



Alma Mater Studiorum – Università di Bologna

DOTTORATO DI RICERCA IN

SCIENZE CHIRURGICHE

Ciclo 30°

**Settore Concorsuale: 06/F4**

**Settore Scientifico Disciplinare: MED 34**

VALUTAZIONE FUNZIONALE PER LA PREVENZIONE E IL  
TRATTAMENTO DEL PIEDE DIABETICO MEDIANTE UN  
INNOVATIVO APPROCCIO PRESSIONE-CINEMATICA

**Presentata da:  
Dott.ssa Giada Lullini**

**Coordinatore Dottorato:  
Chiar.ma Prof.ssa A.Patrizi**

**Supervisore:  
Chiar.ma Prof.ssa L.Berti**

**Esame finale anno 2018**

# INDICE

## INTRODUZIONE

### **Capitolo 1 – IL PIEDE**

- 1.1 Morfologia del piede
- 1.2 Deformità più comuni del piede

### **Capitolo 2 – IL CAMMINO**

- 2.1 Le fasi del passo
- 2.2 Il movimento del piede durante il cammino
- 2.3 Valutazione biomeccanica –funzionale del cammino: il laboratorio di Analisi del Movimento

### **Capitolo 3 – IL DIABETE**

- 3.1 Diabete: inquadramento generale
- 3.2 Piede diabetico

### **Capitolo 4 – REVISIONE DELLA LETTERATURA**

### **Capitolo 5 – MATERIALI E METODI**

### **Capitolo 6 – RISULTATI**

### **Capitolo 7 – DISCUSSIONE**

## CONCLUSIONE

## BIBLIOGRAFIA

## INTRODUZIONE

Negli ultimi decenni la prevalenza del Diabete Mellito è continuata ad aumentare a livello mondiale, determinando importanti implicazioni da un punto di vista della salute dell'individuo ma anche un aumento dei costi per l'intera società. Tra le complicanze correlate al diabete, il piede diabetico riveste una posizione di assoluto rilievo in merito alla gestione clinica del paziente, e alla possibilità di una successiva amputazione a livello dell'arto inferiore.

Lo sviluppo di un'ulcera nel piede diabetico, stimata del 2% annuo, può compromettere significativamente la qualità della vita del paziente, e si ripresenta nell'anno successivo all'insorgenza primaria con un tasso del 30-40%. Inoltre, nel caso non vengano precocemente poste in atto le opportune misure preventive, l'ulcera del paziente diabetico tende frequentemente a complicarsi, rendendo molto difficile ed oneroso il suo trattamento.

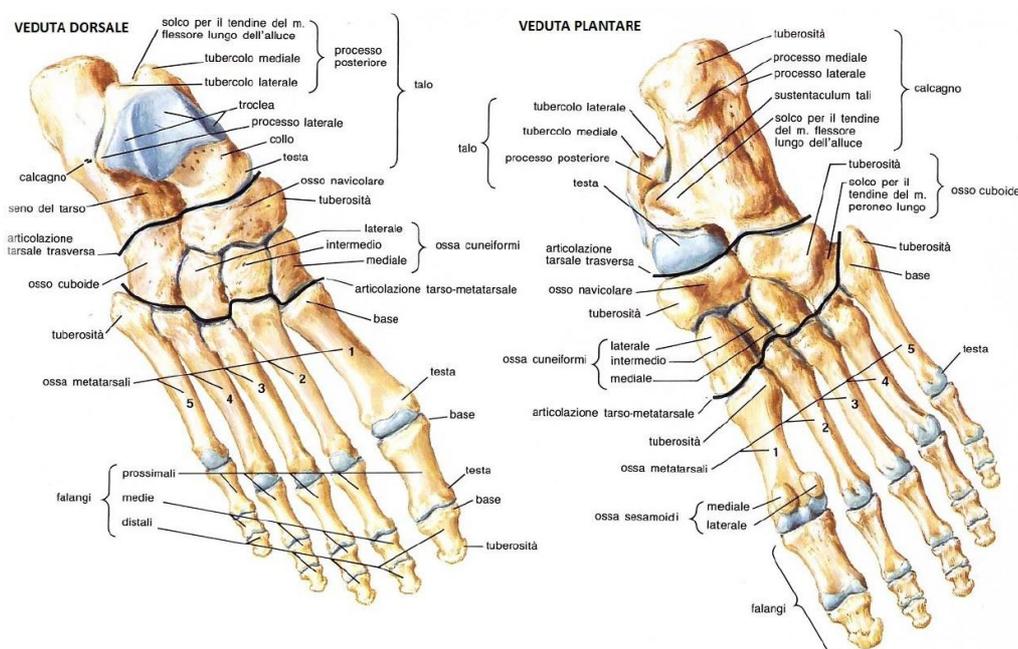
La prevenzione del piede diabetico è pertanto fondamentale, sia per garantire al paziente la migliore qualità di vita, sia per ridurre l'impatto sul Sistema Sanitario Nazionale in termini di ricoveri e disabilità. È importante sottolineare, come il movimento e l'attività fisica, elemento di provata efficacia per la prevenzione delle complicanze, possano nel paziente diabetico essere ostacolati anche in misura rilevante dalla presenza di compromissioni a carico del piede.

Le alterazioni biomeccaniche a carico del piede diabetico sono note da diversi anni ma sono tuttora oggetto di discussione. In particolare non si è ancora trovato consenso relativamente ad un modello biomeccanico clinicamente affidabile circa il carico esercitato sui vari segmenti del piede durante la deambulazione. Per trovare evidenze su questo argomento è stato condotto un ampio studio strumentale con lo scopo di valutare in modo integrato la cinematica articolare e le pressioni plantari durante la deambulazione. L'obiettivo principale è quello di identificare e quantificare le principali modificazioni biomeccaniche e funzionali del piede diabetico isolando il ruolo di ogni fattore confondente. In questo primo lavoro presentiamo i dati relativi al ruolo del tipo di diabete, mantenendo tutti gli altri fattori di comorbidità e le variabili biologiche strettamente controllati, in un cluster di pazienti diabetici senza neuropatia periferica associata.

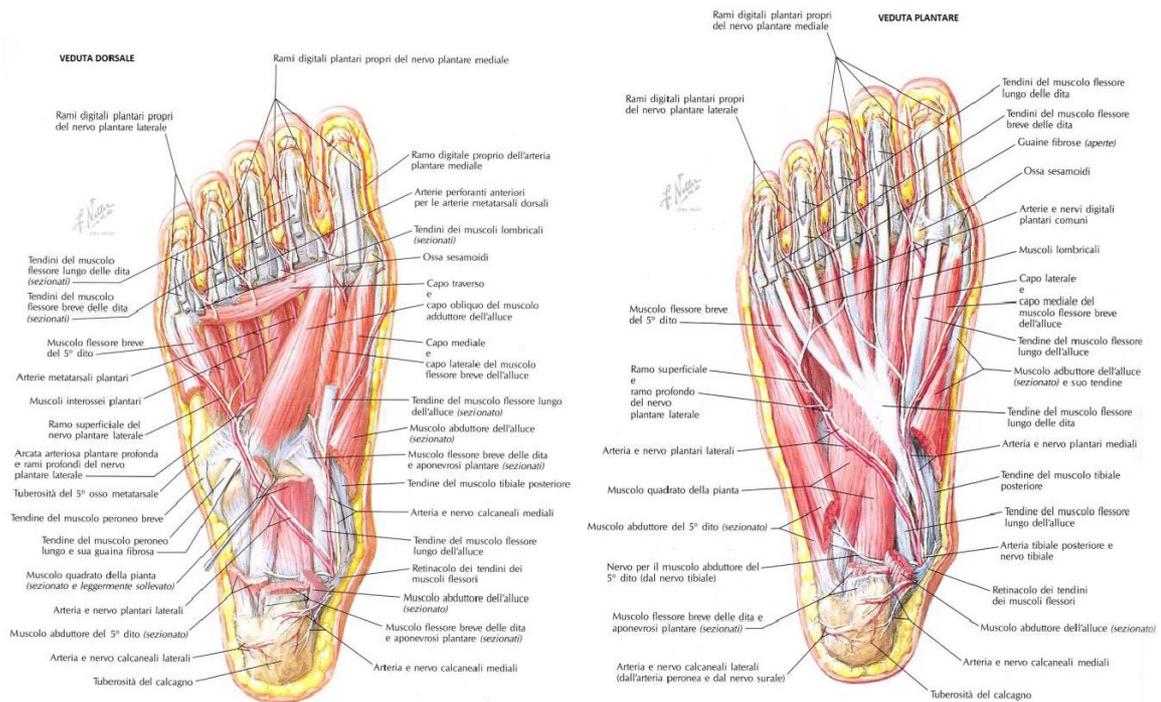
# CAPITOLO 1

## IL PIEDE

Il piede rappresenta la porzione più distale dell'arto inferiore e funge da punto di contatto con il suolo, garantendo, insieme al controlaterale, una base stabile di appoggio e scarico, ed il fulcro per i movimenti deambulatori. Si caratterizza come una struttura ad alta complessità, costituita di decine di muscoli, tendini, legamenti ed ossa, irrorato da un complesso sistema vascolare. Il sistema nervoso che innerva l'estremità, infine, garantisce con la sua branca motoria movimenti funzionali e precisi, ed ottiene informazioni propriocettive e sensoriali fondamentali per il mantenimento della stazione eretta e per la progressione nello spazio. Il risultato è un complesso anatomico capace di adattarsi al terreno ed ideale per assorbire gli stress meccanici derivati dalla camminata e dalla corsa.



Scheletro del piede: visione plantare e dorsale

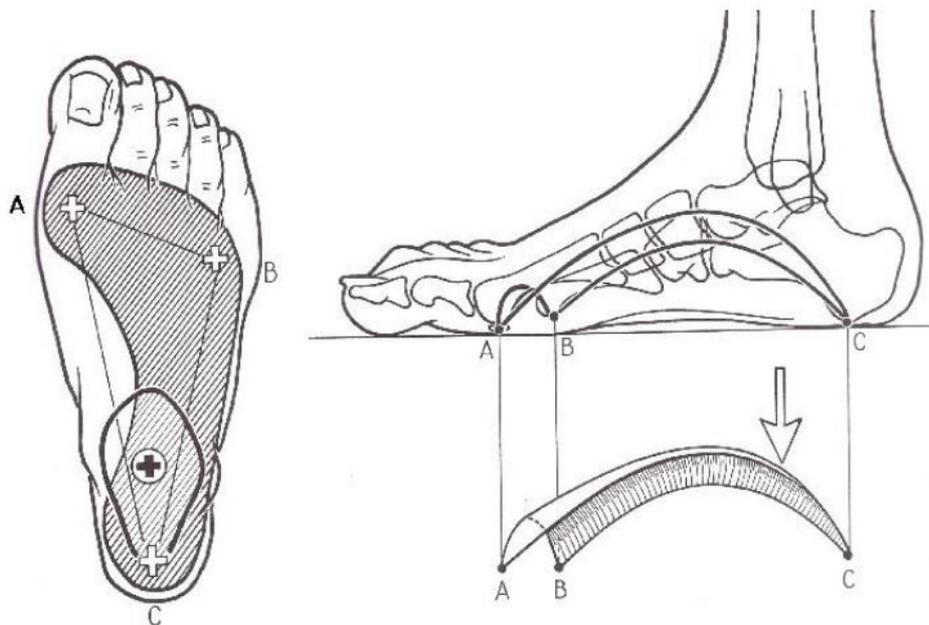


**Muscoli del piede veduta dorsale e plantare**

## 1.1 MORFOLOGIA DEL PIEDE

Per assolvere agli scopi di sostegno del peso corporeo, spostamento nello spazio, ed adattamento alle asperità del terreno, il piede si è evoluto in una complessa struttura tridimensionale, architettonicamente paragonabile ad una *volta*. La volta è composta da tre archi che poggiano al suolo in tre punti.

I tre punti di appoggio sono contenuti all'interno dell'impronta plantare e sono corrispondenti alla testa del I metatarso, alla testa del V metatarso e alla tuberosità posteriore del calcagno. Ciascuno di essi è comune a due archi contigui: fra i due punti di appoggio anteriori è teso l'*arco anteriore*; fra il mediale ed il posteriore si sviluppa l'*arco mediale*; fra il laterale ed il posteriore poggia l'*arco laterale*. Questa conformazione della volta plantare, fa in modo che gran parte del peso cada nella porzione posteriore della volta e che quindi si scarichi nel punto di appoggio posteriore. (1)



**Archi plantari e Volta plantare**

### ***L'Arco Mediale***

Teso fra la testa del I metatarso e la tuberosità posteriore del calcagno, risulta composto da cinque segmenti ossei:

- il *I metatarso* la cui testa rappresenta il punto di appoggio antero-mediale dell'arco mediale
- il *I cuneiforme*
- lo *scafoide* che idealmente rappresenta la chiave di volta dell'arco mediale
- l'*astragalo* che rappresenta il segmento attraverso cui la forza peso dalla gamba si trasmette al piede
- il *calcagno* la cui tuberosità posteriore rappresenta il punto di appoggio posteriore dell'arco mediale

Questi segmenti ossei sono mantenuti in asse dai legamenti plantari, mentre la muscolatura contraendosi in maniera prolungata è in grado di esercitare una tensione continua che

garantisce la stabilità dei segmenti ossei. I tendini congiungendo due o più segmenti dell'arco e si comportano come corde che tendono l'intera struttura. (2)

### ***L'Arco Laterale***

L'arco laterale è meno pronunciato rispetto a quello mediale, è più basso e i tessuti molli della pianta, in contatto con il suolo, lo rendono ancor meno evidente. Strutturalmente è composto da:

- il *V metatarso* la cui testa rappresenta il punto di appoggio antero-laterale della volta plantare
- il *cuboide*
- il *calcagno* la cui tuberosità posteriore rappresenta il punto di appoggio posteriore della volta plantare.

L'arco laterale è molto più rigido rispetto a quello mediale a causa della presenza del legamento plantare calcaneo-cuboideo che grazie ai suoi fasci profondo e superficiale impedisce lo spostamento verso il basso delle articolazioni dell'osso cuboide, che rappresenta la chiave di volta dell'arco. Grazie a questa rigidità, l'arcata laterale rappresenta un ottimo punto fisso su cui fare leva durante il cammino<sup>43</sup>.

Anche in questo caso i muscoli che trasmettono tensione attraverso le inserzioni tendinee ai segmenti ossei, si comportano come corde parziali o totali, tendendo l'intera struttura. (2)

### ***L'Arco Anteriore***

L'*Arco Anteriore* è teso fra i due punti d'appoggio anteriori della volta plantare rappresentati dalla testa del I metatarso e quella del V. La parte centrale dell'arco passa attraverso le teste del II, III e IV metatarso. (1)

### ***La Curvatura Trasversale***

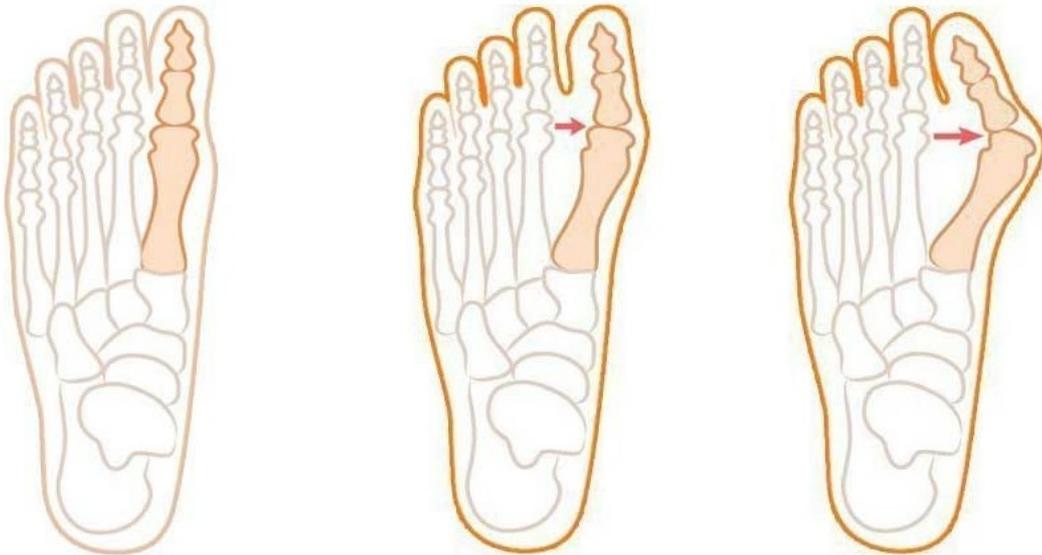
La curvatura trasversale rappresenta il “soffitto della volta” che partendo dall'arco anteriore e giungendo posteriormente al punto posteriore di contatto con il suolo. Nel suo tratto medio troviamo le tre ossa cuneiformi, dove il II rappresenta la chiave di volta dell'arco e dal cuboide, l'unico a prendere contatto con il suolo. Nel suo tratto posteriore invece, la curvatura

trasversale è costituita dallo scafoide completamente sospeso, e dal cuboide che poggia contro il suolo. (2)

## 1.2 DEFORMITA' PIU' COMUNI DEL PIEDE:

### Alluce Valgo

L'Alluce Valgo è una deformità dell'avampiede caratterizzata dalla sublussazione laterale della falange prossimale del I dito sulla testa del I metatarso.



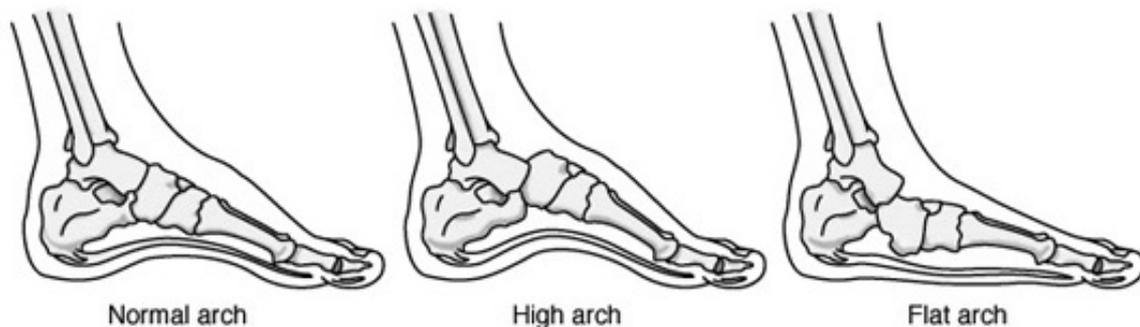
Alluce Valgo

Insorge progressivamente associandosi a vari gradi di ingrossamento della eminenza mediale dell'epifisi distale del I metatarso, con successivo sviluppo, in fasi più avanzate, di vivo dolore a livello della prima metatarso-falangea. Interessa soprattutto il sesso femminile e l'età adulta. L'eziopatogenesi si associa ad una sinergia di fattori intrinseci al piede ed estrinseci, di cui il più importante è sicuramente la funzione costringente delle calzature. Scarpe a punta e con tacco alto, forzando l'abduzione dell'alluce e spostando il peso sull'avampiede favoriscono lo sviluppo della patologia. Con il progredire della patologia il primo raggio sub-lussa a livello della base e il primo metatarso adduce, aumentando l'angolo tra I e II metatarso. Con la progressione l'alluce può sovrapporsi o posizionarsi sotto il secondo dito. L'attrito tra le superfici ossee iper-mobili, infine, spesso determina borsite dorsi-mediale. L'alterazione strutturale associata a questa deviazione determina lo

spostamento del peso, con conseguente sovraccarico, sulla parte anteriore del piede e appiattimento della naturale curvatura del piede, favorendo, oltre a callosità e ulcerazioni, lo sviluppo del piede piatto. Casi avanzati possono inoltre associarsi a manifestazioni osteoarticolari a carico di ginocchia, anche e colonna vertebrale, ed alla possibilità di sviluppare dita a martello. (3)

## **Piede Piatto**

Il piede piatto è una comune deformità del piede che può essere riscontrata sia nel bambino che nell'adulto. Dal punto di vista *morfologico* un piede viene definito piatto quando presenta una riduzione/scomparsa dell'arco plantare longitudinale mediale e sotto carico mostra valgismo del retropiede.



**Arco plantare sano ed Archi plantari patologici a confronto**

Da un punto di vista *funzionale* invece un piede piatto si definisce come un piede prevalentemente o costantemente pronato a livello dell'articolazione sottoastragalica. Si viene a perdere dunque l'alternanza fra pronazione e supinazione che si susseguono durante il cammino. Il piede piatto è fisiologico nel bambino alla nascita e continua ad esserlo anche nei primi mesi di vita con un'incidenza dimostrata nel 97% dei bambini a 18 mesi di vita, contro solo il 4% dei bambini a 10 anni. Fino ai 3 anni la volta plantare non è ancora sviluppata, non abbiamo muscoli e legamenti così forti e sviluppati da contrastare la forza di gravità in maniera efficace. Man mano che il bimbo cresce, si sviluppano gli archi plantari e il piede acquisisce una volta sempre più evidente. Solitamente la maturazione del piede è completa in un'età compresa tra i 6 ed i 10 anni: se a quest'età le arcate non si sono ancora

sviluppate si può parlare di piede piatto. Il sesso maschile ha una tendenza maggiore a sviluppare il piede piatto rispetto al sesso femminile, inoltre l'obesità gioca un ruolo molto importante nella genesi del disturbo: è stata correlata infatti una maggiore incidenza del piede piatto all'aumentare del peso corporeo del giovane. Le alterazioni anatomiche riscontrabili in un piede piatto sono variabili in rapporto alla causa scatenante il disturbo. Un piede piatto *secondario* a disturbi congeniti di segmentazione delle ossa tarsali mostrerà la fusione ossea di calcagno ed astragalo che appariranno come un unico elemento osseo (il più frequente è la “barra”) a causa di una mancata segmentazione delle ossa durante la vita fetale. Nelle altre forme *secondarie* di piede piatto, quelle tipiche dell'adulto, compaiono soprattutto fenomeni degenerativi tipo artrosici dell'articolazione sottoastragalica, che possono essere provocati da una mancata correzione del piattismo infantile che nel tempo ha danneggiato irrimediabilmente le cartilagini o provocato fratture a carico del calcagno o dell'astragalo. Il piede piatto idiopatico, cioè la forma *primaria*, è legata alla mancata correzione del piattismo plantare entro i 10 anni di vita, mostra modificazioni che contribuiscono ad abbassare la volta plantare come:

- valgismo del retropiede (rotazione esterna del calcagno)
- retrazione del tendine di Achille
- supinazione ed abduzione dell'avampiede
- scivolamento in basso dell'astragalo. (3)

## **Piede Cavo**

Il piede cavo è un'alterazione strutturale caratterizzata da equinismo dell'avampiede, talismo del retropiede e volta plantare innalzata. Il piede cavo è una condizione più diffusa nella popolazione femminile, che non in quella maschile e la sua eziologia può essere:

- Una condizione **congenita**, trasmessa da uno dei genitori come caratteristica somatica;
- Una condizione **adattativa**, successiva alla presenza di determinati fattori favorenti;
- Una condizione **idiopatica** (in passato rappresentava l'80% dei casi, oggi si è ridotto al 10%).

Si associa spesso alle dita in griffe dovute alla flessione della falange intermedia sulla prossimale e iperestensione della falange prossimale sul corrispondente metatarso.

Considerata la condizione opposta al piede piatto, al contrario di questo, durante il ciclo del cammino presenta è una preponderante supinazione del complesso astragalo – calcaneare con uno spiccato aumento dell’arco plantare mediale. La presenza di un arco plantare mediale più alto rispetto alla norma modifica l'appoggio dei piedi al suolo: se nelle persone con piedi privi di anomalie, l'appoggio interessa il tallone, la parte centrale esterna e la parte anteriore (dove risiedono le dita), nelle persone con piede cavo l'appoggio interessa esclusivamente il tallone e la zona anteriore. Quest'anomalia dell'appoggio al suolo ridistribuisce il peso corporeo, il quale, anziché gravare su tre parti (tallone, parte centrale esterna e zona anteriore), si concentra soltanto sulle zone che poggiano a terra, ossia tallone e porzione anteriore. È importante precisare che il piede cavo è il risultato non solo di un innalzamento delle strutture anatomiche interne che formano l'arco plantare mediale, ma anche di un'accentuata incurvatura verso il basso della zona anteriore dei piedi, in particolare la zona corrispondente al primo dito (o alluce). (4)

## CAPITOLO 2

### IL CAMMINO

Il cammino è il mezzo naturale del corpo umano per spostarsi da una posizione a un'altra e il sistema più conveniente per compiere brevi distanze. L'arto inferiore è deputato ad assolvere tre importanti funzioni: una statica, una dinamica e una di assorbimento degli urti. Quella statica permette di sostenere una stazione eretta; quella dinamica consente la deambulazione; infine quella di assorbimento degli urti è molto importante poiché protegge gli organi e gli apparati da possibili lesioni.

Il cammino è stato definito come una sequenza ripetitiva di movimenti degli arti inferiori al fine di fare avanzare il corpo mantenendo sia la stabilità sia l'appoggio.

Ogni sequenza consta di una serie d'interazioni tra i vari segmenti degli arti inferiori e la massa corporea totale, questo permette di analizzare il cammino utilizzando tre approcci. Nel primo si suddivide il ciclo in base alle variazioni di contatto reciproco con il suolo da parte di ognuno dei due piedi; nel secondo sono considerate le caratteristiche di tempo e di spazio del passo; nel terzo s'identifica il significato funzionale degli eventi nell'ambito del ciclo del passo e s'individuano i periodi come fasi funzionali del cammino.

È definito un ciclo completo del cammino il periodo intercorrente dall'appoggio del tallone di un piede all'appoggio del tallone del medesimo nel passo successivo.

