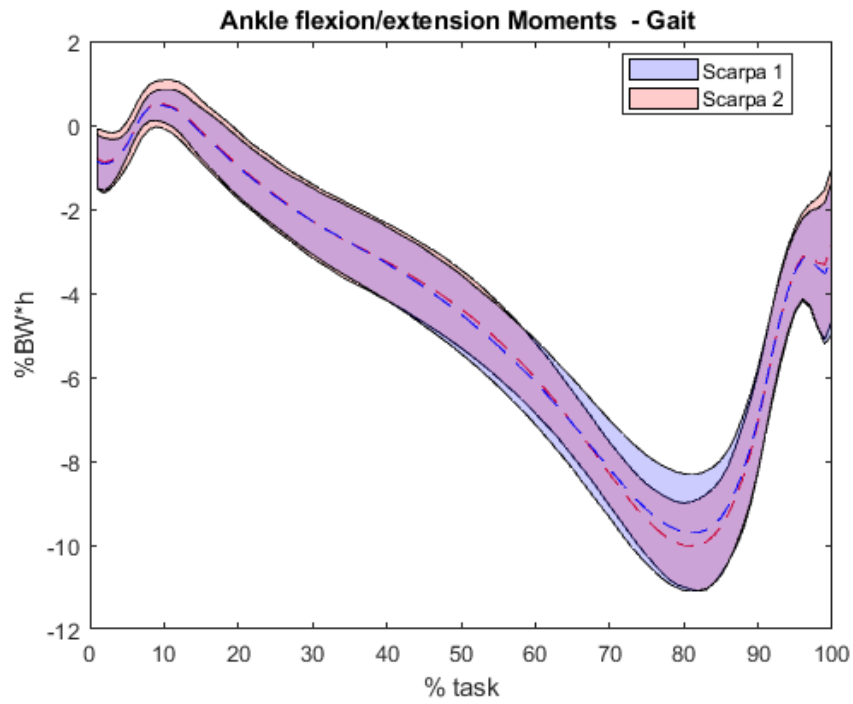


Fig 4.9 Confronto dei momenti di flessione-estensione fra i due modelli di scarpa sportiva durante il gait

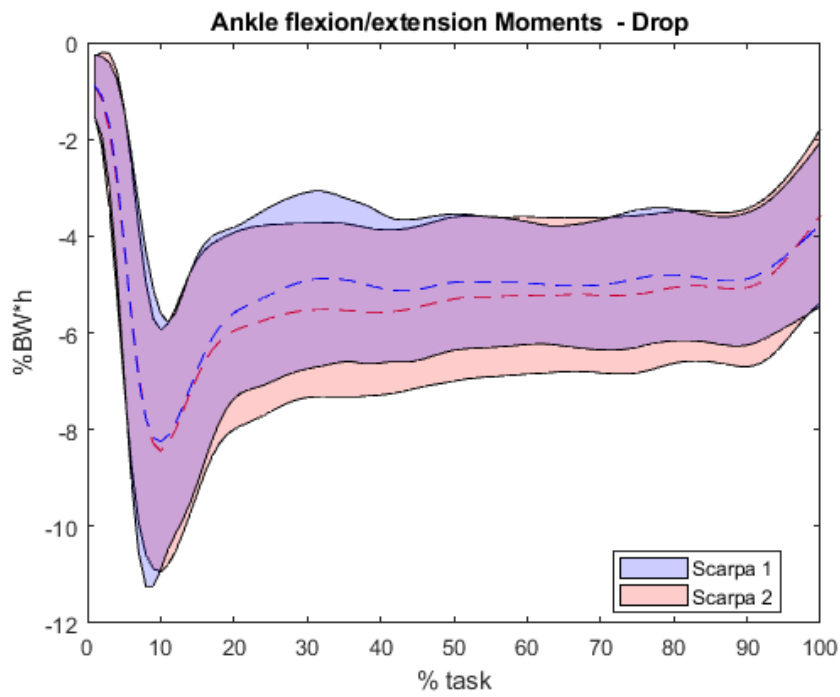


Fig 4.10 Confronto dei momenti di flessione-estensione fra i due modelli di scarpa sportiva durante il drop

