

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI GENOVA
Scuola di Scienze Mediche e Farmaceutiche

CORSO DI LAUREA PODOLOGIA

Presidente Prof. Francesco Maria Franchin

TESI DI LAUREA

**DALLA BIOMECCANICA ALLA POSTUROLOGIA: MODELLI
FUNZIONALI A CONFRONTO PER LA REALIZZAZIONE DI ORTESI
PLANTARI PODOLOGICHE**

Relatore:
Prof. Daniela RISSO

Candidato:
Marisa RADICE
Matr.: 2888482

Anno Accademico 2012- 2013

Indice

Abstract	3
1. Introduzione	4
2. Modelli in biomeccanica	6
2.1 <i>Cenni storici</i>	6
2.2 <i>Tappe fondamentali nello sviluppo delle teorie biomeccaniche del piede</i> ..	10
2.2.1 Root e i criteri di normalita'	10
2.2.2 Kirby e la teoria dell'equilibrio rotazionale	14
2.2.3 Mc Poil-Hunt e il modello dello stress tissutale	21
2.2.4 Pisani e la coxa pedis	22
2.2.5 Paparella Treccia e l'elica a passo variabile	25
2.2.6 Ronconi e i biomeccanismi del piede	28
2.3 <i>Strumenti di indagine biomeccanica</i>	40
2.4 <i>Basi del trattamento in biomeccanica</i>	42
3. Modelli in posturologia	46
3.1 <i>Filogenesi e ontogenesi</i>	47
3.2 <i>Definizione di postura</i>	48
3.3 <i>Postura normale</i>	49
3.4 <i>Concetti fondamentali della posturologia</i>	53
3.4.1 Il modello cibernetico	53
3.4.2 I recettori del sistema tonico-posturale	55
3.4.3 Le catene muscolari	58
3.4.4 La teoria del doppio pendolo inverso	60
3.5 <i>Anomalie podaliche e loro conseguenze posturali</i>	62
3.6 <i>Strumenti di indagine posturologica</i>	65
3.7 <i>Basi del trattamento in posturologia</i>	67
4. Modelli emodinamici	71
4.1 <i>I modelli del sistema cardiovascolare</i>	71
4.2 <i>Rapporto tra sangue e cervello</i>	73
4.3 <i>Cenni di emodinamica</i>	74
4.4 <i>Circolo sistemico e circolo polmonare</i>	79
4.5 <i>Le funzioni del sistema venoso</i>	80
4.6 <i>Il microcircolo</i>	83
4.7 <i>La pompa linfatica</i>	86
4.8 <i>Il tessuto endoteliale</i>	88
5. Caratterizzazione biomeccanica, posturologica e vascolare del piede diabetico e artritico	90
5.1 <i>Il piede diabetico</i>	90
5.2 <i>Il piede artritico</i>	96
6. Il modello ORTO-R	100
6.1 <i>Richiami ai modelli emodinamici per l'interpretazione del modello</i>	103
6.2 <i>Concetti chiave del modello ORTO-R</i>	114
6.3 <i>Modalità di rilevazione dell'impronta</i>	117
6.4 <i>Costruzione del grafico ORTO-R</i>	125
6.5 <i>Indicatori per l'interpretazione del grafico</i>	130
7. Studio sperimentale	135
7.1 <i>Background</i>	135

7.2	<i>Materiali e metodi</i>	136
7.3	<i>Risultati</i>	139
7.4	<i>Discussione</i>	174
8.	Conclusioni	177
9.	Bibliografia	179
10.	Riflessioni e ringraziamenti	183

Abstract

Le discipline di riferimento per lo studio del piede, tra le quali la biomeccanica e la posturologia, conducono a definizioni e modelli differenti che spiegano la funzionalità e la biopatologia del piede e propongono soluzioni che si concentrano sul valorizzare, da un lato, le leggi matematico-fisiche, e dall'altro i complessi equilibri muscolo-sensoriali. La tesi propone un'analisi dei modelli funzionali di riferimento del piede nei due differenti percorsi biomeccanico e posturologico.

L'esigenza di ricercare uno strumento di misura oggettivabile e individuale ha condotto alla necessità di formulare un modello innovativo, denominato modello Orto-R, per la valutazione del paziente sulla base della lettura di un grafico che fotografi la situazione di appoggio podalico in carico (a catena cinetica chiusa) confrontato a quello costruito sull'impronta in clinostatismo in carico simulato (a catena cinetica aperta). Concetto cardine è la necessità di cogliere, prima dell'appoggio al suolo, le posizioni pre-programmate dai centri di integrazione superiori (feedforward) e realizzate attraverso la configurazione delle catene muscolari e delle posizioni articolari, nella convinzione che il buon funzionamento sensitivo-motorio dei piedi sia condizione necessaria e determinante per la miglior funzionalità vascolare possibile e viceversa. Si considerano i due piedi come unità funzionale (come già indicato da Destot-Chiappara), si guarda al piede astragalico e piede calcaneare (Pisani), si analizza il meccanismo ad elica a passo variabile retro-avampodalica e si valutano le strategie legate alla lateralità per valorizzare i tempi di attivazione di meccanismi emodinamici gestiti a partire dalla struttura podalica.

L'obiettivo principale della tesi è verificare se il valore applicativo attribuito alla costruzione del modello matematico-geometrico Orto-R sia compatibile con i risultati ottenuti dallo screening effettuato. Lo screening è stato eseguito su una popolazione di 30 pazienti artritici, 30 diabetici e 10 soggetti di controllo. I risultati dell'analisi delle misurazioni raccolte con dati strumentali non invasivi ed economici e la comparazione con indicatori estratti dal grafico prospettano ipotesi sulla relazione tra i meccanismi biomeccanici e quelli vasculo-sensoriali nelle popolazioni di interesse e implementano la possibilità di espressione ortesica oltre che di prevenzione secondaria.

Parole chiave: *Impronta a catena cinetica aperta/meccanismi anticipatori; Lateralità che gestisce i tempi dei meccanismi emodinamici; Avvolgimento/svolgimento elica a passo variabile in relazione a riempimento/svuotamento dei vasi sanguigni; Screening su artritici/diabetici; Prevenzione secondaria*

1. Introduzione

La modellizzazione matematica è il processo che consente di selezionare particolari aspetti di una situazione (un fenomeno fisico, una situazione in campo economico, un fenomeno naturale, ecc), di rappresentarli con i linguaggi della matematica, stabilendo delle relazioni di tipo matematico. La costruzione di un modello avviene dapprima isolando i dati che contribuiscono a configurare un determinato schema interpretativo della realtà. Quindi sulla base del materiale nuovo, di cui si fa via via esperienza, si opera una riconfigurazione dello schema di base.

L'uso dei modelli matematici è strategico nel processo di comprensione della realtà, sia per verificarne leggi e comportamenti, sia, a volte, per l'indicazione di nuovi spunti di ricerca. Mediante la modellizzazione matematica quindi si prende spunto dalla realtà, si indaga nella realtà, si traggono regole di comportamento per la realtà.

Le conoscenze scientifico tecnologiche consentono di affrontare in modo maturo le decisioni pratiche e le scelte etiche che l'intreccio fra scienza, vita personale e società impongono ad ogni cittadino. Circa l'uso della matematica in medicina è interessante ricordare le parole di Ippocrate che scriveva: "Io credo che una delle più importanti parti dell'arte della medicina è la capacità a giudicare correttamente i dati. Chi giudica ed applica questi dati correttamente non può – almeno così mi sembra – commettere errori in quest'arte". Quando Ippocrate diceva queste parole indubbiamente non aveva in mente né modelli matematici, né altri tipi di elaborazioni matematiche; d'altra parte, in linea di principio, è indubbio che il modo più preciso e corretto per giudicare i dati sia quello basato sulla Matematica. Scopo dei primi modelli era soprattutto fornire una descrizione del funzionamento dei vari organi; si è cercato successivamente di utilizzarli a fini diagnostici, terapeutici e riabilitativi. Agli inizi l'uso di un modello a fini diagnostici era soprattutto visto come un modo per determinare indirettamente i valori di qualche suo parametro ritenuto significativo per mettere in luce particolari patologie.

Quando si proponevano fini terapeutici, invece, si aveva in mente soprattutto la determinazione degli interventi sul paziente in modo da modificare "al meglio" qualche grandezza fisica o chimica che compariva nel modello, attribuendo a tale grandezza particolare importanza clinica. Facendo riferimento a termini propri della Teoria dei Sistemi, è ben noto che si può arrivare alla definizione di un modello

matematico di un sistema o limitandosi a prendere in esame i risultati di misure eseguite al suo esterno (modelli entrata-uscita o a scatola nera), oppure traducendo in equazioni quanto si conosce del suo funzionamento interno (modelli dall'interno o a scatola a pareti trasparenti). Einstein viene spesso citato per questa sua raccomandazione: “tutto va reso quanto più semplice possibile, ma non più semplice”. Occorre però stare attenti a non cadere nell'eccesso di attribuire sempre e comunque un significato funzionale che interpreti i risultati dei criteri progettuali “umani”, per altro limitati a quelli fino ad ora noti.

La tesi propone una analisi dei modelli funzionali di riferimento del piede in termini di evoluzione, caratteristiche fisico-matematiche e strumenti di indagine nei due differenti percorsi biomeccanico e posturologico. Nel quadro delle teorie di riferimento, la tesi introduce un modello matematico-geometrico (modello ORTO-R) che unisce e valorizza le conoscenze scientifiche contenute nei modelli precedentemente descritti, biomeccanico e posturologico. Il modello ORTO-R mira ad evidenziare indicatori per l'ottimizzazione dei circuiti periferici, a partire dal piede, finalizzata all'ottimizzazione dei circuiti sistemici, insistendo in particolar modo sul controllo emodinamico. Il modello prevede l'acquisizione di un'impronta podografica ottenuta in clinostatismo (partenza a catena cinetica aperta) con simulazione dell'appoggio dinamico (fine dell'appoggio a catena cinetica chiusa). Il modello propone la realizzazione di un grafico di riferimento dell'appoggio podalico che metta in luce le relazioni spazio-temporali dei meccanismi meccanici, vascolari e sensoriali che regolano la funzione di moto e di senso proprie del piede. La finalità è sviluppare indicatori di misura utilizzabili nella progettazione di ortesi plantari che modulino in maniera opportuna tali meccanismi. L'introduzione del modello ORTO-R conduce alla necessità di comparare indicatori rilevati con il grafico con dati osservabili da esame obiettivo ed esami strumentali. Si presenta quindi il risultato di attività clinica svolta in laboratorio su una popolazione di pazienti diabetici e/o artritici che correli esami strumentali con il grafico.

2. Modelli in biomeccanica

La biomeccanica è l'applicazione dei principi della meccanica agli organismi viventi, animale e vegetali. Essa analizza il comportamento delle strutture fisiologiche quando sono sottoposte a sollecitazioni statiche e dinamiche. La biomeccanica accoglie in sé la fisiologia, l'anatomia, la matematica, la fisica. Lo studio biomeccanico dei sistemi biologici si riallaccia alle definizioni, compiute dall'anatomia e dalla fisiologia, delle prestazioni e delle funzionalità meccaniche dei sistemi biologici per indagare questi fenomeni in termini bioingegneristici ovvero con lo scopo di sviluppare metodologie e strumenti di calcolo in grado di condurre a previsioni quantitative di questa funzionalità.

Il termine “anatomo-funzionale”, introdotto dall'anatomia e dalla fisiologia, viene considerato dalla biomeccanica la chiave di volta della interpretazione delle prestazioni dei sistemi biologici. Esso infatti sottintende che struttura (anatomo-) e funzione (-funzionale) sono un tutt'uno e che le prestazioni dei sistemi biologici, a qualunque scala si vogliano esaminare, sono la diretta conseguenza della tipologia dei componenti biologici e della loro strutturazione architettonica.

2.1 Cenni storici

La biomeccanica dell'uomo nelle sue molteplici espressioni è uno dei campi di studio relativamente giovane, benché sin dall'antichità pensatori eminenti si sono interessati a questi fenomeni. Le prime osservazioni filosofiche sul movimento umano sono attribuite ad Aristotele (384-322 a.C.), che descrisse i movimenti di flesso-estensione dei segmenti corporei umani come guidati da spiriti. Fu però la straordinaria opera di Leonardo Da Vinci a portare alla luce lo studio dell'anatomia funzionale e delle proporzioni del corpo.

Tra il 16mo e il 17mo secolo le due figure che seppero unire il metodo sperimentale e la teoria furono senza dubbio Galileo galilei e Isaac Newton. Galileo per primo affermò che vi è una differenza tra le masse dovuta a forze che variano in rapporto alla forma, alla grandezza e al peso del corpo.

Un suo discepolo, Alfonso Borelli (1608-1679), nel suo scritto “De Motu Animalium”, determinò con esattezza il centro di gravità del corpo e stabilì che la caduta in avanti di esso permetteva l'avanzamento del marciatore.

Le basi fondamentali della biomeccanica vanno attribuite però a Newton che enunciò la teoria della gravitazione universale, base essenziale per l'interazione tra le forze interne del corpo e quelle ambientali.

Dopo alcuni studi condotti dai fratelli Weber che simularono la cinematica della deambulazione, l'analisi del movimento subì un notevole progresso con Etienne-Jules Marey (1830-1904), il quale ideò una calzatura munita di camera d'aria per registrare gli impulsi meccanici provenienti dalla compressione.

Pionieri della biomeccanica furono anche Braune e Ficher (1895) che con un sistema di tubi registrarono le varie posizioni dei singoli segmenti degli arti durante la deambulazione. Da ricordare anche Platon Swartz (1928) e Richard Scherb (1945) che contribuirono allo studio della deambulazione.

Lo studio della biomeccanica podalica subì un notevole rallentamento a causa di pregiudizi che consideravano il piede un segmento corporeo indecente. Lo studio della struttura del piede iniziò ad essere approfondito a partire dal 19mo secolo, dove nacquero le prime teorie sulla struttura del piede assimilato ad elementi statici (arco, volta, capriata).

Nel 1859 Henke scoprì l'asse sottoastragalico, intuizione questa che portò a riesaminare il complesso biomeccanismo podalico. Con un'ingegnosa attrezzatura (Figura 1) Henke evidenziò che l'astragalo ruotava intorno ad un asse fisso. Con appositi reperi infissi sull'astragalo si rese conto che descrivevano dei segmenti circolari su piani posizionati sopra e sotto l'astragalo (platform parallel with glass plate); constatò quindi che l'asse passante per il centro di questi segmenti circolari evidenziava l'asse dell'articolazione sottoastragalica, che chiamò asse di compromesso, o asse dei coni inversi, il cui centro di rotazione coincide con il centro del legamento a siepe astragalo-calcaneare. Di fatto era questo l'asse del meccanismo di trasmissione del piede, ma in pochi diedero credito a questa scoperta.

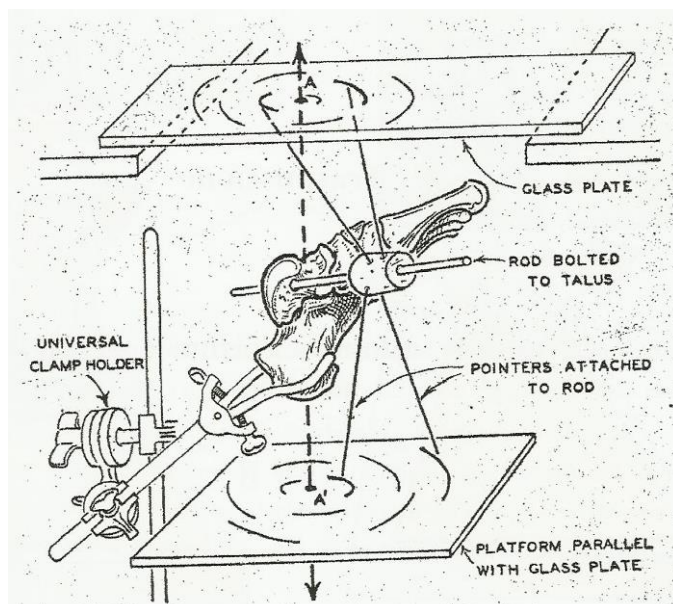


Figura 1- Dispositivo ideato da Henke per studiare i moti dell'articolazione sottoastragalica

Farabeuf (1870) formulò la teoria del tripode descrivendo il piede come rigidamente strutturato con volte poggiate su tre punti, teoria per certi aspetti ancora valida al giorno d'oggi. Egli approfondì lo studio del calcagno che “beccheggia, vira e <<rolleggia>>” sotto l'astragalo.

Solo a partire dagli inizi del 20mo secolo si propose di abolire il concetto del piede assimilato ad elementi statici, con studi che evidenziarono le rotazioni retro-avampodali (Meyer, Strasser, Virchow, 1913).

Kirby con un'apparecchiatura originale identificò l'asse di rotazione dell'articolazione sottoastragalica in dinamica, documentando che tale asse varia rispetto al piano d'appoggio e resta immobile rispetto al piede.

Un concetto fondamentale viene sostenuto da Pietro Chiappara (1968): un piede da solo non può funzionare correttamente poichè ogni piede è la “metà speculare di una unica entità funzionale”. Con riferimento alla teoria del “piatto fondo tagliato a metà” di Destot, Chiappara sostiene che laddove una metà perde parte o forma della sua struttura automaticamente viene compromesso anche il funzionamento dell'altra. Chiappara apporta modifiche alla plantografia attraverso la radiopodografia.

In quegli anni nel Collegio di Medicina Podoiatrica della California (San Francisco), Merton L. Root, William P. Orien e John H. Weed, svilupparono il loro celebre

lavoro su “La funzionalità del piede normale e patologico” (1977) con studi dettagliati sul ciclo del passo e sul movimento delle articolazioni del piede, descrivendone il funzionamento come cerniere attorno ai rispettivi assi di movimento nei tre piani.

Kevin Kirby pubblicò il primo lavoro riguardante la variazione dell'asse della sottoastragale nel 1987. Questo modello è basato sulla posizione e sul movimento attorno all'articolazione sottoastragale e le maniere con cui modificare questi movimenti per diminuire lo stress di strutture anatomiche. Vengono quindi identificate le strutture lesionate e la relativa patologia secondo uno schema meccanico del piede. Kirby ha contestato i criteri di normalità di Root e colleghi, dichiarando che fossero irrilevanti al conseguimento nel normale funzionamento del piede con un'ortesi: un piede che rimane molto vicino allo stato neutrale della sottoastragale quando a riposo in bipedestazione statica, in realtà mostra una eccessiva forza supinatoria in dinamica.

Fra le tante teorie Pisani, Paparella Treccia, P. Ronconi ed S. Ronconi iniziarono a ritenere che la funzione del piede doveva essere valutata non in termini statici ma dinamici e che il movimento del piede generava moti a geometria elicoidale. A sostegno di tale ipotesi evidenziarono che piani intersecanti le ossa del piede, da quello orizzontale a quello verticale, in direzione disto-prossimale, determinavano una struttura a geometria elicoidale (l'elica podalica). Da evidenziare l'osservazione di G. Pisani, già intuita da De Donker nel 1970, che vede la struttura del piede suddivisa in due complessi in base alla loro mobilità: piede calcaneare (statico) e piede astragale (dinamico).

Grazie agli studi di Treccia prima (1970) e P. Ronconi poi (1990), l'asse di compromesso intuito da Henke nel 1859, asse attorno a cui ruota l'astragalo su due superfici coniche inverse, è risultato essere la chiave di lettura principale del biomeccanismo di trasmissione podalica. L'asse di Henke infatti non è solamente l'asse della sottoastragale ma anche quello della mediotarsica. Grazie a tale scoperta si è completamente rivoluzionato il modo di osservare il piede in quanto le rotazioni del complesso gamba, calcagno, astragalo, modulano attivamente ed alternativamente il rilassamento e l'irrigidimento della struttura podalica, ottemperando così alla legge del piede. Rivisitando quanto enunciato da R. Paparella

Treccia nel suo testo “Il Piede dell’uomo” 1977 il Dr. P. Ronconi propone una visione più analitica della funzione biomeccanica del piede sostituendo la classica suddivisione anatomica. Viene sottolineata l'importanza del piede nel contesto delle interazioni gravitazionale, visto come organo di moto e di senso: il piede, nella propria funzione specifica e per alcuni suoi aspetti “neurostrutturali”, è un organo di estrema complessità al centro del ruolo interattivo tra ambiente gravitativo ed equilibrio corporeo.

2.2 Tappe fondamentali nello sviluppo delle teorie biomeccaniche del piede

2.2.1 Root e i criteri di normalità

Fra il 1958 e il 1959, Merton L. Root, pioniere dell'ortesi funzionale podalica, condusse centinaia di studi biomeccanici e cominciò a definire la posizione di neutralità della sottoastragala. La teoria che lui e i suoi colleghi crearono si basa sulla premessa che un piede funziona normalmente quando questa articolazione incontra la posizione di neutralità subito dopo il contatto del tallone a terra e alla fine della midstance. La morfologia del piede era caratterizzata e riferita a questa posizione detta STJN (Subtalar Joint Neutrality), e la relazione tra normalità e anormalità veniva stabilita secondo tale parametro.