Nel corso dell'avanzamento del corpo, un arto funge da sostegno, mentre l'altro avanza fino al successivo appoggio; in seguito i due si scambiano di ruolo ed entrambi i piedi sono in contatto contemporaneamente con il terreno per permettere la fase di spostamento del carico del peso da un arto all'altro. Questo modello alternato permette al soggetto di deambulare fino a destinazione.

Il ciclo del passo o gait cycle è stato definito come una singola sequenza di queste funzioni di un arto. Il momento iniziale è difficile da stabilirsi e potrebbe esserne scelto uno qualunque all'interno del ciclo, è stato adottato il

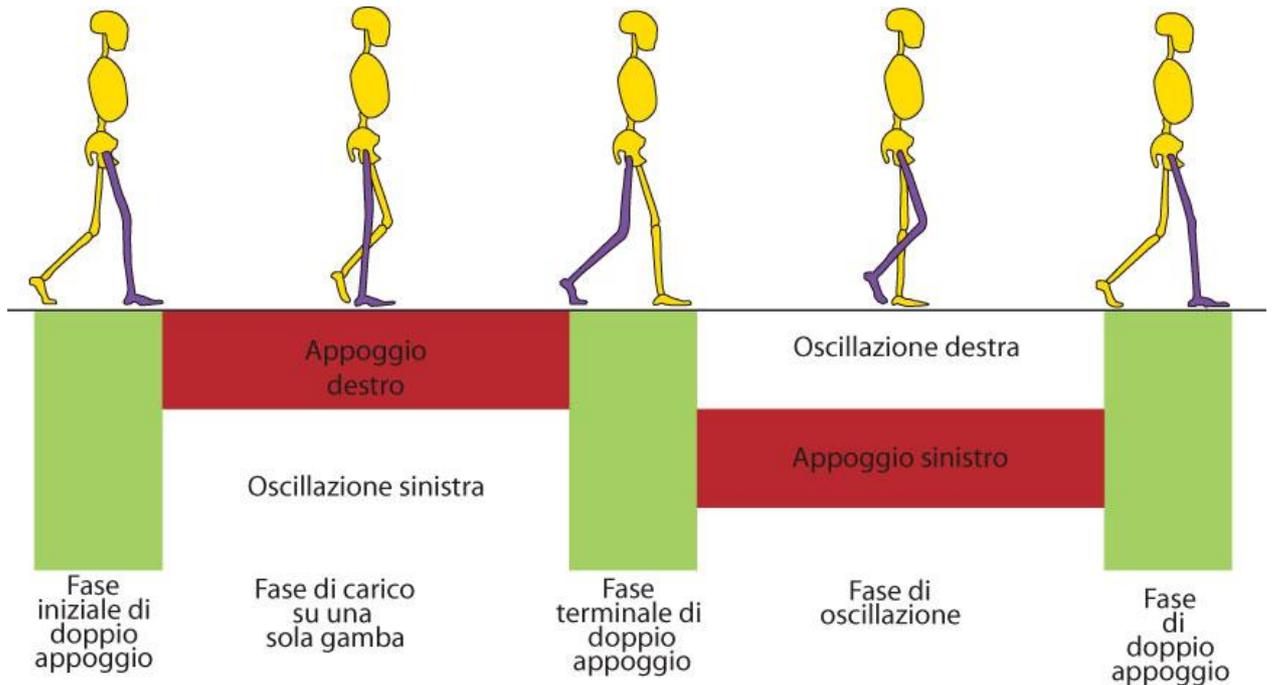
17contatto del piede come evento iniziale perché più facile da stabilirsi. Questo avviene, nella maggior parte dei casi, con il contatto del tallone al suolo (*heel strike*); non essendo una situazione assoluta per tutti i soggetti, l'inizio del cammino è definito semplicemente dal contatto iniziale.

Ogni ciclo del passo consta di due fasi: una di appoggio e una di oscillazione. Con l'appoggio

o *stance* s'identifica l'intero periodo durante il quale il piede è a contatto con il suolo, inizia con il contatto iniziale.

L'oscillazione o *swing* identifica il periodo in cui il piede si trova sollevato per l'avanzamento dell'arto, inizia quando il piede si distacca dal suolo ("toe off").

La fase di appoggio è stata suddivisa in tre momenti in base alla sequenza di contatto dei due piedi con il terreno: doppio appoggio iniziale, appoggio singolo e doppio appoggio terminale (Figura 2.1).



**Figura 2.1 – Fasi di appoggio e oscillazione.**

La fase iniziale di contatto bilaterale ("*double support*") si verifica quando entrambi i piedi si trovano a contatto con il suolo dopo il contatto iniziale.

In seguito vi è la fase di appoggio singolo ("*single support*") e ha inizio quando il piede opposto si distacca per l'oscillazione, in questa fase il peso del corpo grava su una singola estremità. Il miglior indice per valutare l'abilità di supporto dell'arto è la valutazione del tempo del singolo appoggio. Infine, il doppio appoggio terminale ha inizio con il contatto iniziale controlaterale e termina quando l'arto che fungeva da appoggio si distacca per l'oscillazione (distacco omolaterale delle dita).

La suddivisione dei periodi di contatto con il suolo è approssimata al 60% per la fase di appoggio e al 40% per la fase di oscillazione.

Per quel che riguarda la fase di appoggio, la distribuzione dei periodi è del 40% per il singolo appoggio contro il 10% per ciascuno dei doppi appoggi. L'aspetto temporale è fortemente

condizionato dalla velocità di avanzamento del soggetto. Sussiste, infatti, una relazione di proporzionalità inversa tra la durata delle singole fasi e la velocità: all'aumentare di questa ultima, diminuisce la durata di entrambe le fasi e al contrario al ridursi della velocità, aumenta progressivamente il tempo.

Una condizione di base del cammino è la presenza della fase di contatto di entrambi i piedi con il terreno, alternandosi il ruolo di supporto. In assenza di questa si traccia il modello di locomozione della corsa.

Il termine “*stride*” o passo identifica ed è equivalente anch'esso al ciclo del passo: si basa sulle azioni di un singolo arto e la sua durata è rappresentata dall'intervallo tra due successivi contatti iniziali dello stesso arto.

Il semipasso si riferisce invece ai due arti, ogni passo o ciclo del passo è costituito da due semipassi. Nel punto intermedio di un passo l'altro piede entra in contatto con il suolo per dar luogo alla successiva fase di appoggio. L'intervallo compreso tra il contatto iniziale dei due piedi rappresenta il semipasso. La medesima suddivisione temporale sarà utilizzata in modo reciproco durante il passo.

## **2.1 LE FASI DEL PASSO**

Per garantire le funzioni di base richieste dal cammino, in ogni passo l'allineamento tra il corpo, il piede di supporto durante l'appoggio e l'avanzamento dei singoli segmenti dell'arto in oscillazione varia continuamente. Ogni passo è suddiviso in otto sottofasi relazionate con le suddivisioni basilari del ciclo del passo in fase di appoggio e di oscillazione. Lo studio del modello del cammino di un soggetto mediante le fasi individua direttamente l'importanza funzionale dei diversi movimenti a livello delle singole articolazioni e fornisce, inoltre, un metodo di correlazione tra i movimenti delle singole articolazioni allo schema di funzione complessiva dell'arto.

Ognuna delle otto fasi possiede una specifica finalità funzionale ed è distinta da uno schema di movimento sinergico per raggiungere tale fine.

L'unione in sequenza delle fasi permette all'arto di mostrare tre fondamentali funzioni: accettazione del carico; appoggio singolo e avanzamento dell'arto. L'accettazione del carico (“*weight acceptance*”) determina l'inizio del periodo di appoggio e include le prime due fasi del passo (contatto iniziale e risposta al carico). Questo lavoro è distinto sia dalle più elevate domande funzionali sia dalla necessaria presenza di tre modelli funzionali quali l'assorbimento dell'impatto, la stabilità iniziale dell'arto e la conservazione della progressione. La complessità è data dal trasferimento repentino del peso corporeo a un arto

in allineamento instabile che ha appena terminato la fase di oscillazione.

L'assorbimento dell'impatto al contatto del tallone è una delle funzioni principali dell'articolazione sottoastraglica, permessa dalla sua pronazione. La flessione del ginocchio assorbe la maggior parte dell'impatto. La flessione è la conseguenza della rotazione interna della tibia, consentita dalla pronazione della sottoastraglica, più rapida e ampia di quella del femore. La pronazione è responsabile di un normale assorbimento dell'impatto.

Nel compito dell'accettazione del carico sono coinvolte due fasi del passo: contatto iniziale e risposta al carico.

Fase 1– contatto iniziale: questa fase riguarda l'intervallo dello 0,2% del ciclo del passo; include il contatto del piede con il terreno.

La modalità di risposta al carico dell'arto dipende dalle posizioni articolari presenti in questa fase; l'arto è posto in modo tale da dare il via all'appoggio con il rotolamento del calcagno.

Fase 2– risposta al carico: interessa l'intervallo dello 0-10% del ciclo del passo. È il periodo iniziale di doppio appoggio, la fase comincia con il contatto iniziale al suolo e termina solo quando l'altro piede è sollevato per l'oscillazione. Le finalità di questa fase sono l'assorbimento dell'impatto, la stabilità sotto carico e la conservazione della progressione.

L'appoggio singolo include le due fasi seguenti: appoggio intermedio e appoggio terminale. Nel corso del passo, il sollevamento del piede controlaterale segna l'inizio del periodo di appoggio singolo dell'arto a contatto con il suolo; questo termina quando il piede controlaterale entra nuovamente in contatto con il suolo. L'arto in appoggio ha il compito di sostenere tutto il peso del corpo e permettere la simultanea progressione. Queste fasi sono definite appoggio intermedio e appoggio terminale e si differenziano prevalentemente per i meccanismi di progressione:

Fase 3 – appoggio intermedio: occupa il 10-30% del ciclo del passo e rappresenta la prima parte dell'appoggio singolo. Incomincia quando il piede controlaterale è sollevato e termina quando il peso del corpo è allineato con l'avampiede. Consente la progressione del piede in appoggio, determina la stabilità dell'arto e del tronco.

Fase 4 – appoggio terminale: rappresenta il 30-50% del ciclo del passo. È la fase conclusiva dell'appoggio singolo. Si articola dal sollevamento del tallone all'appoggio al terreno del piede controlaterale; in questa fase il peso del corpo passa oltre l'avampiede e sostiene la progressione del corpo oltre il piede d'appoggio.

Al fine di fare avanzare l'arto durante l'appoggio è necessario che vi sia una corretta posizione dello stesso che in seguito oscilla grazie ai movimenti di sollevamento,

avanzamento e preparazione per il successivo appoggio. Vi prendono parte quattro fasi del passo: preoscillazione (fine dell'appoggio), oscillazione iniziale, oscillazione intermedia e oscillazione terminale.

Fase 5 – preoscillazione: intervallo del 50-60% del ciclo del passo. Costituisce il secondo intervallo di doppio appoggio (terminale); inizia con il contatto dell'arto controlaterale e termina con il distacco delle dita omolaterali. L'arto scarica rapidamente, grazie al trasferimento del peso, e non contribuisce in modo attivo ma si prepara alla successiva oscillazione.

Fase 6 – oscillazione iniziale: comprende il 60-70% del ciclo del passo e ricopre un terzo del periodo di oscillazione. Incomincia con il sollevamento dal suolo e termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede di appoggio. Consente al piede di sollevarsi dal terreno e l'avanzamento dell'arto.

Fase 7 – oscillazione intermedia: rappresenta il 73-87% del ciclo del passo; incomincia quando l'arto oscillante è opposto all'arto in carico e finisce con l'avanzamento dell'arto in oscillazione e la tibia in posizione verticale. Le finalità sono permettere l'avanzare dell'arto e il sollevarsi del piede dal terreno.

Fase 8 – oscillazione terminale: rappresenta l'intervallo 87-100% del ciclo del passo ed è la fase finale dell'oscillazione. Incomincia con la tibia in posizione verticale e termina quando il piede entra in contatto con il suolo. Nel momento in cui la gamba si trova davanti alla coscia, allora l'avanzamento dell'arto può dirsi completo. Gli scopi di questa fase sono il completo avanzamento dell'arto e la preparazione dell'arto all'appoggio.

## **2.2 IL MOVIMENTO DEL PIEDE DURANTE IL CAMMINO**

Il movimento del piede svolge un ruolo caratteristico durante il cammino e partecipa a funzioni fondamentali, per prima cosa la mobilità delle principali articolazioni, in particolar modo della pronazione di quella sottoastraglica. Nel periodo di contatto al suolo consente al piede di adattarsi ai cambiamenti del terreno e alle variazioni di posizione del tronco, permettendo il mantenimento della postura e il suo equilibrio. In secondo luogo, il piede partecipa alla stabilità delle varie articolazioni svolgendo il compito indispensabile di leva rigida per la fase di spinta. La stabilità articolare è garantita dalla supinazione della sottoastraglica in primo luogo durante il periodo di appoggio e in secondo luogo dalla supinazione delle articolazioni mediotarsica e della sottoastraglica durante le fasi di spinta. In aggiunta, la mobilità articolare del piede consente un ventaglio di movimenti della gamba e del tronco attorno al piede portante sia sul pian sagittale sia su quello trasversale.

Questo ruolo del piede migliora la conversione delle rotazioni alternate durante la progressione lineare del cammino. Inoltre, la pronazione della sottoastraglica prende parte all'assorbimento dell'impatto del tallone con il terreno.

In ultima analisi, la pronazione della mediotarsica è fondamentale per spostare il peso corporeo da un piede all'altro durante il cammino.

Il movimento di pronazione rende il piede un adeguato adattatore. L'articolazione sottoastraglica nella pronazione attiva quelle del piede cosicché possa adattarsi alle irregolarità del suolo o compensare le variazioni di posizione del tronco. Tale movimento mantiene l'equilibrio posturale, soprattutto quando il soggetto cammina su un terreno irregolare.

Quando il calcagno prende contatto con il suolo, il piede inizia la pronazione a livello dell'astragalo e questo movimento continua per tutta la durata del contatto iniziale.

Quanto detto sopra aumenta la mobilità della mediotarsica e l'eversione del calcagno determina un abbassamento dell'arco trasversale del mediotarso. L'appiattimento del mediotarso rende più mobili il mediopiede e le basi metatarsali.

L'aumento della mobilità dell'articolazione mediotarsica, del mediopiede e delle basi metatarsali permette alle ossa del piede di compiere specifici movimenti in risposta alle variazioni del suolo e della posizione del tronco. Movimenti opposti sono invece la supinazione della sottoastraglica e della mediotarsica che bloccano le articolazioni del piede permettendogli di funzionare come una leva rigida.

All'inizio della fase di propulsione, il tallone si solleva e i metatarsi e le ossa del mediotarso devono rimanere fisse e stabili fra loro per produrre una spinta efficace con il minor sovraccarico possibile a livello del retropiede. Condizione essenziale affinché avvenga la normale funzione di propulsione è che le dita siano saldamente appoggiate al terreno; questo accade solamente se i metatarsi fungono da struttura rigida.

La supinazione della sottoastraglica stabilizza la regione metatarsale prima del sollevamento del tallone da terra, mentre dopo il sollevamento del tallone questo compito è affidato alla supinazione della mediotarsica, che è determinata dalla contrazione muscolare e dalla rotazione esterna della gamba. Per fare in modo che il piede divenga una struttura rigida abile a produrre una spinta efficace, è necessario l'aumento della concavità dell'arco trasversale a livello del mediopiede e delle basi del metatarso, che avviene durante la propulsione, la quale provoca un aumento delle forze di compressione e livello del mediopiede e una maggiore stabilità del piede. Durante la fase di spinta il centro di massa del corpo deve essere spostato al piede controlaterale. Questa funzione richiede il distacco

della parte laterale del piede grazie all'azione dei muscoli peronei.

Il peso corporeo è trasferito dalla parte mediale dell'avampiede all'altro piede, che si trova nel periodo di contatto della fase di appoggio del cammino. Al termine della fase di propulsione il peso è completamente trasferito al piede controlaterale.

### **2.3 VALUTAZIONE BIOMECCANICA – FUNZIONALE DEL CAMMINO: IL LABORATORIO DI ANALISI DEL MOVIMENTO**

Il *Laboratorio di Analisi del Movimento* è un ambiente attrezzato per la valutazione funzionale dell'apparato locomotore attraverso sistemi computerizzati per l'analisi strumentale quantitativa del movimento.

Lo studio biomeccanico – funzionale permette di compiere una valutazione funzionale del cammino in condizione fisiologica e patologica e poter intervenire mediante interventi riabilitativi mirati.

I metodi proposti negli ultimi 100 anni per misurare la distribuzione della pressione sotto il piede sono numerosi e diversi. L'avvento dei computer e soprattutto dei microprocessori a basso costo ha fortemente influenzato questo tipo di studi permettendo di analizzare ed interpretare la grande quantità di informazioni presenti in uno studio sulla pressione plantare. All'interno viene svolta attività di ricerca clinica, pre-clinica e sviluppo di nuove metodologie integrate per migliorare il proprio lavoro e allargare le aree di studio.

La *Gait Analysis* è una tecnica diffusa per la valutazione oggettiva del cammino umano. Questo esame permette infatti di valutare, con più precisione, i movimenti di ciascuna articolazione nello spazio in ogni istante; si è evoluta fino a essere riconosciuta come valutazione medica per la fase pre - operatoria e per la prescrizione e ottimizzazione di ortesi e/o protesi.

La Gait Analysis è uno strumento diagnostico che permette di studiare meglio gli aspetti della deambulazione del soggetto per impostare un percorso terapeutico ottimale.

Strumento utile anche nel campo ortopedico, neurologico e sportivo.

I principali aspetti positivi di quest'analisi sono:

tridimensionalità (3D);

non invasività;

possibilità di fornire informazioni quantitative con elevata precisione;

possibilità di acquisire contemporaneamente dati riguardanti la

cinematica, la dinamica e l'attivazione muscolare;

facile utilizzo;

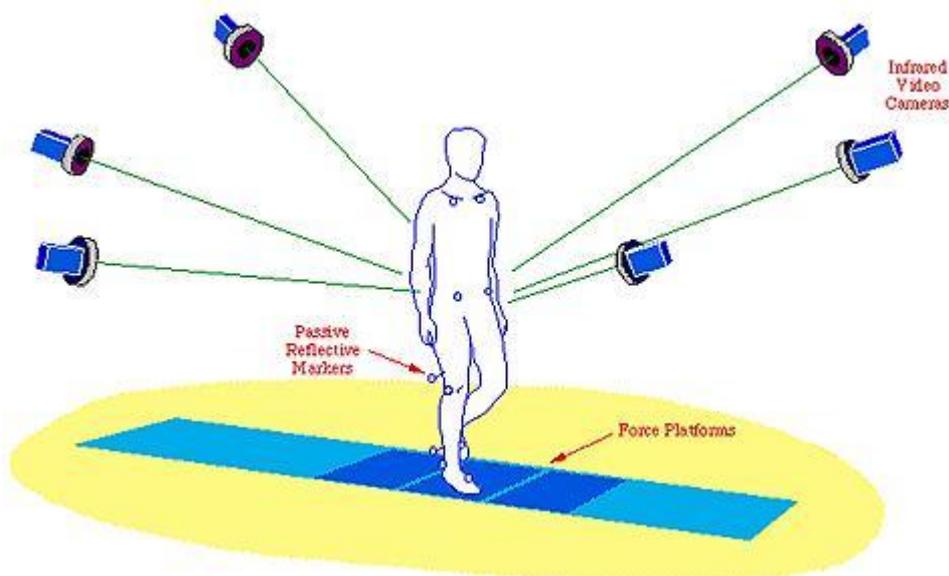
definizione del livello di limitazione funzionale e di disabilità conseguente alla patologia e il suo evolversi con la crescita e/o invecchiamento del soggetto;

valutazione e quantificazione degli effetti dei diversi trattamenti e monitoraggio di tali effetti nel tempo;

contributo alla pianificazione del trattamento permettendo la stesura di un programma riabilitativo personalizzato che consente di verificare, in modo oggettivo, con indici misurabili certi, lo stato del paziente prima, durante e al termine del trattamento.

La strumentazione utilizzata per acquisire le variabili biomeccaniche dell'arto inferiore comprende:

- un sistema stereofotogrammetrico di acquisizione del movimento;
- piattaforme di forza;
- un sistema elettromiografico, che registra l'attività muscolare (Figura 2.2 ).



**Figura 2.2 – Esempio schematico di Laboratorio di Analisi del Movimento.**

Il laboratorio di Gait Analysis è provvisto di telecamere a raggi infrarossi e di piattaforme di forza dinamometriche inserite nel pavimento, che permettono di registrare le forze di reazione piede-suolo e di eseguire un'analisi di quelle generate e assorbite durante il cammino.

Marcatori cutanei

Supporti in materiale plastico rivestiti di materiale catarifrangente, di forma sferica perché tale geometria permette una migliore riflessione dei raggi infrarossi emessi dalle telecamere.

Sono applicati a livello cutaneo in importanti punti di riferimento ossei di ogni segmento.

#### EMG superficie (sEMG)

Rappresenta un mezzo di indagine indolore della funzione muscolare: gli elettrodi applicati sulla cute registrano l'attività elettrica delle fibre muscolari, fornendo preziose informazioni su grado e tipologia di contrazione. Il segnale elettromiografico è inoltre elaborato per l'identificazione degli intervalli di attivazione.

#### Sistema stereofotogrammetrico

Il sistema stereofotogrammetrico si basa su una tecnologia optoelettrica passiva: otto telecamere a raggi infrarossi in grado di riconoscere specifici markers rifrangenti applicati sulla cute del soggetto, ricostruendone le evoluzioni in uno spazio tridimensionale virtuale. Attraverso una procedura semiautomatica di labelling dei markers, si ottiene in ambiente virtuale un playback della camminata del paziente (modello stilizzato). Questa valutazione computerizzata dello spostamento dei markers, correttamente posizionati, permette di risalire alla traiettoria compiuta dai singoli segmenti articolari nello spazio e ci consente di calcolare l'escursione articolare della pelvi, dell'anca, del ginocchio e della caviglia.

#### Baropodometria: piattaforme di pressione

Simili alle piattaforme di forza, questi sistemi possono essere usati per misure sia statiche sia dinamiche su popolazioni di soggetti normali e patologici. Questo tipo di sistema è limitato all'uso in laboratorio. Solitamente, infatti, è montato all'interno di un camminamento e il soggetto cammina sulla piattaforma dopo alcuni passi di approccio. E' quindi necessario un periodo di *warm-up* durante il quale il soggetto familiarizza con la situazione per generare un pattern riproducibile del cammino.

All'interno del laboratorio è presente una piattaforma di forza incorporata al pavimento e sincronizzata con il sistema di acquisizione del movimento.

#### Pedana Novel®

Esempio di piattaforma di pressione plantare (EMED Q-100, Novel gmbh, Munich, Germany; 100Hz; risoluzione spaziale 4sensors/cm<sup>2</sup>90, risoluzione pressoria 10kPa, range di pressione calibrata 10-1270kPa, accuratezza 91 <5%, linearità <2%, isteresi <3%).

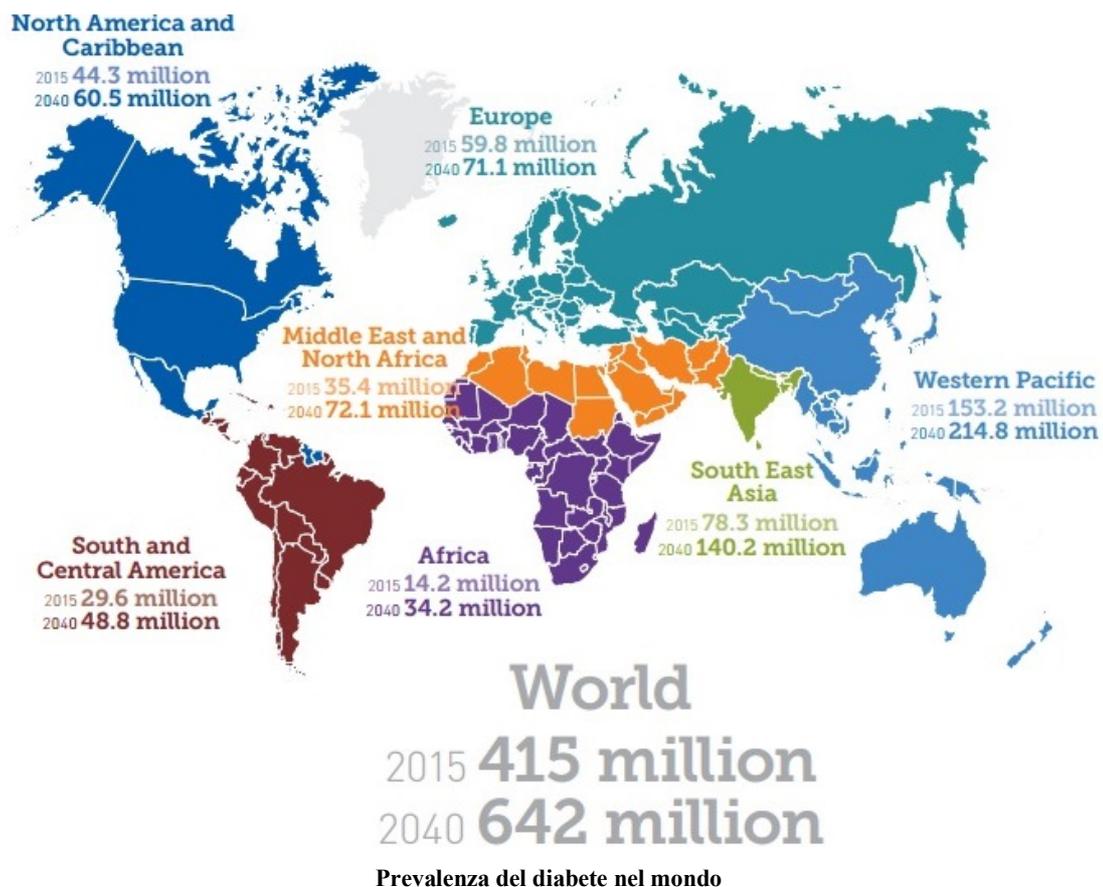
## CAPITOLO 3.