#### 4.1.6 Angolo di flessione-estensione

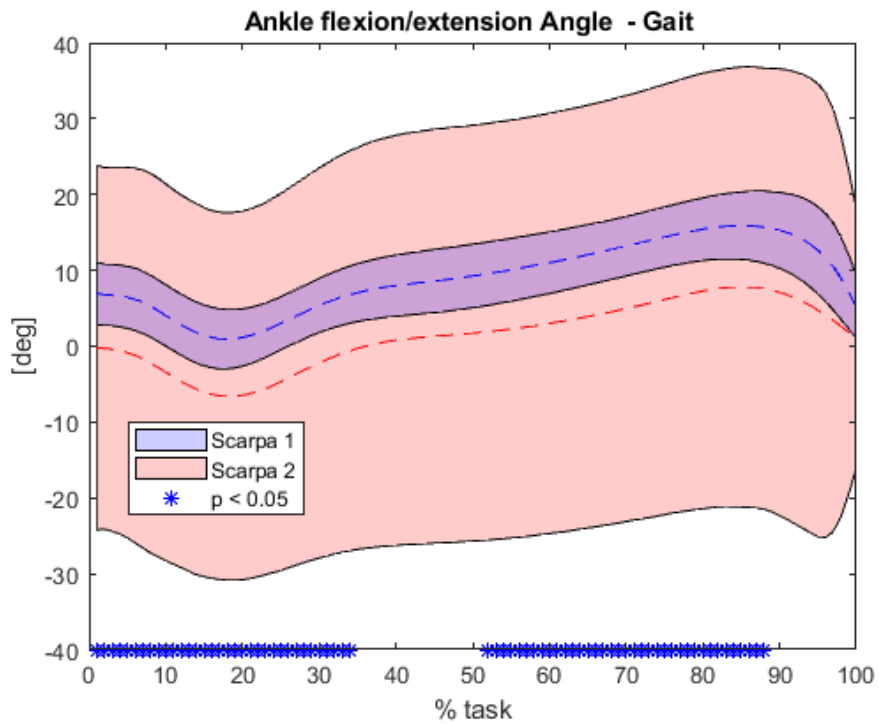


Fig 4.11 Confronto angolo flessione-estensione fra i due modelli di scarpa sportiva durante il gait

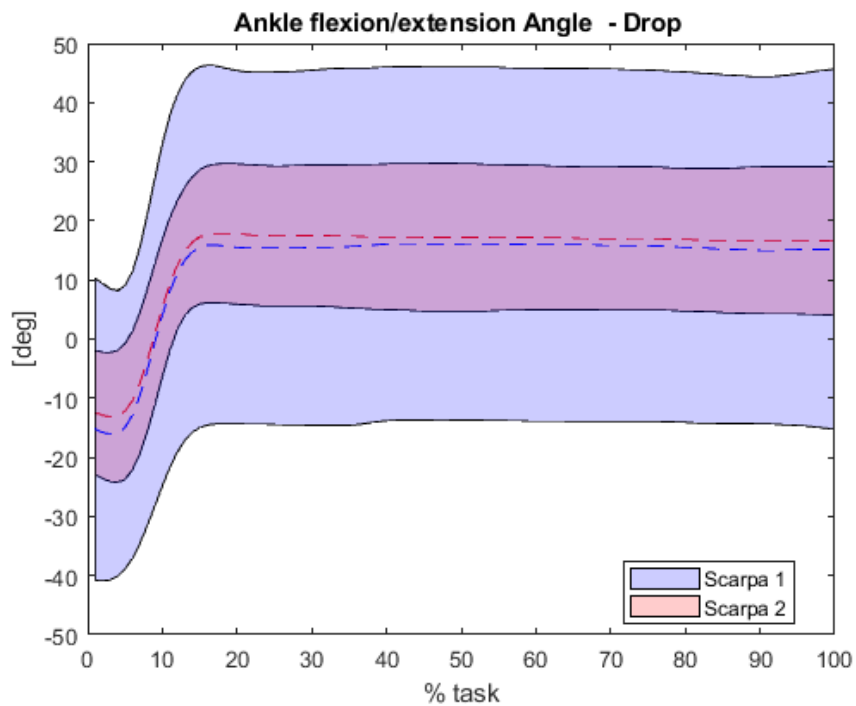


Fig 4.12 Confronto angolo flessione-estensione fra i due modelli di scarpa sportiva durante il drop