La maggioranza dei testi che descrivono le ortesi in relazione al lavoro di Root sono concordi sul seguente tipo di approccio: la teoria della morfologia del piede è designata per bilanciare una deformità mediante cunei e fissaggi stabilizzati sotto il plantare su misura (posting). Il protocollo di prescrizione comincia con un presa forma del piede (cast) in posizione di scarico neutrale. La forma del cast neutrale è di primaria importanza, poiché è essenziale per catturare il corretto allineamento avampiede-retropiede e l'angolo di inclinazione calcaneare. Il modello viene poi angolato con un posting intrinseco di avampiede per posizionare la bisezione del tallone all'inclinazione desiderata. Il grado di posting necessario a raggiungerla è calcolato prendendo come riferimento il valore di posizione neutrale del calcagno del paziente (NCSP - neutral calcaneal stance position) e sottraendo il numero di gradi necessari a raggiungere la normale pronazione. L'altezza dell'asse della sottoastragala è usata per determinare la quantità di pronazione consentita. Il post di retropiede è molato in modo tale da aggiungere ulteriori 4 gradi di varismo per un asse medio di sottoastra-

galica. Un post di retropiede per asse ASA alto permette 2° di movimento, uno per asse basso ne permette 6; ciò controllerà il movimento del piede da una NCSP fino alla posizione di pronazione prescritta. Per mantenere il posting e la forma dell'ortesi, si raccomandano solo materiali rigidi (acrilici o fibra in carbonio) più un posting in acrilico per il retropiede. Classicamente il guscio termina al 25% della lunghezza del primo raggio.

Nel 1971 ML Root, insieme ai colleghi Orien, Weed e Hughes, propose Otto Criteri Biofisici di “Normalità” [15]. Root e colleghi proposero che tutti i piedi e le estremità inferiori non incontrassero tali criteri di “normalità” avessero difetti strutturali e fossero, pertanto, “anormali”.

Root ha sviluppato un sistema di classificazione biomeccanica basato sul concetto che la STJ Neutrale è la posizione ideale del piede durante il cammino. Root ha quindi classificato le tipologie di piede con:

- le posizioni nel piano frontale del retro piede rispetto alla tibia
- le posizioni dell'avampiede rispetto al retro piede
- la posizione del primo raggio rispetto alla 1° e 5° testa metatarsale.



Figura 2 – Criteri per la misurazione della posizione neutra dell'articolazione sottoastragale

Posizione neutra della sottoastragale

La posizione neutra rappresenta un semplice punto di riferimento. Risulta, comunque, di estrema importanza in quanto consente di misurare e definire le

variazioni di posizione e di struttura. La definizione della posizione neutra dell'articolazione sottoastragalica è indispensabile per procedere in modo corretto alle misure cliniche relative al piede e alla gamba [13]. Il movimento dell'articolazione sottoastragalica influenza infatti la posizione dell'intero piede, di ognuna delle sue principali articolazioni e dei malleoli sul piano trasversale nell'articolazione tibiotarsica. Perciò, per misurare le articolazioni e le posizioni strutturali distali e prossimali all'articolazione sottoastragalica, è necessario mantenerla in una posizione costante durante l'esame.

La sottoastragalica è composta da tre articolazioni comprese tra la superficie superiore del calcagno e quella inferiore dell'astragalo. Normalmente le tre articolazioni si muovono all'unisono intorno a un comune asse di movimento. Il movimento si verifica in un unico piano che è perpendicolare all'asse di rotazione, ma questo si verifica simultaneamente su tutti i piani e impartisce un movimento triplanare a tutte le ossa. In altre parole quando l'articolazione si muove, si verifica un'escursione. Tale movimento può essere paragonato a quello di una cerniera. L'articolazione ha un solo grado di libertà. L'asse dell'articolazione sottoastragalica normale forma un angolo di 42° con il piano trasversale e di 16° con quello sagittale. L'articolazione sottoastragalica si muove in supinazione e in pronazione. Rispetto alla gamba, la supinazione della normale articolazione sottoastragalica inverte il calcagno il doppio dei gradi di quanto lo everte la pronazione.

Dalla posizione neutra dell'articolazione sottoastragalica, il piede inverte di 20° quando tale articolazione è completamente supinata ed everte di 10° quando è completamente pronata.

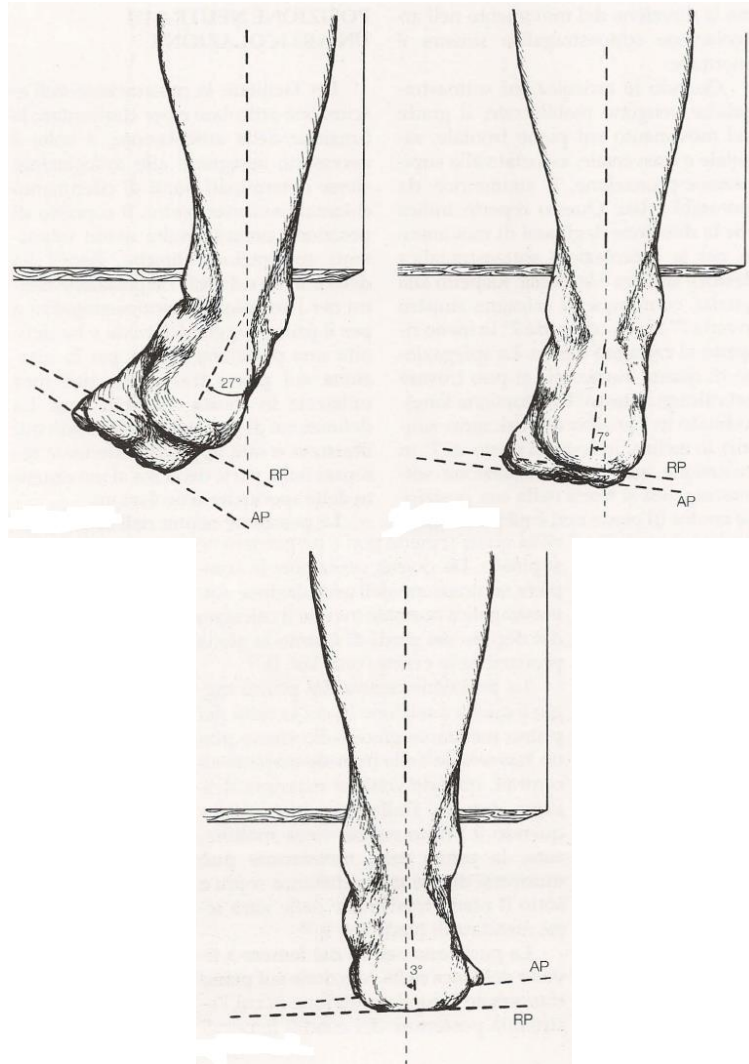


Figura 3 – Escursione di movimento del piede normale

Il piede della Figura 3 ha un retro piede normale, e l'escursione totale di movimento della sottoastragalica, misurata nel piano frontale, è 30° .

L'articolazione sottoastragalica permette i seguenti movimenti:

- In assenza di carico, la supinazione dell' articolazione sottoastragalica inverte, adduce e flette plantarmente il piede, la pronazione everte, abduce e flette dorsalmente il piede. Non c'è alcun movimento nell'astragalo o nella gamba.
- Sotto carico, la supinazione dell'articolazione sottoastragalica inverte il piede e abduce e flette dorsalmente l'astragalo, la pronazione everte il piede e adduce e plantarflette l'astragalo. La supinazione dell'articolazione sottoastragalica ruota esternamente la gamba ed estende il ginocchio, la pronazione ruota internamente la gamba e flette il ginocchio.

Il cammino normale richiede in media una escursione che va da 4° a 6° di inversione del calcagno durante la supinazione dell' articolazione sottoastragalica, e da 4° a 6° di eversione durante la pronazione. Un arco totale da 8° a 12° di movimento della sottoastragalica sul piano frontale è considerato normale per il cammino.

Nel 1971, Root, Weed e Orien descrivono la “tecnica di casting a sospensione neutrale” [14] con placche di gesso (Figura 4) che permettessero di:

- catturare la STJ in posizione neutra
- dorsi flettere la 4° e 5° testa metatarsale
- bloccare l'avampiede rispetto al retro piede
- preservare il contorno plantare del piede senza carico (NWB)



Figura 4 – Tecnica di casting a sospensione neutrale di Root

Root fu uno dei primi podologi a sperimentare nuovi materiali termoplastici e iniziò a sviluppare una propria ortesi funzionale nel 1958 (Root Functional Orthosis). Tali ortesi sono caratterizzate dall'aver un arco mediale longitudinale più basso, poiché Root era convinto che un arco mediale alto fosse necessario a controllare una pronazione anormale. Root ha disegnato le sue ortesi funzionali per consentire alla STJ di lavorare in posizione neutra, prevenendo così compensazioni per deformità di retro piede ed avampiede.

2.2.2 Kirby e la teoria dell'equilibrio rotazionale

Kevin Kirby pubblicò il primo lavoro riguardante la variazione dell'asse della sottoastragalica nel 1987 [29]. Questo modello è basato sulla posizione e sul movimento attorno all'articolazione sottoastragalica e le maniere con cui modificare questi movimenti per diminuire lo stress di strutture anatomiche. Vengono quindi

identificate le strutture lesionate e la relativa patologia secondo uno schema meccanico del piede. Kirby ha contestato i criteri di normalità di Root e colleghi [28], dichiarando che fossero irrilevanti al conseguimento nel normale funzionamento del piede con un'ortesi: un piede che rimane molto vicino allo stato neutrale della sottoastraglica quando a riposo in bipedestazione statica, in realtà mostra una eccessiva forza supinatoria in dinamica.

La quantità di momento patologico decreta quella di correzione necessaria piuttosto che una lavorazione del calco basato sulla posizione neutra della sottoastraglica. In contrasto con la teoria della morfologia del piede, sono richieste modificazioni delle forze che agiscono sulle articolazioni, e non nelle posizioni proprie di esse.

Kirby riconosce a Root traguardi importanti nello studio della funzionalità del piede tra cui:

- aver stabilito il concetto di posizione neutra dell'articolazione sub talare
- aver sviluppato uno schema di classificazione per molti tipi di deformità di piede ed estremità inferiori
- aver definito otto criteri biofisici di normalità come modello di struttura ideale di piede ed estremità inferiori
- aver creato e sviluppato le moderne ortesi del piede in materiale termoplastico

Kirby ha frequentato le lezioni di Root e Root stesso durante le sue lezioni incoraggiava i podologi a non prendere le sue parole come “vangelo” apprezzando maggiormente chi sfidava le sue idee piuttosto che chi si trovava in accordo con tutto ciò che diceva. Addirittura diceva spesso che sperava che le informazioni contenute nei suoi libri di testo diventassero obsolete entro una decade dalla loro pubblicazione grazie all'influsso di nuovi dati scientifici che portassero ad una comprensione differente e più completa della funzione del piede.

Oggi dopo più di 30 anni dalla pubblicazione del più influente libro di Root-Orien e Weed, vengono insegnate teorie alternative sulla funzione del piede come ad esempio la teoria dell'equilibrio rotazionale dell'asse dell'articolazione subtalare, la teoria dello stress tissutale, la teoria del percorso di movimento preferito e la teoria della facilitazione del piano sagittale.

Il graduale sviluppo e insegnamento di altre teorie è in parte legato ai molteplici problemi che la teoria della neutralità della articolazione sub talare ha dimostrato negli anni.

Innanzitutto, la posizione neutrale in sé è una posizione rotazionale dell'articolazione sub talare che non è mai stata definita adeguatamente; infatti Root e colleghi la definiscono come “la posizione in cui il piede non è né pronato né supinato”. Questa definizione tautologica crea grande difficoltà per gli studi scientifici poiché manca la descrizione dell'esatto allineamento rotazionale del calcagno relativamente al talo che potrebbe definire più precisamente la posizione neutra.

La pratica ha dimostrato una notevole variabilità tra clinici nell'identificare la bisezione del Calcagno e la posizione neutra dell'articolazione sub talare, e di conseguenza nell'identificare la relazione tra avampiede e retro piede, il grado di deformità in varo/valgo del retro piede o dell'avampiede, la posizione neurale del calcagno in appoggio (NCSP) e la posizione rilassata del calcagno in appoggio (RCSP), tutti fattori risultanti della teoria di Root.

Come risultato di queste differenze nell'interpretazione tra un clinico ed un altro ha come conseguenza che diversi clinici potrebbero produrre ortesi significativamente diverse per lo stesso paziente, nonostante tutti questi clinici pensino di aver seguito precisamente gli insegnamenti della teoria della neutralità dell'articolazione sub talare.

Inoltre dati sperimentali raccolti in studi sull'analisi del cammino di pazienti considerati sani suggeriscono che l'articolazione sub talare è pronata rispetto alla posizione neutra durante la maggior parte della fase di appoggio del passo, notando che la posizione rilassata, più pronata (RCSP), sembra più rappresentativa della posizione rotazionale media dell'articolazione sub talare rispetto alla posizione neutra (NCSP). La definizione di Root sembra quindi essere più un ideale strutturale del piede umano e delle estremità inferiori piuttosto che essere una morfologia media realmente presente in una popolazione di soggetto giovani, sani e asintomatici, definiti dai ricercatori come “normali”.

Un altro problema è che non esiste evidenza scientifica che supporti l'ipotesi che si possa predire la patologia della funzione di cammino del piede e dell'estremità inferiore attraverso la determinazione della posizione neutra dell'articolazione sub

talare, la deformità di retro piede, la relazione tra avampiede e retro piede, la posizione tibiale o il range di movimento del primo raggio, tutte misure promosse da Root. In più l'idea che due assi dell'articolazione metatarsale, longitudinale e obliquo, coesistano simultaneamente è considerata un'assunzione erronea.

In più, l'idea che l'articolazione mediotarsica si “blocchi” o abbia una “posizione bloccata” non è meccanicamente coerente con la nota funzione “a molla” tipica dell'arco longitudinale del piede umano.

La teoria dell'equilibrio rotazionale di Kevin Kirby, pubblicata nel 1989 [30], definisce la posizione neutra dell'art. s.a. è quella posizione in cui è presente la massima congruenza tra le faccette articolari tra astragalo e calcagno (Flat spot).

Come si fa a bloccare l'articolazione in questa posizione bene precisa?

- Il paziente in catena cinetica aperta prona.
- Si afferra e si effettua una forza in dorsiflessione della quinta TM
- Si comincia a muovere l'articolazione s.a. all'interno del suo ROM
- Quando si sente il blocco si è trovata la posizione neutra

Cosa modifica la posizione dell'asse?

Le forze che agiscono attorno all'asse dell'art. s.a., ovvero

- Forze contrattili legate all'azione muscolare
- Forze di reazione del terreno, secondo il principio della meccanica che ad ogni azione corrisponde una reazione uguale e contraria

La teoria dell'equilibrio rotazionale si basa sul concetto di momento della forza, dato dal prodotto tra la forza e il suo braccio di azione: $M = F \times b$ (Figura 5).



Figura 5 – Momento della forza $M=Fx_b$

Quando le Forze laterali sono uguali alle Forze mediali, l'asse si trova in posizione normale.

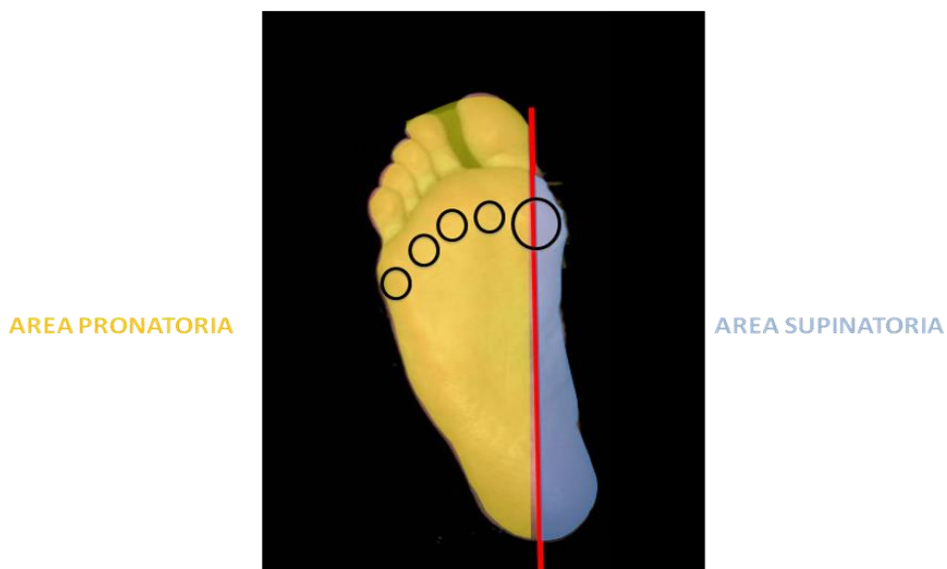


Figura 6 – Asse in posizione normale

Come fare praticamente?

In base al movimento di un'articolazione posso andare a schematizzare l'asse dell'articolazione in esame.

Secondo Kirby, esistono dei segni clinici, con pazienti in “relaxed calcaneal stance position”, che ci indicano una deviazione mediale o laterale dell’asse dell’art. s.a. (Figura 7).

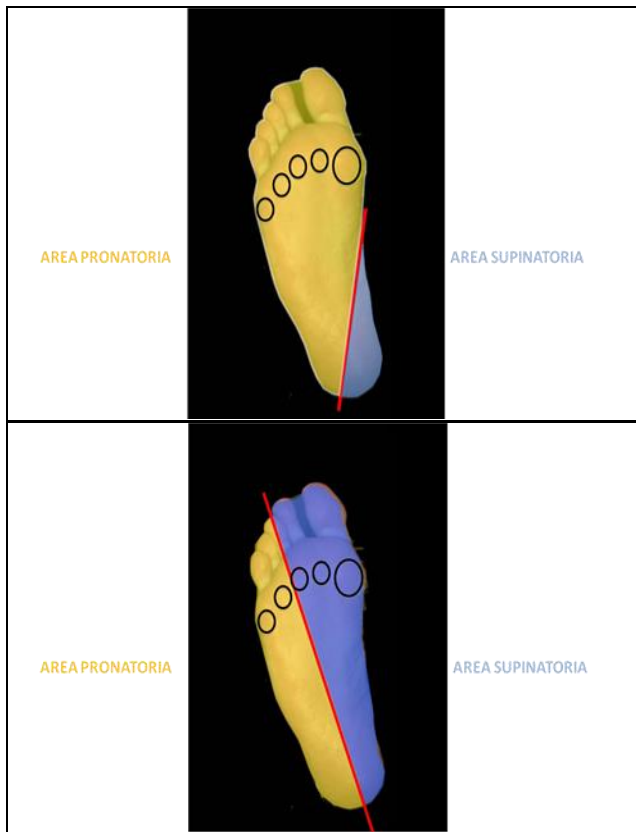


Figura 7 – Deviazione mediale o laterale dell’asse dell’articolazione sottoastragalica

Osservazione asse medializzato

Visione dorsale del piede: è presente un’anomala posizione in intrarotazione e spostamento mediale della testa e del collo astragalico in relazione alla posizione del calcagno (Figura 8).

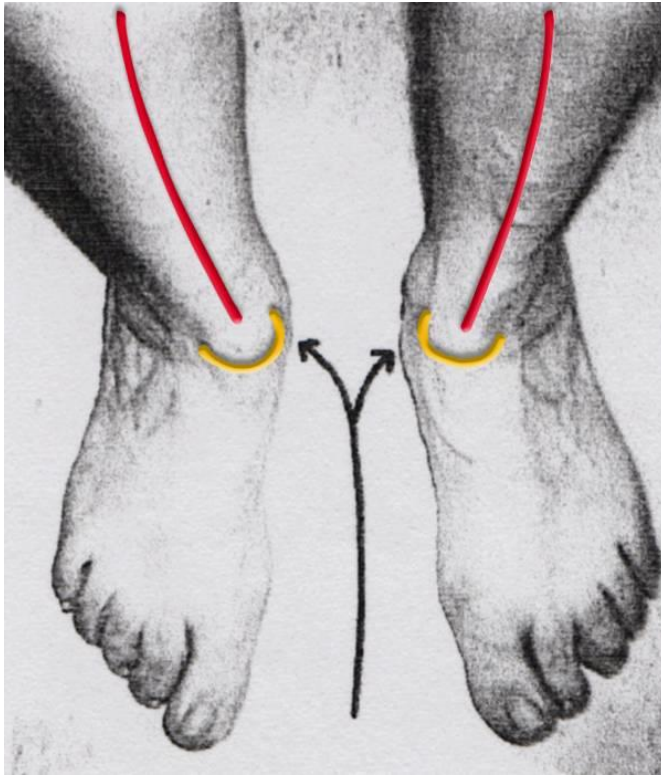


Figura 8 – Asse medializzato

Osservazione asse lateralizzato

Visione dorsale del piede: il contorno dei tessuti molli della testa e del collo astragalic nella parte anteriore alla caviglia sono disposti più lateralmente in relazione al calcagno rispetto al normale (Figura 9).

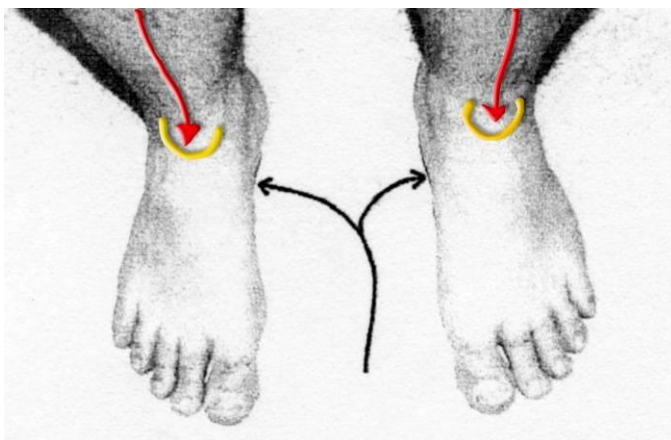


Figura 9 – Asse lateralizzato (visione anteriore)

Visione posteriore: è presente un aumento della concavità sotto al malleolo mediale (Figura 10).