### IL PIEDE DIABETICO

#### 3.1 DIABETE: INQUADRAMENTO GENERALE

Secondo quanto riporta l'OMS, nel 2014, la prevalenza mondiale del diabete, tra gli adulti di età superiore ai 18 anni, era pari all'8,5%. La popolazione stimata colpita è passata dai 30 milioni del 1985, ai 380 milioni del 2013, con la previsione di sfiorare i 600 milioni nel 2035. È evidente quindi che l'incidenza totale della malattia sta aumentando in maniera drammatica negli ultimi anni, assumendo le caratteristiche di una pandemia.

Tale incremento si ritiene sia dovuto principalmente all'invecchiamento della popolazione mondiale, alla diminuzione dell'esercizio fisico ed ai tassi crescenti di obesità. (23)



## 3.2 PIEDE DIABETICO

A livello periferico la principale complicanza associata alla malattia diabetica di lungo corso è il piede diabetico. Il piede diabetico (o piede neuropatico) rappresenta uno stato morboso che si sviluppa come conseguenza al deterioramento della funzione sensoriale e dell'irrorazione sanguigna degli arti inferiori. A seguito di queste alterazioni il paziente tende a non accorgersi della presenza di tagli o ferite e, allo stesso tempo, ad avere difficoltà a far guarire eventuali lesioni. Le lesioni non riconosciute e non opportunamente curate possono poi facilmente infettarsi ed evolvere in ulcera. (26)

Le ulcere plantari costituiscono indubbiamente la complicanza più frequente e pericolosa del piede diabetico, presentandosi con un'incidenza stimata del 2% annuo, e con un rischio di recidiva nel primo anno che sfiora il 40%.

In chiave generale quindi il piede diabetico determina un alto numero di ricoveri ospedalieri e rappresenta un significativo problema nel management di questi pazienti.

Come abbiamo appena detto le alterazioni alla base di questa patologia sono la Vasculopatia Periferica e la Neuropatia Periferica, cui si associano alterazioni al sistema muscolo-scheletrico e cutaneo. (27)

### **Vasculopatia Periferica:**

La vasculopatia è una disfunzione vascolare caratterizzata da una diminuzione dell'irrorazione sanguigna in sede periferica. Colpisce più spesso gli arti inferiori e, con il procedere dell'età, può presentarsi in tutta la popolazione indipendentemente dalla patologia diabetica. Il paziente diabetico presenta però un'incidenza maggiore della patologia a causa dei livelli elevati di glucidi presenti in circolo. Si manifesta con una diminuzione del flusso sanguigno periferico per progressiva diminuzione del lume vascolare a causa di fenomeni trombotici e degenerativi. La conseguenza di questo stato di ipoperfusione ed ipossia è il crollo delle capacità di nutrimento dell'arto con deficit dei meccanismi di riparazione. (25-28)

## **Neuropatia Diabetica:**

La neuropatia è forse la complicazione più comune del diabete e si ritiene sia la causa primaria dello sviluppo di ulcera. Il danneggiamento delle fibre nervose è il risultato delle alterazioni metaboliche e del circolo che caratterizzano il paziente diabetico. In base al distretto colpito, la neuropatia può essere classificata in motoria, sensoriale e autonoma. La forma clinica più comune nel paziente diabetico è la Polineuropatia Sensitivo-Motoria Distale (DSP) presente in un terzo dei pazienti con almeno 25 anni di malattia. (29)

La degenerazione neurale diabetica colpisce primariamente le fibre sensoriali con un'alterazione sensoriale simmetrica che affetta inizialmente le estremità inferiori. Con la progressione della malattia, la perdita sensoriale ascende e inizia a presentarsi anche alle estremità superiori. Parallelamente si sviluppa anche un coinvolgimento sia Motorio sia Autonomico:

- 1) *Deficit Sensoriale.* L'effetto primario è senza dubbio l'abbassamento della soglia dolorifica, che può arrivare fino all'insensibilità completa. La mancanza di stimoli dolorifici impedisce la consapevolezza di eventuali situazioni nocive o danni in atto, come ad esempio una calzatura troppo stretta. Con questo deficit quindi, si consente ad un'azione traumatica di agire nel tempo fino ad avere una lesione. Inoltre a livello articolare viene compromessa la sensibilità propriocettiva, determinando uno stato di lassità legamentosa e instabilità articolare che favorisce il traumatismo. (30)
  
- 2) *Deficit Motorio:* L'alterazione motoria nelle estremità determina il sovvertimento dell'equilibrio tra muscolatura estensoria e flessoria con sbilanciamento articolare. I risultati sono l'aumento del cavismo del piede, lo sviluppo di dita a griffe (ad artiglio) e la prominente marcata delle teste metatarsali. L'appoggio a terra ne risulta di conseguenza alterato con variazioni importanti del carico plantare e sviluppo di aree con carico aumentato o diminuito. In particolare nelle aree sottoposte ad un carico aumentato, è facile ritrovare callosità ed ipercheratosi, con possibilità di sviluppo di ematomi da schiacciamento e ulcera se non si correggere il carico pressorio. (31)



**Piede con cavismo accentuato e deformazione alle dita**



**Dita in Griffe**

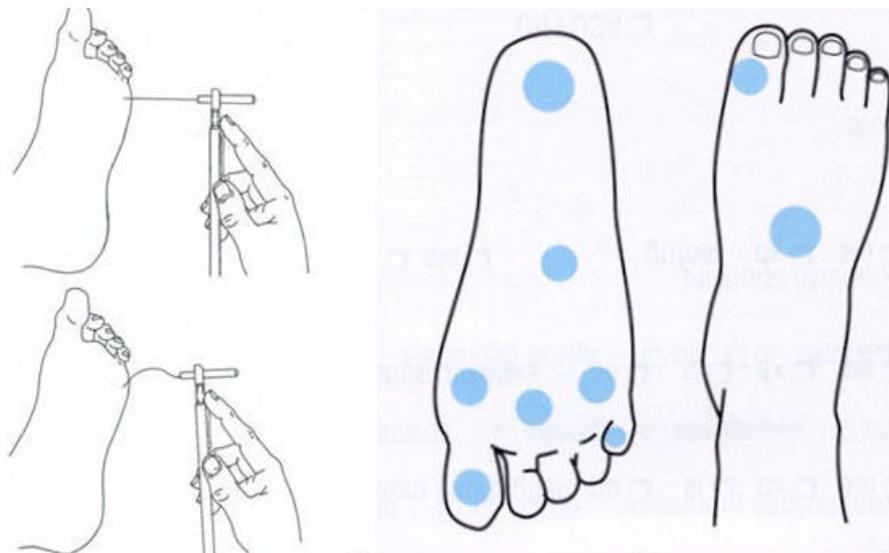
- 3) *Deficit Autonomico*: L'azione autonoma viene spesso sottovalutata nel quadro sintomatico, dando maggior enfasi alle altre componenti. La principale conseguenza del deficit autonomico è l'anidrosi per disfunzione del controllo ghiandolare sudoriparo da parte del SNA. La secchezza porta spesso alla fissurazione cutanea, da cui si possono introdurre patogeni, che facilmente danno infiammazioni e infezioni locali. (25)

I pazienti possono poi avvertire anche sintomi positivi, ovvero percepiti, come formicolii, intorpidimento, parestesie e dolore acuto.

La *Diagnosi di Neuropatia* in paziente diabetico ad oggi si effettua attraverso la valutazione di 4 principali parametri: presenza di segni, sintomi, alterazioni della sensibilità ed alterazioni della conduzione. La positività di almeno 2 di questi determina la diagnosi.

È necessario quindi:

- 1) Ispezionare il piede (presenza di deformità, secchezza della cute, infezioni ricorrenti, ulcere, ipercheratosi e calli);
- 2) Valutare i riflessi (tanto più è avanzata la neuropatia tanto più prossimali sono i riflessi alterati, a cominciare dal riflesso Achilleo);
- 3) Valutare della sensibilità discriminativa tattile attraverso il Test del monofilamento di Semmes-Weinstein (Test considerato predittivo per lo sviluppo di ulcere per in caso di non localizzazione di 5 punti su 9 o 3 su 6 esaminati), e vibratoria attraverso Biotensiometro (in alternativa si può utilizzare il diapason tarato a 128Hz). (30)
- 4) Valutare della sensibilità dolorifica pressoria e termica (somministrazione di stimoli caldi e freddi sulla pelle attraverso un Termodo elettronico). (25)



**Test del monofilamento di Semmes-Weinstein**

Al termine dell'iter clinico, i dati ottenuti dall'ispezione e dai precedenti test possono essere inseriti nel Michigan Diabetic Neuropathy Score. Attraverso questo strumento è possibile

una valutazione completa della neuropatia del paziente e il calcolo del rischio dei pazienti di sviluppare un'ulcera in base al punteggio ottenuto.

### Michigan Diabetic Neuropathy Score

Sensory impairment				
<b>Right</b>	Normal	Decreased	Absent	
Vibration at big toe	0	1	2	
10-g filament	0	1	2	
Pin prick on dorsum of great toe	Painful	Not Painful		
	0	2		
<b>Left</b>	Normal	Decreased	Absent	
Vibration at big toe	0	1	2	
10-g filament	0	1	2	
Pin prick on dorsum of great toe	Painful	Not Painful		
	0	2		
Muscle strength testing				
<b>Right</b>	Normal	Mild to moderate	Severe	Absent
Finger spread	0	1	2	3
Great toe extension	0	1	2	3
Ankle dorsiflexion	0	1	2	3
<b>Left</b>	Normal	Normal	Severe	Absent
Finger spread	0	1	2	3
Great toe extension	0	1	2	3
Ankle dorsiflexion	0	1	2	3
Reflexes				

<b>Right</b>	Present	Present with reinforcement	Absent	
Biceps brachii	0	1	2	
Triceps brachii	0	1	2	
Quadriceps femoris	0	1	2	
Achilles	0	1	2	
<b>Left</b>	Present	Present with reinforcement	Absent	
Biceps brachii	0	1	2	
Triceps brachii	0	1	2	
Quadriceps femoris	0	1	2	
Achilles	0	1	2	
<b>Total: 46 points</b>				

## CAPITOLO 4

### REVISIONE DELLA LETTERATURA

La ricerca scientifica nel campo del piede diabetico ha radici che si spingono fino agli anni '80. Fin dall'inizio gli obiettivi sono stati quelli di valutare la correlazione tra l'aumento delle pressioni plantari e lo sviluppo di ulcere nei pazienti affetti da diabete mellito con o senza neuropatia diabetica, rispetto alla popolazione sana. Successivamente si è posta l'attenzione alla valutazione dell'alterazione dell'articolari e le caratteristiche muscolari dei pazienti diabetici rispetto alla popolazione sana. Risulta oramai dimostrato come l'aumento della pressione plantare sia uno dei fattori di rischio cardine nello sviluppo di ulcera del piede, così come il fatto che le diminuite escursioni articolari siano la causa dell'aumento della pressione plantare.

Nel 2012 un gruppo di ricerca dell'università di Padova, *Guiotto et al.* ha evidenziato come le deformità podaliche alterino significativamente la cinematica del piede e le pressioni plantari durante il cammino. Sono stati considerati 20 pazienti sani di controllo e 40 pazienti diabetici, raggruppati per caratteristiche strutturali dei piedi, come alluce valgo, piede piatto e piede cavo. La deformità più comune nei pazienti diabetici, il piede cavo, è stata osservata in associazione ad un aumento della dorsiflessione e della peak plantar pressure (PPP) nell'avampiede ( $P < 0.05$ ), e ad un decremento della superficie di contatto al retro piede ( $P < 0.03$ ). Curiosamente però tutti i pazienti diabetici con una morfologia podalica normale o la presenza di alluce valgo non presentavano differenze biomeccaniche significative con i parametri della popolazione di controllo. (32)

Nel 2013 *Ledoux et al.* hanno pubblicato uno studio prospettico su 591 pazienti diabetici con e senza neuropatia periferica, con follow-up a 2,4 anni, cercando una relazione tra la sede dell'aumento pressorio plantare ed il rischio di sviluppare un'ulcera nelle stesse sedi. L'impronta podalica, ottenuta attraverso plantari F-Scanner localizzati all'interno delle calzature, è stata divisa in 8 aree (tallone, mediopiede laterale, mediopiede mediale, I metatarso, dal II al IV metatarso, V metatarso, alluce e altre dita). Il risultato è stato il riscontro di un aumento statisticamente significativo ( $p < 0.05$ ) del rischio di sviluppare ulcera nei pazienti con rilevazioni di elevati picchi pressori al di sotto delle teste metatarsali a differenza invece delle altre sedi (tallone e alluce) dove non è stata rilevata una associazione

significativa. La conclusione è stata quindi che la localizzazione è rilevante nella valutazione della relazione tra l'ulcera plantare e il picco pressorio. (33)

In una revisione del 2013 *Fernando et al.* hanno esaminato 16 studi con complessivi 216 pazienti diabetici di controllo e 382 pazienti neuropatici. Dei sedici studi presi in considerazione, undici di questi hanno utilizzato uno strumento di screening per stabilire la neuropatia sensitiva, la maggior parte ha adoperato il MNSI. La revisione ha evidenziato un aumento della durata della fase di appoggio nei pazienti con neuropatia diabetica rispetto al gruppo di controllo, ed una aumentata pressione plantare a livello della prima articolazione metatarso-falangea nella popolazione dei pazienti neuropatici, rispetto ai diabetici senza evidenza di neuropatia. È stato riscontrato inoltre che il momento flessorio del ginocchio è significativamente aumentato in entrambi i gruppi di pazienti. Riguardo l'EMG non si sono riscontrate significative alterazioni nella durata di attivazione del muscolo Tibiale anteriore, mentre il Gastrocnemio ha presentato una ridotta durata di attivazione nel gruppo neuropatici rispetto al gruppo controllo, e il Vasto laterale al contrario ha mostrato una attivazione prolungata nella stessa popolazione. La combinazione di questi riscontri evidenzia un aumento del rischio di sviluppare un'ulcerazione plantare per i pazienti diabetici. (34)

L'anno successivo, 2014, lo stesso gruppo di lavoro, *Fernando et al.*, ha riportato una seconda meta-analisi di studi osservazionali, dove osserva che la pressione plantare dei pazienti diabetici neuropatici con storia pregressa di ulcera è significativamente superiore rispetto a quella riscontrata nella popolazione senza storia di ulcera. (35)

Un successivo studio del 2014 di *Amemiya et al.*, ha avuto come obiettivo quello di dimostrare la relazione tra l'aumento delle pressioni plantari, le caratteristiche del cammino, e la mobilità del tronco. Inoltre, ha indagato la relazione tra la marcia e le caratteristiche del paziente per identificare quelli con alto rischio di sviluppare ulcere nel piede diabetico. Le caratteristiche antropometriche e la storia clinica sono state ottenute dalle cartelle cliniche e attraverso alcune interviste. Piccoli avvolgimenti e torsioni del corpo e movimenti di torsioni del piede durante la fase di appoggio intermedio erano collegate ad un'elevata pressione plantare in 57 pazienti diabetici. Inoltre, queste caratteristiche di cammino erano relazionate alla neuropatia sensitiva (definita dal test del monofilamento e della percezione vibratoria), la durata del diabete, il peso del paziente, la forza e i ROM dell'anca. I risultati dello studio hanno evidenziato che è possibile prevenire le ulcere ai piedi aumentando i movimenti del piede durante la fase di appoggio intermedio. Lo studio suggerisce quindi di aumentare i movimenti del piede nella fase di appoggio intermedio al fine di limitare i picchi pressori e

di praticare esercizi passivi per aumentare il ROM articolare e prevenire lo sviluppo di ulcere. (36)

Nel 2016 *Al-Angari et al.* hanno pubblicato una ricerca in cui veniva evidenziato come i risultati precedenti su misure cinematiche, cinetiche e di pressione plantare siano stati spesso incoerenti. In questo studio hanno individuato nuove metodologie per valutare le variazioni nella pressione plantare. La modifica nella la posizione di picco di pressione plantare (PPP), valutata ad ogni passo per entrambi i piedi, è stata rappresentata come un poligono convesso, valutando poi l'indice di asimmetria, l'area del poligono convesso, il momento wavelet (WM2) e l'entropia del campione (SamEn). Questi valori si sono dimostrati più sensibili nella cattura delle variazioni pressorie a causa delle complicità nell'utilizzo delle misure di area e di asimmetria, e aprendo quindi ad una nuova metodologia di studio delle pressioni plantari. (37)

Un altro aspetto significativo delle alterazioni biomeccaniche nel piede diabetico è la presenza di rigidità nelle articolazioni del piede e dell'arto inferiore nel paziente diabetico. L'acquisizione e valutazione di dati cinematici risulta quindi fondamentale per caratterizzare il paziente diabetico, valutando, segmento per segmento, tutte le alterazioni ed integrandole se possibile con i dati baropodometrici.

Nel 2010 *Hastings et al.* hanno pubblicato uno studio con 3 differenti obiettivi, valutare il tempo della fase di appoggio (stance), valutare la durata del carico sulla colonna mediale del piede durante il cammino e determinare i Foot Progression Angle (FPA). A questo scopo sono stati reclutate due coorti, la prima di 15 soggetti sani, e la seconda di 17 pazienti con Diabete tipo 2, neuropatia e ulcere plantari. I risultati hanno dimostrato un significativo incremento dei FPA nei pazienti diabetici neuropatici, con significativa correlazione tra FPA ed aumento del carico sulla colonna mediale del piede ( $p < 0.036$ ), oltre ad un incremento del tempo di appoggio nella popolazione diabetica. (38)

Nello stesso anno *Wrobel et al.* hanno pubblicato una revisione sistematica di 278 studi con lo scopo di definire gli effetti degli Advanced Glycation End Products (AGEs) sui tessuti molli dei piedi ed i cambiamenti associati del tessuto osseo. Si evidenzia che le condizioni seguenti sono le principali cause di alterazioni del pattern del cammino:

- Aumento della rigidità della pelle e diminuzione dello spessore nei pazienti DMPN,
- Depauperamento e dislocamento dei cuscinetti adiposi plantari,
- Diminuzione delle ROM,
- Diminuzione della massa muscolare con atrofia correlata,
- Depauperamento della densità ossea,

- Ispessimento tendineo diffuso. (39)

Nello studio *Sawacha et al.* del 2012 l'attenzione è stata rivolta allo sviluppo di un metodo per la valutazione simultanea di cinematica, cinetica e pressione plantare in sotto aree del piede di soggetti diabetici. I dati sono stati raccolti durante il cammino in 24 pazienti: 12 controlli e 12 diabetici neuropatici con un sistema di captazione dei movimenti sincronizzati con due piattaforme di forza e due sistemi baropodometrici. Il gruppo neuropatico ha mostrato un aumento significativo di pressione plantare e forza di reazione al terreno in ogni direzione, e una riduzione della superficie di carico a livello del segmento del mediopiede ( $p < 0,04$ ). Inoltre, lo stesso segmento ha rivelato una eccessiva dorsi-flessione, rotazione esterna ed eversione ( $p < 0,05$ ). I risultati iniziali hanno mostrato che questa metodologia può consentire di caratterizzare meglio i pazienti a rischio di ulcerazioni del piede e aiutare a programmare una corretta prevenzione. (40)

Nel 2013 *Deschamps et al.* hanno pubblicato un importante studio che integrava un sistema di analisi di movimento 3D, una piattaforma pressoria e una per la misura della forza. Per l'acquisizione delle misurazioni sono stati posizionati 14 markers rifrangenti cutanei, secondo del Rizzoli. (41) Lo studio ha coinvolto tre coorti di pazienti costituite da 13 individui ciascuna: pazienti diabetici non neuropatici, pazienti diabetici neuropatici e gruppo sano di controllo. La presenza di neuropatia è stata definita come l'incapacità a percepire sia l'applicazione di un monofilamento di 5.07 in due o più siti su ogni piede sia la vibrazione del Diapason (128Hz) sulla punta di entrambi gli alluci. Entrambi i gruppi di pazienti diabetici mostravano un significativo basso valore di movimento se comparati con il gruppo di controllo. I movimenti nel piano trasversale e sagittale del gruppo con neuropatia, tra gamba e calcagno e tra calcagno e mediopiede, mostravano spesso valori più bassi di ROM comparati al gruppo di diabetici senza neuropatia. Molte alterazioni significative sono state osservate durante la propulsione (in entrambi i gruppi diabetici) e anche fase di oscillazione (soprattutto nel gruppo diabetico neuropatico). I risultati hanno suggerito un'alterazione nella cinematica tra piede e tibia durante la marcia nei pazienti diabetici con o senza neuropatia. In particolare una diminuzione dei ROM tra il calcagno e il mediopiede e il calcagno e il metatarso in entrambi i gruppi di diabetici. (42)

Nel 2013 *A. Raspovic* ha pubblicato uno studio riguardante le caratteristiche del cammino nelle popolazioni diabetiche neuropatiche con e senza pregressa ulcera. Nello studio sono stati reclutati 40 pazienti divisi in 4 gruppi da 10 soggetti, rispettivamente di pazienti sani, pazienti diabetici senza neuropatia, pazienti diabetici con neuropatia e diabetici neuropatici con pregressa ulcera. Sono stati valutati parametri spazio-temporali (Vicon motion analysis

sistem), cinematici e cinetici. Il risultato dello studio ha portato alla luce un quadro di alterazione della funzionalità articolare nella popolazione neuropatica e con ulcera, in particolare la diminuzione del ROM dell'articolazione coxo-femorale sul piano frontale, sul piano trasversale del ginocchio, e sul piano sagittale della caviglia e della prima testa metatarsofalangea.

Questa caratteristica di considerare tutte le possibili popolazioni rende questo studio particolarmente significativo, dato che molto spesso gli studi precedenti hanno perso di significatività in quanto venivano confrontate solo due popolazioni (sani vs diabetici/ diabetici vs neuropatici/ sani vs neuropatici) senza fornire un quadro esaustivo completo. (43)

Lo studio *Lamola et al.* 2015 si è posto come obiettivo quello di ricercare le alterazioni biomeccaniche precoci associate alla progressione della patologia podalica diabetica. Sono stati reclutati 10 pazienti sani e 30 pazienti diabetici suddivisi in 3 gruppi con vari gradi di malattia: 10 diabetici di nuova diagnosi, 10 diabetici con neuropatia ma senza ulcere e 10 diabetici neuropatici con ulcera. Valutando parametri spaziotemporali, cinematici e cinetici alla gait analysis, lo studio ha riportato un incremento dell'ampiezza del passo con differenza significativa tra pazienti diabetici di nuova diagnosi e neuropatici con pregressa ulcera ( $p < 0.0248$  al Tukey test). I tre gruppi di pazienti diabetici hanno presentato poi una significativa rotazione interna del piede, in particolare nelle due popolazioni neuropatiche con e senza ulcera. Infine è stato confermato un Trend progressivo di riduzione del ROM articolare di flesso-estensione dell'articolazione metatarsofalangea ( $p < 0.0038$ ). (44)

Nel 2015 il gruppo *DiLiberto et al.* ha pubblicato due studi. Entrambi gli studi hanno preso in considerazione due popolazioni di 15 pazienti, una di pazienti diabetici con diagnosi di neuropatia e l'altra di pazienti sani di controllo. Il primo si è posto come obiettivo quello di misurare le escursioni angolari delle teste metatarsali e dell'avampiede attraverso il rilevamento 3D nella fase di appoggio terminale. La popolazione diabetica neuropatica ha mostrato, rispetto ai controlli sani, una escursione articolare della terza testa metatarsale ridotta sul piano frontale, e la riduzione delle escursioni della terza e quinta testa metatarsale e dell'avampiede sul piano trasversale ( $p < 0.02$ ). (45)

Il secondo invece si è focalizzato sulla valutazione della potenza e del lavoro espresso dal medio-piede e dal retro-piede. Come nello studio precedente la popolazione diabetica neuropatica ha dimostrato significative differenze rispetto ai pazienti sani, presentando un peak power negativo più grande e un peak power positivo ridotto ( $p < 0.05$ ), ed un lavoro espresso diminuito (work ratio negativo) ( $p < 0.01$ ). La conclusione dello studio definisce

come, nei soggetti neuropatici la maggiore percentuale di lavoro negativo può influenzare negativamente le strutture podaliche durante la propulsione in avanti, quando il lavoro positivo e la stabilità del piede dovrebbero prevalere. (46)

Infine nel 2016 *Hazari et al.* hanno pubblicato una revisione sistematica con metanalisi di 25 lavori. L'obiettivo era di valutare come la polineuropatia periferica in pazienti diabetici influenzasse i parametri spazio-temporali, cinetici e cinematici del ciclo del cammino. La review ha portato alla luce significative differenze tra le popolazioni sana, diabetica e diabetica con neuropatia. I risultati della metanalisi suggeriscono che nei pazienti neuropatici, rispetto ai controlli, la velocità di cammino sia ridotta ( $p < 0.0001$ ), la flessione di ginocchio sia diminuita ( $p < 0.0008$ ), e che, nonostante l'ampia variabilità ( $I^2 = 81\%$ ), la pressione plantare sia aumentata ( $p < 0.03$ ).