#### 4.1.7 Forza mediale-laterale

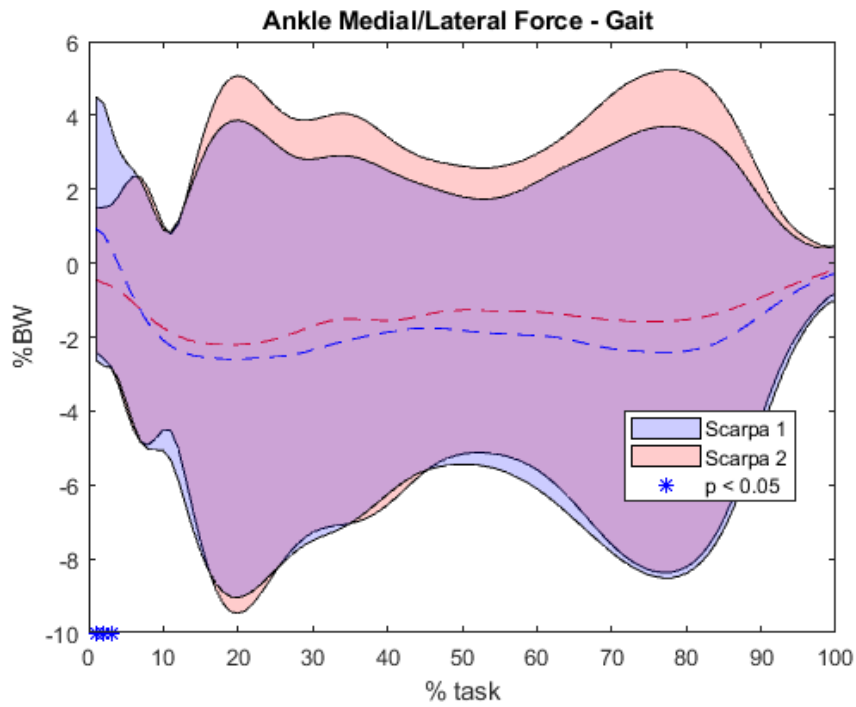


Fig 4.13 Confronto forza mediale-laterale fra i due modelli di scarpa sportiva durante il gait

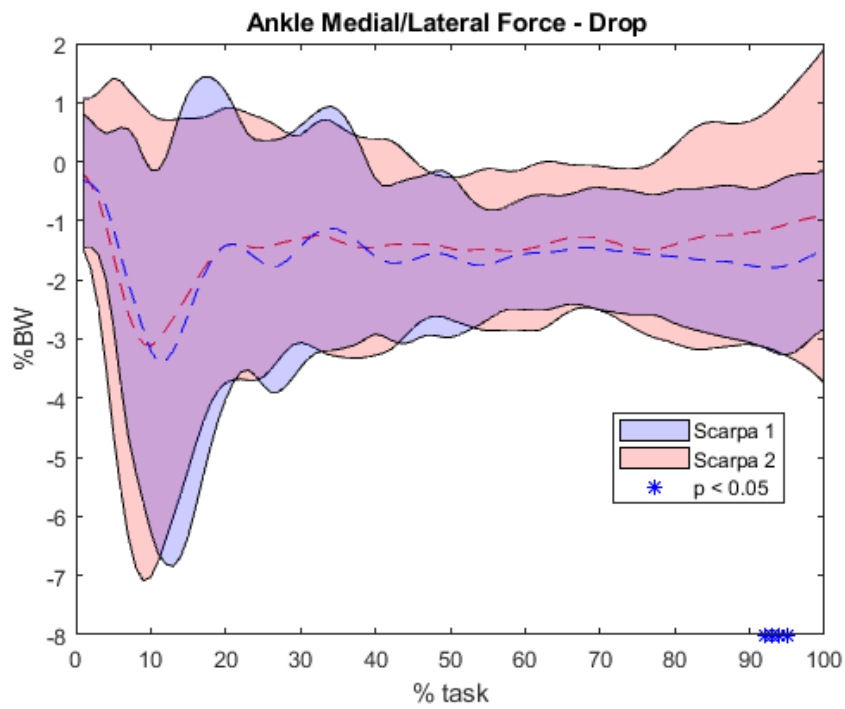


Fig 4.14 Confronto forza mediale-laterale fra i due modelli di scarpa sportiva durante il drop