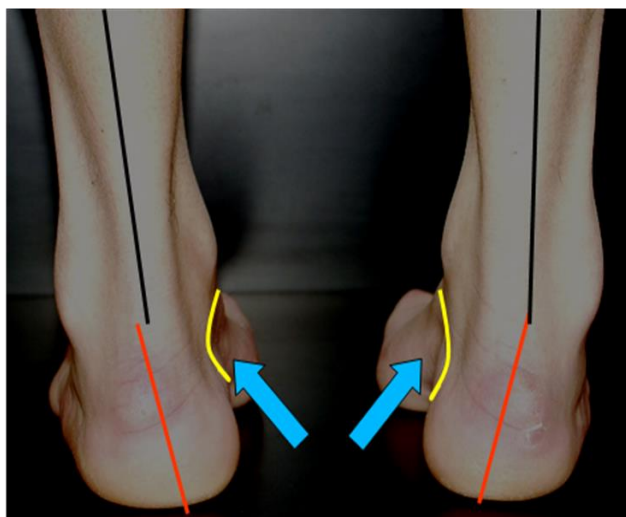


Figura 10 – Asse lateralizzato (visione posteriore)

2.2.3 Mc Poil-Hunt e il modello dello stress tissutale

Il modello dello stress tissutale venne proposto primariamente come modello per la terapia meccanica del piede nel 1995 da McPoil e Hunt [33].

La teoria dello stress tissutale è basata su un concetto di cinetica opposto alla cinematica del piede. Il concetto centrale è che la pronazione o la supinazione non causano danno, ma fermare questi movimenti invece sì. Se il centro di pressione è mediale all'asse della sottoastragalica durante il cammino, un movimento supinatorio verrà applicato a questa articolazione, e viceversa. Per l'equilibrio rotazionale è necessario che strutture che si oppongono a questi movimenti applichino forze della stessa grandezza. Per esempio, la fascia plantare e il tibiale posteriore si oppongono al movimento pronatorio attorno la sottoastragalica. Uno slittamento mediale o laterale del suo asse risulta in un disturbo di tale equilibrio, un movimento indesiderato interviene fintanto che nessuna struttura intervenga per aumentare il momento angolare opposto. La deformazione che ciò impone sulle suddette strutture come il tibiale posteriore potrebbe eccedere le capacità di carico, pertanto risultare in una lesione. La diminuzione dei sintomi sembra dettare l'esito del trattamento, piuttosto che indicare il successo o meno di un posizionamento del piede nella posizione ideale. Danni al sistema muscolo-scheletrico del piede vengono trattati mediante ortesi plantari che riducano le forze anormali sui tessuti lesionati applicando il momento appropriato all'articolazione sottoastragalica.

La teoria dello stress tissutale non è una idea innovativa poichè è basata sulle stesse idee in uso per il trattamento di altre parti del corpo a parte che per piede ed estremità inferiori.

Questo modello e le sue applicazioni cliniche sono state discusse da molti autori come metodo clinico con cui prescrivere più efficacemente ortesi podaliche personalizzate.

Attraverso l'approccio dello stress tissutale gli obiettivi delle ortesi sono meglio raggiunti grazie alla progettazione di ortesi su misura per ridurre lo sforzo sui componenti strutturali danneggiati e quindi per ottimizzare la funzione del piede e delle estremità inferiori per specifiche attività di carico.

E' molto importante che durante la progettazione di ortesi podaliche per ridurre lo sforzo e ottimizzare la funzione non incorrano altri danni o patologie legate alla terapia ortesica.

Per utilizzare l'approccio dello stress tissutale per trattare patologie delle estremità inferiori bisogna:

- identificare precisamente le strutture anatomiche che sono fonte dei disturbi del paziente
- determinare le variabili strutturali e/o funzionali che potrebbero essere sorgente di forze patologiche sulle strutture colpite
- disegnare un piano di trattamento mediante ortesi/scarpe che potrà ridurre efficacemente le forze patologiche sulle componenti strutturali interessate e non causi altra patologia o sintomo

2.2.4 Pisani e la coxa pedis

La struttura capsulo-legamentosa più importante per la tenuta passiva dell'arco plantare è quella che Pisani definisce "Coxa Pedis", formata dalla capsula astragalo-scafoidea e dal legamento calcaneoscafoideo plantare, teso come un'amaca fra il versante articolare mediale di scafoide ed il sustentaculum tali del calcagno.

Quando il calcagno devia in valgo, l'astragalo si adduce e si verticalizza; la testa astragalica protrude in basso e medialmente sulla coxa pedis, in particolare sul

legamento calcaneo-scafoideo plantare, che gradualmente cede insieme alla capsula circostante.

Si perviene infine a una lesione che, ampliandosi con il carico, determina dolore mediale e progressivo cedimento della volta per il mancato sostegno alla testa astragale.

Pisani nel suo lavoro "The coxa pedis" pubblicato nel 1994 [36], identifica la "coxa pedis" come corrispondente alla "articulatio talo-calcaneo-navicularis". Strutturata come enartrosi, si definisce in essa un'epifisi rappresentata dalla testa e dal collo dell'astragalo ed un cotile strutturato quale cavità osteo-fibro-cartilaginea alla cui costituzione concorrono, come elementi scheletrici, la superficie articolare posteriore dello scafoide e le superfici articolari della piccola (sustentaculum tali) e della grande apofisi del calcagno a costituire la sottoastragale anteriore; talora tra loro suddivise da un solco, più spesso in unica formazione articolare.

La zona articolare compresa tra lo scafoide, il sustentaculum tali e la grande apofisi del calcagno è completata da una fibro-cartilagine glenoidea rinforzata plantarmente dal legamento calcaneo-scafoideo plantare che, originato alla base e sul contorno anteromediale del sustentaculum tali, si inserisce distalmente al tubercolo ed al margine inferoposteriore dello scafoide. Esso corrisponde al fondo del cotile pedis e sottende una vera glenoide, a rivestimento cartilagineo, in rapporto articolare col versante inferomediale della testa dell'astragalo compreso tra i versanti scafoideo e calcaneale.

La presenza in esso inoltre, di corpuscoli propriocettivi nel legamento calcaneo-scafoideo plantare fa pensare ad una funzione anche recettoriale, cibernetica, del cotile pedis. In fasi embrionali precoci (16^a-17^a settimana) le articolazioni astragalo-scafoidea e sottoastragale anteriore sono differenziate in una unica struttura articolare a caratteristiche morfologiche di enartrosi.

Con significato più ampio "coxa pedis" vuol definire il particolare significato funzionale di una struttura che per dati anatomici, evolutivi e clinici può essere analogicamente comparata all'articolazione coxo-femorale: con la quale, e con il ginocchio, si integra funzionalmente nella più complessa struttura rappresentata dall'arto inferiore. La differenziazione enartrosica prossimale e distale all'arto inferiore, con l'interposto giunto rappresentato dal ginocchio, è presupposto

biomeccanico ai meccanismi rotatori (piano ortogonale agli assi segmentari dell'arto) indispensabili ad avviare la stabilizzazione dell'arto stesso in fase portante (catena cinetica chiusa); inoltre alla successione dei meccanismi intercorrenti nel piano frontale (traslazione laterale del carico in avvio di fase portante) e nel piano sagittale (fase oscillante). Particolare riferimento viene fatto alla glenopatia degenerativa ed alla sindrome da destabilizzazione peritalare.

E' stato G. Pisani a distinguere la struttura del piede in due complessi in base alla loro mobilità (Figura 11):

- Il piede astragalico: articola con la gamba ed è composto dall'astragalo, dallo scafoide, dai tre cuneiformi, dal primo, secondo, terzo metatarso e le corrispondenti dita. Per la sua particolare funzione (trasmissione delle sollecitazioni ponderali dalla gamba al piede), è considerato come parte mobile del piede, denominato "piede dinamico".
- Il piede calcaneare: comprende il calcagno, il cuboide, il quarto e quinto metatarso con le corrispondenti dita. Il calcagno articola con l'astragalo, il cuboide e con il terzo cuneiforme, denominato "piede statico".

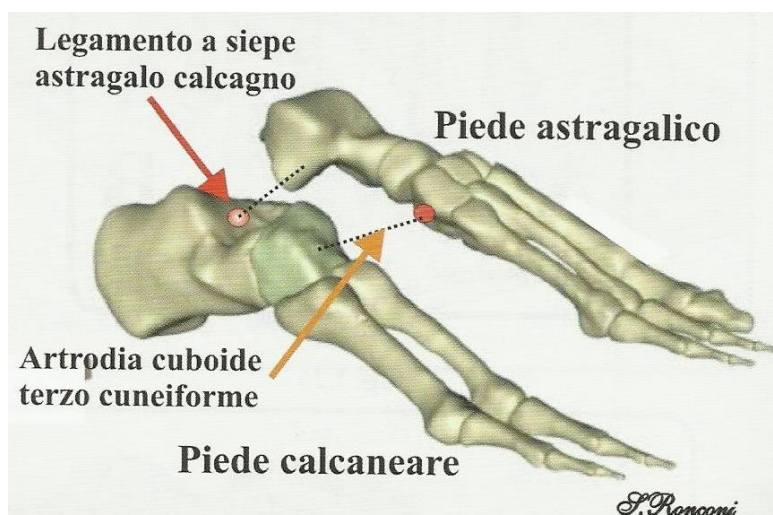


Figura 11 – Piede calcaneare (statico) e piede astragalico (dinamico)

La loro connessione è realizzata dal legamento a siepe e dall'artrodia cuboide terzo cuneiforme con le faccette articolari a geometria elicoidale, che funge pertanto da

fulcro dei moti di prono-supinazione avampodolica. La funzione combinata dei due elementi genera un moto a geometria elicoidale.

Con la suddivisione della struttura in "piede astragalico" e "piede calcaneare", si pone finalmente in evidenza il moto reciproco: spaziale antigravitario .

2.2.5 Paparella Treccia e l'elica a passo variabile

Raffaele Paparella Treccia nel lavoro "L'uomo e il suo moto" [8] introduce il concetto di moto ad elica a passo variabile per descrivere il meccanismo antigravitario esercitato dal piede. Egli fa un vero e proprio elogio dell'elica, curva eletta a substrato geometrico del moto specifico. La stabilità, nella condizione bipodale, è un arduo traguardo, pertanto il programma della stabilizzazione dinamica dell'uomo nell'ambiente è estremamente complesso. E' un programma che attiene, nel contempo, ai "tempi lunghi" (morfogenesi) e ai "tempi brevi" (moto specifico in atto), formativi i primi, fenomenici i secondi. In questo contesto l'elica è vista come la "curva pervasa di conservazione, contraddistinta dall'iterazione del motivo unitario" a fare del moto specifico una ritmica espressione di stabilità. Per l'edificazione del substrato elicoidale il contributo dell'ambiente è decisivo: l'informazione ambientale veicola i flussi energetici lungo vie elicoidale, depositandosi nelle forme elicoidali ("tempi lunghi") e favorendo i motivi elicoidali della meccanica antigravitaria ("tempi brevi").

L'alto contenuto in simmetria del substrato elicoidale favorisce la stabilità dell'assetto strutturale e della forma (stabilità strutturale), garanzia di tutela dell'integrità delle parti coinvolte nel moto; la stabilità del moto, a sua volta, si mostra come attitudine al ritorno alla traiettoria prevista dopo la perturbazione (stabilità dinamica). La dottrina fisica insegna che la stabilità dinamica si identifica con la conservazione del momento angolare e dell'energia. Si mantiene, cioè, invariato il prodotto della velocità per il momento di inerzia, che si ottiene moltiplicando la massa per il quadrato della distanza dall'asse di rotazione. E' il caso delle configurazioni elicoidali di moto proprie della "meccanica antigravitaria". I quadri tipici della dismorfogenesi vengono associati ad anomalie dell'elicogenesi in cui si distinguono "difetti" di glicogenesi (sindrome pronatoria o piattismo primitivo) o "eccessi" di glicogenesi (sindrome supinatoria o cavismo primitivo).

La dinamica e l'energia sono sicuramente i pilastri del moto, ma non possono da soli edificare il moto specifico dell'uomo. E' necessario che esse vengano integrate dal confronto ininterrotto corpo-ambiente. Il moto in atto si edifica su un complesso circuito cibernetico entrata → funzione di trasferimento → uscita.

Ricevuto il segnale dalle vie centripete, i centri decisionali provvedono ad elaborare le risposte e ad immetterli nelle vie centrifughe, cioè il "trasferimento" dal senso al moto, dall'entrata all'uscita. Il cervelletto occupa una posizione di rilievo poichè interviene in primo luogo nelle trasformazioni spazio-temporali collegate con il controllo della posizione verticale per mezzo di movimenti simmetrici sfasati nel tempo. All'integrazione senso-motoria è preposto l'emisfero destro, l'emisfero dello spazio e del tempo, della geometria, delle forme e del moto, mentre il sinistro è l'emisfero della più alta sfera intellettuale.

Il corpo deve conoscere attimo per attimo la condizione ambientale per poter collocarvi "istantaneamente" se stesso. E' come dire che, nel contesto della circuitizzazione corpo-ambiente, all'"ingresso programmatico" (il comando di moto) si affiancano "ingressi effettivi", su cui si edifica una processualità automatica. L'ambiente va ininterrottamente "sentito" e "valutato", ed è così che entra in scena, in connessione con tutte le altre vie di entrata (oculare, vestibolare, tattile...), il "senso gravitatorio". Gli si affiancano la "cinestesia", senso globale del moto, e la "propriocezione". Muscoli, tendini, capsule, legamenti sono "organi di senso" e "organi di moto", impegnato nella ricezione della stimolazione ambientale prima che nella effettuazione della risposta di moto (Figura 12). Paparella Treccia quindi mette in rilievo il concetto di "piede organo di senso" – "piede organo di moto" [9], evidenziando l'attitudine del piede ad assumere, nel contempo, significato di porta d'ingresso del circuito senso-motorio e, in uscita, di protagonista del meccanismo antigravitario.

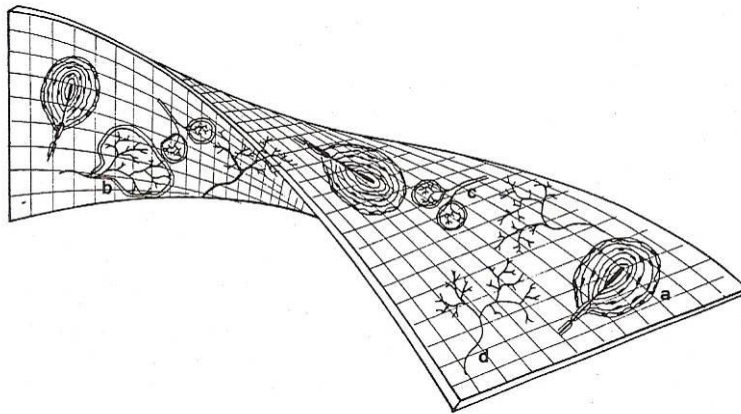


Figura 12 – Piede elica

Parlare del moto specifico dell'uomo è innanzitutto, secondo Paparella Treccia, parlare di piede nella sua duplice veste di "organo di senso" e "organo di moto". Si noti che l'area cortico-cerebrale corrispondente al piede "organo di senso" è molto più ampia dell'area corrispondente al piede "organo di moto". Il piede, lo definisce lo studioso, è una "struttura spaziale, variabile, base del servomeccanismo antigravitario" (Figura 13).

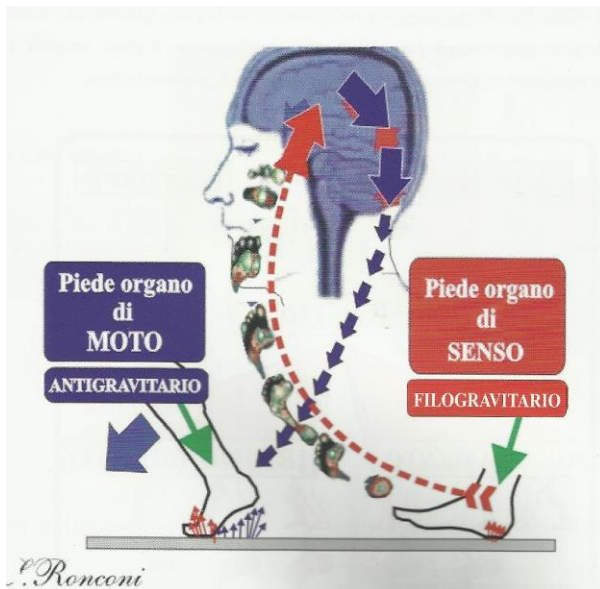


Figura 13 – Piede organo di moto e piede organo di senso

Nel piede il legame fra senso e moto si esprime con un condizionamento reciproco: il senso dirige il moto, il moto modula il senso. Durante l'atto motorio il senso costruisce la rappresentazione istantanea del movimento corporeo, mentre il moto si

attua riattivando il senso. Dai centri nervosi sono elaborati i comandi per la manifestazione motoria dove il piede prende parte come organo di moto. Su tali comandi interferisce ininterrottamente la condizione dell'ambiente dove predomina la forza di gravità: per mezzo di segnali di feedback i centri superiori possono collocare l'azione nel contesto delle condizioni ambientali. Nel corso dei segnali retroattivi è inserito il piede come organo di senso. Si configura così il servomeccanismo antigravitario. Il sistema di controllo antigravitario rappresenta l'espressione dell'attività regolatoria del sistema tonico-posturale, composto gerarchicamente da recettori, afferenze midollari, sostanza reticolare, eventuale integrazione superiore, efferenza controllata, effettore.

Il controllo avviene attraverso due principali meccanismi:

- A feed-forward (meccanismi corticali e cerebellari) anticipatori con risposte pre-programmate che si attivano all'inizio del movimento e si possono modificare con l'esperienza e aumentare la loro efficacia con l'allenamento
- A feed-back (meccanismi sottocorticali o corticali) adattativi che vengono evocati a seguito di stimoli sensoriali. Il sistema feedback riguarda la posizione dei vari segmenti ossei le une rispetto alle altre, rispetto alla direzione della forza di gravità e rispetto all'ambiente circostante.

I recettori che partecipano principalmente nell'aggiustamento posturale in statica e in dinamica sono quelli localizzati nell'occhio e nel piede.

Il centro nervoso che ha il compito di controllare l'equilibrio è il cervelletto, la cui azione non è soggetta alla volontà, che riceve informazioni dall'orecchio interno (labirinto), dall'appoggio plantare, da muscoli, tendini e articolazioni e dagli occhi.

Paparella Treccia sottolinea inoltre la distinzione tra “piede astragalico” e “piede calcaneare”, che dovrebbe regolare il meccanismo di moto del piede anche dal punto di vista pato-meccanico e clinico.

2.2.6 Ronconi e i biomeccanismi del piede

Di particolare rilievo è il lavoro (Trattato di biomeccanica podalica, Timeo Editore, 2012) [12] pubblicato da Paolo Ronconi, medico ortopedico, e da Saulle Ronconi,

tecnico ortopedico, che hanno raccolto e contestualizzato i modelli e le teorie precedentemente descritte, in una descrizione accurata della biomeccanica podalica che vede il piede come protagonista del meccanismo antigravitario.

Nel contesto delle interazioni gravitazionale, Ronconi inquadra il piede, nella propria funzione specifica e per alcuni suoi aspetti “neurostrutturali”, al centro del ruolo interattivo tra ambiente gravitativo ed equilibrio corporeo. Abituati a convivere in questo nostro ambiente gravitativo il nostro corpo è fornito del senso della gravità, che informa costantemente il SNC attraverso gli squilibri creati dalle masse corporee in movimento, con l'obiettivo di mantenere costantemente bilanciate le masse rispetto al centro di pressione dell'appoggio. Per la sua rilevanza, esprime Ronconi, il senso gravitativo dovrebbe essere aggiunto ai cinque sensi che tutti conosciamo.

Richiamando il concetto introdotto da Paparella Treccia, Ronconi dichiara che il piede è ben lontano dall'essere un elemento statico, ha bensì una duplice funzione; si comporta come organo di moto nella fase di propulsione, mentre assume caratteristiche di organo di senso nella fase di rilassamento in quanto, nell'adattarsi sulla superficie di appoggio, invia informazioni al SNC relativamente alla sua posizione spaziale e alla conformazione della superficie di appoggio, grazie a sensori propriocettivi. Per questa ragione il piede nella propria funzione specifica, oltre ad essere un organo di moto è anche un organo sensitivo, sia di tipo propriocettivo sia esterolettivo.

Il piede quindi è di fatto il servomeccanismo del sistema di controllo della gravità, svolgendo una complessa funzione interattiva tra le forze interne del corpo e quelle esterne gravitarie. Per muoverci e deambulare siamo forniti di un efficiente sistema di controllo della gravità, utilizzandola senza subirla, per conseguire la stazione eretta e la deambulazione.

Il piede, nel processo locomotorio interposto tra forza gravitaria e forze reattive della superficie di appoggio, si trova nella condizione di essere immobilizzato da queste forze contrastanti. Per adempiere la sua funzione però non si oppone alla forza gravitaria ma la utilizza.