La revisione ha infine constatato che molti studi erano troppo piccoli e statisticamente non significativi per effettuare una metanalisi che definisse un risultato solido su cui basarsi in futuro. (47)

Come osservato sin qui, spesso per garantire una esplorazione completa dell'arto inferiore e valutare la componente muscolare, si è utilizzata l'Elettromiografia di superficie (sEMG)

Nel 2012 uno studio condotto da *Andersen et al.* ha riportato diversi dati riguardanti soprattutto la componente muscolare nel paziente diabetico. È stata ritrovata una significativa riduzione della forza espressa alla caviglia ed al ginocchio, valutata attraverso dinamometro isocinetico, nella popolazione diabetica neuropatica. Questa diminuzione di forza è stata poi comprovata dalla valutazione anatomica della massa muscolare attraverso RMN, con il ritrovamento di diminuita massa muscolare, associata ad atrofia. La neuropatia periferica, poi, nei pazienti diabetici modifica il ciclo del passo, determinando rallentamento dei movimenti, riduzione del ROM articolare e favorendo l'instabilità, con concomitante aumento di rischio di sviluppare ulcere. (48)

Già nel 2003 *Kwon O.Y. et al* hanno pubblicato uno studio comparativo tra due coorti di pazienti diabetici neuropatici (DMPN) vs controlli sani, con lo scopo di valutare le differenze di attività muscolare e momenti articolari durante il cammino. I pazienti reclutati sono stati 9 per gruppo e valutati con un questionario, per informazioni cliniche ed antropometriche; misurazione delle ROM passive dell'arto inferiore (dosi-flessione di caviglia a ginocchio esteso e a ginocchio flesso, inversione ed eversione). Per la popolazione con neuropatia il test è stato eseguito sull'arto dove era stata riportata una precedente ulcera. Tutti i soggetti sono stati valutati con il sistema grafico della Motion Analysis Corporation e sottoposti a sEMG.

In questo studio il ROM dei soggetti diabetici è inferiore rispetto ai controlli. La velocità del cammino, soggettivamente percepito come confortevole è risultata più lenta nella popolazione diabetica rispetto ai controlli, e il tempo medio della fase di appoggio è risultato aumentato. È stata inoltre osservata una alterazione nell'attivazione dei 3 muscoli principali che contribuiscono al movimento della caviglia: la dorsi-flessione mediate dal Tibiale anteriore, e la plantar-flessione dal Soleo e dal Gastrocnemio. I pattern ottenuti con la sEMG indicano che l'attività del Soleo e del Gastrocnemio si presenta significativamente prima in relazione alla fase del cammino nei pazienti neuropatici. In parallelo si ha una co-contrazione di agonisti ed antagonisti a livello di caviglia e ginocchio, nella fase di appoggio nei pazienti neuropatici.

In conclusione secondo gli autori l'attivazione prematura del Soleo e del Gastrocnemio mediale nella popolazione di neuropatici, potrebbero contribuire al precoce contatto del tallone a terra, e all'assorbimento dello stress derivato dal contatto, spostando però il peso in avanti sull'avampiede e prolungando il tempo di appoggio. D'altro canto però questa co-contrazione impedisce ai soggetti diabetici di assumere un pattern di cammino più sicuro. (49)

Nel novembre 2007 *Akashi et al.* hanno pubblicato uno studio su 45 pazienti, con l'obiettivo di valutare l'influenza della neuropatia diabetica e delle ulcere diabetiche sull'EMG di coscia e polpaccio e sulle forze di reazione con il suolo durante il cammino. I 45 pazienti sono stati divisi in 3 gruppi: Controlli (16pz), neuropatici (19pz) e neuropatici con storia di ulcera plantare (10pz). Sono state studiate le EMG del vasto laterale destro, del gastrocnemio e del tibiale anteriore durante la fase di appoggio. Infine sono stati identificati il picco di attivazione e l'istante di attivazione massima attraverso l'indice di co-contrazione tra il tibiale anteriore e il gastrocnemio. Infine per rappresentare gli effetti del cambiamento all'EMG sono stati valutati i 2 picchi massimi e il valore minimo della vertical ground reaction force.

Il risultato dello studio è che non sono state riscontrate differenze riguardo al picco di attivazione massima di tutti i muscoli, riguardo all'istante di attivazione massima invece i muscoli Gastrocnemio laterale e Vasto laterale presentavano un significativo ritardo nella popolazione con storia di ulcere rispetto ad entrambi gli altri due gruppi. Inoltre è stato osservato che pur essendoci un ritardo di attivazione del vasto laterale, non si osservava nessun cambiamento significativo del primo picco di ground reaction force (GRF). Per quanto riguarda il secondo picco di GRF invece, si presentava diminuito in corrispondenza del ritardo di attivazione del muscolo gastrocnemio laterale in pazienti con pregressa ulcera.

Questi dati confermano che i pazienti neuropatici con storia di ulcera presentano un deficit motorio che compromette il loro pattern di cammino, affermazione supportata dalle concomitanti variazioni di GRF. Sia GRF che il ritardo di attivazione EMG sono risultati associati al grado di severità della neuropatia ed al deficit sensitivo. (50)

Nel 2015 *Allen et al.* hanno cercato di valutare la risposta del sistema neuromuscolare degradato dei pazienti diabetici neuropatici quando stressato da una continua contrazione massima volontaria (MVC). La MVC di base e la capacità contrattile dorsiflessoria evocata sono stati valutati nei pazienti DPN (n 10) e in una popolazione sana di controllo (n 10). La sEMG è stata usata per registrare azione evocata massima del muscolo Tibiale anteriore stimolata con potenziali massimi muscolari durante le MVC. I pazienti hanno poi chiesto di eseguire e mantenere una dorsi-flessione isometrica MVC, fintantoché il paziente era in grado di sostenere uno sforzo pari al 60% di MVC. È stata valutata anche la stanchezza con un protocollo di contrazione massimo sia in termini di forza espressa sia in termini di tempo di mantenimento, seguito dalla valutazione della MCV a 30 secondi e 2 minuti dopo il termine della contrazione. I pazienti diabetici con neuropatia si affaticavano il 21% più rapidamente dei controlli (P 0,05) ed esprimevano un'attività EMG minore durante il primo terzo del protocollo di affaticamento rispetto ai controlli (P 0,05). Subito dopo il protocollo di affaticamento, la massima forza espressa è stata ridotta similmente (20%) in entrambi i gruppi, e a 30s post affaticamento, entrambi i gruppi hanno avuto simili (10%) riduzioni in MVC. (51)

Infine *Ferreira et al.* 2017 hanno studiato la muscolatura estensoria e flessoria di ginocchio e caviglia durante contrazioni concentriche, eccentriche ed isometriche nei pazienti con diabete mellito di tipo 2 con e senza neuropatia periferica. Sono stati reclutati tre gruppi di uomini adulti normalizzati per caratteristiche antropometriche e livelli di testosterone: sani di controllo (33pz), pazienti con DM tipo 2 (31pz) e pazienti con neuropatia diabetica (28pz). I valori di Peak Torque concentrica, eccentrica ed isocinetico, in flessione ed estensione, sono stati valutati alla caviglia ed al ginocchio dell'arto dominante attraverso l'uso di un dinamometro isocinetico.

Questo studio ha evidenziato:

A livello del ginocchio le torques concentriche sia di flessione che di estensione erano simili tra i gruppi diabetici (flex: P = 0,72; est: P = 0,90), ma erano significativamente inferiori rispetto ai controlli sani (sani vs. DM2: flex: P < 0,01, est: P < 0,01, sani vs DPN: flex: P < 0,01, est: P < 0,01). Non c'erano invece differenze tra i gruppi nelle torques eccentriche di flessione ed estensione.

Riguardo alla torque isometrica, il gruppo DM2 è risultato avere valori dell'estensoria inferiori ( $P = 0,01$ ) senza alcuna differenza nella torque flessoria ( $P = 0,15$ ) rispetto ai controlli. Il gruppo DPN è risultato avere una torque isometrica inferiore rispetto ai controlli (flex:  $P < 0.01$ , est:  $P < 0.01$ ).

A livello della caviglia, il gruppo DPN aveva una torque concentrica inferiore rispetto ai controlli (dorsiflex:  $P < 0.01$ , flex plant:  $P < 0.01$ ) e la torque concentrica era inferiore in questo gruppo rispetto al DM2 per dorsiflessione ( $P < 0.01$ ) e flessione plantare ( $P = 0,07$ ). Il gruppo DM2 presentava una torque concentrica inferiore rispetto ai controlli (dorsiflex:  $P < 0.01$ , flex plant:  $P < 0.01$ ). Riguardo la torque eccentrica non è stata riscontrata nessuna differenza tra i gruppi.

Infine il gruppo DPN è risultato avere una torque isometrica inferiore rispetto ai controlli (dorsiflex:  $P = 0.01$ , flex plant:  $P < 0.01$ ). Il gruppo DM2 invece presentava una torque mantenuta nella dorsiflessione, mentre una diminuzione della torque in flessione plantare inferiore, rispetto ai controlli ( $P < 0.01$ ),

Questo studio mostra che, in primo luogo, si nota una diminuzione di peak torque concentrico ed isometrico sia nei pazienti DM2 che nei pazienti neuropatici e che quindi si è verificata prima dell'inizio della neuropatia, per tutti i movimenti del ginocchio e per quasi tutti i movimenti della caviglia. In secondo luogo, la torque eccentriche sono conservate in tutti i movimenti congiunti sia nel gruppo DM2 che nel gruppo neuropatici. Le differenze statistiche osservate nelle coppie di picco isometriche e concentriche tra i gruppi hanno dimostrato che per quasi tutte le variabili esaminate, le differenze tra individui sani e individui diabetici non dipendono dalla presenza di neuropatia.

I risultati hanno dimostrato che, prima dell'inizio della neuropatia, è possibile osservare significative perdite di funzionalità muscolare nei soggetti con diabete 2 e che queste non si sviluppano in concomitanza con le perdite sensoriali; pertanto, i due deficit devono essere valutati e considerati indipendentemente. (52)

Tutto quanto è stato fino ad ora riportato, ha come fine ultimo quello di garantire la miglior informazione possibile, e dati solidi su cui impostare le linee guida principali per la cura ed il management del piede diabetico.

Le *linee Guida International World Guidelines for Diabetic Foot (Bus et al. 2016)* riassumono gli elementi essenziali della prevenzione e della gestione quotidiana del piede diabetico. Le prescrizioni si basano su sette revisioni sistematiche, con lo scopo di fornire evidenze a supporto.

Per il trattamento del piede diabetico e delle sue complicazioni si considerano 4 raccomandazioni principali:

- Mantenere sempre pulito ed asciutto il piede, controllandolo periodicamente sia visivamente che al tatto. Se necessario utilizzare polveri a base di talco. Utilizzare scarpe comode.
- Dare al paziente l'indicazione di proteggere sempre il piede con le calzature che siano efficaci nel ridurre gli effetti della pressione durante il cammino, anche in casa, evitando di camminare con ciabatte o a piede nudo, al fine di prevenire la possibile insorgenza di ulcere. Consigliare e supportare il paziente a prendere in considerazione l'utilizzo di scarpe, plantari od ortesi dell'alluce, qualora siano presenti deformità o segni preulcerativi.
- Per trattare un'ulcera plantare utilizzare sempre, se possibile, calzature di scarico specifiche alte al ginocchio. Se controindicate a ginocchio alto, di altezze inferiori.
- Considerare se necessario, il ricorso alla chirurgia in caso di deformazioni conseguenti alla patologia diabetica come la retrazione del tendine d'Achille e dei flessori digitali.

(53)

Alcune delle precedenti raccomandazioni, come le raccomandazioni generali, nascono dal buon senso, e non sono state specificamente comprovate dalla ricerca scientifica; rimangono però un supporto importante per una gestione efficace del piede diabetico. Gli studi esaminati convergono ormai sulla considerazione che l'utilizzo di idonee calzature sia un elemento essenziale nella prevenzione e nel trattamento del piede diabetico.

Diversi studi sull'utilizzo di plantari in pazienti diabetici sono stati inseriti, nel 2009 da *Paton et al.*, in una revisione sistematica. L'obiettivo della revisione era comprovare l'efficacia dei plantari utilizzati nella prevenzione dell'ulcera in pazienti diabetici con neuropatia.

La qualità dei cinque studi inseriti nella revisione è risultata piuttosto bassa, carente di dettagli riguardanti i metodi ed i soggetti reclutati, e con diverse interferenze dovute alla difficoltà dello studio. In particolare è risultato molto complesso confrontare i dati raccolti e la valutarne gli esiti per i pazienti. Nelle conclusioni gli autori riportano una correlazione positiva limitata tra l'uso di plantari e l'effetto benefico riportato, anche per i limiti nella possibilità di comparare i diversi plantari sperimentati. (54)

Dato il risultato non soddisfacente riguardo l'efficacia dell'uso dei plantari, nel 2013 *Healy et al.* hanno condotto una ulteriore revisione, volendo esaminare e valutare l'efficacia delle

calzature nel prevenire o ridurre il rischio di insorgenza ulcere nel piede diabetico. Nella revisione sono stati inseriti 12 articoli, in maggioranza studi trasversali. Anche in questo caso gli autori hanno sottolineato la difficoltà di interpretare correttamente i risultati della ricerca per la mancanza di protocolli comuni agli studi, sia nelle tecniche di misurazione sia nelle modalità di analisi dei dati. L'uso delle ortesi personalizzate, quali calzature per la riduzione della pressione plantare e plantari, è supportato negli studi trasversali, che però avendo una limitata rilevanza, determinano la necessità di studi longitudinali per confermarne il beneficio. (55)

Nel dicembre 2013 *BUS* e colleghi hanno condotto un trial clinico randomizzato per valutare l'efficacia delle calzature nell'evitare le recidive di ulcera in pazienti diabetici. Sono stati reclutati 171 pazienti, assegnati poi a due gruppi: il primo gruppo di intervento con trattamento con calzature personalizzate e il secondo gruppo di controllo con trattamento standard. La valutazione clinica ha riportato risultati positivi rispetto all'efficacia nel determinare un decremento dei picchi pressori, mentre le curve dei tempi di permanenza senza ulcere non sono state significativamente diverse tra i gruppi ( $p = 0,40$ ). La valutazione si è spinta poi anche oltre valutando il miglioramento in una sottopopolazione di pazienti che ha indossato le calzature per almeno l'80% dei passi giornalieri, secondo raccomandazioni. Nel sottogruppo di pazienti che ha seguito l'aderenza raccomandata di utilizzo delle calzature, si è dimostrata una riduzione significativa delle recidive. Gli autori hanno pertanto concluso che il l'uso di calzature personalizzate non riduce il rischio di recidiva di ulcera a meno di un utilizzo a regime raccomandato delle calzature stesse. (56)

Nel 2014 *Arts et al.* hanno completato la valutazione conducendo uno studio per delineare i fattori che possono limitare l'utilizzo delle calzature secondo le raccomandazioni usuali. Per valutare l'importanza dell'uso corretto delle calzature percepita dai pazienti è stato utilizzato un questionario, somministrato a 153 pazienti diabetici ad alto rischio di ulcerazione, reclutati in 10 centri olandesi. Tra le informazioni usate per valutare la percezione relativa alla calzatura prescritta sono stati inseriti: peso, valutazione estetica, comfort, stabilità, benefici avvertiti e apprezzamento complessivo. Tutti gli item sono stati misurati con scale analogiche visive. L'utilizzo delle scarpe valutato in ore al giorno è stato riferito dal paziente soggettivamente e gli autori hanno analizzato i dati con una regressione logistica multivariata con lo scopo di identificare i tempi di utilizzo effettivo. Nonostante i punteggi fossero notevolmente variabili, il giudizio sulla possibilità percepita di utilizzo delle calzature è stato per lo più positivo. L'uso di calzature è stato valutato da "basso" a "moderato", ed è risultato correlato alla percezione del beneficio acquisito con la calzatura. Alla luce di ciò, gli autori

affermano che i professionisti dovrebbero spiegare ed educare i pazienti sul vantaggio terapeutico offerto dall'utilizzo corretto delle calzature su misura. (57)

## CAPITOLO 5

### MATERIALI E METODI

Questo studio è stato condotto nel Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico del Rizzoli di Bologna. Nel nostro laboratorio i dati di cinematica vengono ottenuti attraverso il sistema grafico Stereofotogrammetrico Motion System (Vicon 612). Questo sistema si basa su una tecnologia optoelettrica passiva, ed è costituito da otto telecamere a raggi infrarossi in grado di riconoscere dei markers cutanei di materiale rifrangente. Questi markers sono in materiale plastico di forma sferica rivestito di materiale catarifrangente. La geometria sferica garantisce una migliore riflessione dei raggi infrarossi emessi dalle telecamere, facilitandone il riconoscimento. I markers vengono applicati con materiale adesivo a livello cutaneo in punti anatomici prestabiliti, corrispondenti ai riferimenti ossei del segmento che si desidera esplorare. Attraverso questa strumentazione è possibile acquisire un modello stilizzato del movimento del paziente, ricostruito in un ambiente tridimensionale virtuale. Questa valutazione computerizzata dello spostamento dei markers, permette di risalire alla traiettoria compiuta dai singoli segmenti ossei nello spazio ed il calcolo dell'escursione articolare (ROM) potenzialmente di qualsiasi articolazione corporea.



**Marker di diverse dimensioni e Telecamera ad infrarossi Vicon**

L'analisi cinetica si avvale di una piattaforma di forza (Kistler) che è uno strumento usato per valutare la pressione di carico in fase statica e dinamica su popolazioni di soggetti sia normali che patologici. Questo strumento acquisisce dati di cinetica a 2000 Hz ed il suo utilizzo è limitato al laboratorio dove si trova incorporato al pavimento e sincronizzato con il sistema di acquisizione del movimento. Viene montato all'interno di un percorso di marcia dove i pazienti camminano sulla piattaforma dopo alcuni passi di approccio. Fondamentale per la corretta acquisizione dati, è un periodo di *warm-up* durante il quale il soggetto familiarizza con la situazione per generare un pattern riproducibile del cammino.

La strumentazione del laboratorio comprende anche un sistema di elettromiografia di superficie wireless (Cometa) che costituisce una procedura diagnostica, indolore e non invasiva, finalizzata alla valutazione della funzionalità dei muscoli e dei motoneuroni. L'EMG si avvale di elettrodi monouso applicati sulla cute, che registrano l'attività delle fibre muscolari in diverse condizioni: a riposo, durante una contrazione volontaria e progressiva fino al massimo sforzo, e durante una contrazione media sostenuta.

Con l'elettromiografia è possibile valutare il tipo di reclutamento muscolare, la morfologia dei potenziali di unità motoria (PUM) e la presenza o meno di attività elettrica spontanea in condizioni di riposo.

In questo studio sono stati acquisiti dati sino al luglio 2017, coinvolgendo complessivamente 140 pazienti. Con la collaborazione del prof. Giulio Marchesini Reggiani e del dr. Podologo Luca Baccolini sono stati reclutati 85 pazienti con diagnosi di diabete mellito provenienti dal dipartimento di Malattie del Metabolismo dell'Ospedale Sant'Orsola Malpighi, e 55 soggetti sani come popolazione di controllo. Il presente studio è stato approvato dal comitato etico dell'Ospedale Sant'Orsola Malpighi di Bologna.

I criteri di inclusione per i pazienti diabetici comprendevano:

- diagnosi di diabete di tipo I o II,
- età 25-80 anni,
- BMI 20-40,
- abilità al cammino,
- assenza di lesioni ulcerative al piede in atto,
- assenza di amputazioni,
- assenza di gravi alterazioni morfostrutturali o esiti post traumatici all'arto inferiore,
- assenza di neuropatia di Charcot.

I criteri di esclusione comprendevano:

- presenza di ulcere plantari attive,
- presenza di gravi patologie tali da non consentire l'esecuzione dell'esame del cammino
- presenza di grave arteriopatia obliterante cronica periferica (AOCP) valutata, come da screening del piede diabetico, tramite la palpazione dei polsi periferici e, se necessario, con l'esecuzione di eco-color doppler.

Per migliorare la veridicità statistica dei dati e dei risultati ottenuti, si è tenuto adeguatamente conto dei possibili fattori di distorsione o confondenti, individuati come:

- Velocità di cammino
- BMI
- Età
- Deformità agli arti inferiori
- Anni di malattia
- Tipo di diabete
- Polineuropatia diabetica periferica

Ai fini dello studio tutta la popolazione di pazienti diabetici è stata quindi stratificata in gruppi, sulla base ai seguenti parametri:

- presenza/assenza di polineuropatia periferica
- presenza/assenza di deformità o limitazioni funzionali
- Body Mass Index (BMI) maggiore o minore di 30kg/m<sup>2</sup>
- Età maggiore o minore di 60 anni
- Cadenza di cammino.

La stessa stratificazione è stata adottata per il gruppo di controllo, salvo per le categorie associate alla patologia diabetica.

Tutti i pazienti provenivano dal dipartimento di Malattie del Metabolismo dell'ospedale Sant'Orsola dal quale erano seguiti. Precedentemente alla sede dello studio, il dr. Podologo Luca Baccolini ha valutato ogni paziente comprovando la presenza di neuropatia periferica attraverso:

- ispezione del piede
- valutazione del riflesso achilleo
- prova di sensibilità tattile (test del monofilamento di Semmes Weinstein)

- prova di sensibilità vibratoria all'alluce
- somministrazione del questionario Michigan Neuropaty Screening Instrument (MNSI).

L'acquisizione dei dati strumentali è stata condotta nel Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, ed è stata preceduta da un sintetico esame preliminare.

Prima di eseguire la Gait Analysis, per ciascun paziente sono stati effettuati:

- una sintetica anamnesi,
- un esame obiettivo del piede volto ad identificare eventuali alterazioni di retropiede e/o avampiede (come valgismo del retropiede e dell'alluce),
- il calcolo del Range Of Motion (ROM) dell'articolazione tibiotarsica e della prima metatarso-falangea (in flessione ed estensione) e di quella sotto-astragalica (in pronazione e supinazione),
- un esame al podoscopio per visualizzare l'eventuale piattismo o cavismo del piede,
- una breve indagine sul tipo di calzature quotidianamente indossate e sull'eventuale uso di ortesi prescritte come calzature ortopediche o plantari.

Terminata la visita clinica, ad ogni paziente diabetico è stato richiesto di rispondere al questionario Manchester Oxford Foot Questionnaire (MOxFQ) e alla Visual Analogic Scale (VAS). L'obbiettivo di questi due test è quello di valutare la presenza di dolore alle estremità inferiori.

Il test MOxFQ è un questionario, validato da *Garrow et al.* (58) e per la lingua italiana da *Marinozzi et al.* (59), che valuta la presenza di dolore a uno od entrambi i piedi in un periodo di tempo che copre l'ultimo mese. Il questionario è costituito da 16 domande (items) che indagano differenti domini, tra cui, il cammino e il mantenimento della stazione eretta (7 items), il dolore (5 items), e l'interazione del dolore con le attività giornaliera, sia sociale che lavorativa (4 item). A ciascuna risposta viene assegnato un punteggio da 0 a 4, con 4 corrispondente al grado massimo di severità, per un totale massimo di 64 punti. Il punteggio totale ottenuto viene poi convertito in scala metrica da 0 a 100.

**Manchester Oxford Foot Questionnaire (MOxFO)**

Data odierna ...../...../.....

Lato interessato :

- Sinistro
- Destro
- Entrambi (in questo caso compila il questionario prima per il dx, poi ripeti per il sx)

Piede dominante: DX SX

1) Nell'ultimo mese ho avvertito dolore al piede:

- Mai
- Raramente
- Qualche volta
- Molte volte
- Sempre

2) Nell'ultimo mese ho evitato di camminare per lunghi tratti a causa del dolore al piede:

- Mai
- Raramente
- Qualche volta
- Molte volte
- Sempre

3) Nell'ultimo mese ho cambiato il modo di camminare a causa del dolore al piede:

- Mai
- Raramente
- Qualche volta
- Molte volte
- Sempre

4) Nell'ultimo mese ho dovuto camminare lentamente a causa del dolore al piede:

- Mai
- Raramente
- Qualche volta
- Molte volte
- Sempre

5) Nell'ultimo mese ho dovuto fermarmi e mettere a riposo il piede a causa del dolore:

- Mai
- Raramente
- Qualche volta
- Molte volte
- Sempre

6) Nell'ultimo mese ho evitato di camminare su superfici dure e sconnesse a causa del dolore al piede:

- Mai
- Raramente
- Qualche volta
- Molte volte
- Sempre

7) Nell'ultimo mese ho evitato di stare in piedi a lungo a causa del dolore al piede:

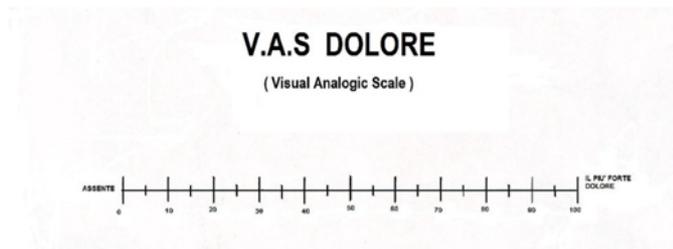
- Mai
- Raramente
- Qualche volta
- Molte volte
- Sempre

8) Nell'ultimo mese ho utilizzato l'autobus o l'auto invece di camminare per il dolore al piede:

- Mai
- Raramente

- Qualche volta
  - Molte volte
  - Sempre
- 9) Nell'ultimo mese ho provato disagio a causa del mio piede:
- Mai
  - Raramente
  - Qualche volta
  - Molte volte
  - Sempre
- 10) Nell'ultimo mese ho provato disagio a causa delle scarpe che ho dovuto indossare:
- Mai
  - Raramente
  - Qualche volta
  - Molte volte
  - Sempre
- 11) Nell'ultimo mese il dolore al piede è stato maggiore alla sera:
- Mai
  - Raramente
  - Qualche volta
  - Molte volte
  - Sempre
- 12) Nell'ultimo mese ho provato un dolore lancinante al piede:
- Mai
  - Raramente
  - Qualche volta
  - Molte volte
  - Sempre
- 13) Nell'ultimo mese il dolore al piede mi ha impedito di svolgere il mio lavoro/attività abituali:
- Mai
  - Raramente
  - Qualche volta
  - Molte volte
  - Sempre
- 14) Nell'ultimo mese non ho potuto svolgere tutte le mie attività ricreative/sociali per il dolore al piede:
- Mai
  - Raramente
  - Qualche volta
  - Molte volte
  - Sempre
- 15) Nell'ultimo mese come descriveresti il dolore che hai provato abitualmente:
- Nessuno
  - Molto lieve
  - Lieve
  - Moderato
  - Severo
- 16) Nell'ultimo mese ho avuto noie durante la notte a letto a causa del dolore al piede:
- Mai
  - 1-2 notti
  - Qualche volta
  - La maggior parte delle notti
  - Sempre

La Visual Analogic Scale o Scala Analogica Visiva del Dolore (VAS) è costituita da una semplice rappresentazione stilizzata delle sagome dei due piedi. Su queste sagome i pazienti sono invitati a tracciare una “x” sulle zone dove viene percepito dolore e ad indicare con un numero da 1 a 10 il grado di intensità del dolore.