#### 4.1.8 Momenti di abduzione-adduzione

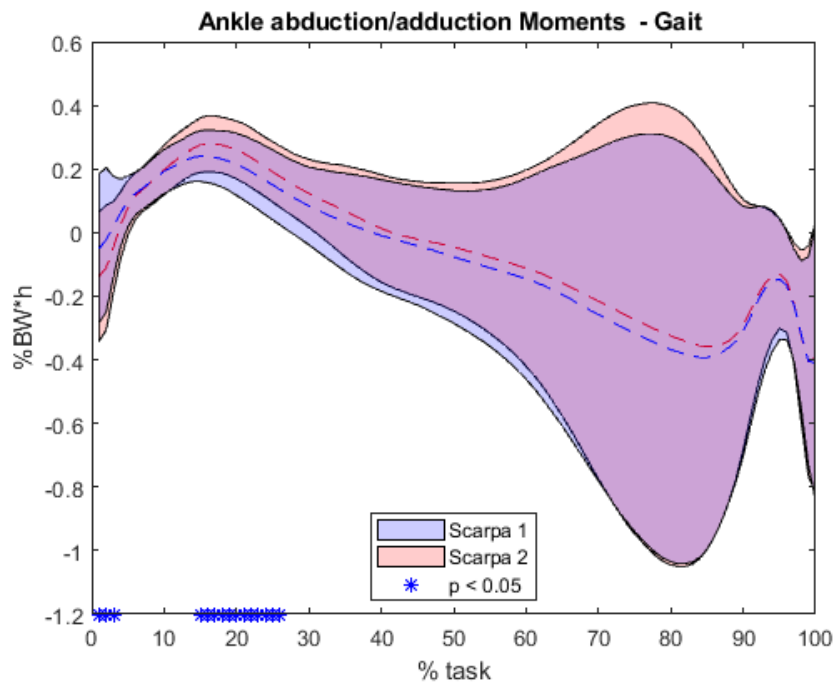


Fig 4.15 Confronto dei momenti di abduzione-adduzione fra i due modelli di scarpa sportiva durante il gait

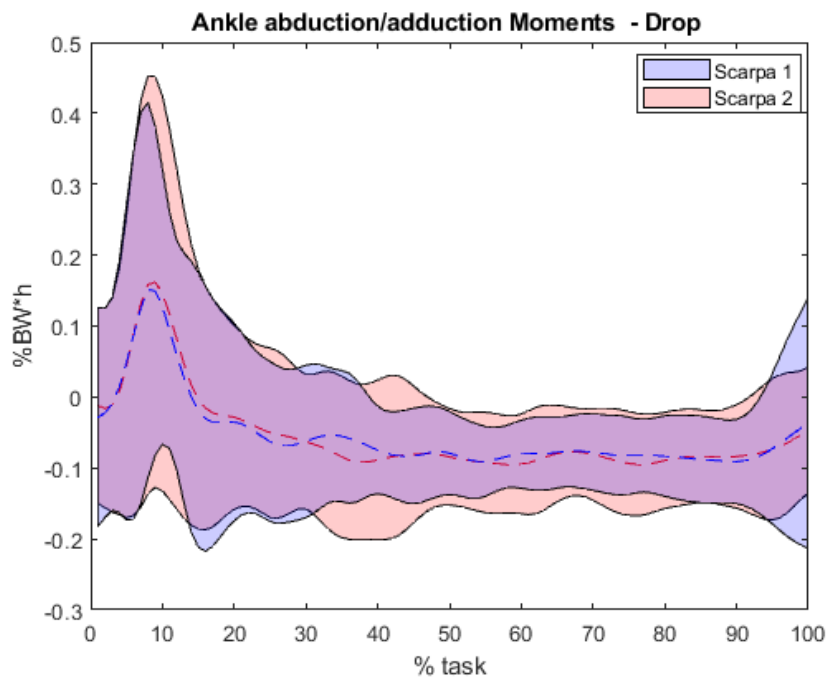


Fig 4.16 Confronto dei momenti di abduzione-adduzione fra i due modelli di scarpa sportiva durante il drop