L'equilibrio biomeccanico si differenzia da quello meccanico perchè è costantemente controllo dal sistema proprio ed estero cognitivo e dal sistema neuro-muscolare, sia

nella stazione eretta sia nella deambulazione. L'equilibrio, nell'ambito della biomeccanica si manifesta quando la proiezione del baricentro cade all'interno del poligono d'appoggio. L'uomo non sarebbe in grado di mantenersi in equilibrio senza il complesso sistema sensoriale extracognitivo e propriocognitivo, opportunamente gestito dal sistema di controllo della forza gravitaria. Tale sistema dispone costantemente il baricentro del corpo (centro della gravità) al centro della superficie d'appoggio (centro di pressione). Nella deambulazione il corpo si squilibra, portando il baricentro fuori dalla base di appoggio e recupera tempestivamente l'equilibrio con l'appoggio della gamba controlaterale. Vale a dire che la perturbazione prodotta dalla perdita di equilibrio evoca una risposta automatica antigravitaria tramite movimenti posturali anticipatori.

Le risposte riflesse compensatorie che interessano i gruppi muscolari, vengono attivate in modo sinergico e in maniera sequenziale con un anticipo temporale di alcuni millesimi di secondi gli uni rispetto agli altri.

Nella deambulazione l'energia potenziale della massa corporea gravitaria è trasformata in energia cinetica. La locomozione si esegue in parte a spese dell'energia necessaria per attivare il sistema neuro-muscolare e in parte a spese dell'energia gravitaria; quando il baricentro è portato fuori dalla base d'appoggio l'energia potenziale del corpo si trasforma in energia cinetica o di movimento. Nel momento in cui si ristabilisce l'equilibrio nella fase di doppio appoggio, il baricentro è più basso rispetto alla fase iniziale e l'energia potenziale è minore; in questa fase si sfrutta la forza inerziale e si riporta il baricentro nella sua massima altezza facendo perno sulla tibio-tarsica, riacquistando così l'energia potenziale perduta.

Il sistema antigravitario, per far progredire il corpo umano, risolve le problematiche energetiche in modo ingegnoso, utilizzando la propria energia, ovvero l'energia potenziale della massa corporea e nella fase di caduta la converte in cinetica. Nella deambulazione l'energia potenziale aumenta con il diminuire di quella cinetica e viceversa.

La legge del piede

Nella prima fase del passo il piede è filogravitario: si rilassa sotto l'effetto della gravità con moto a geometria elicoidale e si adatta sulla superficie di appoggio.

Nella seconda fase, subito dopo l'adattamento, diventa antigravitario assoggettando la gravità. L'azione del peso del corpo irrigidisce il piede con moto elicoidale avvolgente. Per mezzo di un esame baropodometrico si possono osservare le forze reattive del piede espresse dalle isobare (Figura 14).



Figura 14 – Legge del piede

La legge del piede spiega l'alternanza tra rilassamento e irrigidimento.

- Nella fase di rilassamento (Figura 15), la forza reattiva del tricipite surale alla gravità è minore ($F_{rt} < g$): il piede si adatta svolgendosi sulla superficie di appoggio. In questa fase il calcagno pronato e l'astragalo supino imprimono un moto svolgente al biomeccanismo a moto elicoidale portando la Chopart in pronazione, mentre la tibia ruota medialmente. E' questa la fase filogravitaria che vede il piede principalmente implicato come organi di senso.

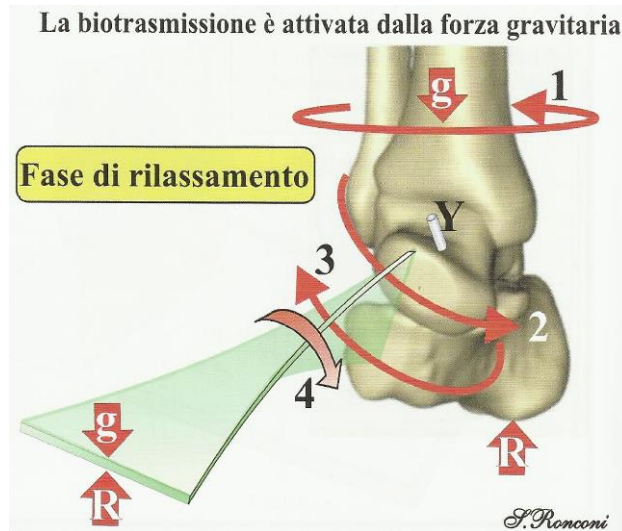


Figura 15 – Fase di rilassamento

- Nella fase propulsiva (Figura 16) la forza reattiva del tricipite è maggiore della forza gravitaria ($F_{rt} > g$): le due forze contrapposte, per azione della biotrasmissione, vengono convertite in moto rotatorio, il piede si irrigidisce avvolgendosi. Sotto l'azione del tricipite il calcagno supina in senso opposto alla posizione dell'astragalo. Il biomeccanismo a moto elicoidale si avvolge, e la tibia ruota all'esterno. Si tratta della fase antigraavitaria, o di asservimento della gravità, in cui il piede si caratterizza come organo di moto.

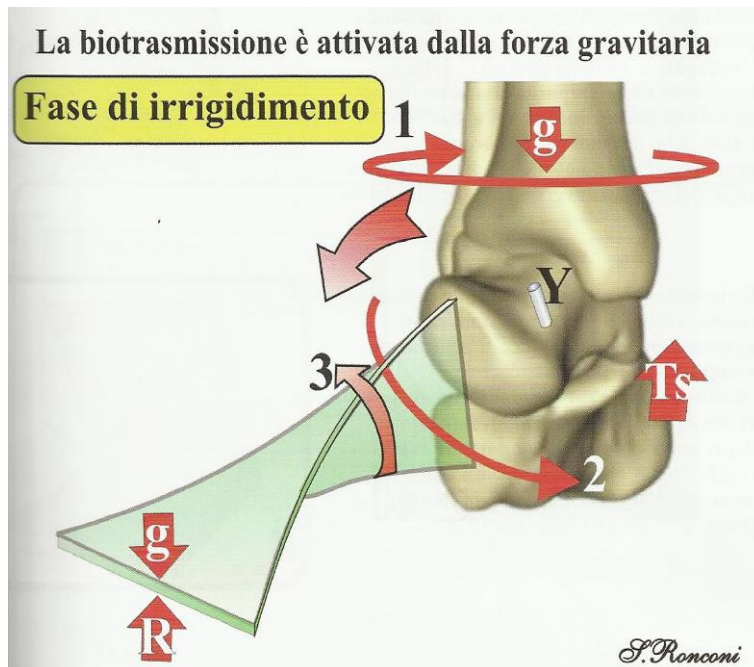


Figura 16 – Fase di irrigidimento

Per rendere operativa questa tipica alternanza (rilassamento e irrigidimento), i vari segmenti ossei del complesso strutturale del biomeccanismo a moto elicoidale, hanno le faccette articolari disposte obliquamente rispetto al proprio asse di rotazione. Nella fase di avvolgimento le varie articolazioni si compattano fra loro irrigidendo la struttura avampodalica. Nella fase di svolgimento avviene l'inverso, ossia le varie articolazioni si decompattano consentendo così il rilassamento del piede sulla superficie d'appoggio. Contribuisce inoltre un effetto torsionale dei legamenti.

Lo studio della medio-tarsica è stato analizzato da autorevoli ricercatori, esprimendo diverse opinioni sulla geometria delle articolazioni.

Kapanji per esempio ipotizzò che l'articolazione sottoastragalica fosse una artrodia; mediante uno studio radiografico della mediotarsica, descrive precisamente la cinematica di astragalo, calcagno, scafoide e cuboide. Per i moti del calcagno Kapanji fa riferimento agli studi fatti da Farabeuf, che li paragonò ai movimenti di un battello: “il calcagno beccheggia vira e <<rolleggia>> sotto l'astragalo”. Tali moti si svolgono attorno all'asse obliquo messo in evidenza da Henke, penetra attraverso la parte superointerna del collo dell'astragalo, passa per il seno del tarso e fuoriesce dalla tuberosità posteroesterna del calcagno. L'asse di Henke non è solamente l'asse della sottoastragalica ma anche quello della mediotarsica (Figura 17).

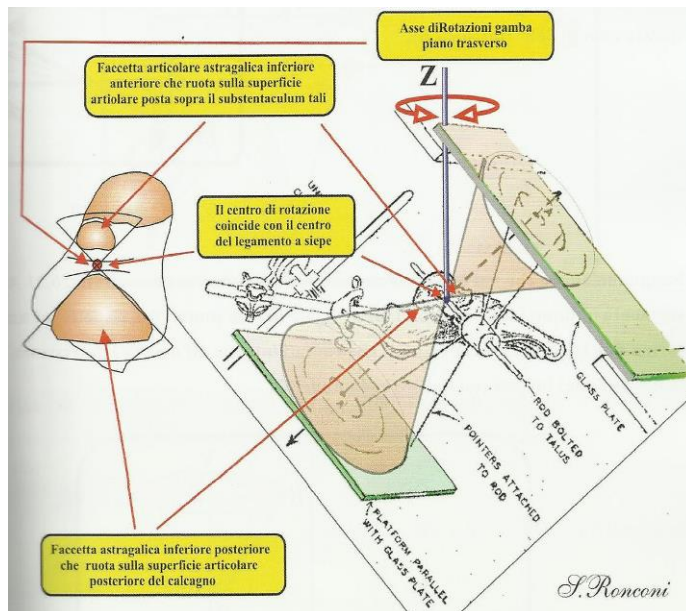


Figura 17 - Asse di compromesso come asse cardine del biomeccanismo di trasmissione

I moti della faccetta articolare calcaneo-cuboidea e della testa astragalica avvengono sul piano ortogonale all'asse dei coni inversi, disposto a circa 42° sul piano sagittale e circa 16° sul piano trasverso, quindi su un piano obliquo, il “glass plate” individuato da Henke.

Nella prima fase del passo (svolgimento dell'elica, rilassamento del piede), il calcagno pronato, l'astragalus supinato e i determina una spinta in avanti dello scafoide e l'avampiede abduce.

Nella seconda fase del passo (irrigidimento dell'elica), il calcagno supinato, l'astragalus pronato e lo scafoide, a seguito dell'azione del tibiale posteriore, si accosta verso il subtentaculum tali, adducendo l'avampiede.

Nell'avampiede abdotto le teste metatarsali avanzano seguendo una curva antero-laterale, mentre nel caso di avampiede addotto arretrano seguendo una curva antero-mediale. La quarta testa metatarsale è il punto fermo dei moti di abduzione e adduzione dell'avampiede, mentre la quinta testa metatarsale si muove in senso inverso.

Nella deambulazione le sollecitazioni che iniziano dalla parte prossimale (Chopart) sono generate dal meccanismo di trasmissione mentre quelle distali iniziano dai metatarsi e sono generate dalla irregolarità del terreno.

Le rotazioni avampodaliche medio-distali detorcenti, date ad esempio da un cuneo mediale avampodalico, se non eccessive, si annullano in sede mediotarsica e non coinvolgono il retro piede.

Le sollecitazioni latero-distali torcenti, date ad esempio da un cuneo laterale avampodalico (per la rigida connessione calcaneo-cuboidea, quarto e quinto metatarso) inducono il calcagno a valgizzare.

E' stato G. Pisani, mediante tali osservazioni, a distinguere la struttura del piede in due complessi in base alla loro mobilità: piede calcaneare (statico), che comprende calcagno, cuboide, quarto e quinto metatarso e piede astragalico (dinamico), composto da astragalo, scafoide, tre cuneiformi, primo, secondo e terzo metatarso.

La loro connessione è realizzata dal legamento a siepe e dall'artrodia cubidea terzo cuneiforme con le faccette articolari a geometria elicoidale, che funge pertanto da fulcro dei moti di prono-supinazione avampodalica.

I biomeccanismi del piede

In biomeccanica la trasmissione dei moti rotatori sono resi possibili con meccanismi particolare, dipendenti dalla particolare costituzione delle parti strutturali anatomiche. Inoltre la biomeccanica antigravitaria umana è attivata da biomeccanismi attivi con la compartecipazione della forza gravitaria.

P. Ronconi propone quindi una visione più analitica della funzione biomeccanica del piede sostituendo la classica suddivisione anatomica, suddividendo la funzione meccanica del piede in tre biomeccanismi (Figura 18):

- biomeccanismo di trasmissione
- biomeccanismo ad elica
- biomeccanismo di propulsione

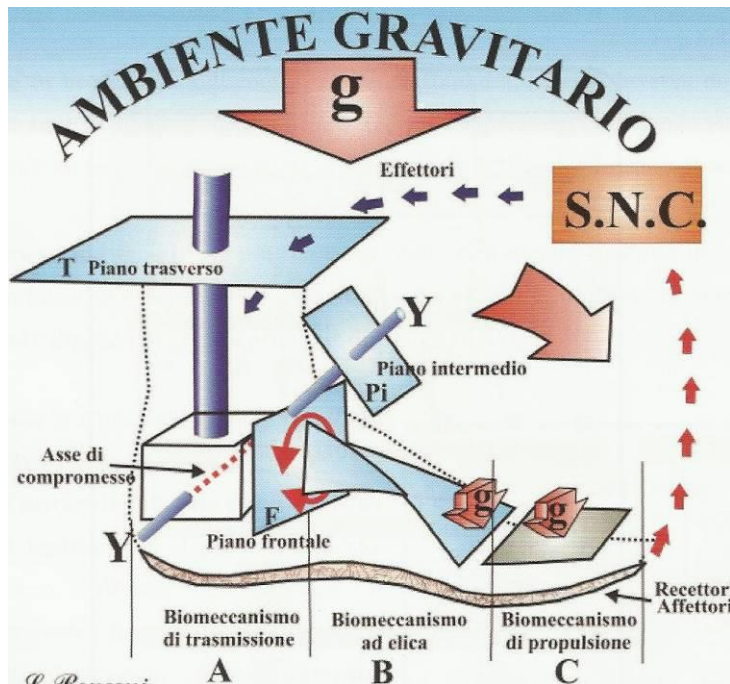


Figura 18 – Biomeccanismi del piede

Biomeccanismo di trasmissione podalica

Il biomeccanismo di trasmissione podalica è dato dal complesso articolare tibia-perone-astragalo-calcagno, azionati dal tricipite surale e dall'azione della forza reattiva gravitaria (g), ovvero il peso corporeo.

L'articolazione sottoastragalica assume ruolo di trasmissione soltanto quando il piede è sottoposto all'azione del peso corporeo.

A piede fuori carico infatti la giuntura subtalare si comporta come una cerniera consentendo al piede moti di prono-supinazione. E in associazione ai moti della tibio-tarsica, si generano un moto di tipo snodo cardanico. Questa analogia è stata proposta da Root in statica e da Kirby in dinamica ma può essere considerata valida solo a piede fuori-carico.

A piede sotto carico invece, l'articolazione sotto-astragalica converte le forze a essa applicate (tricipite surale e forza reattiva alla gravità), da moto rettilineo a moto rotatorio in sede medio-tarsica. Il tricipite surale in azione supina il calcagno; di conseguenza l'astragalo, se non ci fosse la tibia soprastante, lo seguirebbe supinando con esso. Il peso del corpo, tramite la tibia, grava sull'astragalo; l'astragalo si adatta sulla superficie articolare calcaneare sottostante, pronando. In pratica la tibia, rimanendo nella sua posizione, mantiene l'astragalo “incastonato” nella pinza

malleolare: la pronazione dell'astragalo è sincrona con la supinazione del calcagno (Figura 19).

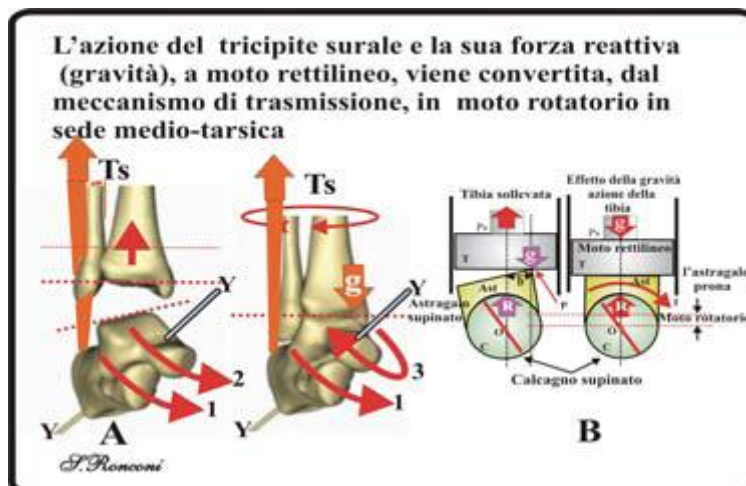


Figura 19 – Biomeccanismo di trasmissione converte l'azione del tricipite surale e della sua forza reattiva, peso del corpo (g), da moto rettilineo a moto rotatorio, modulando così il biomeccanismo a moto elicoidale in sede mediotarsica.

L'articolazione sottoastragalica pertanto può assumere un ruolo diverso a piede fuori o sotto carico. Il complesso astragalo calcaneare è parte integrante del biomeccanismo di trasmissione, caratterizzato in sede mediotarsica da un moto svolgente e avvolgente del biomeccanismo a moto elicoidale, coinvolgendo così il complesso articolare avampodalico.

Per comprendere la conversione del moto rettilineo della forza del tricipite surale e la sua corrispondente forza reattiva a moto rotatorio dobbiamo fare riferimento al momento di una forza. Il moto rotatorio è infatti generato da due forze parallele di senso contrario applicate su una massa con un determinato braccio.

L'azione del tricipite surale (Ts), per la sua intersezione laterale sul calcagno rispetto all'asse di compromesso (y) ed in contrasto con il peso del corpo (gravità g), crea un momento rotatorio $Ts \times b$ che fa ruotare in supinazione il calcagno.

Sotto il profilo anatomico si può osservare che l'asse di compromesso (asse dei con inversi descritti dalla faccetta articolare posteriore del calcagno e dalla faccetta articolare dei sutentaculum tali) studiato da Henke passa per il legamento a siepe astragalo-calcaneare.

Biomeccanismo a moto elicoidale

Per meccanismo a moto elicoidale si intende il complesso anatomico che inizia dall'articolazione Chopart e prosegue fino ai metatarsi. Strutturalmente è composto dalla scafoide, dal cuboide, dal I, II, III cuneiforme e dai cinque metatarsi.

Il meccanismo a moto elicoidale è direttamente modulato dalla biotrasmissione dove si evidenziano i moti astragalo-calcaneari in sede mediotarsica che modulano lo svolgimento e l'avvolgimento del biomeccanismo a moto elicoidale.

Biomeccanismo di propulsione

Il biomeccanismo di propulsione è l'atto finale della deambulazione, dove partecipano simultaneamente il biomeccanismo di trasmissione e il biomeccanismo a moto elicoidale.

Il motore neuromuscolare che attiva la propulsione è rappresentato dall'azione del tricipite surale, che rende operativa la legge del piede. Il tricipite è innervato dal nervo tibiale e vascolarizzato dalle arterie gemellari.

Nella fase propulsiva il tricipite surale assoggetta la forza peso irrigidendo la struttura del piede trasformandola in senso figurato ad una barra di leva, condizione necessaria per portare il baricentro del corpo fuori dalla base d'appoggio, fintanto che non interviene il piede controlaterale che ripristina l'equilibrio proseguendo nel cammino.

L'avampiede nella fase propulsiva ha una doppia funzione. Da una parte contribuisce a irrigidire la struttura podalica: nella flessione estensione delle dita attiva il meccanismo ad argano che compatta maggiormente la struttura podalica. Dall'altra parte svolge il ruolo di reattore sfruttando le forze di reazione trasversali della superficie d'appoggio, con le dita del piede che tendono ad "afferrare" il terreno. Le dita infatti azionate dai flessori plantari oltre a indurre il corpo soprastante a portarsi nella direzione di marcia, si accollano parte del carico metatarsale premendo verso il basso stabilizzate dai lombricali e dagli interossei.

Nella fase propulsiva il piede calcaneare, facendo perno sulla quarta testa metatarsale, si accolla sopra di sé il piede astragalo, inducendo le teste laterali ad adattarsi sulla superficie d'appoggio distribuendo così i carichi.

Il complesso (scafoideo, 1,2, 3 cuneiforme e rispettivi metatarsi) si comporta come una leva con fulcro sull'artrodia cuboidea terzo cuneiforme, conformata come una leva di primo grado svantaggiosa, in quanto il fulcro è molto vicino alla potenza. Il piede però è un biomeccanismo che risolve questa problematica con strategie legate a vari gruppi muscolari, principalmente al peroneo lungo, al tibiale posteriore, al flessore lungo di alluce e dita e al sistema detto a verricello.

Il peroneo lungo con la sua inserzione distale rispetto al fulcro, base del primo metatarso, aumenta la potenza d'azione agendo come una leva di terzo grado.

Il tibiale posteriore regola l'apertura e la chiusura dello scafoide stabilendo la rigidità o meno della leva.

Il flessore lungo dell'alluce e delle dita, adibiti alla flessione plantare, contribuiscono all'azione del tibiale posteriore e nello stesso tempo aumentano la potenza della leva. L'azione della flessione dorsale delle dita e dell'alluce aumentano la potenza della leva tramite l'aponeurosi plantare, sfruttando il sistema detto a verricello (Figura 20).