Superata la prima fase clinica si è passati alla valutazione strumentale vera e propria. In questa fase ad ogni paziente è stato chiesto di scoprire completamente la superficie cutanea dell'arto inferiore dal ginocchio in giù, e sono stati apposti i markers cutanei rifrangenti.

In questo studio abbiamo utilizzato il protocollo IOR foot, validato in letteratura (60).

In accordo con questo protocollo, i markers cutanei sono stati applicati nelle seguenti sedi:

1. PM: punto più distale e dorsale della testa della falange prossimale dell'alluce.

- **METATARSO (Met):**

2. FMB: base del I metatarso, in posizione dorso - mediale della I articolazione metatarso-falangea (MTF)

3. FMH: testa del I metatarso, in posizione dorso - mediale della I MTF

4. SMB: base del II metatarso, in posizione dorso - mediale della II MTF

5. SMH: testa del II metatarso, in posizione dorso - mediale della II MTF

6. VMB: base del V metatarso, in posizione dorso - laterale della V metatarso- cuboide

7. VMH: testa del V metatarso, in posizione dorso - laterale della V MTF

- **MEDIOPIEDE (Mid)**

8. TN: apice più mediale della tuberosità del navicolare

9. MC: punto più distale e più dorsale del cuneiforme medio, coincidente con SMB

10. TC: apice laterale della tuberosità del cuboide, coincidente con VMB

11. ID: mediopiede intermedio, punto medio tra TN e TC.

- **CALCAGNO (Cal):**

12. CA: cresta centrale superiore della faccia posteriore

13. PT: apice laterale del tubercolo peroneale

14. ST: apice più mediale del sustentaculum tali

15. IC: calcagno intermedio, punto medio tra ST e PT

- **GAMBA (Sha):**

16. TT: prominenza anteriore della tuberosità tibiale
17. HF: apice più prossimale della testa della fibula
18. LM: apice distale del malleolo laterale
19. MM: apice distale del malleolo mediale
20. IM: malleolo intermedio, punto medio tra LM e MM.

Il vantaggio di utilizzare questo protocollo è quello di poter calcolare sia in condizioni statiche che dinamiche il movimento tridimensionale dei singoli segmenti in cui è stato suddiviso l'arto inferiore e quindi permette di studiare il movimento articolare della gamba e del piede e soprattutto gli angoli plantari.

Contemporaneamente sono stati applicati bilateralmente gli elettrodi cutanei per la registrazione dell'elettromiografia di superficie (sEMG), a livello dei ventri muscolari del muscolo gastrocnemio e tibiale anteriore.



**Posizionamento dei markers e sEMG in posizione anteriore, laterale e posteriore.**

Grazie alla collaborazione con l'Ing. Claudia Giacomozzi dell'Istituto Superiore di Sanità di Roma, per l'acquisizione dei dati baropodometrici, è stata utilizzata una pedana di pressione plantare **Novel®** (EMED Q-100, Novel gmbh, Munich, Germany; 100Hz; risoluzione spaziale 4sensors/cm<sup>2</sup>90, risoluzione pressoria 10kPa, range di pressione calibrata 10-1270kPa, accuratezza 91 <5%, linearità <2%, isteresi <3%). Questa pedana, non essendo parte integrante del sistema di acquisizione dati del Laboratorio di analisi del Movimento, è stata fissata sulla piattaforma di forza presente nel laboratorio, al centro del corridoio

centrale del laboratorio. Per uniformare il percorso e livellare la discrepanza di spessore, un percorso di gomma dura dello spessore uguale a quello della pedana baropodometrica (circa 2 cm) è stato fissato lungo il percorso.

La performance tecnica della piattaforma è stata verificata in accordo con l'Ing. re Giacomozzi. (61)

Quattro markers rifrangenti da 14 mm (più grandi di quelli posti sulla cute dei pazienti) sono stati posti ai vertici della piattaforma per individuare la sua posizione prima di ogni sessione di misurazione; una procedura di azzeramento concomitante è stata applicata alla piattaforma di forza sottostante per rimuovere l'eventuale residuo di deviazione.

I segnali provenienti dalla pedana di pressione e quella di forza sono stati sincronizzati off-line sulla base del primo contatto tra il piede e le due piattaforme sovrapposte; questa procedura garantisce anche la sincronizzazione dei dati di baropodometria e di cinematica, acquisiti simultaneamente con i dati della piattaforma di forza. A ogni acquisizione le coordinate dei marcatori sono state aggiunte al software della piattaforma di pressione, trasformati per abbinare il sistema di riferimento della piattaforma e proiettato sull'impronta per identificare specifiche regioni del piede. (62)

Terminata questa fase di preparazione preliminare, il paziente ha eseguito varie camminate lungo il corridoio centrale del laboratorio. Al paziente è stato chiesto di camminare al di fuori della pedana con la propria andatura usuale, per un tempo sufficiente ad acquisire la propria naturale camminata, in questo modo, attraverso la sincronizzazione del ritmo con un metronomo, si è individuata la velocità del passo.

Successivamente si sono registrati i dati di dieci camminate, cinque per piede in ordine indifferente, per ognuna delle quali la pedana pressoria doveva essere calpestata correttamente, con l'impronta completamente centrata nell'area di rilevazione della pedana. A ogni camminata il paziente è stato registrato solo all'andata mantenendo il ritorno libero. Come completamento dello studio, è infine stata registrata l'attivazione muscolare massima contro resistenza dei muscoli gastrocnemio e tibiale anteriore.

Per la valutazione del muscolo gastrocnemio, è stato chiesto al paziente, in piedi sulla pedana, di alzarsi sulle punte dei piedi, vincendo contemporaneamente la resistenza applicata sulle sue spalle dal un operatore.

Per valutare il tibiale anteriore, il paziente è stato fatto accomodare su uno sgabello e con i talloni appoggiati a terra, gli veniva richiesto di dorsiflettere la tibio-tarsica contro la resistenza esercitata dal un operatore.

Lo studio oggetto di questa tesi pone un particolare attenzione sulla popolazione diabetica non neuropatica, composta di pazienti senza polineuropatia periferica né altre complicazioni diabetico-correlate.

Le caratteristiche della popolazione presa in esame sono:

- Popolazione di controllo matched (C);
- Pazienti diabetici di tipo 1 (T1);
- Pazienti diabetici di tipo 2 (T2);
- Cadenza del passo nell'intervallo 50-55 spm;
- BMI < 30 kg/m<sup>2</sup>;
- Assenza di deformità o limitazioni funzionali;
- Nessuna ulcera pregressa;
- Assenza di neuropatia periferica.

Ai fini dello studio le variabili cliniche ed antropometriche confrontate per ogni gruppo di pazienti sono state:

- Età (in anni);
- BMI (kg/cm<sup>2</sup>);
- Altezza (cm);
- Anni di malattia (Year of disease YOD, years);
- Arch Index (AI, definito come il rapporto tra l'area di contatto al suolo del mesopiede fratto l'area di contatto totale del piede eccezion fatta per le dita);
- Valgismo dell'Alluce (°);
- Valgismo del Retropiede (°).

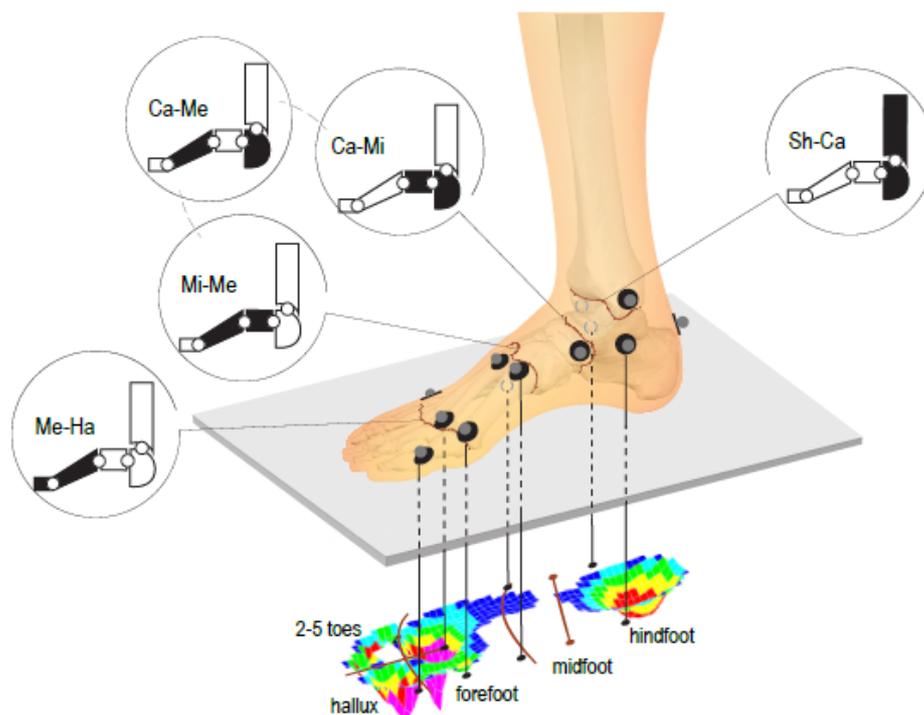
Inoltre tutti i gruppi sono stati confrontati in base alle variabili soggettive del pattern del cammino, identificate come:

- Cadenza (spm)
- Tempo di contatto (ms)
- Velocità di cammino (cm/s)
- Velocità di cammino normalizzata (1/s, normalizzata in rapporto all'altezza)
- Lunghezza del passo (cm)
- Lunghezza del passo normalizzata (normalizzata in rapporto all'altezza).

Riguardo invece i dati Cinetici, Cinematici e spaziotemporali derivate dalla Gait Analysis, sono state prese in considerazione variabili riguardanti il Range of Motion (ROM) articolare e la Baropodometria.

Per le escursioni articolari (ROM), in accordo con il protocollo IORfoot è stata valutata la mobilità delle seguenti articolazioni:

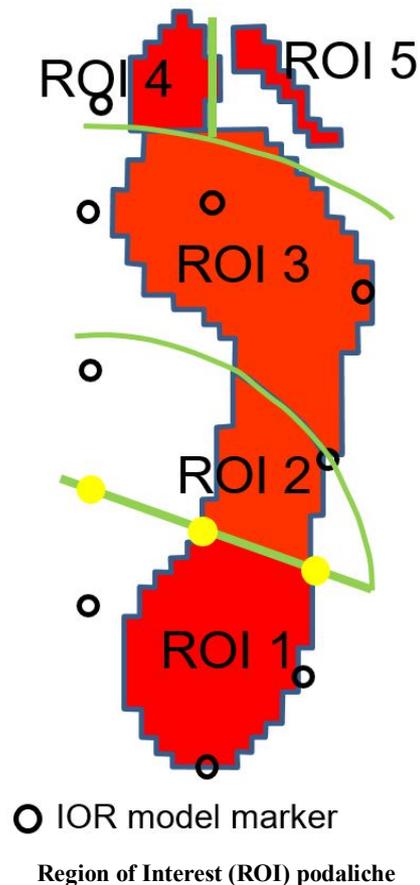
- Tibia – Tarso (Caviglia, Sh-Foot)
- Tibia – Calcagno (Sh-Ca)
- Calcagno – Mediopiede (Ca-Mi)
- Calcagno – Anteropiede (Ca-Me)
- Mediopiede – Anteropiede (Mi-Me)
- Anteropiede – Alluce (Me-Ha)



Per la valutazione dei parametri baropodometrici invece, si è proceduto alla divisione dell'impronta cinque regioni (ROI1-ROI5):

- Retropiede (Region of Interest ROI1), posteriore alla linea che passa attraverso M1 (punto medio tra FMB e ST) e M2 (punto di mezzo tra VMB e PT);
- Mediopiede (ROI2), anteriore a ROI1 e posteriore all'arco di circonferenza con centro in ST e raggio uguale al segmento ST-VMB;

- Avampiede (ROI3), anteriore a ROI2, e posteriore all'arco di circonferenza centrata in ST e passante per un punto a 1/3 della linea PM-FHM;
- Alluce (ROI4): anteriore a ROI3 in posizione mediale;
- Dita dal II al V dito (ROI5), anteriore a ROI3 e laterale a ROI4.



Per ognuna delle aree identificate, durante l'intera fase di appoggio, sono state calcolate le seguenti variabili:

- PTI (Pressure-Time Integral,  $\text{kPa}\cdot\text{s}$ ) espressione della sommatoria di tutte le pressioni calcolate durante l'intera fase di appoggio;
- FTI (force-time integral,  $\%N\cdot\text{s}$ ) espressione della sommatoria di tutte le forze;
- CA (contact area, % total area)

- CT (contact time, %ROP)

Riguardo le stesse aree sono poi state valutate anche le variabili di picco, ovvero i massimi valori dei parametri registrati durante la fase di appoggio:

- PP (Peak Pressure, kPa)
- MF (maximum force, %N)
- MP (maximum mean pressure, kPa).

## CAPITOLO 6

### RISULTATI

I tre gruppi studiati comprendono 10 pazienti sani di controllo (C), 10 pazienti diabetici di tipo 1 (T1) e 10 pazienti diabetici di tipo 2 (T2) per un totale di 60 piedi. La popolazione diabetica oggetto della valutazione è una popolazione non colpita da neuropatia periferica. Al fine di rendere più semplice la comprensione dei dati forniti nelle tavole che seguiranno, sono stati aggiunti degli asterischi rossi (\*) in presenza di parametri con una alterazione statisticamente significativa, e degli asterischi neri (•) per indicare variazioni vicine al grado di significatività statistica. La significatività statistica è stata calcolata con Analisi di Varianza (ANOVA) a 1 via ( $p < 0.05$ ) con correzione Bonferroni-Holm.

#### *Parametri Antropometrici:*

Il primo step dello studio ha confrontato le tre popolazioni riguardo parametri antropometrici come età, BMI, altezza, cadenza del cammino, anni di malattia diabetica (YOD), Arch Index e valgismo dell'alluce. Come si può notare dalla tabella che segue, la popolazione T2 presenta in media un'età più avanzata rispetto alle altre due popolazioni, ed un valgismo dell'alluce più accentuato. Riguardo agli anni di malattia, invece, la popolazione T1 mostra un valore più elevato rispetto alla popolazione T2. Nessuna differenza tra le popolazioni, riguardo l'Arch Index, BMI e cadenza del passo. Infine la popolazione sana ha ottenuto valori di altezza maggiori di entrambe le altre popolazioni.

	N of footprints	Age (years)	BMI (kg/cm <sup>2</sup> )	Height (cm)	Cadence (spm)	YOD (years)	AI	Hallux valgus (°)
C	50	47.8 (10.5)	23.6 (3.2)	174.8 (4.9)	51.6 (3.4)		0.23 (0.04)	
T1	50	49.6 (15.2)	24.6 (3.5)	163.2 (10.5)*	51.8 (3.1)	26.8 (8.6)	0.23 (0.03)	5.0 (3.9)
T2	50	61.6 (6.8)*	23.8 (3.4)	164.8 (11.2)*	52.0 (4.0)	15.6 (9.6)*	0.24 (0.04)	8.8 (3.8)*

### ***Parametri Spazio-Temporali:***

Riguardo i parametri spazio-temporali, lo studio ha riportato i dati in tabella.

	<b>Cadence (spm)</b>	<b>Contact time (ms)</b>	<b>Walking speed (m/s)</b>	<b>Normalized walking speed**</b>	<b>Step (cm)</b>	<b>Normalized step (%height)</b>
C	51.6 (3.4)	736.4 (67.4)	1.13 (0.13)	0.65 (0.08)	131.6 (9.6)	77.1 (5.9)
T1	51.8 (3.1)	727.8 (41.0)	1.03 (0.14)	0.63 (0.08)	119.3 (15.4)*	72.9 (6.3)
T2	52.0 (4.0)	750.6 (61.0)	1.05 (0.11)	0.64 (0.08)	120.7 (7.2)*	73.4 (4.5)

Come si nota, la velocità di cammino è diminuita in entrambe le popolazioni diabetiche, anche se non in maniera significativa, se però consideriamo il valore velocità, normalizzato in base all'altezza, ritroviamo dei valori simili tra tutte le popolazioni. I valori registrati di lunghezza del passo invece sono significativamente ridotti in entrambe le popolazioni diabetiche, e si associano a valori di lunghezza normalizzata in base all'altezza anch'essi inferiori a quelli della popolazione di controllo, per entrambe le popolazioni diabetiche. Il tempo di contatto a terra è invece il valore con la maggiore variabilità. Esso è stato osservato come diminuito nella popolazione T1, mentre all'opposto, aumentato nella popolazione T2.

### ***Parametri Baropodometrici:***

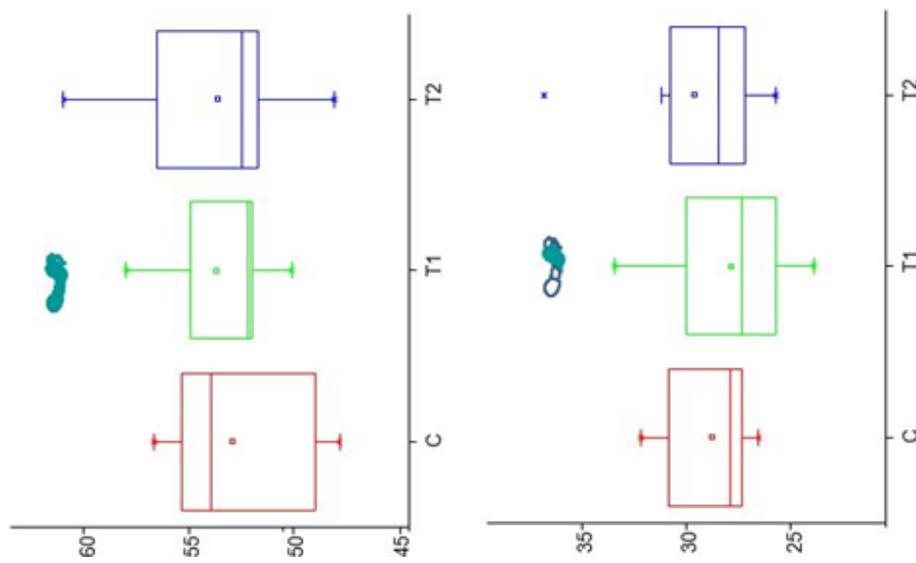
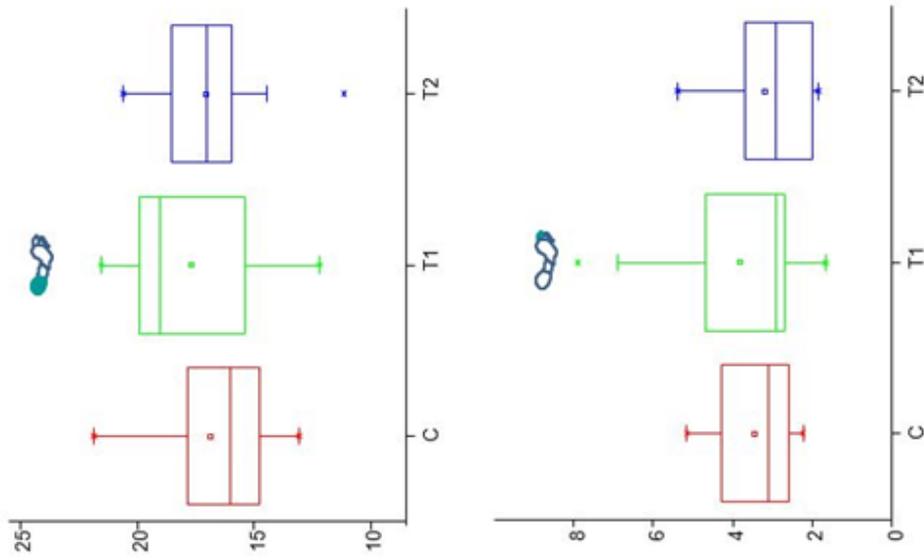
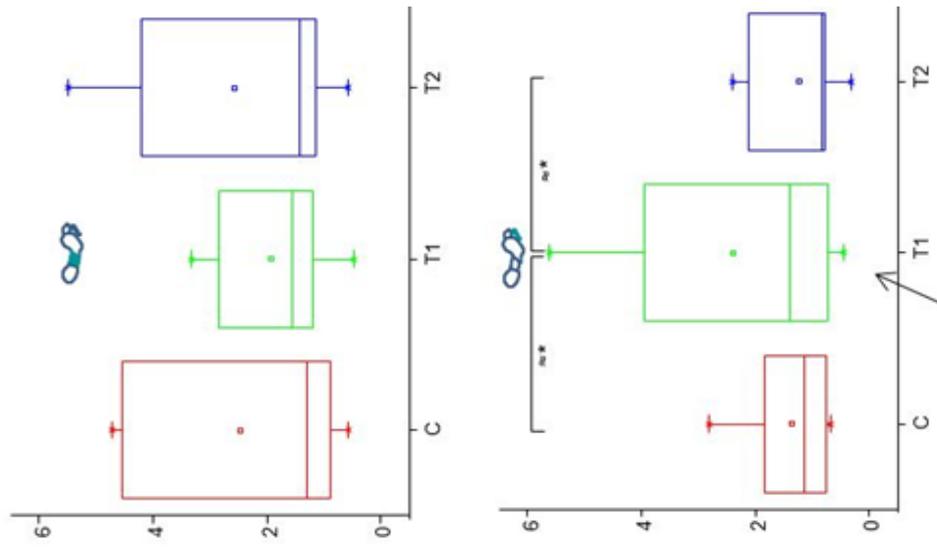
Per ogni parametro esplorato è stata prodotta una tabella di risultati numerici ed una rappresentazione grafica.

- *Force Time Integral (FTI):*

I valori dell'integrale di forza, che rappresenta la sommatoria di tutte le forze registrate durante l'intero periodo di appoggio, sono riportati nella tabella che segue. Come si può notare le forze totali registrate si mantengono simili in tutti e tre i gruppi. Proseguendo zona per zona, non si sono riscontrate differenze significative al retropiede e al mediopiede, unico trend presente, anche se non significativo, è l'aumento riportato per le forze in avampiede

nella popolazione T2. Infine all'alluce le forze registrate sono state in linea nelle tre popolazioni, mentre la popolazione T1 ha registrato in significativo aumento della forza a livello delle dita rispetto sia alla popolazione sana sia alla popolazione T2.