#### 4.1.9 Angolo di abduzione-adduzione

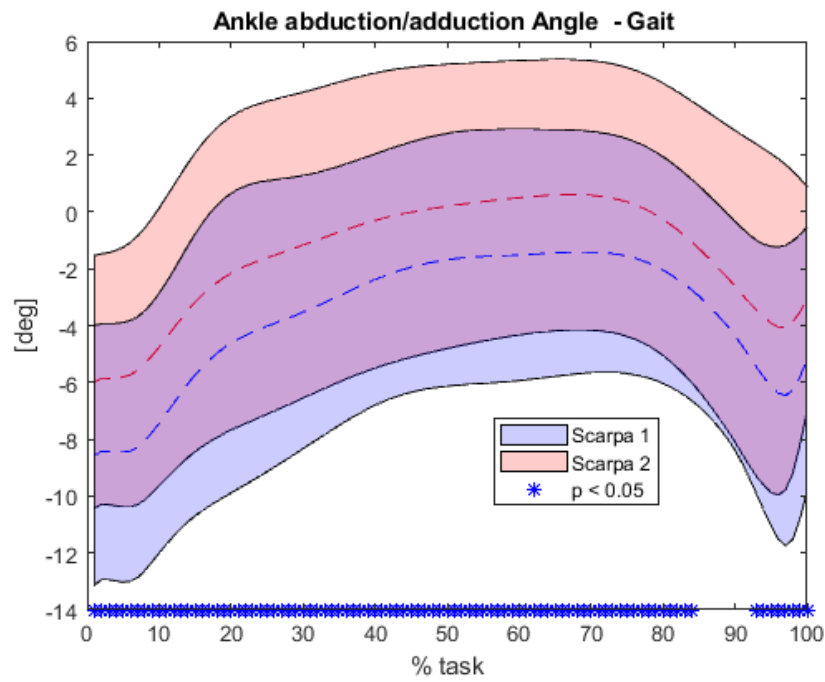


Fig 4.17 Confronto angolo abduzione-adduzione fra i due modelli di scarpa sportiva durante il gait

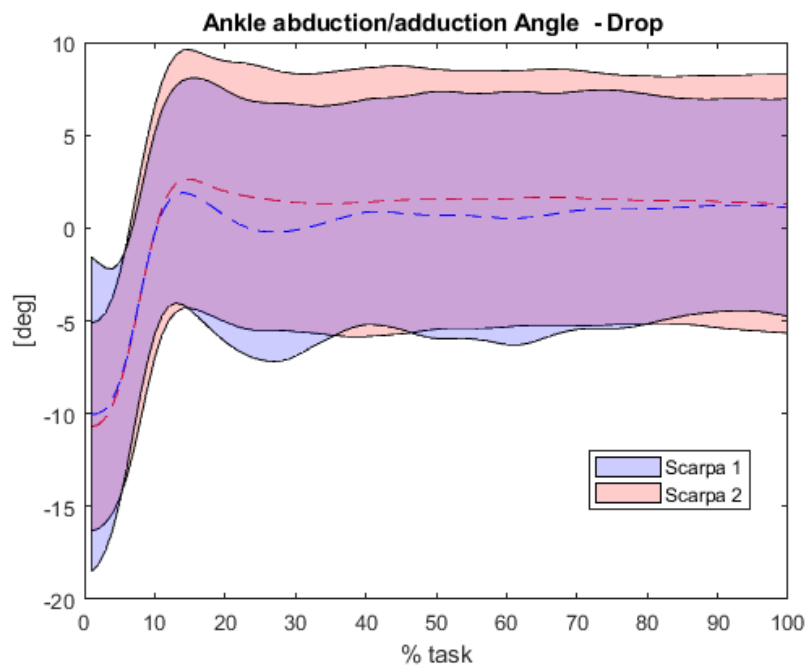


Fig 4.18 Confronto angolo abduzione-adduzione fra i due modelli di scarpa sportiva durante il drop

## 4.2 Risultati in ambito clinico

I grafici risultanti dall'acquisizione e dalla successiva elaborazione in ambito clinico, per il progetto S.F.I.D.A., pongono in diretto confronto i dati sull'angolo di caviglia dei pazienti, i quali hanno effettuato le camminate prima senza una soluzione plantare ed in seguito con essa.

Nei paragrafi 5.2.1 e 5.2.3 i dati fanno riferimento al task delle camminate su tapis roulant, i paragrafi 5.2.2 e 5.2.4 evidenziano i dati delle camminate su suolo.

L'asse verticale si riferisce ai gradi angolari rilevati mentre l'asse orizzontale si riferisce alla fase del ciclo del passo che si sta svolgendo (si veda il capitolo 4, paragrafo 4.1).