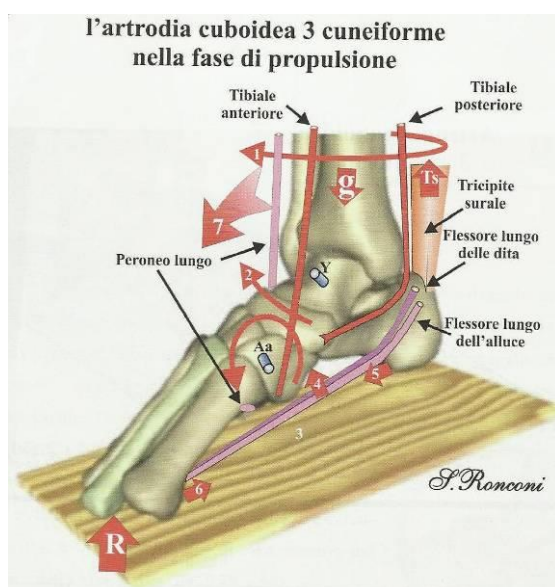


Figura 20 – Fase di propulsione

E' nell'ambito delle teorie sopra descritte che Ronconi inquadra la biopatologia del piede. Quando la struttura dei biomeccanismi del piede non è del tutto efficiente, il rapporto tra le forze esterne e interne si discosta dalla normalità. Ed è proprio in sede mediotarsica, sede in cui il meccanismo di trasmissione modula i moti rotatori dell'avvolgimento/svolgimento del meccanismo ad elica, che derivano le più frequenti distorsioni podaliche. Nella maggior parte delle anomalie podaliche si

riscontra un alterato rapporto angolare retro-avampodalico, misurabile con un elicometro. Tali rapporto si esprime con l'ipersvolgimento o iper-avvolgimento strutturale del biomeccanismo a moto elicoidale, determinando rispettivamente una eversione o una inversione del piede.

2.3 Strumenti di indagine biomeccanica

Lo scopo della valutazione biomeccanica nella pratica podologica è di capire come l'arto inferiore si comporti durante le attività giornaliere svolte.

E' fatto ormai noto come vi sia un rapporto biunivoco tra "struttura" e "funzione": esse si influenzano a vicenda, pertanto una valutazione "funzionale" podologica consente di avere informazioni sia sulla morfologia (struttura) dell'arto inferiore, sia sulla neuro-biomeccanica (funzione).

La valutazione biomeccanica ci viene in aiuto ogni volta che chiediamo al corpo un assetto funzionale efficace: muovendoci nei tre piani dello spazio, non esiste un singolo movimento "puro", cioè bidimensionale. Dalla flessione-estensione della caviglia a quella del collo, ogni movimento risulta essere costituito da spostamenti in tutti e tre i piani dello spazio.

Ogni volta che a livello articolare vi sono delle restrizioni, il corpo risponde andando a "compensare" con modificazioni di movimento a livello di altre strutture.

Queste alterazioni, nel lungo periodo, creano una funzione "innaturale", ed il corpo manifesta una sintomatologia. Restituire una corretta biomeccanica articolare significa poter far muovere il corpo nella maniera più idonea alla sua conformazione.

Alla valutazione biomeccanica è possibile affiancare una valutazione strumentale che consenta di comprendere lo sviluppo pressorio del piede sia in condizioni di statica, sia durante lo svolgimento del passo come la baropodometria. Questo ci permette di vedere la risultante, a terra, di tutto quel che abbiamo valutato fino a quel momento.

La baropodometria è una metodica di valutazione strumentale che si avvale di una pedana a sensori pressori per la rilevazione delle pressioni plantari in condizioni di statica e di dinamica.

Molto richiesta in ambito podologico per la possibilità di completare efficacemente una valutazione funzionale, fornisce dati sulle alterazioni di carico, e altri parametri

quali i tempi di contatto, la forza su determinati settori del piede, la fluidità di svolgimento del passo.

Altro grande vantaggio di questa valutazione strumentale è la ripetibilità in assoluta sicurezza per il paziente, che consente tanto al podologo quanto alla persona in esame di affidarsi non solo all'esame obiettivo e alla valutazione funzionale, ma anche a dati riscontrabili e verificabili nel tempo.

La pedana baropodometrica è uno strumento utilizzato per indagare sui carichi di appoggio del piede e sulla postura. La pedana è composta da migliaia di sensori in grado di misurare la deformazione generata dalla forza applicata dal piede sulla pedana. La baropodometria è una moderna indagine per misurare il carico esercitato su ciascun punto d'appoggio del piede.

L'esame viene eseguito per individuare la forma, la pressione, la superficie, l'accelerazione del piede e tempi di contatto al suolo per valutare eventuali anomalie nel movimento e zone di sovraccarico e disturbi dell'equilibrio.

La valutazione della componente pressoria a livello plantare, si rivela estremamente utile per:

- chi è affetto da patologie sistemiche (es. diabete, artrite reumatoide), dal momento che fornisce dati importanti sia per un'efficace prevenzione primaria (affiancato all'esame obiettivo podologico) sia per un eventuale trattamento ortesico plantare;
- chi vuole verificare la corretta biomeccanica del passo (es. corridori) per ricercare un miglioramento della performance sportiva;
- chi necessita di essere seguito nel tempo (follow up) per verificare gli sviluppi di una problematica e/o dell'eventuale trattamento.

Lo studio del cammino costituisce un valido aiuto per la valutazione ed il trattamento. La familiarità con il normale movimento e la posizione del piede durante il cammino permette al medico di valutare l'entità della compromissione funzionale nel piede patologico e la fase del ciclo del passo in cui si evidenzia. Durante la valutazione clinica del cammino di particolare rilevanza sono quindi i seguenti indicatori:

- Relazione tra le fasi del passo dei due piedi

- Riconoscimento della posizione del piede durante il cammino
- Riconoscimento della posizione neutra del piede
- Identificazione della posizione pronata del piede
- Identificazione della posizione supinata del piede
- Riconoscimento del movimento del piede durante il cammino
- Riconoscimento del movimento di pronazione
- Riconoscimento del movimento di supinazione
- Valutazione del movimento e della posizione normale del piede durante il cammino

2.4 Basi del trattamento in biomeccanica

La biomeccanica viene studiata in podologia perché con i principi fisici propri della meccanica ingegneristica si propongono modelli adattabili alle strutture umane al fine di trovare soluzioni orto-protetiche adeguate a migliorarne la funzione; questo obiettivo non verrà mai disgiunto dalla considerazione che il fenomeno fisico non è sovrapponibile/comparabile a quello biologico. La meccanica del movimento e la stabilità della struttura podalica sono sottoposte alle leggi della dinamica e della gravità che rappresentano i presupposti fisici all'approccio biomeccanicistico, oltre che a quello posturologico trattato in seguito nella tesi.

Le ortesi plantari rappresentano oggi un importante dispositivo nel trattamento medico- podologico nei pazienti che presentano patologie agli arti inferiori. Nella maggior parte del mondo i podologi sono conosciuti come i fornitori di servizi sanitari che sono qualificati a fornire ortesi podaliche di qualità ai pazienti.

Nonostante sappiamo cosa sia un'ortesi plantare, disponiamo veramente di una definizione significativa attualmente precisa di ortesi plantare?

Qui di seguito le recenti definizioni di ortesi.

L' Illustrated Medical Dictionary, (Dorland 25ma edizione), definisce un'ortesi come "un apparecchio ortopedico" utilizzato per sostenere, allineare, prevenire o correggere deformità o per migliorare la funzione di parti mobili del corpo." Anche se questa è una buona definizione generale di ortesi, Kevin Kirby, illustre podiatra americano, sostiene che la definizione deve essere più specifica, per descrivere

accuratamente la sua funzione prevista nel trattamento del piede e nelle patologie degli arti inferiori.

Kent Wu, un chirurgo ortopedico che scrive e tiene conferenze sulla valutazione e trattamento dei disturbi del piede, è stato in grado di offrire la seguente definizione di una ortesi del piede: "un'ortesi è un dispositivo medico utilizzato per supportare e allineare il piede, per prevenire, correggere deformità o per migliorare le funzioni del piede " [18]. Questa definizione descrive più specificamente, la funzione di un ortesi, ma lo stesso Kirby puntualizza come non sia vero che un'ortesi corregga veramente la deformità del piede. Inoltre, la definizione di ortesi dovrebbe includere qualche riferimento riguardante come realmente funzionano le ortesi del piede per alleviare i sintomi e migliorare la funzione del piede.

La migliore definizione di un'ortesi che si è osservata nella letteratura medica viene da Ray Anthony, un podologo inglese.

Anthony ha fornito una definizione di ortesi funzionale in un libro che scrisse nel 1991: "l'ortesi funzionale è un apparecchio ortopedico che ha lo scopo di promuovere l'integrità strutturale delle articolazioni del piede e degli arti inferiori, resistendo alle forze di reazione di terra che causano anomalie scheletriche nel movimento durante la fase statica e di deambulazione " [10]. Davanti a questa definizione Kirby spiega che anche se la definizione di Anthony offre una descrizione relativamente sofisticata di come funziona un'ortesi del piede, la sua definizione può essere ulteriormente modificata per renderla ancora più precisa al momento, in considerazione delle nostre attuali conoscenze.

A causa di questa relativa mancanza di definizioni per questo argomento molto importante, Kirby ha voluto fornire e elaborare la seguente formulazione.

“Un ortesi è un dispositivo medico che è stato progettato per modificare la grandezza e i modelli temporali delle forze di reazione, che agiscono in modo tale da permettere ai piedi e agli arti inferiori la più normale funzione per diminuire le forze di carico patologiche sulle componenti strutturali del piede e degli arti inferiori durante le attività di carico”. (K. Kirby, 1/7/98)

Oggi sono disponibili diverse tipologie di ortesi con diverse funzioni; è importante che i podologi abbiano definizioni accurate dei sottotipi di ortesi che prescriveranno.

Usando la definizione base di ortesi secondo Kirby, le ortesi possono essere suddivise in due principali categorie:

- Le ortesi personalizzate sono ortesi che sono state fabbricate utilizzando una rappresentazione tridimensionale del piede plantare e costruite specificamente per un individuo utilizzando sia i sistemi di carico, sia l'osservazione del piede e del funzionamento degli arti inferiori durante le attività dinamica e di carico.
- Le ortesi di serie, sono ortesi che sono fabbricate in dimensioni medie e in varie forme predefinite, nel tentativo di corrispondere ai formati più diffusi nella popolazione senza utilizzare una rappresentazione tridimensionale del piede plantare del paziente che riceverà l'ortesi.

A seconda della loro destinazione, le ortesi possono anche essere ulteriormente suddivise in tre principali gruppi:

- Le ortesi funzionali sono ortesi che sono state progettate con l'intento di alterare la funzione delle articolazioni del piede e degli arti inferiori durante le attività di carico.
- Le ortesi accomodative sono le ortesi che sono state progettate con l'intento di modificare la grandezza e i modelli di carico temporale delle strutture plantari o delle ferite del piede durante l'attività di carico.
- Le ortesi funzionali/ accomodative sono le ortesi che sono state progettate sia con l'intento di alterare la funzione delle articolazioni del piede e degli arti inferiori, sia di modificare i modelli di carico temporali delle strutture plantari sintomatiche o problemi del piede durante l'attività di carico.

La scelta dei materiali, pur rimanendo un aspetto problematico, non può prescindere dai criteri di progettazione di un plantare. La progettazione infatti, è in grado di influenzare la scelta dei materiali e possiamo definirla un insieme di decisioni e di scelte che ci porteranno alla realizzazione del prodotto finale. La progettazione dell'ortesi deve tener conto di alcune variabili quali: peso, modello della scarpa, stili di vita, diagnosi del medico.

Oggi la ricerca molto avanzata sui materiali condotti in questi ultimi anni ha introdotto nuovi elementi nel campo podologico (argento , rame, carbonio etc..), e le

conoscenze della vasta gamma dei materiali, delle loro proprietà e caratteristiche ci permette di sviluppare l'ortesi nel miglior modo possibile.

I materiali più utilizzati in campo podologico sono:

- Termoplastici
- Polipropilene
- Acrilico
- Le fibre di carbonio composito
- Pelle
- Polietilene Espanso
- Il sughero
- La lega E.V.A (EtilVinilAcetati)-sughero
- Silicone e Lattice

Linee guida per il trattamento delle principali patologie e funzionalità delle ortesi sono state proposte dall' American College of Foot & Ankle Orthopedics and Medicine (ACFAOM), in un documento che non intende essere esaustivo e non preclude l'uso di ortesi per altre patologie. Le linee guida si basano sulla concezione che il medico deve valutare il paziente caso per caso, per questo si parla di ortesi personalizzate, Prescription Custom Foot Orthoses (PCFOs) [42]. I PCFOs sono stati utilizzati con successo per trattare una varietà di condizioni cliniche. Tuttavia, con la proliferazione di tecniche e materiali, è sempre più importante chiarire e codificare il loro uso appropriato. ACFAOM infatti mira ad aggiornare tali linee guida periodicamente per riflettere la pratica corrente e i risultati della ricerca.

3. Modelli in posturologia

La postura è l'atteggiamento che l'animale, e con ciò anche l'uomo, assume. Essa è comunicazione, interazione tra individuo ed ambiente e tra individuo e individuo. In questo quadro la postura è sempre più vista come origine di disfunzione o come bersaglio di malattia, come lo specchio interpretativo di disfunzioni non posturali, ad esempio l'occlusione.

Interpretando la postura attraverso un modello meccanico, si pone l'attenzione sull'azione dei riflessi spinali, vestibolari e cervicali che attraverso la percezione della direzione della forza di gravità e della posizione del capo nello spazio, attivano la muscolatura estensoria antigravitaria della colonna e degli arti inferiori per consentire l'atteggiamento desiderato. Ma la postura non è solo somma di riflessi, bensì interazione polisensoriale il cui fine è la realizzazione di una posizione, di un atteggiamento. La posturologia è una disciplina che nasce dall'osservazione e sull'osservazione si basa per curare il paziente. In molte patologie disfunzionali, deformative o chirurgiche, come l'ernia discale, l'artrosi, la scoliosi, la componente meccanica è raramente presa in considerazione, ma è in realtà fondamentale. Tutte queste patologie ed altre ancora hanno in comune delle sollecitazioni anomale muscolari causate da un disequilibrio del sistema tonico-posturale e dei suoi differenti recettori. E' tale sistema che, se non correttamente funzionante, causa sollecitazioni anomale sulle capsule articolari, superfici cartilaginee e legamenti. I differenti lavori realizzati da più di un centinaio di anni conducono a considerare il sistema tonico-posturale come un "sistema strutturato" a entrate multiple e con numerose funzioni complementari tra cui lottare contro la gravità, mantenere la stazione eretta, opporsi alle forze esterne, situarci nello spazio-tempo che ci circonda, permetterci l'equilibrio del movimento. Per fare questo l'organismo utilizza differenti risorse, gli esterocettori (tatto visione, udito), che ci posizionano in rapporto al nostro ambiente, i propriocettori che posizionano le differenti parti del nostro corpo in rapporto all'insieme in una posizione prestabilita, e i centri superiori, che integrano le strategie e i processi cognitivi. Lo studio del sistema tonico-posturale ha permesso di comprendere meglio e di circoscrivere differenti patologie e di affrontarle con trattamenti più eziologici, riprogrammando questo sistema a partire dai suoi recettori sregolati.

3.1 Filogenesi e ontogenesi

La nostra postura si è formata nel corso di centinaia di milioni di anni, durante i quali la costante rilevante determinata dalla forza di gravità, ha fatto in modo che le informazioni genetiche atte a mantenerla fossero impresse indelebilmente e definitivamente nel nostro attuale DNA. Infatti, dalla legge biogenetica fondamentale, determinata dall'ontogenesi (lo studio dello sviluppo individuale) e dalla filogenesi (lo studio della successione delle forme), si deduce che la struttura podalica umana comprende tutto il suo passato ontogenetico e filogenetico: in sostanza racchiude le esperienze sia dello sviluppo della specie Homo nella sua particolare evoluzione (abilis, erectus, neanderthal, sapiens), sia quelle accumulate nelle specie precedenti da cui la specie homo è derivata (australopiteco, primate) che quelle ereditate, andando ancora più indietro nel tempo della scala evolutiva, dai mammiferi carnivori, dai rettili, dagli anfibi, dai pesci). La storia del piede, così come quella del cervello (primo protagonista del moto), va intesa come processo di stratificazione delle proposte ambientali e delle relative risposte da parte del sistema nel corso del tempo morfogenetico. Richiamando il concetto chiave elogiato da Paparella Treccia, si vede il piede-elica, collocato alla base dell'apparato di controllo dell'ambiente, come l'apice dell'evoluzione, ancora in corso di completamento. Le due vie che convergono nella morfogenesi, la filogenesi e l'ontogenesi, vanno entrambe intese come incremento dell'elicogenesi.

Le tappe fondamentali dell'evoluzione pre-podalica e podalica:

1. Dall'acqua alla terra: Pinna ad archipterigio Crossopterigi 350 milioni di anni fa.
2. Nelle terre melmose: Piede pentadattilo Labirintodonti 300 milioni di anni fa.
3. Sulla terra ferma: Piede calcaneare Terapsidi 200 milioni di anni fa.
4. Sugli alberi: Piede arboreo primi mammiferi 80 milioni di anni fa.
5. Ritorno sulla terra: Piede portante Australopiteci 2 milioni di anni fa.
6. Piede antigrafitario Homo Sapiens 25 – 30 mila anni fa.

Il vero progenitore del piede è la "pinna pari ad archipterigio" dei crossopterigi, pesci ossei predatori del Devoniano superiore (350 milioni di anni fa), così

denominati per la forma a frangia delle pinne stesse. Popolavano le acque dolci della Groenlandia e della regione dei grandi laghi, che al tempo occupavano i tropici. Proprio un fossile di crossopterigio stabilisce più direttamente il rapporto con gli anfibi. L'Eusthenopteron, crossopterigio estinto del sottoordine dei Ripidistidi tentò le prime sortite da acque in periodica evaporazione, grazie alla capacità di immagazzinare ossigeno nella massa encefalica vescicolata. L'Eusthenopteron è considerato il progenitore della discendenza tetrapodia (Figura 21).

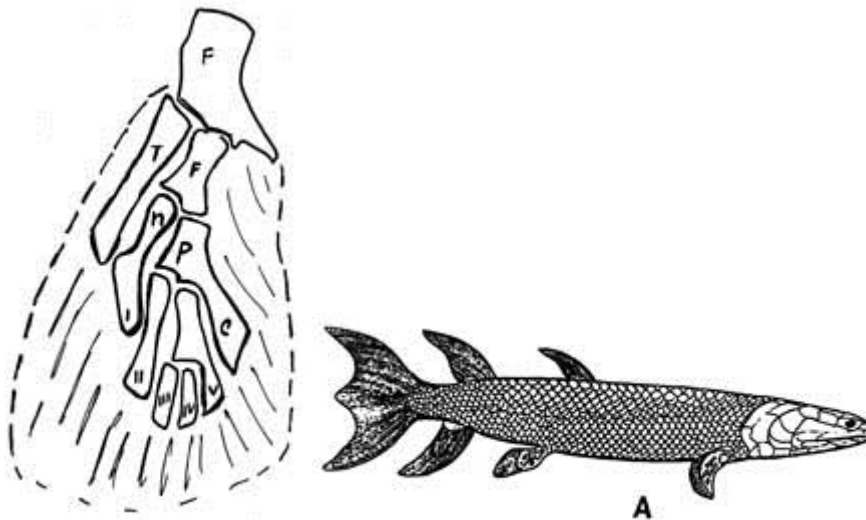


Figura 21 – Eusthenopteron, la sua pinna è considerata progenitrice del piede elica

All'iter filogenetico fa eco l'ontogenetico. Ciò si traduce nella legge biogenetica fondamentale, e nel piede l'esemplificazione è quanto mai suggestiva.

Probabilmente l' "umanizzazione" del piede a tutt'oggi non è ancora definita. Poirier scrive che "le nostre miserie podaliche scaturiscono dal fatto che il nostro piede non è ancora pronto a servirci".

3.2 Definizione di postura

Non esiste una definizione univoca universale del termine "postura". Alcuni tra i più importanti autori hanno contribuito a dare una definizione secondo i propri punti di vista. A R. Calliet si attribuisce la definizione di postura come "l'espressione somatica di emozioni, impulsi e regressioni; ognuno riflette inconsciamente nell'atteggiamento esteriore la propria condizione interiore, la propria personalità".

F. Mezieres propone la postura come “la modalità con cui il corpo occupa lo spazio, idealmente conservando il fisiologico allineamento articolare. E' una interazione tra sistemi complessi in cui ciascun elemento interagisce ed è interdipendente con gli altri elementi, e ciascun sistema, nel perseguire un obiettivo, è in grado di generare soluzioni non prevedibili”.

Secondo Caiazzo “è la posizione del corpo nel tempo e nello spazio; è automatica, involontaria, guidata dal sistema tonico posturale attraverso le catene muscolari”.

Raggi dichiara che la nostra postura “è espressione della nostra storia. è espressione di un vissuto ereditato, di un vissuto personale, della formazione e deformazione culturale, di memore dei propri traumi fisici ed emotivi, del tipo di vita e di stress che conduciamo, del tipo di lavoro e di sport a cui siamo assoggettati nel tempo; è il modo in cui respiriamo, il modo in cui stiamo in piedi, ci atteggiando e ci rapportiamo con noi stessi e con gli altri”.

E ancora F. Tribastone la descrive come “l'insieme dei rapporti esistenti tra l'intero organismo, le varie parti del corpo e l'ambiente che lo circonda”.