FTI (%N*s)		tot	hindfoot	midfoot	forefoot	hallux	toes
C	mean	52.9	16.9	2.5	28.8	3.5	1.3
	sd	3.3	2.6	1.8	2.0	1.0	0.7
T1	mean	53.7	17.7	1.9	27.9	3.8	2.4*
	sd	2.7	3.2	1.0	3.1	2.1	1.9
T2	mean	53.6	17.0	2.6	29.6	3.2	1.2
	sd	3.8	2.8	2.0	3.2	1.2	0.8

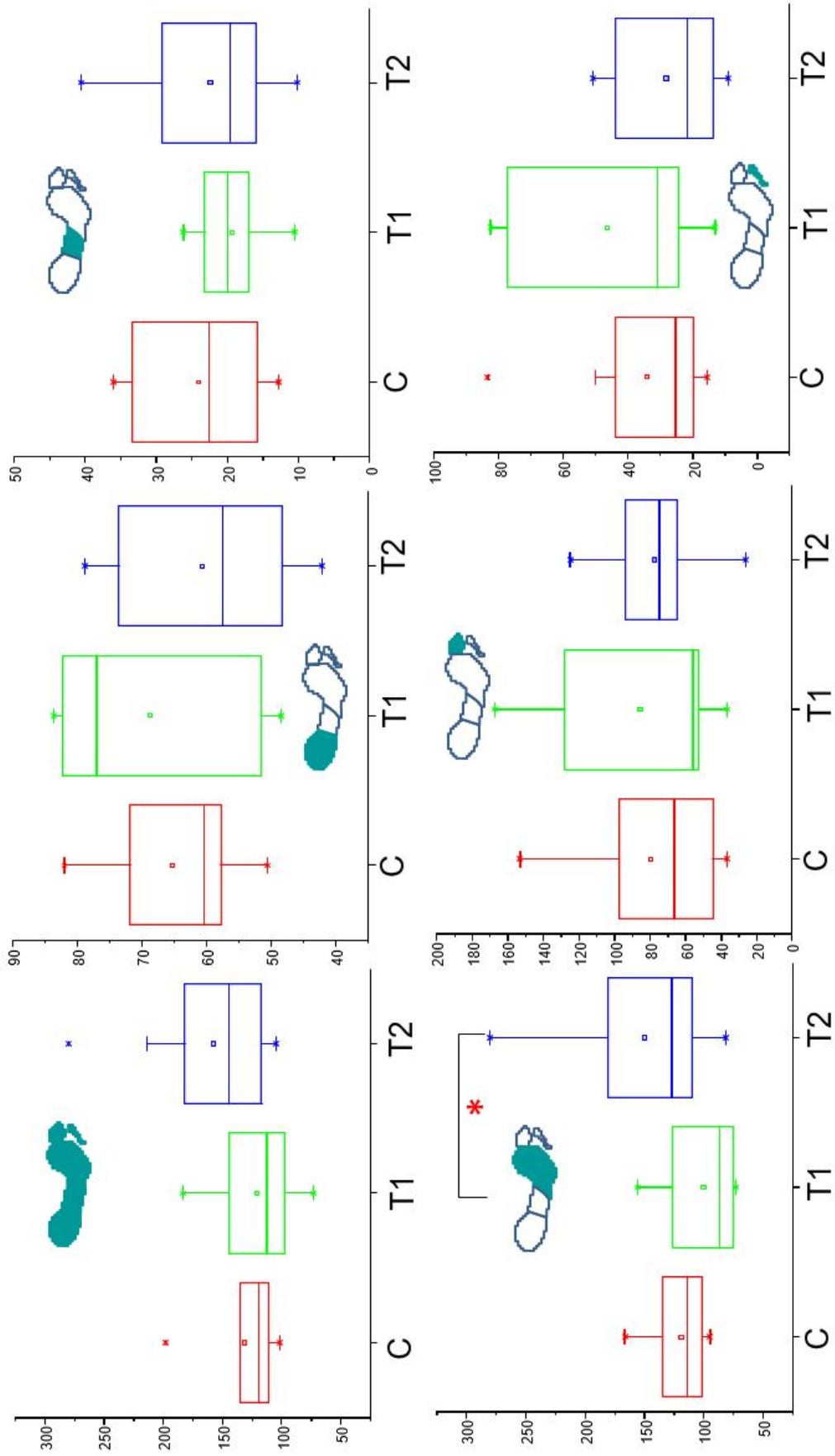


**Force Time Integral (FTI)**

- *Pressure Time Integral (PTI):*

L'integrale di pressione rappresenta la sommatoria di tutte le pressioni registrate durante l'intero periodo di appoggio. I dati registrati riportano una significativa differenza di pressioni soprattutto a carico dell'avampiede. Il confronto tra la popolazione T1 e quella T2 presenta valori registrati significativamente discordi, più bassi per la T1 e aumentati per la T2 con alterazione non significativa in rapporto alla popolazione controllo. Le altre regioni non hanno riportato trend significativi di alterazione.

		max PTI (kPa*s)					
		tot	hindfoot	midfoot	forefoot	hallux	toes
C	mean	131.5	65.2	24.1	118.9	79.9	34.1
	sd	31.4	11.1	8.5	22.1	40.9	20.8
T1	mean	121.2	68.8	19.3	100.1*	85.5	46.3
	sd	34.2	15.6	4.6	30.6	45.8	27.9
T2	mean	157.5	60.7	22.4	149.6*	77.3	28.1
	sd	54.6	13.2	10.0	59.4	26.1	15.1

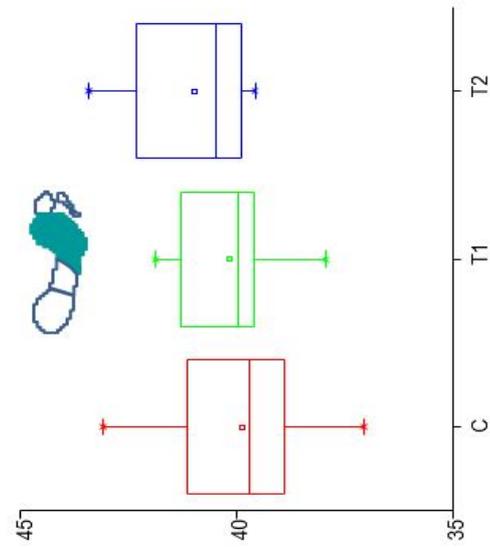
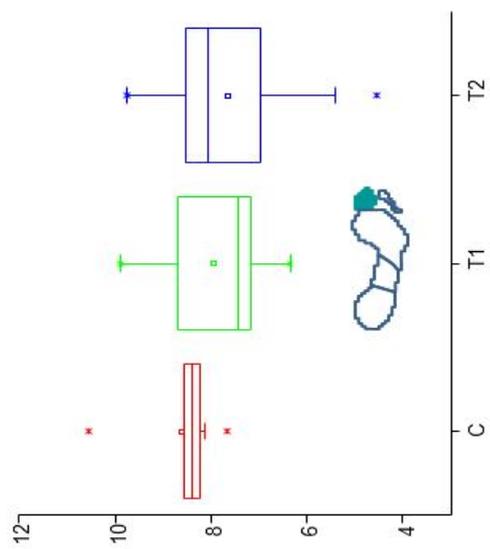
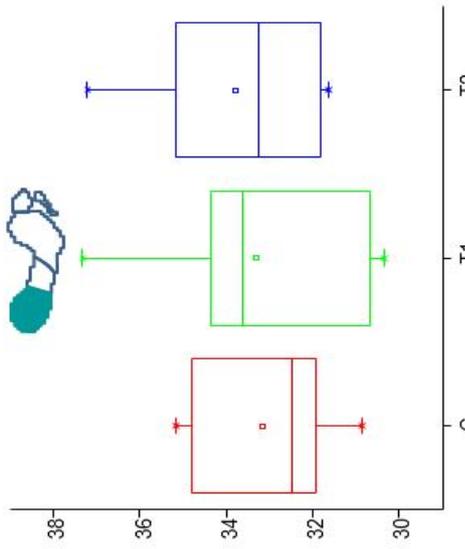
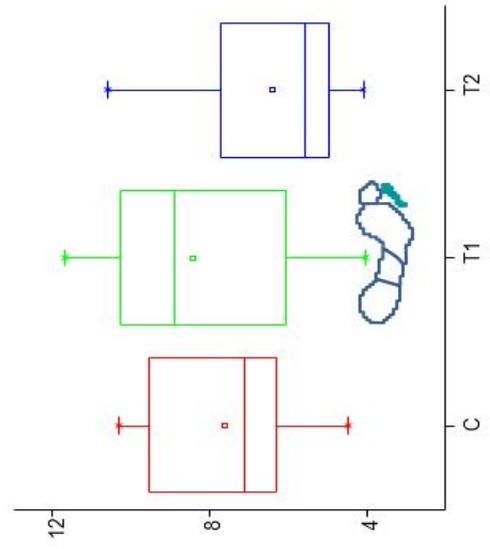
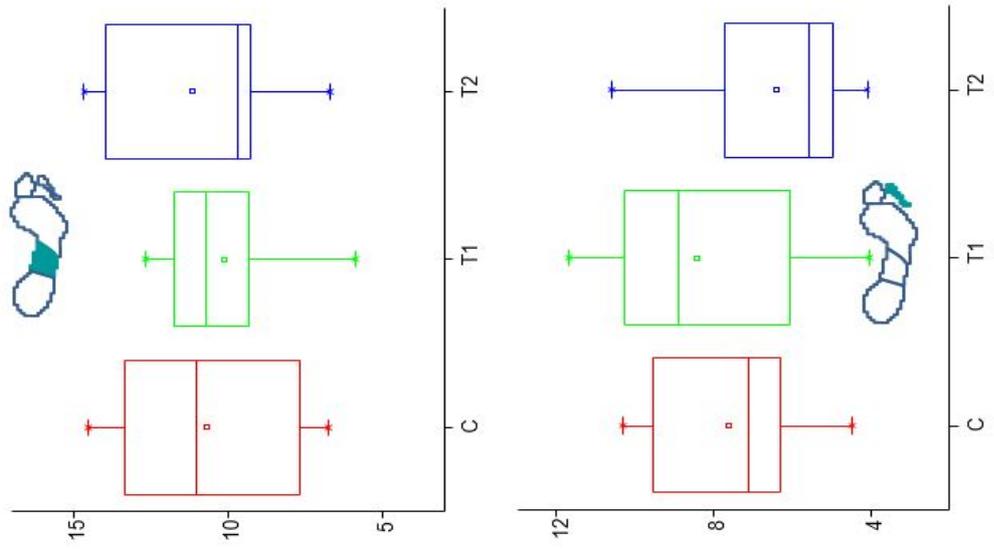


Pressure Time Integral (PTI)

- *Contact Area (CA)*:

L'area di contatto del piede a terra, o impronta, non ha presentato significative differenze tra le popolazioni in esame. Si possono notare lievi trend di modificazione rispetto alla popolazione di controllo ma non significativi ai fini statistici. La popolazione T1 ha riportato un trend di aumento dell'area di contatto nelle dita, e un trend di diminuzione al mediopiede. La popolazione T2 invece ha riportato un trend di aumento del contatto all'avampiede e un trend di diminuzione all'alluce e alle dita.

CA (%area tot)		tot	hindfoot	midfoot	forefoot	hallux	toes
C	mean		33.1	10.7	39.9	8.6	7.6
	sd		1.6	3.0	1.8	0.8	1.9
T1	mean		33.3	10.1	40.2	7.9	8.4
	sd		2.5	2.3	1.1	1.1	2.6
T2	mean		33.8	11.1	41.0	7.6	6.4
	sd		2.0	2.8	1.3	1.6	2.3



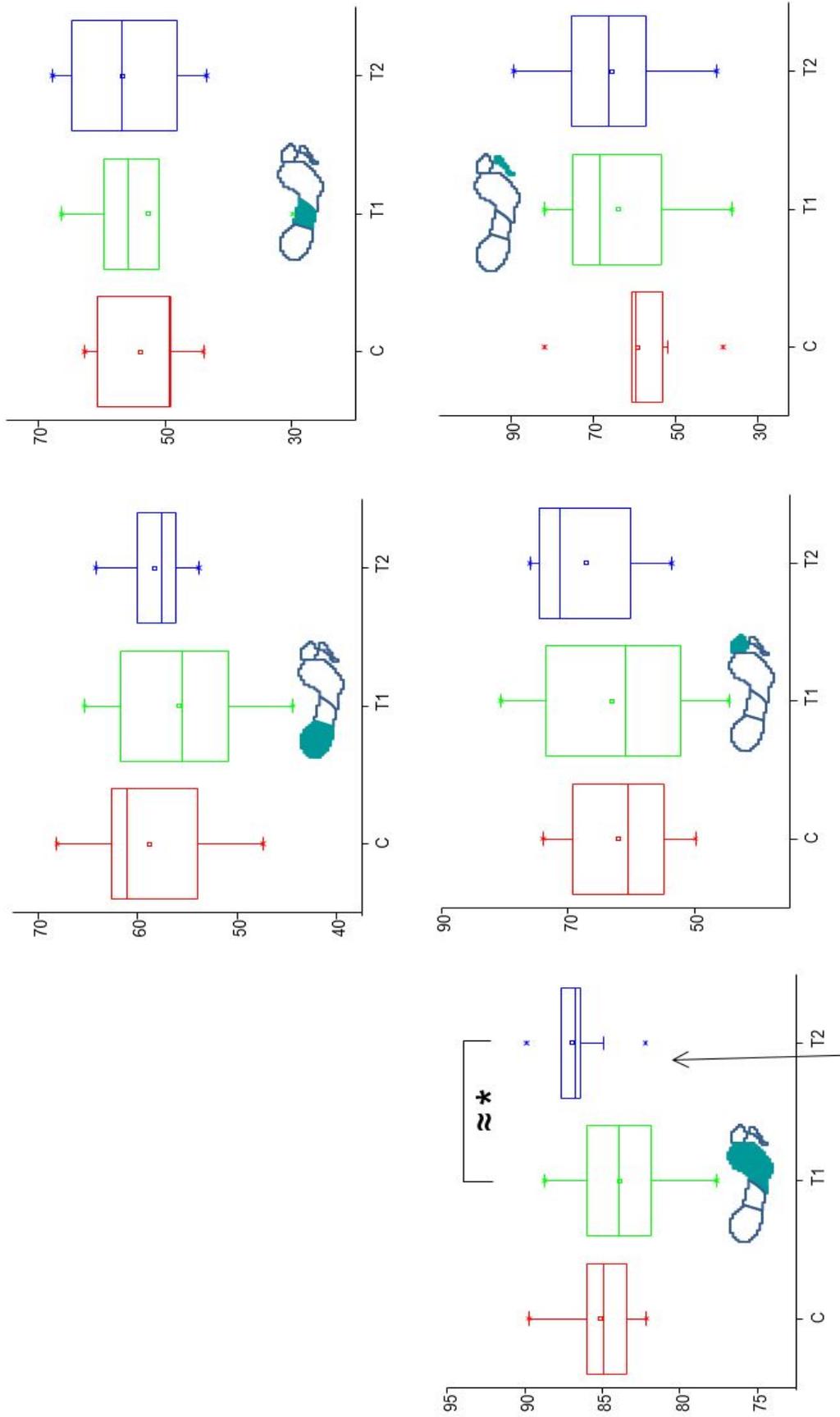
**Contact Area (CA)**

- *Contact Time (CT)*:

Il tempo di contatto è stato valutato come durata dell'intera fase di contatto, dal contatto del tallone a terra (heel strike) al distacco delle dita dello stesso piede (toe off). I valori registrati non hanno mostrato significative differenze tra le popolazioni, salvo a livello dell'avampiede. In quest'area la popolazione T1 presenta valori leggermente inferiori al gruppo controllo, mentre la popolazione T2 un leggero aumento. Le variazioni rispetto al gruppo controllo non sono significative, il confronto tra i valori delle popolazioni T1 e T2 invece presenta una differenza vicina alla significatività statistica.

Sia la popolazione T1 che la popolazione T2, infine, presentano un trend in aumento della CT a livello di alluce e dita, mentre solo la popolazione T1 presenta un CT diminuito al retropiede.

CT (%stance)		tot	hindfoot	midfoot	forefoot	hallux	toes
C	mean		58.8	53.8	85.1	62.0	59.3
	sd		6.5	7.3	2.1	8.4	11.7
T1	mean		55.8	52.6	83.9*	63.1	64.0
	sd		6.7	12.6	3.4	11.9	14.3
T2	mean		58.3	56.7	86.9	67.1	65.4
	sd		3.3	8.3	2.2	8.6	16.0

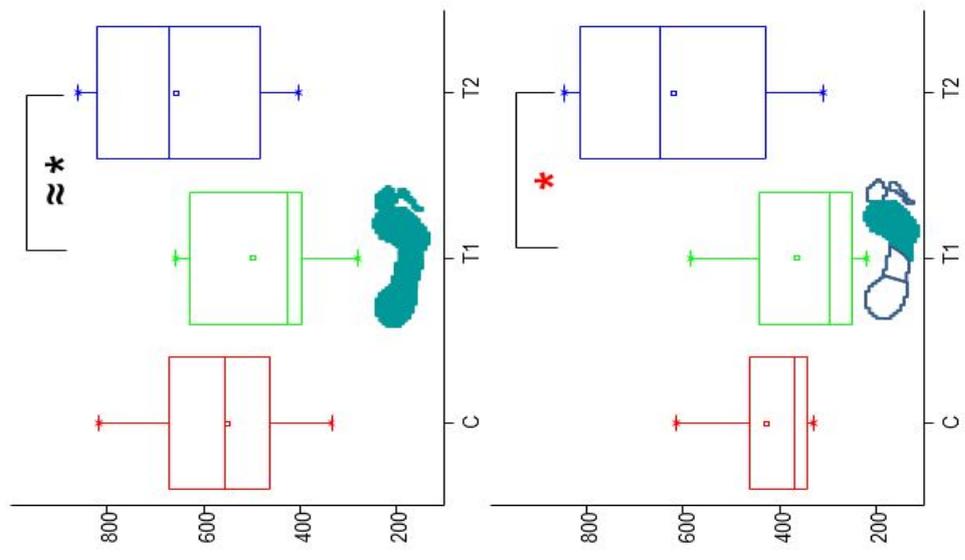
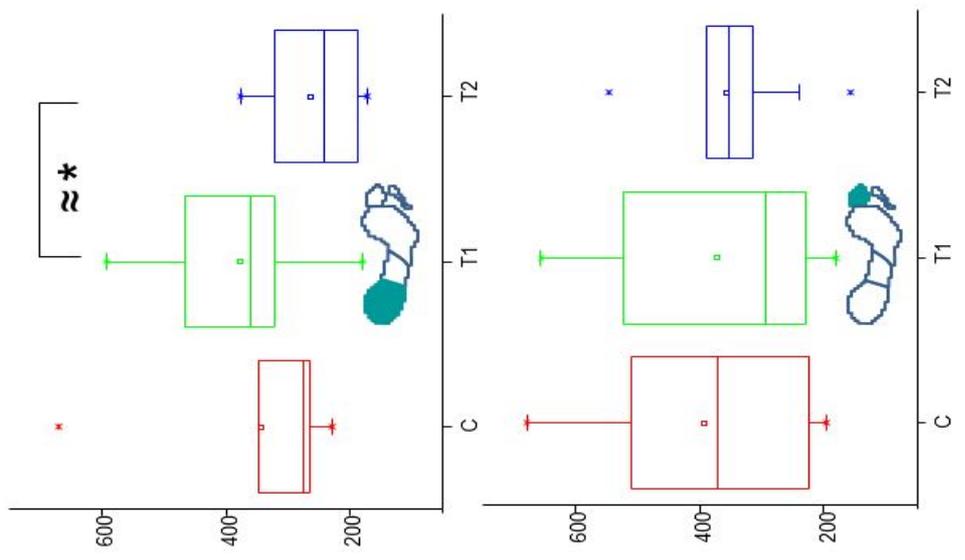
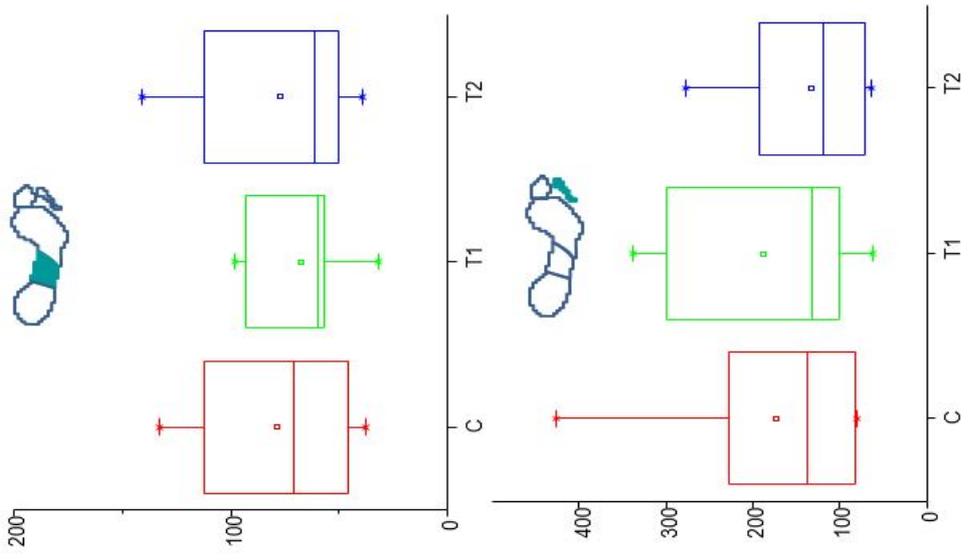


Contact Time (CT)

- *Peak Pressure (PP)*:

Il peak pressure, o pressione massima registrata, mostra valori significativamente diversi nel confronto delle due popolazioni diabetiche. Il PP totale registrata nella popolazione T2 è più elevata rispetto ai valori del gruppo di controllo, così come a livello dell'avampiede. Questi valori si associano a valori di PP bassi a livello del retro piede e delle dita sempre in rapporto al gruppo di controllo. La popolazione T1 invece presenta un trend di PP completamente opposto rispetto alla popolazione T2, con PP registrati maggiori al retro piede e alle dita, e minori all'avampiede rispetto al gruppo di controllo. Nonostante questi trend, i valori registrati per entrambe le popolazioni non giungono alla significatività statistica nel confronto con la popolazione di controllo. Confrontando le popolazioni diabetiche invece, si può notare che la popolazione T2 presenta un PP all'avampiede significativamente più alto rispetto alla popolazione T1. Lo stesso trend è presente per la PP totale, con la popolazione T2 che ha fatto registrare valori superiori alla popolazione T1, nonostante in quest'ultimo caso la significatività statistica non sia raggiunta. Infine nella zona del retro piede, si registra la situazione opposta, con la popolazione T1 che presenta un PP particolarmente elevato rispetto alla popolazione T2, senza che nemmeno in questo caso sia raggiunta significatività statistica.

PP (kPa)		tot	hindfoot	midfoot	forefoot	hallux	toes
C	mean	550.1	344.8	78.5	428.8	392.0	172.1
	sd	152.2	147.5	33.6	100.8	179.8	106.9
T1	mean	496.6	377.2	67.2	364.0	373.5	188.4
	sd	134.8	135.0	23.1	122.7	176.2	103.0
T2	mean	655.2*	264.6*	77.2	619.8*	356.8	131.7
	sd	171.4	72.4	36.5	200.8	112.8	70.1

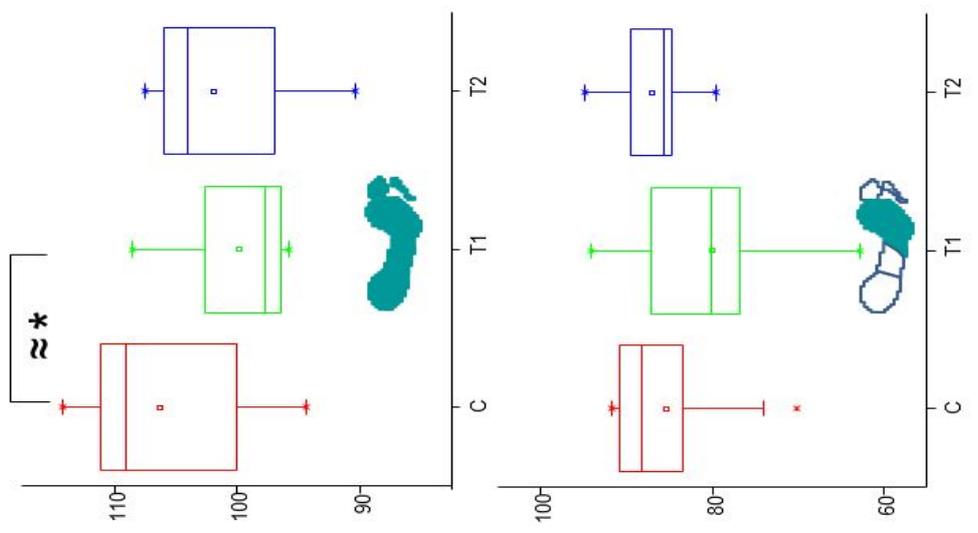
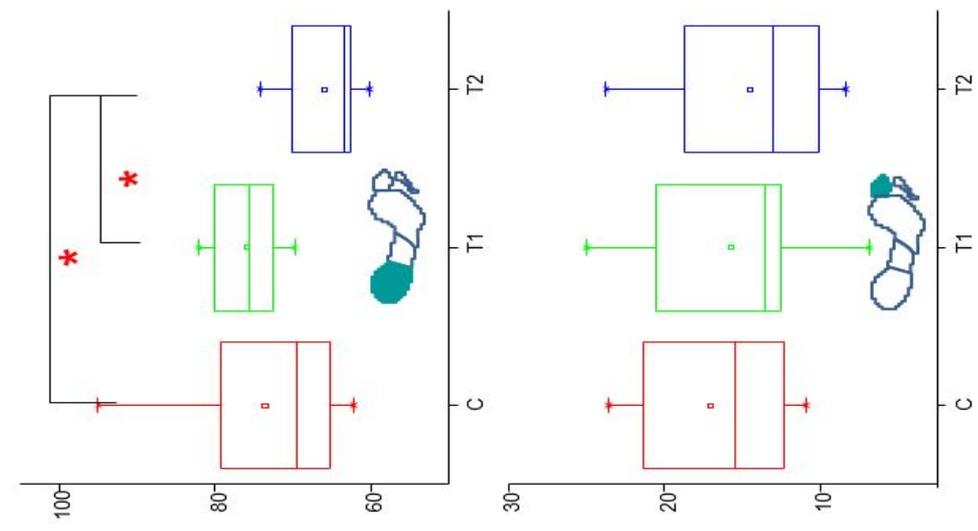
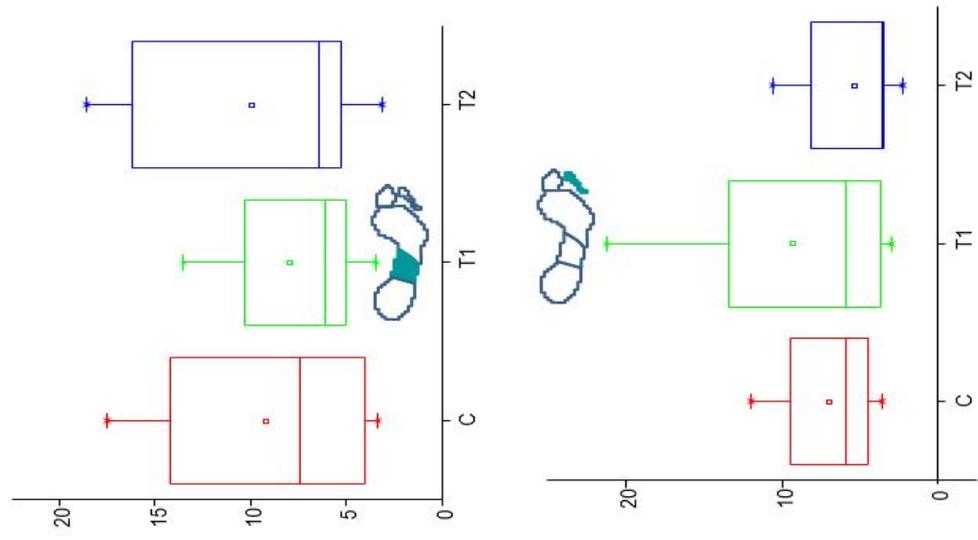


Peak Pressure (PP)

- *Maximum Force (MF)*:

Il picco di forza massimo totale registrato è stato riscontrato inferiore in entrambi i gruppi diabetici rispetto al gruppo controllo, in particolare nel gruppo T1. La popolazione T1 ha inoltre mostrato una diminuzione della forza massima registrata a livello dell'avampiede. La popolazione T2 invece ha presentato una diminuzione della forza registrata al retro piede che ha raggiunto la significatività statistica rispetto sia alla popolazione sana C sia a quella T1. La popolazione T2 presenta infine una diminuzione dei valori di MF registrati all'alluce e alle dita.