### 4.2.1 Angolo di caviglia, lato sinistro, camminate su tapis roulant

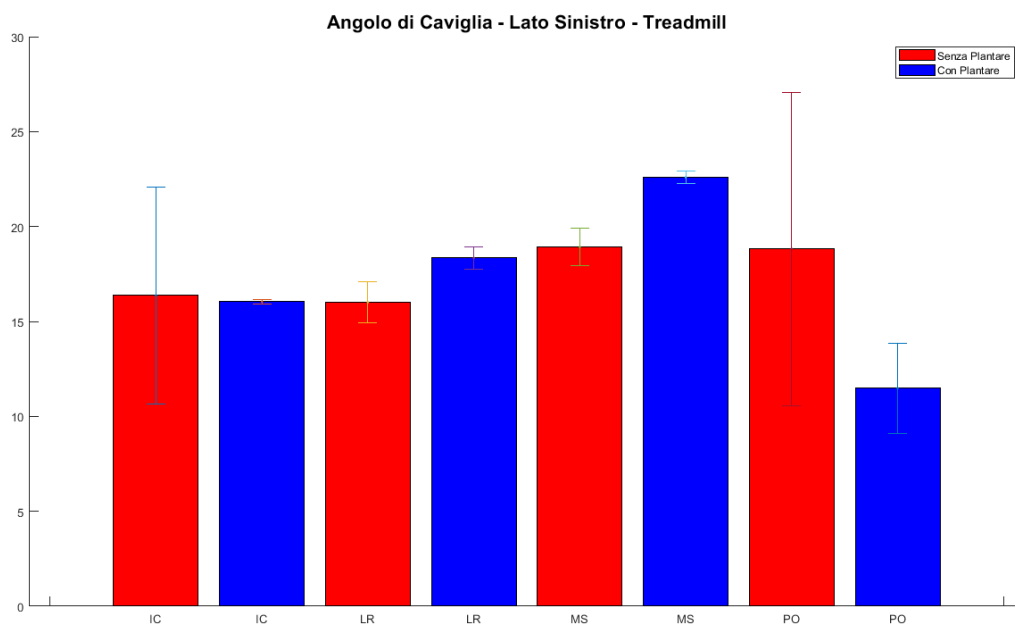


Fig 4.19 Istogramma rappresentante gli angoli di caviglia durante le fasi della camminata su tapis roulant, lato sinistro

#### 4.2.2 Angolo di caviglia, lato sinistro, camminate su suolo

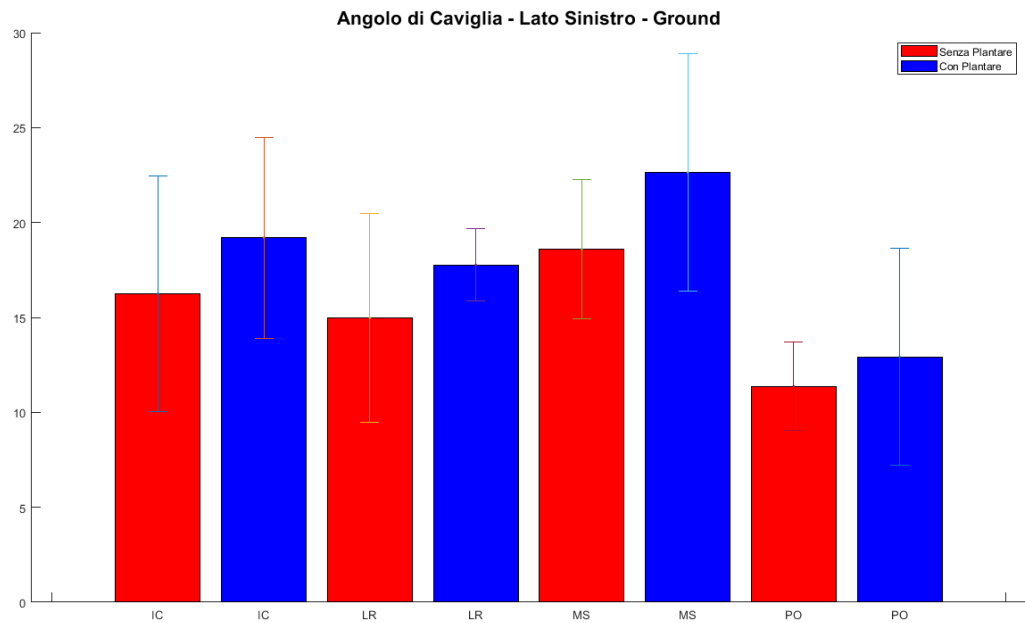


Fig 4.20 Istogramma rappresentante gli angoli di caviglia durante le fasi della camminata su suolo, lato sinistro