Recentemente P. M. Gagey [4] enuncia come la postura sia “strettamente legata alla vita emotiva fino ad essere l'espressione stessa per il mondo esterno, non solo attraverso la mimica facciale e gestuale, ma anche attraverso la disposizione corporea nel suo insieme”.

La postura è quindi il risultato di una serie di fattori quali la vita emotiva e psichica, il sistema tonico posturale, il vissuto ereditario e culturale e l'ambiente esterno.

Il concetto di postura non si riferisce ad una condizione statica, rigida e prevalentemente strutturale, ma si identifica con il concetto più generale di equilibrio inteso come “ottimizzatore” del rapporto tra soggetto e l'ambiente circostante, facendo comunque attenzione a non confondere i termini “equilibrio” e “postura”.

Le tre leggi alla base della postura sono: equilibrio (per stare in piedi e non cadere a terra), economia (usare il minore dispendio di energia possibile), comfort (assumere la miglior posizione in assenza di dolore).

3.3 Postura normale

Esiste una “costante posturale” che rappresenta la posizione ideale del corpo nello spazio, in un momento preciso della nostra evoluzione filogenetica [2].

POSTURA NORMALE

Una postura normale porta con sé l'assenza di tensioni e l'esistenza di rapporti armoniosi, che si traduce in assenza di dolori. Solo un 10% della popolazione rientra in questi parametri.

Più del 90% degli individui presenta uno squilibrio del sistema posturale. Lo squilibrio viene studiato nei tre piani dello spazio: antero-posteriore, frontale, orizzontale.

Nel piano antero-posteriore si prendono in esame quattro parametri principali. Il piano scapolare, il piano gluteo, la freccia cervicale e la freccia lombare (Figura 22). Altri due parametri sono considerati interessanti: la verticale abbassata del trago, che non deve passare a più di due dita trasverse anteriormente al malleolo esterno, e la distanza occipite/piano posteriore, che deve essere inferiore a due dita trasverse.

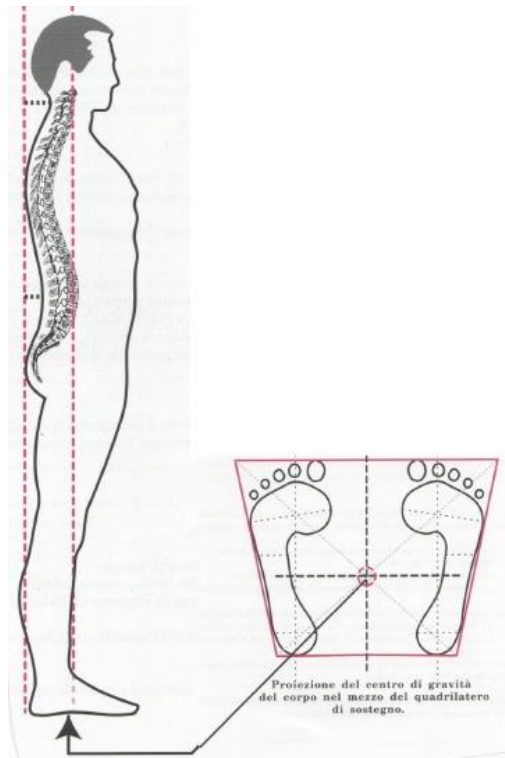


Figura 22 – Postura normale di profilo

Gli squilibri statici nel senso antero-posteriore sono intimamente legati alle deformazioni del retropiede e allo svolgimento del passo (Figura 23). Le anomalie podaliche sono i principali fattori di squilibrio nel senso antero-posteriore, ad es. il piano scapolare posteriore è il riflesso dei piedi piatti, anche se vi contribuiscono

anche altri recettori, come l'apparato stomatognatico (deglutizione, ventilazione) o la pelle.

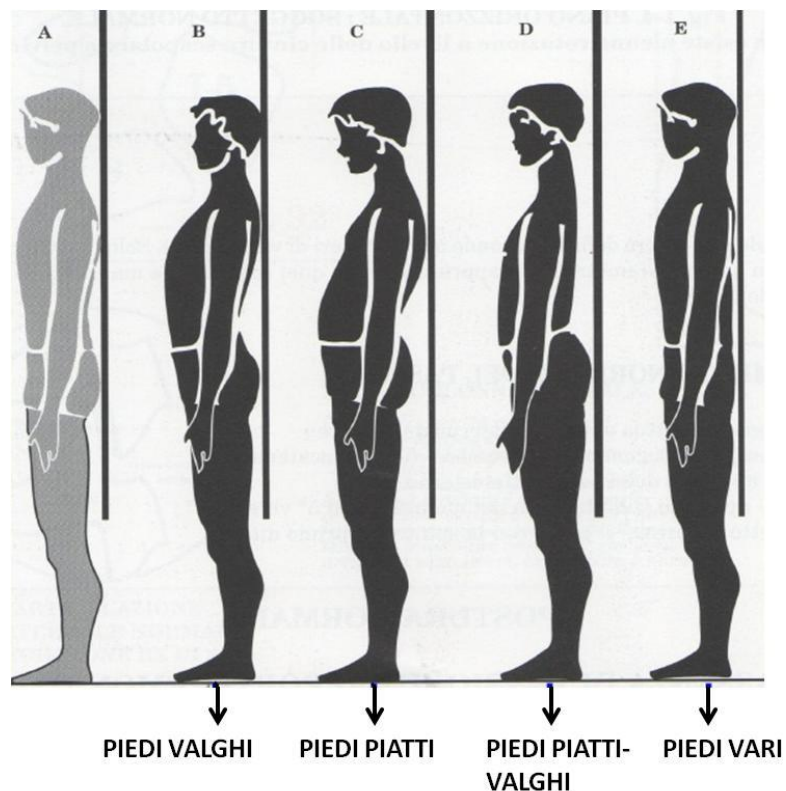


Figura 23 - Squilibri del sistema tonico posturale di profilo

Per lo studio dei disturbi statici di fronte si osservano la bascula delle spalle, la posizione del bacino nello spazio e altri parametri come la linea bi-pupillare, bi-tragale, bi-mamillare, l'asse verticale della testa e del corpo e l'armonia del massiccio facciale (Figura 24). E' da notare che il disequilibrio del cingolo scapolare è legato alla lateralità (generalmente nel destrimane la spalla sinistra è più alta, nel mancino il contrario). Esistono sempre deficit neuromuscolari e microcircolatori nell'arto superiore corrispondente alla spalla più bassa.

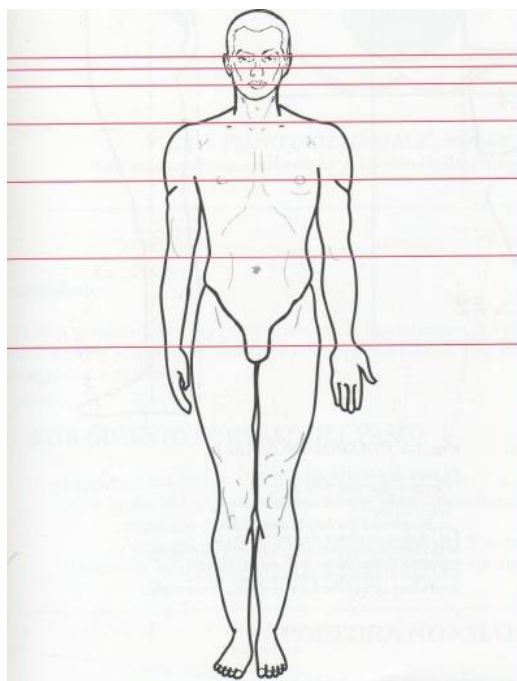


Figura 24 – Piano frontale: soggetto normale

Nel piano orizzontale si studiano le rotazioni delle spalle e del bacino, quindi si osserva un ileo anteriore o posteriore e uno scapulum anteriore o posteriore (Figura 25). Tali disturbi sono accompagnati da bloccaggi vertebrali a vari livelli.

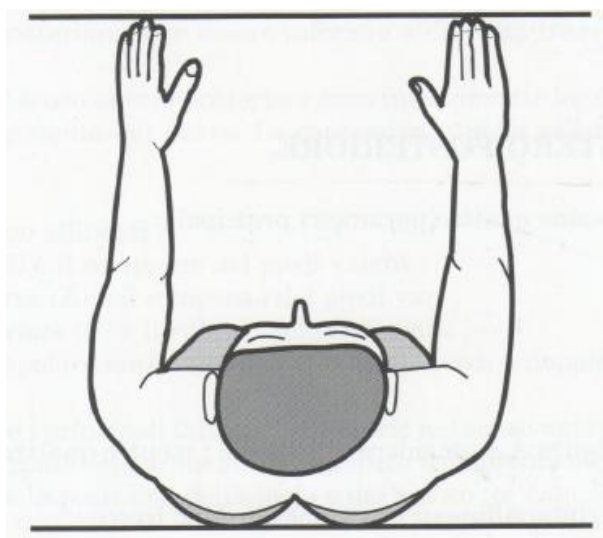


Figura 25 – Piano orizzontale: soggetto normale. Non esiste alcuna rotazione a livello delle cinture scapolare e pelvica.

La statica non è retta da muscoli isolati, ma da un insieme di muscoli: le catene muscolari posturali. Tutta la disfunzione o disarmonia di queste catene propriocettive avrà come conseguenza un disturbo del tono di postura. Forze anomale (in rotazione, in torsione, in impatto etc.) possono esercitarsi a differenti livelli articolari, capsulari, muscolari, osteo-legamentosi, tendinei etc.).

Le conseguenze sono sia neuromuscolari che microcircolatorie.

3.4 Concetti fondamentali della posturologia

3.4.1 Il modello cibernetico

Il sistema tonico posturale costituisce un sistema a “scatola nera”: le entrate che provengono dai diversi recettori sono elaborate dal “computer centrale” che restituisce come uscite l’attività degli effettori, ovvero l’attività dei muscoli posturali (Figura 26). Poiché però i muscoli posturali sono essi stessi dei recettori, siamo in presenza di un sistema cibernetico auto-regolato e auto-adattato. Quando le informazioni ricevute dai recettori sono asimmetriche o patologiche, causano a livello del computer centrale una reazione di adattamento che provoca un nuovo aggiustamento posturale patologico che l’organismo considererà ormai come corretto. E’ quindi un sistema che si auto-adatta nel suo squilibrio, ma che non sa correggersi da solo [2].

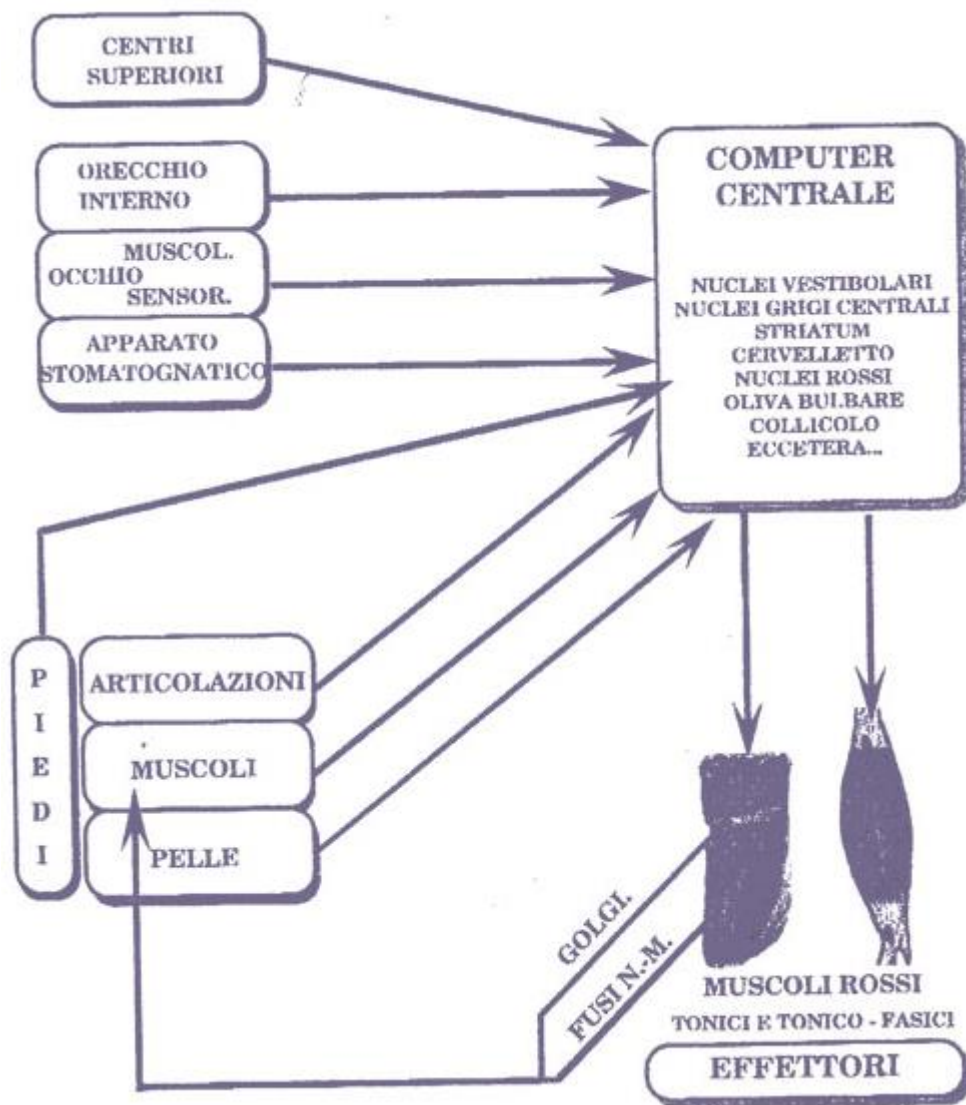


Figura 26 – Il sistema posturale

Concetti fondamentali per lo studio del sistema tonico-posturale sono:

- **sommazione:** lo squilibrio di un recettore provoca uno squilibrio tonico-posturale e l'insieme si adatta a questo squilibrio
- **sollecitazione:** il sistema adattato solitamente funziona senza dolori se il sistema è poco sollecitato (vita sedentaria), ma se la sollecitazione è importante compariranno i dolori (lavori faticosi, sportivi ad alto livello, sforzi..)
- **terreno:** se il soggetto è iperlasso i compensi si faranno più facilmente mentre se il soggetto è un retratto con apeneurosi corte gli adattamenti saranno più

difficili e la comparsa del dolore più rapida; di contro le correzioni saranno più stabili e durature.

- disponibilità del sistema: un sistema indenne da compensi può facilmente recuperare gli squilibri di un recettore, ma se è già sollecitato da squilibri vecchi non può giocare il suo ruolo tampone
- interdipendenza: i differenti recettori possono essere tutti elementi che causano lo scompenso, ma possono adattarsi ad uno squilibrio che proviene da un altro recettore, in particolare l'occhio sui denti, il piede su tutto. L'occhio può essere adattativo sui piedi come lo prova la scomparsa di piccoli disturbi della rifrazione dopo la correzione podalica
- fissità: in un primo tempo l'adattamento è facilmente reversibile, in un secondo tempo il sistema si fissa nelle sue compensazioni. Questo è particolarmente vero per il recettore podale, considerato il tampone terminale del sistema, che spesso viene corretto come recettore causativo poichè fissa le deformazioni e aggrava gli squilibri.
- schema corporeo: lo squilibrio posturale corrisponde alla nuova integrazione dello schema corporeo che, nonostante lo squilibrio, diventa per l'organismo il nuovo criterio di normalità.
- catene muscolari: i differenti muscoli posturali non lavorano in maniera isolata ma sotto forma di autentici insiemi sinergici o antagonisti. Esse convergono tutte a livello dei cingoli scapolari e pelvico che si deformano, basculano, si torcono sotto l'effetto delle sollecitazioni asimmetriche proteggendo così la colonna vertebrale. I cingoli sono efficaci sistemi tampone del sistema posturale. Altro importante tampone terminale è il piede, punto di unione tra gli squilibri e il suolo.

3.4.2 I recettori del sistema tonico-posturale

I recettori che intervengono principalmente nell'aggiustamento posturale statico e dinamico sono il piede e l'occhio, che associano esterocezione e propiocezione. Intervengono anche pelle, muscoli e articolazioni. Altri ingressi che possono influenzare questo sistema sono l'apparato stomatognatico e i centri superiori (Figura 27).

I dati ricevuti dai differenti recettori sono integrati a livello del computer centrale (nuclei vestibolari, gangli della base, cervelletto, sistema reticolare, collicolo). Tutti questi sistemi si trovano sottomessi alle strutture corticali motrici. Le vie discendenti sono rappresentate da diversi fasci (fascio rubro-spinale, fascio tetto-spinale, fascio olivo-spinale, fascio vestibolo-spinale, fascio reticolo-spinale). L'effettore finale è il muscolo striato e in particolare le fibre rosse toniche e tonico-fasiche.

A partire dal momento in cui uno o più recettori saranno sregolati, comparirà uno squilibrio tonico posturale e con lui un corteo di tensioni muscolari anomale, in cui vige il concetto di sommazione e di interdipendenza (ad esempio l'occhio sui denti, il piede su tutto). In un primo tempo l'adattamento è facilmente reversibile, in un secondo tempo il sistema si fissa nelle sue compensazioni. Questo concetto è particolarmente importante per il recettore podale, considerato il tampone terminale del sistema, da qui l'importanza delle solette di riprogrammazione posturale.

In particolare a livello del piede possono intervenire differenti informazioni: la propiocezione muscolare e articolare del piede e della caviglia, e l'esterocezione cutanea della pianta del piede, estremamente ricca di esterocettori. Questi elementi rendono il piede contemporaneamente un esorecettore e un endorecettore. Esso è ugualmente il punto di sospensione del pendolo rovesciato ed il tampone terminale del sistema posturale, punto d'unione tra gli squilibri e il suolo. Questo concetto, in posturologia, deve essere integrato nell'esame del piede, che non può essere dissociato da quello del sistema posturale.

Il recettore oculare è sia endorecettore sia esorecettore del sistema posturale [4]. L'esterocezione è dipendente dai bastoncelli della visione periferica, la propiocezione è legata all'attività muscolare extra-oculare e alle vie dell'oculo-cefalogiria che assoggettano i muscoli del collo e delle spalle a quelli dell'occhio. Disturbi di rifrazione interessano l'esterocezione sensoriale dell'occhio, disturbi della convergenza e eteroforie interessano la propiocezione muscolare extra-oculare: entrambe possono dare origine a squilibri del sistema tonico-posturale. L'arsenale terapeutico include il collirio di stimolazione (inosina monofosfato 0,1%), la

magnetoterapia, la rieducazione ortottica, il prisma e gli esercizi di auto-rieducazione.

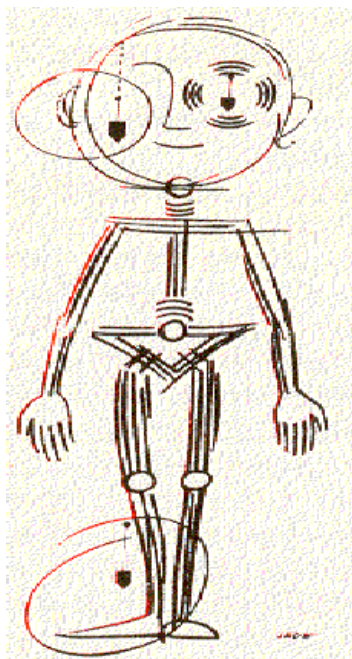


Figura 27 – L'omino posturale (secondo Liebenson e Gagey, Rehabilitation of the spine, Williams e Wilkins, 1995)

Analizziamo brevemente gli altri recettori.

Il recettore dento-occlusale, o meglio l'apparato stomatognatico nel suo insieme, non interviene direttamente nella regolazione tonico-posturale ma le sue perturbazioni sono particolarmente destabilizzanti per il sistema. Lo scompenso può avvenire attraverso il sistema muscolare, il sistema oculomotore, la decompensazione del nucleo dell'XI nervo cranico o la decompensazione cranica.

Interessante è notare come anche gli squilibri della pelle, essenzialmente date da cicatrici patologiche, possano squilibrare l'organismo in vari modi: squilibrio posturale per azione sugli esterocettori cutanei, squilibrio energetico per interessamento dei meridiani che attraversano, squilibrio metabolico a causa di una secrezione di adrenalina indotta da cicatrici ipertrofiche, infine bloccano l'azione delle solette di riprogrammazione.

Esistono poi i recettori posti su muscoli, articolazioni, tendini. Questo spiega come i "blocchi muscolari" che possono essere causati da anomale rotazioni legate a

squilibri dei recettori possano alterare il sistema e causare patologia. In particolare hanno grande rilievo le informazioni a partenza dai muscoli del collo "Riflesso vestibolo collico".

I recettori dell'orecchio interno, rappresentati dai canali semicircolari, dall'utrículo e dal sacculo, hanno una soglia di attivazione più elevata, essi intervengono come accelerometri, nel momento in cui si verifica un movimento della testa. La loro principale attività è mantenere una mira in "fuoco", durante i movimenti della testa; per fare questo regolano l'attività dei muscoli oculari in maniera automatica, vale a dire senza controllo volontario (riflesso vestibolo-oculomotore), l'attività dei muscoli del collo (riflesso vestibolo collico) per determinare la coordinazione occhio testa involontaria. Questi recettori non sono solo un recettore del sistema dell'equilibrio, e non intervengono solo nel movimento, ma hanno un ruolo di primaria importanza anche nel sistema posturale.