MF (%N)		tot	hindfoot	midfoot	forefoot	hallux	toes
C	mean	106.3	73.6	9.2	85.3	17.0	7.0
	sd	7.0	10.8	5.5	7.5	4.9	3.0
T1	mean	99.8*	75.8	7.9	80.0	15.8	9.3
	sd	4.3	4.2	3.5	10.3	5.8	6.8
T2	mean	101.8	65.9*	9.9	87.0	14.5	5.4
	sd	5.8	4.8	6.0	4.5	5.1	3.1

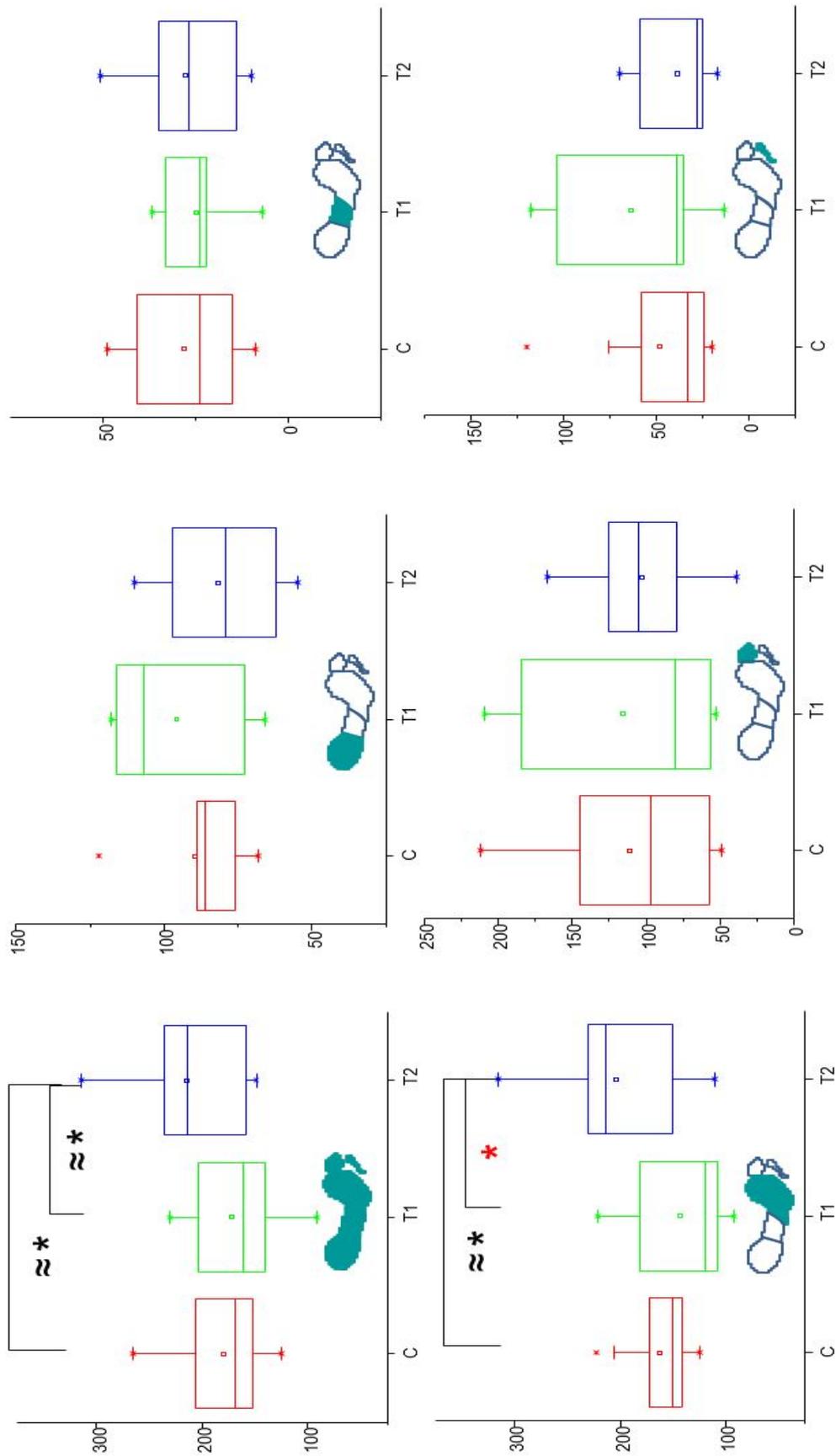


Maximum Force (MF)

- *Maximum Mean Pressure (MP):*

La massima pressione media registrata è stata particolarmente elevata nella popolazione T2, se consideriamo il piede in toto sia rispetto alla popolazione T1 che ai casi controllo C. All'avampiede i valori registrati per la popolazione T2 sono stati più elevati rispetto a quelli della popolazione controllo, raggiungendo un'elevazione statisticamente significativa in rapporto alla popolazione T1, che invece ha fatto segnare valori leggermente inferiori ai controlli. Per la popolazione T1 si è riscontrato un trend di aumento pressorio nella zona delle dita.

MP (kPa)		tot	hindfoot	midfoot	forefoot	hallux	toes
C	mean	180.1	89.5	28.1	162.2	110.6	47.8
	sd	45.5	17.5	14.3	32.2	56.9	30.9
T1	mean	171.6	95.8	25.0	143.7	115.8	63.4
	sd	44.3	21.8	9.9	46.4	64.0	39.6
T2	mean	214.5*	81.7	28.0	204.0*	102.7	38.8
	sd	52.4	19.6	14.6	60.4	34.8	18.9



Maximum Mean Pressure (MP)

### ***Parametri Cinematici:***

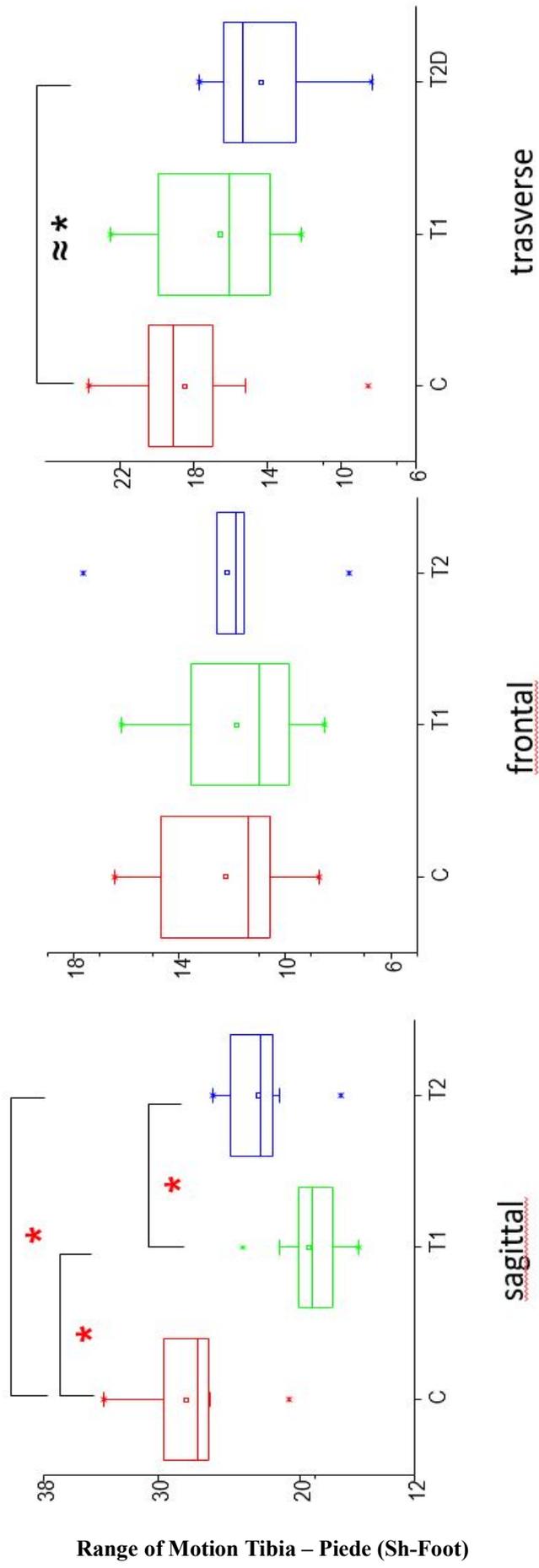
La valutazione dei parametri cinematici ha ricercato i valori di escursione articolare (ROM) rispetto a tutti i piani spaziali, Frontale, Sagittale e Trasverso, tranne per l'articolazione metatarso-falangea dell'alluce, data la permissività articolare solo per la flessione-estensione lungo il piano sagittale.

- *Range of Motion Tibia – Piede (Sh-Foot):*

A livello dell'articolazione della caviglia è stata registrata una riduzione statisticamente significativa della mobilità di flessione-estensione sul piano sagittale, per entrambe le popolazioni diabetiche T1 e T2 rispetto al gruppo di controllo. Una differenza significativa si ritrova anche tra le due popolazioni diabetiche, riguardo allo stesso movimento di flessione-estensione, con la popolazione T1 che presenta una mobilità diminuita rispetto alla popolazione T2.

La popolazione T2 infine ha mostrato una diminuzione vicina alla significatività della mobilità di abduzione e adduzione sul piano trasversale rispetto alla popolazione sana.

SHANK-FOOT				
		sagittal	frontal	transverse
C	mean	28.0	12.3	18.4
	sd	3.4	2.5	4.3
T1	mean	19.3*	11.8	16.6
	sd	2.3	2.7	3.3
T2	mean	22.9*	12.2	14.3*
	sd	2.5	2.8	3.0

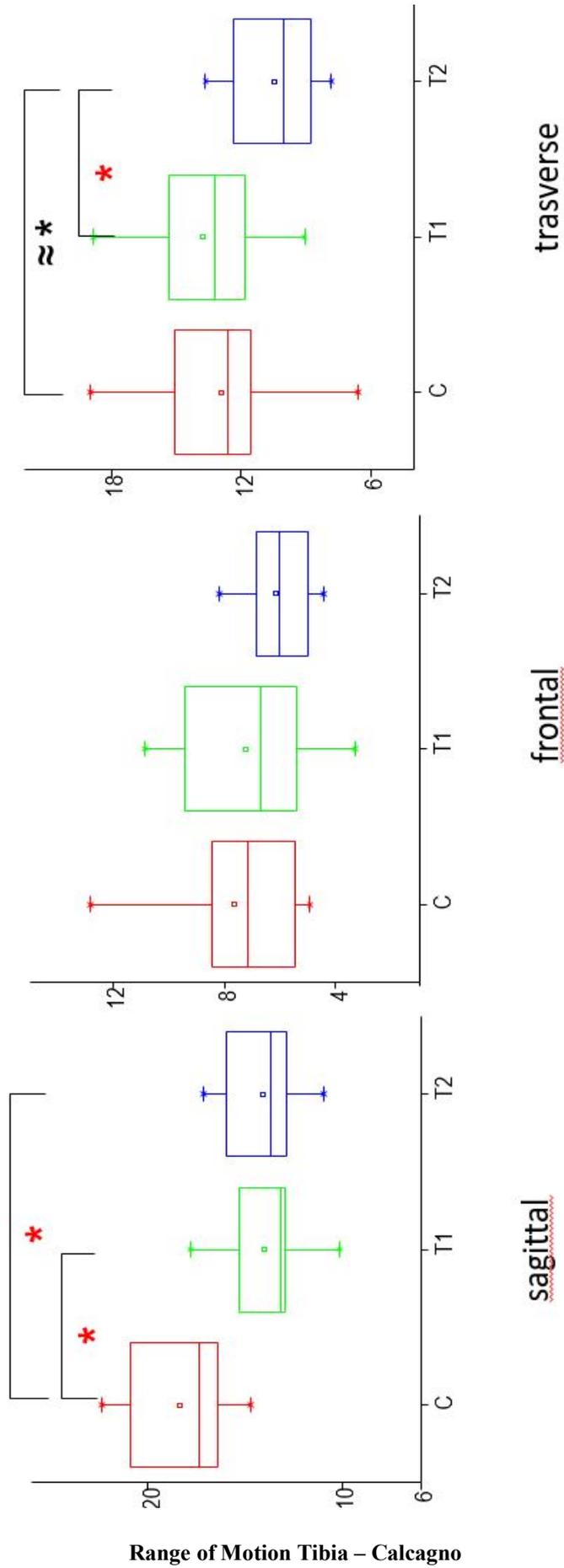


Range of Motion Tibia – Piede (Sh-Foot)

- *Range of Motion Tibia – Calcagno:*

Anche per quanto riguarda la ROM registrata tra Tibia e Calcagno si sono riscontrati valori significativamente diminuiti a carico del movimento di flesso estensione sul piano sagittale in entrambe le popolazioni diabetiche. Sul piano trasversale per il movimento di abduzione-adduzione, si ha invece una significativa diminuzione della mobilità articolare della popolazione T2 rispetto al gruppo T1, e vicino alla significatività rispetto al gruppo controllo.

SHANK-CALCANEUS				
		sagittal	frontal	transverse
C	mean	18.4	7.6	12.9
	sd	2.6	2.3	3.3
T1	mean	14.0*	7.2	13.8
	sd	2.2	2.4	3.0
T2	mean	14.1*	6.1	10.5*
	sd	2.1	1.2	2.1



Range of Motion Tibia - Calcagno

- *Range of Motion Calcagno – Mediopiede (Calc-Mid):*

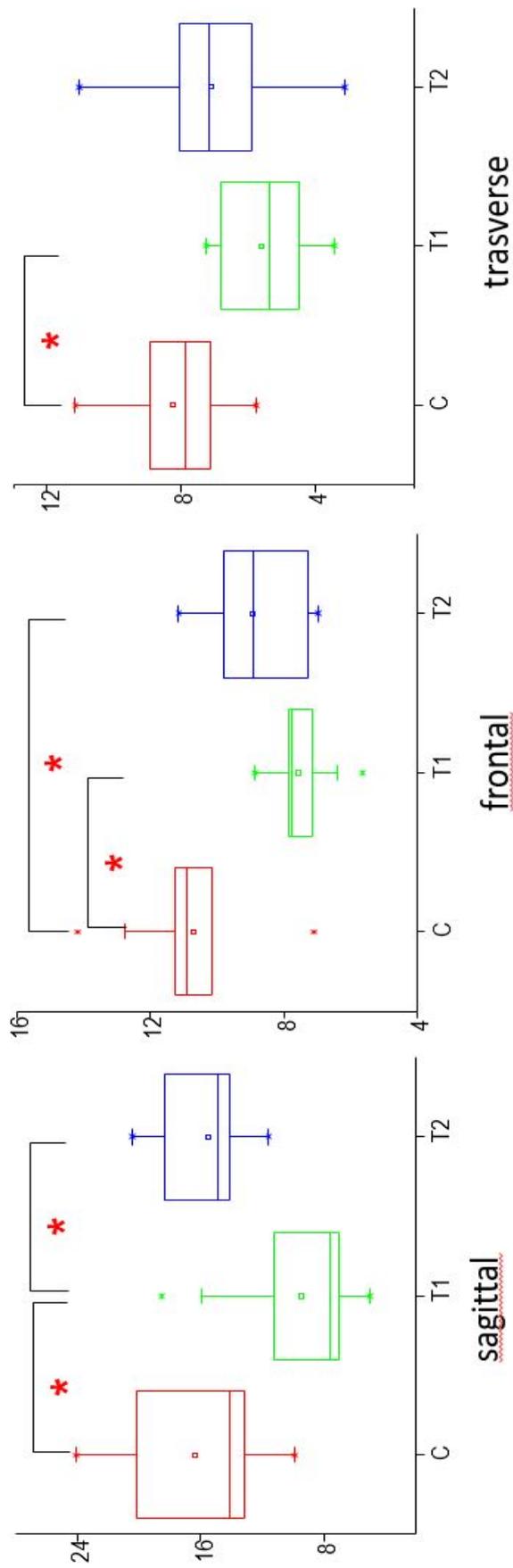
La Rom articolare calcolata tra i segmenti di calcagno e mediopiede ha riportato valori significativamente ridotti nella popolazione T1 per il movimento di flesso-estensione sul piano sagittale. Questa diminuzione è significativa sia in raffronto ai valori riportati dalla popolazione di controllo C sia rispetto alla popolazione T2, la quale presenta valori simili a quelli della popolazione C.

Sul piano frontale entrambe le popolazioni T1 e T2 hanno dimostrato una mobilità significativamente ridotta per la prono-supinazione, in particolare la popolazione T1.

Infine sempre la popolazione T1 ha dimostrato una diminuzione significativa della mobilità di abduzione-adduzione sul piano trasversale rispetto al gruppo di controllo.

CALC_MID		sagittal	frontal	transverse
C	mean	16.4	10.7	8.3
	sd	4.5	2.0	1.7
T1	mean	9.4*	7.6*	5.6*
	sd	4.5	1.0	1.3
T2	mean	15.5	8.9*	7.1
	sd	2.8	1.5	2.5

**Range of Motion Calcagno – Mediopiede (Calc-Mid)**

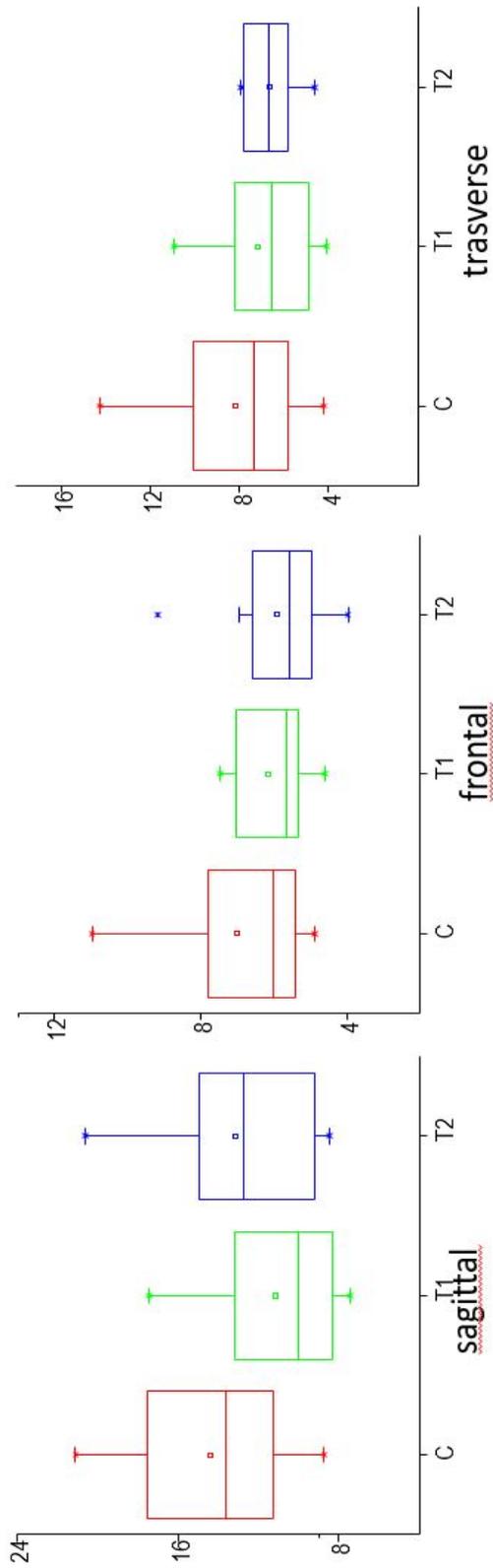


- *Range of Motion Mediopiede – Avampiede (Mid-Met):*

A livello dell'articolazione tra mediopiede e teste metatarsali, non sono state riscontrate differenze di mobilità statisticamente significative rispetto a ciascuno dei tre piani ortogonali.

Nonostante questo esiste un trend di diminuzione di motilità sia per la popolazione T1 che per quella T2, rispetto ai piani frontale, per il movimento di prono-supinazione, e trasversale, per il movimento di ab-adduzione, in entrambi i casi più spiccato per la popolazione T2.

MID-MET		sagittal	frontal	transverse
C	mean	14.4	7.0	8.2
	sd	3.8	2.1	3.0
T1	mean	11.2	6.1	7.2
	sd	3.6	1.0	2.4
T2	mean	13.2	5.9	6.6
	sd	4.1	1.4	1.3

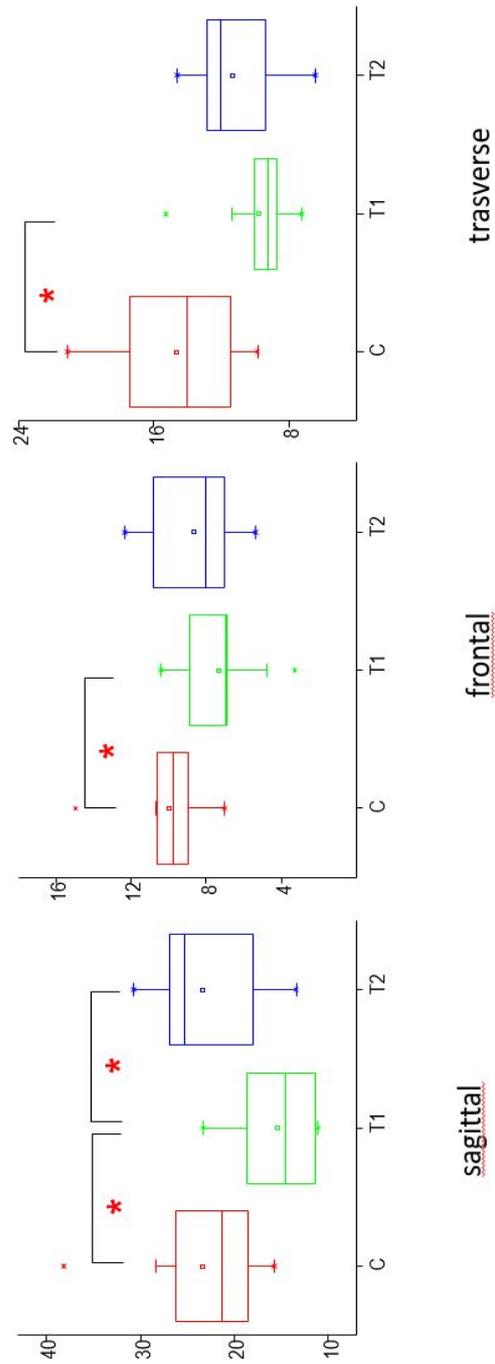


**Range of Motion Mediopiede – Avampiede (Mid-Met)**

- *Range of Motion Calcagno – Avampiede (Calc-Met):*

La valutazione rispetto ai segmenti di Calcagno ed Avampiede mette in luce una diminuzione statisticamente significativa della motilità articolare della popolazione T1 rispetto a tutti e tre i piani ortogonali se confrontato con la popolazione controllo C. Sul piano sagittale la motilità registrata per la popolazione T2 è paragonabile a quella di controllo, differendo anch'essa in maniera statisticamente significativa dalla popolazione T1. Sui piani frontale e trasversale la popolazione T2 mostra un trend di diminuzione della motilità, senza però arrivare alla significatività statistica.

CALC-MET		sagittal	frontal	transverse
C	mean	23.3	10.0	14.7
	sd	6.6	2.1	3.7
T1	mean	15.3*	7.3*	9.8*
	sd	4.1	2.2	2.2
T2	mean	23.3	8.6	11.3
	sd	5.5	2.2	2.5



#### Range of Motion Calcagno – Avampiede (Calc-Met)

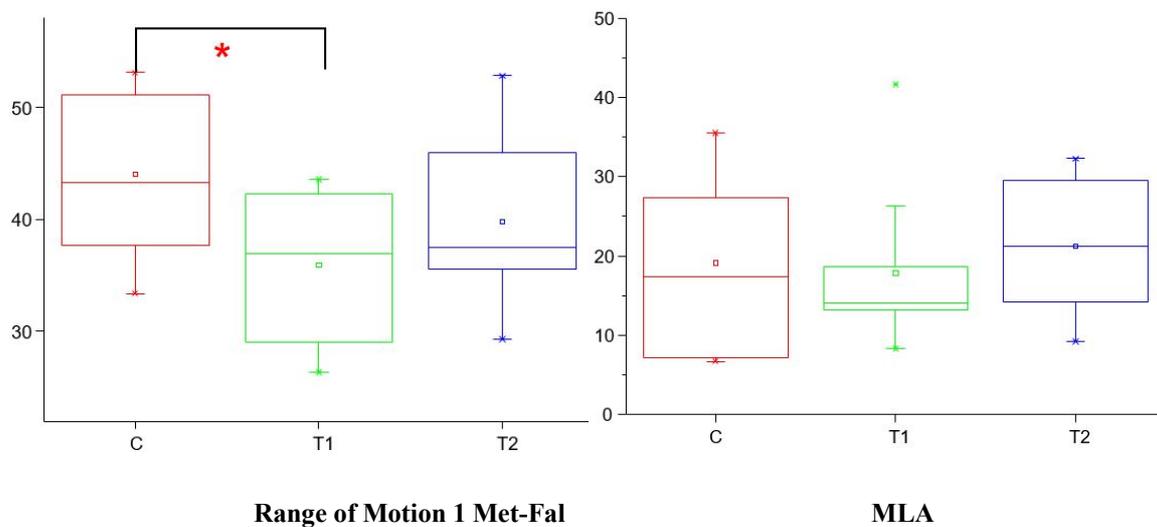
- *Range of Motion 1° Metatarso-Falangea (1Met-Fal) e Medial Longitudinal Arch (MLA):*

Il Range of Motion della 1° articolazione metatarso-falangea è stato valutato solo sul piano sagittale.