### 4.2.3 Angolo di caviglia, lato destro, camminate su tapis roulant

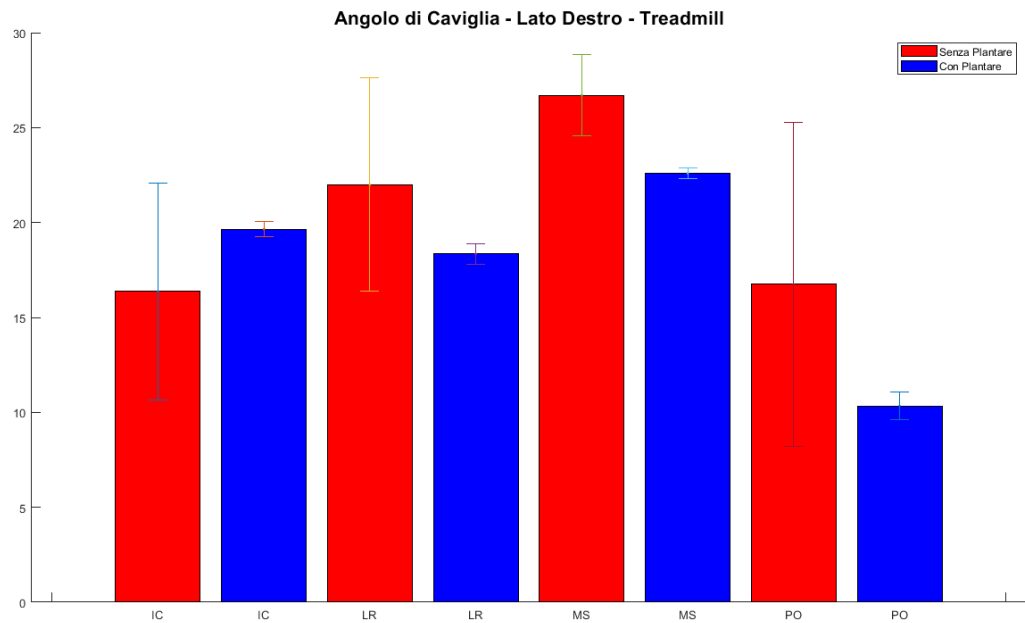


Fig 4.21 Istogramma rappresentante gli angoli di caviglia durante le fasi della camminata su tapis roulant, lato destro

#### 4.2.4 Angolo di caviglia, lato destro, camminate su suolo

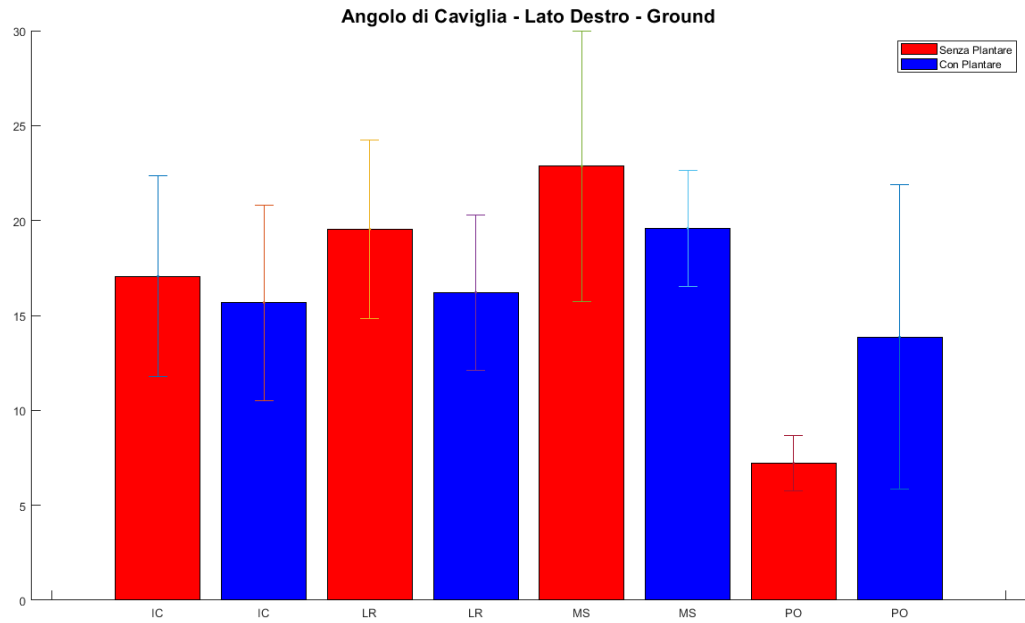


Fig 4.19 Istogramma rappresentante gli angoli di caviglia durante le fasi della camminata su suolo, lato destro

## CAPITOLO 5

### CONCLUSIONI

I risultati di questa tesi hanno permesso di evidenziare che, nel caso dello studio avvenuto in collaborazione con Diadora, che sia le forze, che i momenti ma anche gli angoli siano diversi fra loro in base al tipo di calzatura utilizzato. Nello specifico si possono notare sostanziali differenze nelle forze verticali originate durante il drop, o ancora, l'angolo di inversione-eversione e quello di flessione-estensione sia durante il gait che durante il drop.