3.4.3 Le catene muscolari

Per catena muscolare si intende un sistema di più muscoli mono e poliarticolari embricati tra di loro per cui il movimento di uno o più muscoli influenza anche gli altri. Gli squilibri posturali costituiscono una patologia condizionata in gran parte dal ruolo svolto dalle catene muscolari.

I differenti muscoli posturali non lavorano in maniera isolata ma sottoforma di autentici insiemi sinergici e antagonisti. Queste catene possono essere ascendenti o discendenti.

Le catene muscolari convergono tutte a livello dei: cingoli scapolari e pelvico che si deformano, basculano, si torcono sotto l'effetto delle sollecitazioni asimmetriche proteggendo così la colonna vertebrale. I cingoli sono quindi efficaci sistemi tampone del sistema posturale. In questo senso il piede è considerato tampone terminale. Esso è il punto di unione tra gli squilibri e il suolo, e ripartirà le pressioni sulle due gambe. In caso di squilibrio il piede è quindi obbligato a torcersi e a deformarsi in modo asimmetrico.

Tra gli autori più importanti che negli anni hanno contribuito ad elaborare questi concetti ricordiamo F. Mezieres, L. Busquet, P. Souchard.

Possiamo distinguere diverse catene muscolari (Figura 28) [3]:

Catena di estensione (A)

Determina l'estensione delle dita dei piedi, del ginocchio, dell'anca e del tronco. Se iperfunzionante può causare: aumento dell'appoggio metatarsale, ginocchio recurvato, antiversione di bacino, aumento delle curve della schiena.

Catena di flessione (B)

Determina la flessione delle dita del piede, del ginocchio, dell'anca e del tronco. Se iperfunzionante può causare: dita a martello dei piedi, flessione del ginocchio, retroversione di bacino, diminuzione delle curve della schiena.

Catena di apertura (C)

Determina supinazione del piede (piede verso l'esterno), rotazione esterna di tibia e femore, allungamento funzionale dell'arto inferiore, torsione e/o apertura ("spalle in dietro") del tronco. Se iperfunzionante può causare: piede cavo-varo, ginocchio varo, torsione di bacino e tronco.

Catena di chiusura (D)

Determina pronazione del piede (piede verso l'interno), rotazione interna di tibia e femore, accorciamento funzionale dell'arto inferiore, torsione e chiusura del tronco ("spalle in avanti"). Se iperfunzionante può causare: piede valgo pronato, ginocchio valgo, torsione di bacino e tronco.

Catena statica posteriore

Di natura non muscolare, ma fasciale, ha funzione antigravitaria, favorendo la stazione eretta.

Oltre alle catene muscolari sopra citate, possiamo identificare un altro sistema muscolare molto importante per le posture:

Catena linguale (E)

Situata nel corpo in sede prevalentemente antero-mediana, è fondamentale nel meccanismo di suzione-deglutizione. Se iperfunzionante può causare: testa protesa in

avanti, aumento delle curve della schiena, ventre prominente.

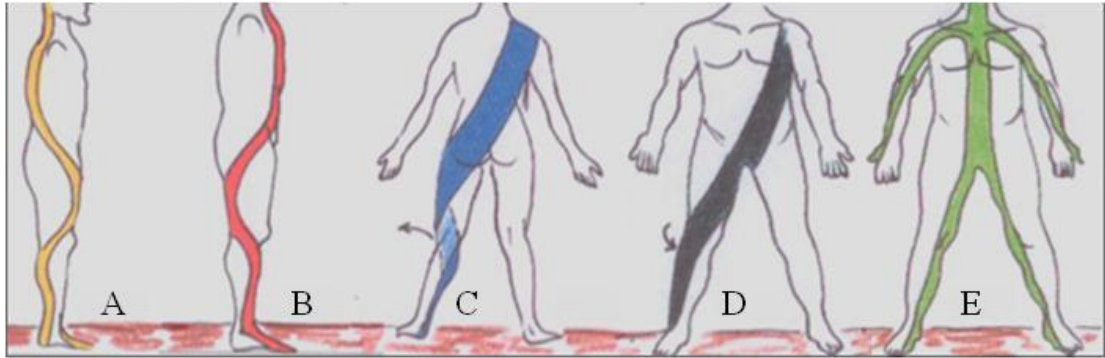


Figura 28 - Catene muscolari

3.4.4 La teoria del doppio pendolo inverso

L'essere umano è bipede e per rimanere in posizione eretta avrà delle oscillazioni del corpo di 4° di amplitudine. Per questa ragione funzioniamo sulla forma di un doppio pendolo inverso con due triangoli, normalmente con taglia uguale, ma con le sommità contrarie. In posturologia l'uomo può essere rappresentato da un insieme di differenti pendoli, raffigurati da triangoli rovesciati (Figura 29).

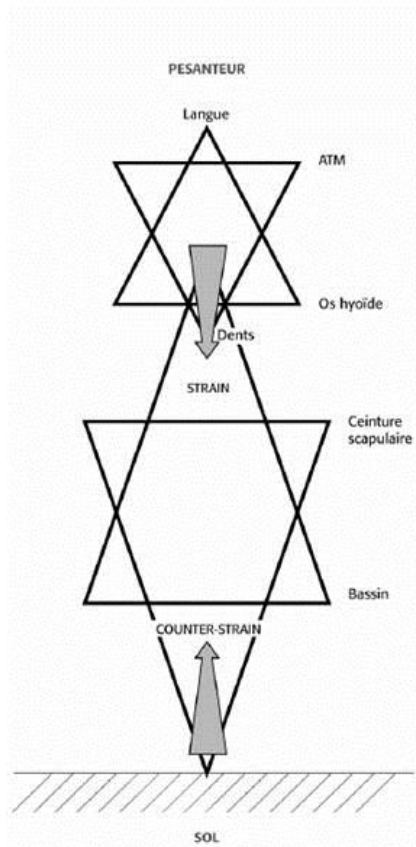


Figura 29 – Teoria del pendolo inverso

La lettura che viene fatta di questa immagine è che la stabilità massima dovrebbe raggiungersi a livello di bacino e occipite. La mobilità podalica trova due limiti che si realizzano nella necessità di mobilizzare il bacino sulle anche, che a sua volta è condizionato dalla stabilità del cinto scapolare. Il punto di massima mobilità del punto stabile (scapolare) si realizza sul piede, il punto di stabilità del bacino trova la sua massima mobilità sul piano occipitale. La stabilità occipitale è influenzata dalla stabilità dell'ATM, che determina il massimo punto di mobilizzazione sulla bocca/denti, mentre il piano occipitale ha massima mobilità sulla lingua.

Il triangolo inferiore avrà l'apice sui piedi e la base sulla cintura scapolare, questo vuol dire che tutti i problemi sul cingolo scapolare potranno ripercuotersi sui piedi ed è anche vero anche il contrario.

Il triangolo superiore ha la base che parte dal bacino e l'apice che arriva alle cervicali superiori e quindi alle fasce che si inseriscono a livello del cranio, questo indica che

tutti i disequilibri delle cervicali possono ripercuotersi a livello lombare ed è anche valido il contrario.

Il triangolo inferiore registra le forze di reazione del suolo (contro - strain).

Il triangolo superiore registra le costrizioni dovute alla pesantezza (strain).

A livello alto abbiamo ugualmente due triangoli, le ATM (articolazione temporo-mandibolare) formano la base e la sommità i denti, l'altro triangolo ha la sommità sulla lingua e la base sull'osso ioide.

Questo sistema dimostra che ogni lesione può determinare una lesione in un'altra zona a secondo se avrò una catena montante, discendente o mista. Queste catene lesionali andranno a perturbare le linee matematiche del corpo chiamate linee di gravità.

3.5 Anomalie podaliche e loro conseguenze posturali

Tradizionalmente la podologia classifica le malformazioni, le deformazioni, i disturbi del piede secondo categorie anatomiche e topologiche. La posturologia si lega alla podologia, dando luogo alla disciplina della posturopodia, nata dall'evidenza che il piede può rappresentare la sede di lesioni dolorose che modificano il tono posturale. Particolare attenzione è stata inoltre posta alle modificazioni dei riflessi posturali qualora esistano restrizioni della mobilità articolare. Ad esempio, il riflesso podalico (aumento del tono dei rotatori esterni dell'anca dopo la stimolazione della parte interna del piede omolaterale) scompare quando il movimento dell'articolazione tibiotarsica non è più libero, ma ritorna normale quando un trattamento manuale specifico ne ha restaurato il libero gioco. L'importanza meccanica della tibiotarsica è riconducibile al suo ruolo di perno del "pendolo invertito".

Un esempio di "malattia posturale" è rappresentata da piedi vaghi e piedi piatti. Nel piede piatto si ha un infossamento astragalo-calcaneare interno che provoca una rotazione interna degli assi tibiali e femorali. Questi difetti d'asse causano un braccio di leva sulla coppia di torsione collo-testa, il sacro viene trascinato in estensione, l'angolo sacrale aumenta (normale 32°), la colonna compensa con una iperlordosi con proiezione di L3 verso l'avanti con addome prominente, e compenserà un alto con una ipercifosi dorsale e iperlordosi cervicale. In conseguenza alle tensioni massimali in compressione sulle vertebre lombari, le articolazioni si densificano e si sovraccaricano di artrosi e gli istmi si assottigliano. I dolori appaiono dapprima come

stanchezza lombare, poi appariranno rigidità e contratture per il cattivo funzionamento del circuito gamma. Si inserisce anche lo squilibrio del recettore visivo, e potranno comparire come aggravante bascule e rotazioni.

La valutazione podologica-posturale copre gli aspetti che mettono in correlazione il piede con il resto del corpo in quanto unica entità funzionale. Sempre più professionisti nell'ambito medico si stanno aprendo a questa concezione totalitaria, "olistica", della valutazione podologica, riconoscendo che prendere in considerazione solamente piede e caviglia è assai limitativo e possibile fonte di errori anche piuttosto marcati.

Diventa quindi importante considerare il piede non soltanto come organo di moto, cioè in grado di favorire la locomozione della persona, ma anche un importante organo di senso, capace di recepire e fornire informazioni, adattandosi in ogni momento alle condizioni provenienti dalle strutture al di sopra o alle asperità del terreno (ruolo di tampone terminale del sistema tonico posturale).

Ecco che il piede diventa quindi uno di quelle "entrate" del sistema tonico posturale (assieme ad altri recettori quali orecchio interno, apparato stomatognatico, occhio), che regolano in ogni momento con le loro informazioni la risposta del nostro corpo alle sollecitazioni interne ed esterne.

Occorre quindi ricordare che il nostro corpo ha continuamente bisogno di informazioni, poiché sono ciò di cui si nutre per rispondere efficacemente alla forza di gravità, su cui di fatto si modella e si sviluppa.

Il podologo che si accosta alla posturologia deve quindi saper discernere la problematica in atto, e comprendere se il suo trattamento possa o meno restituire armonia al sistema tonico posturale del paziente. La possibilità di andare a modulare il sistema tonico-posturale della persona avviene mediante stimoli pressori a livello plantare, che se appropriati generano una risposta neuro-muscolare immediata.

Il piede può essere visto come causativo, adattativo o misto, a seconda che sia responsabile dello squilibrio posturale o sia la "vittima" di uno squilibrio che viene dall'alto, ad es. da denti o occhio.

Piede piatto valgo. Sul piano posturale è un piede causativo ed è caratterizzato da un indebolimento, da un cedimento e da una caduta dell'arco interno. Il piede piatto è

accompagnato da disordini posturali a vari livelli che si propagano dal basso verso l'alto: valgo calcaneare, rotazione interna della gamba, rotule posizionate più all'interno, divergenza articolare interna, tendenza al flexum, apertura del bacino, antiversione iliaca, bascula posteriore del sacro (aumento dell'angolo del sacro), aumento della lordosi lombare, proiezione di L3 e dell'ombelico in avanti, iperlordosi dorsale compensatoria, piano scapolare posteriore, iperlordosi cervicale.

Le catene muscolari posteriori sono accorciate, le anteriori rilasciate. Clinicamente tali soggetti decompensano prima a livello del dorso, poiché il ginocchio e l'anca sopportano meglio la rotazione interna e il valgo, piuttosto che il loro contrario.

Piede cavo varo. E' un piede causativo ed è caratterizzato da un talo varo, dalla caduta dell'astragalo-calcaneare esterna che trascina la gamba in rotazione esterna. Le conseguenze posturali sono contrarie alle precedenti. I soggetti portatori di piede varo prevalgono due patologie: l'iperpressione esterna della rotula e un difetto di copertura della testa femorale. Si ha una verticalizzazione del sacro e dorso piatto, le tensioni articolari sono in sforzo di taglio e d'urto. Nella zona istmica appare un addensamento.

Piedi asimmetrici, che comprendono piedi piatti asimmetrici e piedi cavi asimmetrici. In genere il versante causativo è rappresentato dal valgismo o dal varismo, e il versante adattativo dalla componente asimmetrica. I disturbi possono essere ascendenti o discendenti e due compensi sono possibili: armonioso, caratteristica dell'attitudine scoliotica, o disarmonioso, con la presenza di bloccaggi vertebrali a vari livelli.

Piedi disarmonici con due retropiedi con caratteristiche opposte, uno in valgo e un in varo. Sono piedi che hanno sempre carattere adattativo ed è con l'appoggio unipodalico che si evidenziano le disarmonie. A livello posturale è la torsione elicoidale che prevale, soprattutto a livello del bacino: antiflessione iliaca dal lato valgizzante, estensione dal lato varizzante. Generalmente nei destrimani la tendenza valgizzante è a sinistra e quella varizzante è a destra, nel mancino avviene il contrario.

Piede a doppia componente. Studiando il cammino in avanti e a ritroso si osserva come il piede appoggia durante il passo prima sul bordo esterno del tallone e cade immediatamente in valgo. Le conseguenze posturali sono un dorso piatto e un piano scapolare anteriore. I due ultimi livelli lombari sono sottoposti ad enormi sollecitazioni muscolari anomale di traslazione anteriore. La sintomatologia è distribuita su vari livelli ed è particolarmente legata alla proiezione in avanti del centro di gravità: tensioni cervico-dorsali, dolori a barra lombare bassa, dolori a livello dei trocanteri, tendinite a zampa d'oca, dolori ai polpacci, dolori plantari e scalzamento delle teste metatarsali che perdono il loro involucro, dita ad artiglio e calli ai piedi.

Piede compensatore: è un piede adattativo puro, che sembra lottare in modo attivo contro lo squilibrio di un altro recettore. E' stato studiato in pazienti con prognatismo prima e dopo la chirurgia maxillofacciale, che presentavano rigidità della nuca con un'inversione della curva fisiologica e un piano scapolare posteriore a cui, anziché corrispondere un piede valgo, presentavano un piede in varo.

I compensi si possono fare sul disturbo di un altro recettore, sul difetto d'asse ma anche in presenza di una gamba corta.

3.6 Strumenti di indagine posturologica

Si è detto che la posturologia è primariamente la disciplina dell'osservazione [4].

L'indagine posturologica passa attraverso la correlazione di dati provenienti da diversi esami [2] tra cui:

- Interrogatorio
- Esame di base del sistema tonico-posturale nelle tre direzioni dello spazio con le loro correlazioni; si associano la valutazione dell'ampiezza della rotazione della testa e un test dei muscoli estensori del polso e la valutazione della lunghezza degli arti inferiori
- Esame del recettore podalico: vista posteriore, esame al podoscopio, appoggio unipodalico, impronta podografica e podometrica, radiografia, cammino in avanti e all'indietro, esame delle scarpe e studio delle

correlazioni fra piede e l'arto inferiore, lo squilibrio tonico posturale nel piano anteroposteriore e nel piano orizzontale e la clinica.

- Esame dell'occhio: test di convergenza, cover test, valutazione dell'occhio dominante, test di Romberg, test di marcia sul posto
- Esame dell'apparato stomatognatico: il massiccio cefalico, l'apertura, i muscoli, test della compressa
- Ricerca delle cicatrici patologiche
- Ricerca degli ostacoli (blocchi fuori sistema, focolai dentari reattogeni, microgalvanismi)
- Esami complementari: podometro elettronico, sistema elite, piattaforma stabilometrica, sistema posturotonix.
- Esplorazioni complementari del recettore uditivo, dell'orecchio interno e della funzione vestibolare.

Uno degli strumenti informatizzati più utilizzati in posturologia è la piattaforma di stabilometria [4], che misura come un paziente si stabilizza rispetto al proprio ambiente.

In numero di parametri che si possono estrapolare da una registrazione è considerevole, ma i principali qui sotto elencati. La valutazione dei valori ricavati da tutti questi parametri in riferimento a range di normalità fornisce una base statistica chiara per poter discutere sulla situazione di normalità del paziente.

- Lo statokinesiogramma registra le successive posizioni campionate del centro di pressione rispetto ad un referenziale la cui origine è situata nel baricentro del poligono di sostegno
- Lo stabilogramma ha il tempo in ascisse e le coordinate delle posizioni successive del centro di pressione in ordinate.
- X- medio è il valore medio delle ascisse del centro di pressione sul referenziale dello statokinesiogramma
- La superficie dell'ellisse di confidenza che contiene il 90% delle posizioni campionate del centro di pressione, ovvero la misurazione della dispersione di queste posizioni

- LFS, lunghezza dello statokinesiogramma in funzione della superficie, ovvero il cammino percorso dal centro di pressione nel corso della registrazione per unità di superficie
- VFY si trova ricavando la curva di regressione dei punti sperimentali tra posizione del centro di pressione secondo l'asse delle Y e la variazione di velocità dei suoi spostamenti. Il parametro VFY misura la distanza del punto che rappresenta il soggetto in questa curva sperimentale di regressione e da esso si ricava una misura della tensione dei muscoli posteriori delle gambe attivati per mantenere la posizione retta con centro di gravità che ricade più o meno in avanti rispetto alla tibio-tarsica.
- Quoziente di Romberg che serve per apprezzare in quale misura il soggetto utilizzi la vista nel controllo della propria postura ortostatica paragonando la superficie in situazione di occhi chiusi e quella ad occhi aperti.
- Trasformata di Fourier (FFT) scompone il segnale originale in componenti semplici di frequenze, con la propria ampiezza; la FFT permette di leggere l'ampiezza delle oscillazioni posturali secondo la loro frequenza.
- Funzione di intercorrelazione, utile insieme alla FFT, che paragona le oscillazioni antero-posteriori a quelle destra-sinistra

3.7 Basi del trattamento in posturologia

Le basi per il trattamento sono di carattere clinico, neurofisiologico, bioenergetico e podologico [2].

A livello *clinico*, le basi del trattamento in posturologia si fondano innanzitutto sulle correlazioni fatte in vari momenti clinici, che hanno potuto identificare il tipo di piede da trattare, causativo, adattativo, misto o a doppia componente. Una volta stabilito il tipo di piede, occorrerà stabilire l'importanza della componente adattativa e del suo grado di fissità.

Tenendo conto delle basi *neurofisiologiche*, il trattamento dovrà tener conto della propriocezione e dell'esterocezione senza aggredire i recettori. In posturologia ad esempio si bandisce l'utilizzo delle solette ortopediche classiche, soprattutto nei bambini, in quanto si sostiene che rendano i piedi "ciechi" dal punto di vista

posturale. Rilievi superiori a 3 mm sono considerato un'aggressione ai propriocettori muscolari ed esterocettori, sensibili a differenze di stiramento da 3 a 24 grammi e deformazioni dell'ordine di 1/100 di millimetro.

Sul piano *bioenergetico* si sono messe in evidenza sotto la pianta del piede diverse regioni cutanee reattogene, individuate grazie allo studio dei riflessi cutaneo-vascolari (Figura 30).

Esistono zone che reagiscono a una frequenza di 4,56 Hz, inibitrici (tre punti formano un triangolo equilatero a base esterna, il quarto punto è nel centro del triangolo) e zone che reagiscono ad una frequenza di 9,125 Hz, attivatrici (tre punti formano un triangolo isoscele a base interna, il quarto punto è nel centro del triangolo).

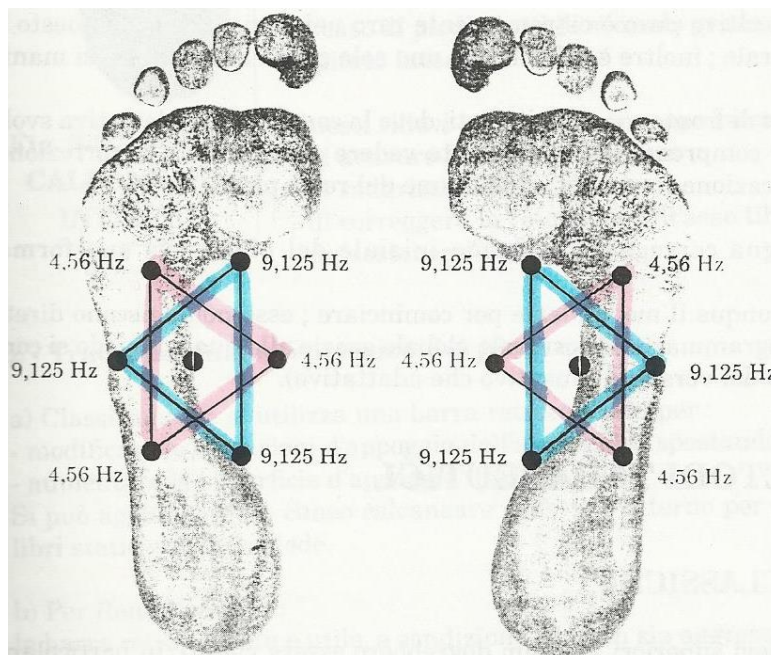


Figura 30 – Zone riflesse podaliche

Siamo dunque in presenza di due triangoli sovrapposti dove le zone centrali si sovrappongono, rappresentando i punti di comando delle altre zone.