Anche in questa articolazione la popolazione che ha mostrato i valori più dissimili dal gruppo di controllo è stata la T1 per la quale è stata riscontrata una articularità diminuita con significatività statistica.

Infine la valutazione dell'Arco longitudinale mediale non ha evidenziato particolari differenze tra le popolazioni.

		1 met-fal	MLA
C	mean	44.0	19.1
	sd	7.0	10.4
T1	mean	35.9*	17.8
	sd	6.6	9.8
T2	mean	39.8	21.2
	sd	6.8	8.5



## **CAPITOLO 7**

### **DISCUSSIONE**

Nel mondo e nel nostro paese, la prevalenza della patologia diabetica e delle sue comorbidità è in significativo e continuo aumento. La gestione della patologia, e soprattutto delle sue complicanze, assumerà nei prossimi anni un ruolo sempre più rilevante. Il trattamento del piede diabetico e la prevenzione della comparsa di ulcere assumerà sempre più un ruolo da protagonista, non solo per la notevole spesa sanitaria, ma soprattutto per le disabilità e il peggioramento della qualità di vita dei pazienti che ne sono colpiti.

Dalla letteratura revisionata e riportata, emerge un notevole interesse relativo alle alterazioni cinematiche e baropodometriche presenti nei pazienti diabetici, anche se rimangono alcune “zone grigie” relative l'utilizzo di protocolli di acquisizione dati, non espressamente omogenei e validati per questi pazienti. Questo rappresenta un limite da superare, in quanto il piede del paziente diabetico ha peculiari caratteristiche di rigidità articolare e di appoggio, da considerare obbligatoriamente per studiare i singoli segmenti e comprendere le alterazioni nella funzionalità dell'elica plantare tipiche di questa popolazione.

Questo studio si propone di identificare e definire le alterazioni predisponenti allo sviluppo del piede diabetico, attraverso un approccio non limitato ai singoli aspetti della patologia, ma integrato, con valutazioni biomeccaniche e baropodometriche della popolazione colpita da questa patologia.

I risultati riportati in questa tesi coinvolgono la sottopopolazione di pazienti non neuropatici, suddivisi per tipologia di diabete, confrontati tra loro e con un gruppo sano di controllo.

In base a quanto registrato dalla nostra ricerca, sono state notate alcune differenze antropometriche tra le popolazioni in esame.

La popolazione T2 è risultata avere un'età superiore rispetto agli altri gruppi, cosa assolutamente in linea con la manifestazione tardiva della patologia diabetica di tipo 2, tipica dell'età adulta. In contrapposizione a questo dato vi è il riscontro di un tempo di malattia significativamente maggiore nella popolazione T1, affetta da un diabete giovanile, e che quindi, a parità di età, manifesta la malattia da molto più tempo rispetto al gruppo di tipo 2.

Anche il valgismo dell'alluce ha un'incidenza maggiore nella popolazione T2, quella mediamente più anziana. Riteniamo che anche questo valore sia da correlarsi alla maggiore età media della popolazione T2, la quale si presume sia maggiormente logorata dalla prolungata azione dei classici fattori predisponenti all'alluce valgo come l'uso di calzature strette nel sesso femminile, o la lassità legamentosa.

Non sono state registrate differenze tra i gruppi in base a BMI, cadenza del passo ed Arch Index.

I parametri spazio-tempo individuati ci hanno fornito informazioni suggestive.

La velocità di cammino, si è presentata leggermente diminuita in tutta la popolazione diabetica, anche se non in maniera significativa, in contraddizione con quanto riportato in letteratura, dove il rallentamento della velocità di deambulazione viene riportato comunemente.

Inoltre, la successiva normalizzazione del dato in base all'altezza del soggetto, non ha riportato sostanziali differenze tra le popolazioni.

La lunghezza del passo invece, in accordo con la letteratura, si è rivelata diminuita in entrambe le popolazioni diabetiche, e la normalizzazione del dato secondo l'altezza ha confermato il trend di diminuzione.

Questo parametro è concorde con la letteratura presente.

Riguardo ai dati baropodometrici, sono state registrate significative differenze fra tutte le tre popolazioni esaminate.

Nonostante l'integrale di forza calcolata non abbia registrato differenze significative tra le popolazioni, l'integrale pressorio è risultato statisticamente aumentato nella regione dell'avampiede per la popolazione T2 rispetto alla popolazione T1. L'incremento pressorio è un riscontro riportato in letteratura, sia per i pazienti non neuropatici, sia per i neuropatici, ma non è mai stata ricercata né osservata una differenza tra le popolazioni diabetiche di tipo 1 e tipo 2.

Per quanto riguarda l'area di contatto, non si è riscontrata alcuna alterazione significativa, ma solo qualche trend di leggera alterazione. La popolazione T1 ha riportato un trend di aumento dell'area di contatto nelle dita, e un trend di diminuzione al mediopiede. La popolazione T2 invece ha riportato un trend di aumento del contatto all'avampiede e un trend di diminuzione all'alluce e alle dita.

In relazione al tempo di contatto invece, valutato come % del tempo di appoggio, si sono riscontrati valori simile tra le tre popolazioni, in accordo con la letteratura presente, dove si

riporta un aumento di tempo di contatto per le popolazioni diabetiche neuropatiche, rispetto ai soggetti sani, e non per la popolazione non neuropatica.

Inoltre i nostri dati hanno sottolineato come, anche in questo caso, la differenza più marcata si sia registrata tra le due popolazioni diabetiche, e non nel confronto con la popolazione di controllo; dato peraltro non indagato in letteratura.

Riguardo le variabili baropodometriche di picco, in letteratura è riportato un aumento del picco pressorio all'avampiede in tutte le popolazioni diabetiche, sia in presenza di neuropatia periferica, sia in assenza. Il picco pressorio registrato nel nostro studio ha fatto segnare valori superiori nella popolazione T2 rispetto ai casi controllo nella regione dell'avampiede e nel valore di picco pressorio totale, ma a differenza di quanto riportato in letteratura non ha raggiunto la significatività statistica.

Importante riscontro è stato invece l'aumento del picco pressorio registrato all'avampiede nella popolazione T2, statisticamente significativo rispetto alla popolazione diabetica T1, la quale presenta valori leggermente inferiori rispetto alla popolazione di controllo, per quest'area. Questi valori, delineano una differenza tra le popolazioni diabetiche di tipo 1 e 2 che non è stato indagato in letteratura. Infine la popolazione T1 ha fatto registrare, nel confronto con la popolazione T2, valori aumentati di picco pressorio nella regione del retro piede, con un rapporto vicino alla significatività.

In merito alla massima forza registrata, è stato riscontrato una diminuzione vicina alla significatività del picco di forza massimo totale registrato nella popolazione T1 rispetto alla popolazione controllo.

La popolazione T2 ha invece mostrato una diminuzione significativa del picco pressorio al retro piede, sia nel confronto con la popolazione controllo, sia con la popolazione T1.

Infine i valori registrati della massima pressione media si sono rivelati in linea con quanto riscontrato per i picchi pressori. Nella popolazione T2 infatti si è registrato un aumento della pressione media totale, con valori vicini alla significatività nel confronto con entrambe le altre popolazioni in esame, e della pressione media nella regione dell'avampiede, con significatività statistica raggiunta nel confronto con la popolazione T1.

Dai dati baropodometrici quindi è emerso che la popolazione diabetica di tipo 2 presenta le alterazioni di pressione plantare più rilevanti, non solo rispetto ai soggetti sani, ma soprattutto nel confronto con la popolazione diabetica di tipo 1.

Dall'analisi cinematica i valori di escursione articolare dinamica registrati hanno fatto registrare numerose alterazioni.

A livello dell'articolazione tibio-tarsica, sul piano sagittale si apprezza una riduzione del ROM dinamico in entrambe le popolazioni diabetiche rispetto alla popolazione controllo. Questo dato è evidente nei pazienti diabetici e suggerisce la presenza di rigidità articolare, già documentata in letteratura. Anche nel confronto inter popolazione diabetica però, si nota una differenza significativa, con la popolazione T1, che ha presentato valori molto inferiori alla popolazione T2.

Riguardo alla ROM calcolata tra Tibia e Calcagno, è stata riscontrata una diminuzione significativa sul piano sagittale in entrambe le popolazioni diabetiche T1 e T2, rispetto ai pazienti controllo. Sul piano trasverso invece è stata registrata una riduzione statisticamente rilevante del ROM dei pazienti della popolazione T2 rispetto alla popolazione T1, e vicino alla rilevanza statistica nel raffronto con la popolazione C.

La valutazione dell'escursione articolare tra calcagno e mediopiede ha riportato alterazioni statisticamente significative in tutta la popolazione diabetica, sia T1 che T2, sul piano frontale per il movimento di prono supinazione, rispetto ai soggetti controllo.

Inoltre la popolazione T1 ha dimostrato di avere significative diminuzioni di ROM articolare rispetto a tutti e tre i piani se confrontata alla popolazione sana, e sul piano sagittale anche in relazione alla popolazione T2.

La letteratura riguardante questa articolazione conferma i dati da noi ottenuti sulla diminuzione del ROM, non fornisce, ancora una volta, indicazioni sulle differenze inter popolazioni diabetiche.

Per quanto riguarda i ROM registrati tra i segmenti di calcagno ed avampiede si è riscontrata una diminuzione significativa della mobilità articolare della popolazione T1 rispetto alla popolazione di controllo, in relazione a tutti e tre i piani ortogonali. La significatività è poi stata raggiunta anche nel confronto tra la T1 e T2 sul piano sagittale, dove i valori registrati per la popolazione T2 erano paragonabili a quelli della popolazione di controllo. In letteratura questa alterazione è stata riportata, a carico però della popolazione diabetica neuropatica, senza peraltro alcuna distinzione tra le popolazioni diabetiche di tipo 1 e di tipo 2.

Infine i valori registrati di ROM nella prima articolazione metatarso-falangea riportano una riduzione della dorsiflessione nel gruppo T1 rispetto al gruppo di controllo.

I valori registrati riguardanti l'arco longitudinale mediale non hanno mostrato significative differenze tra le popolazioni indagate.

I dati relativi all'escursione articolare registrati quindi delineano un quadro di rigidità poli articolare per tutta la popolazione diabetica non neuropatica, ma con sostanziali differenze inter popolazione. Particolare compromissione infatti è stata registrata nella popolazione diabetica di tipo 1, anche nel confronto con la popolazione di tipo 2.

Dalla letteratura inoltre si evince una particolare associazione tra la diminuzione dell'articolari  e l'aumento delle forze di picco registrate in baropodometria.

Alla luce di ci , l'articolari  alterata potrebbe quindi spiegare anche l'aumentato picco pressorio fatto registrare dalla popolazione T1 al retro piede. Nonostante il confronto con i valori di picco pressorio tra le popolazioni T1 e T2 non abbiano raggiunto la significativit  statistica,   infatti evidente come, nel nostro campione, la popolazione T1 presenti un contatto iniziale particolarmente brusco rispetto alla popolazione T2. Questo trend conferma in parte quanto riportato in letteratura.

## CONCLUSIONE

La prevalenza del diabete e delle sue complicanze è in continuo aumento e la sua gestione assumerà un ruolo sempre più rilevante negli anni a venire.

La prevenzione ed il trattamento del piede diabetico ricoprono un ruolo di assoluto interesse, non solo per le disabilità fortemente condizionanti ed il crollo della qualità di vita dei pazienti colpiti, ma anche in termini di spesa sanitaria.

Nel nostro studio abbiamo cercato di indagare i parametri chiave della biomeccanica del piede diabetico, tramite l'uso del protocollo IORfoot ed un approccio innovativo integrato di valutazioni cinematiche e baropodometriche. L'utilizzo di questo protocollo si è dimostrato affidabile nella valutazione dei pazienti diabetici, superando le limitazioni di protocollo degli studi precedenti.

Con la valutazione specifica del sottogruppo di pazienti diabetici non neuropatici, e cioè ancora in fase precoce di malattia, abbiamo inoltre ottenuto informazioni suggestive riguardo le fasi iniziali dello sviluppo della patologia podalica diabetica.

Nella popolazione diabetica di tipo 2 è stato evidenziato un elevato picco di pressione plantare nella regione dell'avampiede. In base alle informazioni presenti in letteratura, possiamo quindi concludere che questa popolazione si attesti nella fascia ad alto rischio per lo sviluppo di ulcera a livello del piede.

La popolazione con diabete di tipo 1 ha dimostrato maggiori alterazioni al ROM dinamico, alterazione probabilmente associata al maggior tempo di incidenza di malattia.

Questi dati suggeriscono un pattern di modificazioni differenti nelle due sottopopolazioni diabetiche che sicuramente andrà meglio indagato.

Infine i risultati dallo studio hanno fornito informazioni fondamentali per implementare e migliorare sempre più programmi preventivi adeguati alla presa in carico del paziente con piede diabetico. Lo scopo sarà quello di garantire un trattamento personalizzato e specifico mediante riabilitazione mirata e ortesi per lo scarico plantare, nonché migliorare la qualità della vita dei pazienti affetti da questa complessa patologia cronica.

## Bibliografia

- Balboni C. e altri. “*Anatomia Umana. Vol 2*” Ediermes. (2000)
  - Cattaneo L. “*Compendio di Anatomia Umana*” Monduzzi ed.
  - Standring S Anatomia del Gray. *Le basi anatomiche per la pratica clinica*. 41° ed. Edra. 2017
- 1.Kapandji I.A. *Fisiologia articolare*. Volume II. Monduzzi ed. 2002.
  - 2.Inman. V.T. DeVries *Surgery of the foot*. C.V. Mosby Co., St. Louis. 1973.
  3. Giannini S. Faldini C. Pagkrati S et al. *Manuale di Ortopedia e Traumatologia*. Minerva medica. 2008
  4. Aminian A. Sangeorzan BJ *The Anatomy of Cavus Foot Deformity* Foot Ankle Clin N Am. 13:191-198. 2008
  - 5.Perry J. *Analisi del movimento*. Elsevier. 2005.
  - 6.Root M. L. Orien W. P., Weed J.H. *La funzionalità del piede normale e patologico*. Volume II. Piccin 2001.
  - 7.Root M. L. Orien W. P., Weed J.H. *Biomechanical examination of the foot*. Clinical Biomechanics Corp., Los Angeles. 1971.
  - 8.Sutherland, D.H. and J.L. Hagy. *Measurement of gait movements from motion picture film*. J. Bone & Joint Surg. 54(A):787-797. 1972.
  - 9.Inman, V.T. *Human locomotion*. Canad. Med. Assoc. J. 94:1047-1054. 1966.
  - 10.Murray, M.P., A.B. Drought, and R.C. Kory. *Walking patterns of normal of normal men*. J. Bone & Joint Surgery. 46(A):335-360. 1964.
  - 11.Close, J.R. *Some applications of the functional anatomy of the ankle joint*. J. Bone & Joint Surg. 38(A):761-781. 1956.
  - 12.Wright, D.G., S.M. Desai, and W.H. Henderson. *Action of the subtalar and ankle joint complex during the stance phase of walking*. J. Bone & Joint Surg. 46(A):361-382. 1964.

13. Schwartz, R.P. and A.L. Heath. *A quantitative analysis of recorded variables in the walking pattern of 'normal' adults*. J. Bone & Joint Surg. 46(A):324-334. 1964.
14. Sgarlato, T.E. *The angle of gait*. J. Amer. Podiatry Assoc. 55:645-650. 1965.
15. Ebisui, J.M. *The first ray axis and the first metatarsophalangeal joint*. J. Amer. Podiatry Assoc. 58:160-168. 1968.
16. Holden, T.S. and R.W. Muncey. *Pressures on the human foot during Walking*. Aust. J. Applied Sci. 4:405-417. 1953.
17. Close, J.R. *Motor function in the lower extremity: analysis by electronic instrumentation*. C. C. Thomas, Springfield, Illinois. 1964.
18. Mann, R. and V.T. Inmann. *Phasic activity of intrinsic muscles of the foot*. J. Bone & Joint Surg. 46(A):469-481. 1964.
19. Schwartz, R.F. and A.L. Heath. *The definition of human locomotion on the basis of measurement: with description of oscillographic method*. J. Bone & Joint Surg. 29:203-213. 1947.
20. Schwartz, R.F. and A.L. Heath. *A quantitative analysis of recorded variables in the walking pattern of 'normal' adults*. J. Bone & Joint Surg. 46(A):324-334. 1964.
21. Joseph J. *Range of motion of the great toe in men*. J. Bone & Joint Surg. 36(B):450-457. 1954.
22. Mantor, J.T. *Distribution of compression forces in the joints of the human foot*. Anat. Rec. 96:313-321. 1946.
23. WHO Global report on diabetes [http://www.who.int/topics/diabetes\\_mellitus/en/](http://www.who.int/topics/diabetes_mellitus/en/) (consultazione: apr.2017)
24. American Diabetes Association. *Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus*. Diabetes Care Volume 37, Supplement 1, January 2014.
25. Harrison T.R. et al. "*Principi di Medicina Interna*" McGraw-Hill 2008 Ed. 17°/e. Ed italiana M. Mannucci.
26. Sawacha Z. Cristoferi G. Guarneri G et al. *Characterizing multisegment foot kinematics during gait in diabetic foot patients*. J NeuroEngineering Rehabil. 23 Ottobre 2009.

27. Snyder RJ. Kirsner RS. Warriner RA et al. *Consensus recommendations on advancing the standard of care for treating neuropathic foot ulcers in patients with diabetes. Ostomy Wound Manage.* Aprile 2010;56(4 Suppl): S1-24.
28. Robbins & Cortan. *Pathologic Basis of Disease*, 7th edition. 2005. Elsevier Masson ed.
29. Giacomozzi C. D'Ambrogi E. Cesinaro S et al. *Muscle performance and ankle joint mobility in long-term patients with diabetes.* BMC Musculoskelet Disord. 4 luglio 2008; 9:99.
30. *Use of Monofilament in the Detection of Foot Lesions in Older Adults - The Journal of Foot and Ankle Surgery*
31. Fernando M. Crowther R. Lazzarini P et al. *Biomechanical characteristics of peripheral diabetic neuropathy: A systematic review and meta-analysis of findings from the gait cycle. muscle activity and dynamic barefoot plantar pressure.* Clin Biomech Bristol Avon. ottobre 2013;28(8):831-45.
32. Guiotto A. Sawacha Z. Guarneri G et alii *The role of foot morphology on foot function in diabetic subjects with or without neuropathy.* Gait Posture. apr 2013;37(4):603-10
33. Ledoux WR. Shofer JB. Cowley MS et alii EJ. *Diabetic foot ulcer incidence in relation to plantar pressure magnitude and measurement location.* J Diabetes Complications. Dicembre 2013;27(6):621- 6
34. Fernando M. Crowther R. Lazzarini P et al. *Biomechanical characteristics of peripheral diabetic neuropathy: A systematic review and meta-analysis of findings from the gait cycle. muscle activity and dynamic barefoot plantar pressure.* Clin Biomech Bristol Avon. ottobre 2013;28(8):831-45.
35. Fernando M. Crowther R. Pappas E et al. *Plantar plessure in diabetic peripheral neuropathy patients with active foot ulceration. Previous ulceration and no history of ulceration: A meta-analysis of observational studies.* Plos One June 2014 vol. 9 issue 6 e99050 [www.plosone.org](http://www.plosone.org)
36. Amemiya A. Noguchi H. Ohashi Y et al. *Elevated plantar pressure in diabetic patients and its relationship with their gait features.* Gait Posture. luglio 2014;40(3):408 -14.
37. Al-Angari HM. Khandoker AH. Lee S *Dynamic peak and distribution plantar pressure measures on diabetic patients during walking* Gait & Posture 51 (2017) 261- 267

38. Hastings MK. Gelber JR. Elena J Et al. *Foot progression angle and medial loading in individuals with diabetes mellitus. peripheral neuropathy. and a foot ulcer* Gait & Posture 32 (2010) 237- 241
39. Wrobel JS. Najafi B *Diabetic Foot Biomechanics and Gait Dysfunction* Journal of Diabetes Science and Technology Volume 4. Issue 4. July 2010
40. Sawacha Z, Guarneri G, Cristoferi G, Guiotto A, Avogaro A, Cobelli C. *Integrated kinematics-kinetics-plantar pressure data analysis: a useful tool for characterizing diabetic foot biomechanics.* Gait Posture. maggio 2012;36(1):20–6.
41. Leardini A. Benedetti MG. Berti L. Bettinelli D. Nativo R. Giannini S. *Rear-foot. mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait.* Gait Posture. marzo 2007;25(3):453–62.
42. Deschamps K. Matricali GA. Roosen P et al. *Comparison of foot segmental mobility and coupling during gait between patients with diabetes mellitus with and without neuropathy and adults without diabetes.* Clin Biomech Bristol Avon. agosto 2013;28(7):813-9.
43. Raspovic A *Gait characteristics of people with diabetes-related peripheral neuropathy. with and without a history of ulceration* Gait & Posture 38 (2013) 723–728
44. Lamola G. Venturi M. Martelli D et al. *Quantitative assessment of early biomechanical modifications in diabetic foot patients: the role of foot kinematics and step width* Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation (2015) 12:98 DOI 10.1186/s12984-015-0093-6
45. DiLiberto FE. Tome J. Baumhauer JF et al. *Individual metatarsal and forefoot kinematics during walking in people with diabetes mellitus and peripheral neuropathy* Gait & Posture 42 (2015) 435-441
46. DiLiberto FE. Tome J. Baumhauer JF et al. *Multi-joint foot kinetics during walking in people with Diabetes Mellitus and peripheral neuropathy* Journal of Biomechanics 48 (2015) 3679- 3684
47. Hazari A. Maiya AG. Shivashankara KN et al. *Kinetics and kinematics of diabetic foot in type 2 diabetes mellitus with and without peripheral neuropathy: a systematic review and meta-analysis* Springer Plus (2016) 5:1819 DOI 10.1186/s40064-016-3405-9

48. Andersen H. *Motor dysfunction in diabetes*. Diabetes Metab Res Rev. febbraio 2012;28 Suppl 1:89 - 92.
49. Kwon O.Y., Minor S.D., Maluf K.S. *Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy*. Gait and Posture 18 (2003) 105\_113
50. Akashi P.M., Sacco I.C., Watari R. *The effect of diabetic neuropathy and previous foot ulceration in EMG and ground reaction forces during gait*. Clinical Biomechanics 23 (2008) 584–592
51. Allen M.D., Kimpinski K., Doherty T.J. *Decreased muscle endurance associated with diabetic neuropathy may be attributed partially to neuromuscular transmission failure*. J Appl Physiol 118: 1014–1022, 2015. First published February 6, 2015; doi:10.1152/jappphysiol.00441.2014.
52. Ferreira J.P., Sartor C.D., Leal A.M. *The effect of peripheral neuropathy on lower limb muscle strength in diabetic individuals*. Clinical Biomechanics 43 (2017) 67–73
53. S. A. Bus D. G. Armstrong R. W. van Deursen et al. *On behalf of the International Working Group on the Diabetic Foot (IWGDF) IWGDF guidance on footwear and offloading interventions to prevent and heal foot ulcers in patients with diabetes*. Diabetes Metab Res Rev 2016; 32(Suppl. 1): 25–36. Published online in Wiley Online Library (wileyonlinelibrary.com) DOI: 10.1002/dmrr.2697
54. Paton J. Bruce G. Jones R. Stenhaus E *Effectiveness of insoles used for the prevention of ulceration in the neuropathic diabetic foot: a systematic review*. Journal of diabetes and its complications 25(2011) 52-62
55. Healy A. Naemi R. Chockalingam N *The effectiveness of footwear as an intervention to prevent or to reduce biomechanical risk factors associated with diabetic foot ulceration: A systematic review*. J Diabetes Complications. 2013 Jul-Aug; 27(4):391-400.
56. Bus S. Waaijman R. Arts M Et al. *Effect of custom-made footwear on foot ulcer recurrence in diabetes*; Diabetes Care 36:4109 - 4116. 2013
57. Arts ML. De Haart M. Bus SA *Perceived usability and use of custommade footwear in diabetic patients at high risk for foot ulceration* J Rehabil Med. 2014 Apr;46(4):357-62. doi: 10.2340/16501977-1272.

58. Garrow AP, Papageorgiou AC, Silman AJ et al. *Development and validation of a questionnaire to assess disabling foot pain*. *Marzo 2000*;85(1-2):107-13
59. Marinozzi A, Martinelli N, Panasci M Et al. *Italian translation of the Manchester-Oxford Foot Questionnaire. with re-assessment of reliability and validity* *Qual Life Res Int J Qual Life Asp Treat Care Rehabil Set 2009*;18(7):923-7
60. Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. *Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait*. *Gait Posture*. *marzo 2007*; 25(3):453-62.
61. Giacomozzi C. *Hardware performance assessment recommendations and tools for baropodometric sensor systems*. *Ann Dell'Istituto Super Sanità*. 2010;46(2):158-67.
62. Giacomozzi C, Leardini A, Caravaggi P. *Correlates between kinematics and baropodometric measurements for an integrated in-vivo assessment of the segmental foot function in gait*. *J Biomech*. 22 agosto 2014;47(11):2654-9.