Si nota dunque come un tipo di scarpa, rispetto ad un altro, possa garantire diversi feedback e prestazioni in base al task che si deve compiere. L'azienda che ha commissionato gli studi potrà quindi procedere con le modifiche, se ritenute opportune, del mezzo andando a differenziare ulteriormente il design e i materiali applicati. In tale modo ci si può orientare nella specificità di ogni modello definendo le caratteristiche in base al compito da svolgere e al target di acquirenti a cui è destinato il prodotto.

I grafici del progetto S.F.I.D.A. fanno tutti riferimento all'angolo di caviglia dei pazienti diabetici durante il task del ciclo del passo. Vengono posti a diretto confronto i risultati delle acquisizioni e delle analisi per ogni fase del gait prima senza soluzione plantare e poi con essa.

Si può notare che gli angoli di caviglia maggiori e le differenze più evidenti fra le due soluzioni adottate, siano presenti e messe in evidenza nei grafici che fanno riferimento al ciclo del passo avvenuto su tapis roulant. Generalmente, inoltre, gli angoli di caviglia maggiori per quanto riguarda l'arto di sinistra si creano in presenza del plantare, mentre la situazione si inverte facendo riferimento al lato destro dei pazienti.





## BIBLIOGRAFIA

[1] E.C. Frederick Ph.D., *Biomechanical consequences of Sport Shoe Design*, 1986

[2] Stephen D. Cook, Marcus A. Kester, Michael E. Brunet, *Shock absorptio characteristics of running shoes*, 1985

[3] A.Capozzo, F.Catani, U.della Croce, A.Leardini, *Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination*, 1995

[4] [www.policlinicoitalia.it/analisi-del-movimento](http://www.policlinicoitalia.it/analisi-del-movimento), *Il laboratorio di analisi del movimento*

[5] Leardini, A.; Sawacha, Z.; Paolini, G.; Ingrosso, S.; Nativo, R.; Benedetti, M.G. *A New Anatomically Based Protocol for Gait Analysis in Children. Gait Posture* 2007, 26, 560–571

[6] Winter, D.A. *Biomechanics and Motor Control. of Human Movement*; John Wiley & Sons: Hoboken, NJ, USA, 2009; ISBN 978-0-470- 39818-0

[7] Zatsiorsky, V.M. *Kinetics of Human Motion*; Human Kinetics: Champaign, IL, USA, 2002; ISBN 978-0-7360-3778-5

[8] Richards, *The influence of running shoes cumulative usage on the ground reaction forces and plantar pressure responses*, 2009

[9] J. Hamill, *The influence of running shoes cumulative usage on the ground reaction forces and plantar pressure responses*, 1988

[10] J. Hamill, T. Bates, *A Kinetic Evaluation of the Effects of In Vivo Loading on Running Shoes*, 1988

[11] Gudas CJ, *Patterns of lower-extremity injury in 224 runners*, 1980

[12] Stephen D. Cook, † Phd, Marcus A. Kester, Ms, And Michael E. Brunet, Md, *Shock absorption characteristics of running shoes*, 1985

[13] Zimi Sawacha, Giuseppe Cristoferi, Gabriella Guarneri, Stefano Corazza, Giulia Donà, Paolo Denti, Andrea Facchinetti, Angelo Avogaro and Claudio Cobelli, *Characterizing multisegment foot kinematics during gait in diabetic foot patients*, 2009

[14] Steven Goske, Ahmet Erdemir, Marc Petre, Sachin Budhabhatti, Peter R. Cavanagh, *Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. Journal of Biomechanics* 39, 2006

[15] A. Ciniglio, A. Scaldaferrò, F. Spolaor, Z. Sawacha, *The effects of different midsole bending stiffness in sport shoes on lower limb biomechanics*

[16] Jennifer Medina, *Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes*, 2008