L'orientamento di questi due triangoli l'uno in rapporto all'altro e di un piede in rapporto all'altro variano in funzione degli squilibri del sistema tonico posturale. La doppia zona centrale è situata sulla frontiera tra striscia esterna e arco interno, al limite della zona di appoggio, all'incirca a livello del centro di gravità del piede. I

due triangoli sono interni e piuttosto anteriori nel caso di piedi piatti, esterni e piuttosto posteriori nel caso di piedi cavi.

Il trattamento energetico ha il potenziale vantaggio di poter correggere il recettore podalico o almeno manipolarlo, anche in assenza di appoggio, quindi durante tutto l'arco della giornata.

Come si vedrà in seguito nella tesi dall'analisi dei risultati dello screening effettuato su pazienti diabetici ed artritici, sembra che, dal punto di vista energetico, l'artritico quando lateralizza molto verso sinistra cerchi di partire a frequenze più basse che rimangono tali fino a 4°-5° raggio. Nel passaggio da Chopart a Lisfranc, con l'apertura del pacchetto tibiale, lo stimolo aumenta di intensità/velocità, per finire sul primo dito velocemente.

Dal punto di vista podologico ci si deve interrogare se il piede sia causativo o adattativo o misto. E' però raro trovare il piede causativo puro, in quanto spesso è ben compensato dal sistema posturale; è inoltre difficile che una sola causa di squilibrio si manifesti clinicamente. Nella maggior parte dei casi si hanno piedi misti, dove la componente adattativa svolge un ruolo di primaria importanza. Basti pensare alle conseguenze della correzione oculare sull'appoggio podalico e la modificazione immediata dell'esame del retro piede.

I metodi terapeutici possono essere di vario tipo:

- le solette "propriocettive"
- le solette di riprogrammazione posturale
- le solette miste

La posturologia mette in guardia dalle solette "classiche", indicando che tutti i rilievi superiori a 3 mm dovrebbero essere evitati soprattutto nei bambini poiché provocherebbero una sorta di "cecità" estero-propriocettiva.

Le solette propriocettive, dotate di micro-rialzi variabili da 1 a 3 millimetri, collocati dove si vuole stimolare fisiologicamente la catena muscolare attivando il riflesso da stiramento, nascono allo scopo di ristabilire l'equilibrio muscolare e, di conseguenza, quello articolare. Eliminando l'adattamento (cioè l'equilibrio nello squilibrio),

permettono una riarmonizzazione dell'intero organismo. Quando attraverso la stimolazione propriocettiva permane una dismetria evidente, in questo caso potrà essere necessario applicare un rialzo artificiale che solitamente sarà di entità comunque inferiore rispetto alla reale differenza. Le solette propriocettive hanno lo scopo di bilanciare i segmenti ossei grazie però all'utilizzo di piccoli spessori (0,5-3mm), innestando dei riflessi di correzione. Spessori di sughero scrupolosamente posizionati in determinate zone, secondo gli ideatori (Bourdiol e allievi), agirebbero sulla propriocezione muscolare del piede provocando delle modificazioni nell'attivazione delle catene propriocettive ascendenti. Queste solette sono innanzitutto estero-cettive e agiscono principalmente sulla pelle e secondariamente sui fusi neuromuscolari dei muscoli coinvolti. La soletta estero-proprio-cettiva corregge le turbe della postura attraverso un'azione mirata di stimolo, di freno o di riequilibrio degli estero e propriocettori del piede. Attraverso minimi spessori si innescano un riflesso miotattico diretto. Spessori superiori a 3 mm innescano un riflesso miotattico inverso col risultato di rilassare il muscolo al quale ci si rivolge e di far contrarre i suoi antagonisti.

Il principio delle solette di riprogrammazione posturale consiste nello stimolare le zone riflesse della pianta del piede con l'aiuto di un polarizzatore lineare con un campo non iatrogeno. La massima efficacia è ottenuta quando la soletta è a diretto contatto con la pelle. Si ritiene che siano necessari 10 mesi affinché la riprogrammazione resti stabile nel tempo. I primi risultati hanno mostrato un recupero della forza muscolare delle aree deficitarie ed una modificazione della vascolarizzazione negli stessi territori.

Le solette miste associano una stimolazione centrale ad emissione polarizzante e una stimolazione meccanica complementare con l'utilizzo di piccoli spessori.

4. Modelli emodinamici

Il mio interesse a studiare lo stato di sollecitazione meccanica della parete vascolare nasce dalla convinzione epidermica che tali sollecitazioni possano essere ingenerate anche dalle ortesi digitali e/o plantari e che tali stimoli possano risultare utili o dannosi nel modificare le risposte delle strutture biologiche interessate soprattutto nel caso di tessuti implicati in fenomeni di tipo trombo embolico. Questa curiosità mi ha portato a cercare dei modelli che mi aiutassero a visualizzare tridimensionalmente le leggi che governano il sistema. La fisica applicata al corpo rigido, in cui la modellizzazione del sistema verte sulla cinematica e la dinamica delle strutture osteo articolari, mi è sembrata, dopo aver letto “Il piede dell’uomo” di Paparella Treccia [9], troppo lenta per poter rispondere in maniera adeguata alle esigenze di previsione ed anticipazione indispensabili al nostro cervello. Ho cercato allora supporti per comprendere quali fossero le leggi che governano le strutture vascolo-nervose e la lettura di un diagramma dell’appoggio da me utilizzato da anni per la realizzazione di ortesi plantari mi è sembrata arricchirsi di un contenuto temporo-spaziale che, prima, non riuscivo a cogliere.

“Per effettuare previsioni in modo ottimale si devono individuare le variabili rilevanti e le leggi di evoluzione che ne regolano la dinamica. Anche in ambito deterministico, in presenza di caos, cioè quando si ha una forte dipendenza dall’evoluzione delle condizioni iniziali, ci sono limiti intrinseci nelle previsioni che diventano impossibili dopo un certo tempo caratteristico. Se le equazioni di evoluzione non sono note si possono usare le serie storiche (i dati del passato) per prevedere il futuro. I dati sono importanti ma, per quanto abbondanti, sono poco utili senza un robusto quadro teorico..... Quindi nella risoluzione numerica è necessaria una modellizzazione .” [Rivista le Scienze di Giugno 2013].

4.1 I modelli del sistema cardiovascolare

Gli approcci modellistici e matematici per descrivere il sistema non sono alla portata delle mie attuali conoscenze ma ciò che un bioingegnere mi ha fatto notare è che le equazioni che vengono scritte assomigliano molto a quelle che descrivono il comportamento di una rete elettrica costituita da una resistenza e da un condensatore dove la tensione è l’analogo della pressione mentre la corrente elettrica è l’analogo

del flusso (Figura 31 a); sfruttando l'analogia elettrica si può simulare l'inerzia del fluido aggiungendo un induttore alla resistenza (Figura 31 b).

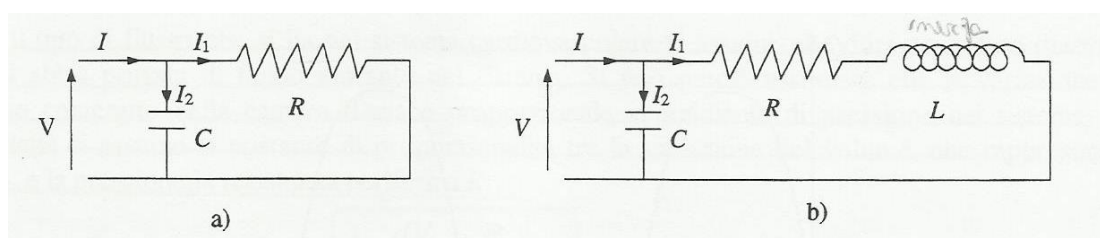


Figura 31 – Analogia elettrica del flusso

Definita questa analogia tra un tratto di vaso sanguigno ed un modello resistenza-induttore è possibile scomporre un tratto arterioso in tanti tratti e realizzare quello che viene definito modello a parametri concentrati dove si utilizzano sistemi di equazioni identiche alle equazioni dei modelli meccanici e in questo caso le grandezze utilizzate sono la Forza, la Velocità, la Massa, la Molla e lo Smorzatore.

Da questa analisi superficiale emerge quello che è il quesito più importante degli studi di emodinamica: l'interazione tra fluido e struttura soprattutto nelle patologie cardiovascolari che presentano formazione di placche aterosclerotiche, trombi e aneurismi.

Come già in passato la risposta attuale a questi problemi sembra correlarsi soprattutto alla struttura dei vasi arteriosi (propagazione dell'onda di pressione che con gli anni tende a ridursi –resistenza della parete – variazione della geometria dei condotti) più che alla fluidodinamica ed in particolare si evince che l'effetto dei gradienti temporali è di una grandezza superiore ai gradienti spaziali.

L'utilizzo dell'approccio Fluido-struttura rappresenta una delle evoluzioni più interessanti nell'ambito della meccanica del continuo, apre nuove prospettive sia sotto l'aspetto diagnostico sia terapeutico sia nella progettazione di protesi e a mio sentire anche di ortesi.

Quindi i problemi al contorno, quelli più strettamente legati alla geometria dei distretti arteriola-venula più periferici, potrebbero essere letti in modo dinamico da un modello che fosse predittivo delle richieste del distretto in termini di previsione tempistica riempimento – svuotamento ovvero capillare chiuso o aperto con un compenso opportuno ad evitare la deformazione/biforcazione di un vaso.

Illustrativa delle differenze tra sistema arterioso (A) e sistema venoso (B) è una figura tratta dall'Encyclopedie di Diderot e D'Alambert, riportata in *Figura 32*.

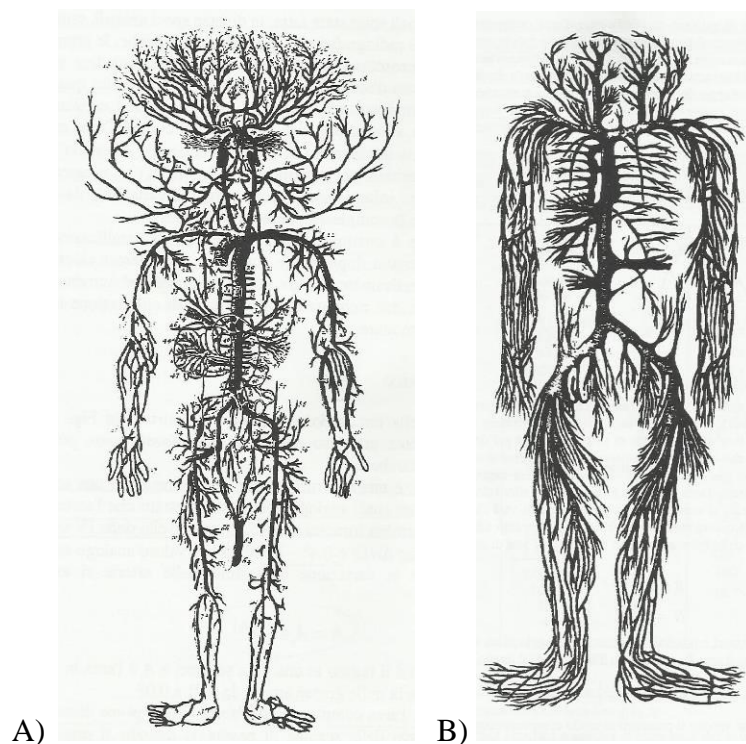


Figura 32 - Sistema arterioso (A) e sistema venoso (B); figura tratta dall'Encyclopedie di Diderot e D'Alambert.

4.2 Rapporto tra sangue e cervello

Il modello ORTO-R introdotto dalla tesi, che verrà dettagliato in seguito, si basa sulla convinzione che il nostro corpo, e nel nostro contesto il piede, voglia e possa restituire informazioni al cervello, anche attraverso i distretti più fini, quello vascolare, capillare e linfatico. Tale pensiero è stato richiamato dalla lettura di uno studio sulla barriera ematoencefalica pubblicato di recente su *Le Scienze* (Agosto 2013) [17]. Per molto tempo la barriera ematoencefalica, ovvero la barriera tra sangue e cervello costituita dalle cellule endoteliali dei vasi sanguigni del cervello, è stata considerata alla stregua di un muro di mattoni. In effetti essa è formata da vasi sanguigni normali, ma dotati di una straordinaria proprietà: le cellule che ne rivestono le pareti sono unite tra loro così strettamente da consentire a pochissime sostanze di attraversare la barriera in direzione del tessuto cerebrale. Come citato nel suddetto articolo, questa opinione è però cambiata e oggi sappiamo che quel muro di mattoni in effetti brulica di attività. Le cellule di ambo i lato – sangue e cervello- comunicano costantemente fra loro, influenzandosi a vicenda. Non solo: un'ampia schiera di passaggi molecolari incastonati nella membrana endoteliale regola il traffico, bloccando alcune sostanze e

guidando altre attraverso la barriera. Tale struttura non è solo una parete fatta di cellule endoteliali, ma una specie di organo vitale, denominata per questo dagli studiosi “unità neuro vascolare”, che ha un ruolo cruciale nello sviluppo, nell’invecchiamento e nella malattia. Studi recenti hanno dimostrato che le giunzioni serrate tipiche della barriera si formano quasi contemporaneamente al momento in cui i vasi sanguigni penetrano nel cervello embrionale. Di conseguenza i ricercatori hanno iniziato a sospettare che la barriera abbia un ruolo critico durante lo sviluppo, fornendo al cervello un ambiente interno specializzato senza il quale i neuroni non sarebbero in grado di crescere e connettersi. In seguito, con i passare degli anni, può darsi che questo ambiente specializzato comincia ad andare in pezzi; forse una riorganizzazione della vascolarizzazione cerebrale, o minuscole falle nella barriera stessa, potrebbero rappresentare l’innesco che apre la via a un processo neurodegenerativo collegato all’invecchiamento, con tutte le sue conseguenze negative.

4.3 Cenni di emodinamica

La meccanica dei fluidi è il ramo della meccanica del continuo che studia le proprietà dei fluidi. In generale i fluidi sono considerati i materiali che hanno la capacità di variare con continuità la loro forma adattandosi al contenitore, ed ecco perché i liquidi, i vapori e i gas sono trattati come fluidi. I liquidi sono caratterizzati dall'aver volume proprio e densità molto simili a quelle dei solidi, il che significa che a livello microscopico si hanno comunque piccole distanze tra le molecole e elevate forze di interazione. In generale le affinità con i solidi finiscono qui. I fluidi infatti possono subire deformazioni elastiche come i solidi, ma anche di scorrimento e quindi deformazioni plastiche. Ciò è particolarmente evidente per i liquidi ed è sempre dovuto alle caratteristiche microscopiche dei fluidi, per le quali le molecole che li compongono non hanno posizioni fisse nello spazio ma possono muoversi le une rispetto alle altre con velocità relative diverse. La meccanica dei fluidi ha molte applicazioni in diversi campi, come lo studio della circolazione del sangue (emodinamica).

Si richiamano qui di seguito alcuni principi di emodinamica [5] [6] che aiutano a capire il funzionamento del sistema circolatorio e a cui si possa fare riferimento nell’interpretazione dei principi alla base del sistema ORTO-R.

Il flusso nel vaso è determinato da due fattori: (1) la differenza di pressione tra le due estremità del vaso, cioè la forza efficace che spinge il sangue attraverso il vaso stesso (detto gradiente di pressione) e (2) l'impedimento che trova il sangue nello scorrere attraverso il vaso (resistenza vascolare).

Il flusso attraverso il vaso può essere calcolato secondo la legge di Ohm: $Q = \Delta P / R$, dove Q è il flusso, ovvero la quantità di sangue che passa in un certo punto della circolazione per un determinato tempo, ΔP è la differenza di pressione tra l'origine del vaso e l'altro estremo ed R è la resistenza. Il flusso sanguigno è quindi direttamente proporzionale alla differenza di pressione ed è inversamente proporzionale alla resistenza. Si legga la stessa legge di Ohm in altre due forme: $\Delta P = Q \times R$ e $R = \Delta P / Q$

Quando il sangue scorre con flusso costante attraverso un vaso lungo e liscio, il suo moto segue linee di flusso disposte in strati concentrici all'interno del vaso, ed ogni strato rimane alla stessa distanza dalla parete. Questo tipo di flusso è chiamato laminare ed è opposto al flusso turbolento, flusso in cui il sangue si muove in tutte le direzioni nel vaso e subisce un continuo rimescolamento.

Nel flusso laminare (Figura 33) la velocità al centro del vaso è molto superiore di quella che si trova ai bordi. Si instaura un profilo parabolico della velocità del flusso ematico. La spiegazione sta nel fatto che il fluido dello strato di molecole che tocca la parete si muove con estrema difficoltà a causa della adesione alla parete del vaso. Il secondo strato molecolare scivola sul primo, e così via.

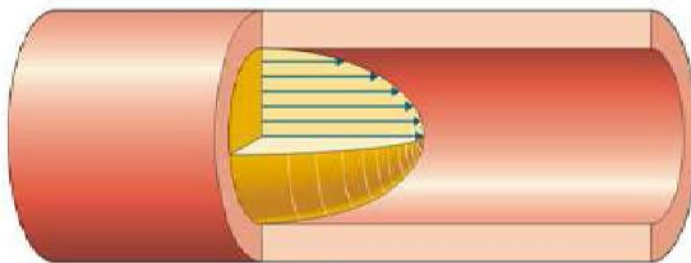


Figura 33 – Flusso laminare

In alcune condizioni il flusso del sangue è turbolento (Figura 34), quando la sua velocità aumenta molto, quando passa attraverso un vaso ostruito o su una superficie ruvida, o è sottoposto ad una brusca deviazione. Flusso turbolento significa un movimento del sangue di tipo trasversale con formazione di mulinelli. In presenza di

moto vorticoso il sangue incontra una resistenza assai maggiore rispetto a quella del flusso laminare, poiché i vortici fanno aumentare l'attrito complessivo.

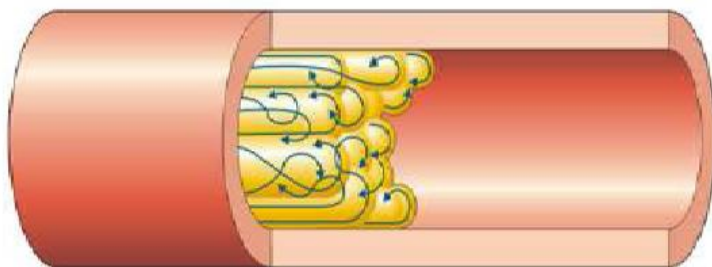


Figura 34 – Flusso turbolento

La tendenza allo sviluppo di turbolenza aumenta in proporzione diretta alla velocità del flusso del sangue, al diametro del vaso ematico ed è inversamente proporzionale alla viscosità del sangue diviso la densità, secondo la seguente equazione:

$$Re = v \cdot d / \eta / \rho,$$

dove Re è il numero di Reynolds misura della tendenza alla turbolenza, v è la velocità del flusso ematico in cm/sec, d è il diametro del vaso, η è la viscosità in poise e ρ è la densità del sangue. Quando il numero di Reynolds assume valori tra 200 e 400, in presenza di diramazioni dei vasi, si forma una turbolenza che scompare nei tratti successivi. Quando però il numero di Reynolds supera i 2000, la turbolenza si manifesta perfino in vasi rettilinei e privi di diramazioni.

Per quanto riguarda la resistenza, ovvero l'impedimento che il flusso di sangue incontra durante il suo scorrimento in un vaso, non può essere misurata direttamente, ma deve essere dedotta dalle misurazioni del flusso sanguigno e dalla differenza di pressione nel vaso, come derivato dalla legge di Ohm. Si definisce invece conduttanza la quantità di flusso sanguigno che attraversa un vaso per una data differenza di pressione. La conduttanza è il reciproco della resistenza:

$$\text{conduttanza} = 1 / \text{resistenza}$$

Si noti come piccolissime variazioni del calibro dei vasi esercitano un enorme effetto sulla conduttanza quando il sangue fluisce con moto laminare. La conduttanza nel vaso aumenta in proporzione alla quarta potenza del diametro in base alla seguente formula. E' la Legge di Poiseuille che regola tale proporzione:

$$Q = \pi \Delta P r^4 / 8 \eta l$$

dove Q è la quantità di flusso ematico, ΔP è la differenza di pressione tra gli estremi del vaso, r è il raggio del vaso, l è la lunghezza del vaso, η è la viscosità del sangue.

Nella circolazione sistemica circa i due terzi della resistenza si trova nelle piccole arteriole: esse possono effettuare un blocco quasi completo del flusso ematico ai tessuti o aumentare notevolmente il flusso solo con piccoli cambiamenti di diametro **in risposta a segnali nervosi o a segnali locali.**

Anche se l'approccio matematico computazionale della biomeccanica ingegneristica applicata alla emodinamica consente di descrivere il comportamento fluidodinamico con un livello di accuratezza difficilmente raggiungibile con un approccio sperimentale, il problema di predire il flusso nelle arterie periferiche ed in particolare nelle arteriole risulta particolarmente complesso perché risulta difficile comprendere le interazioni tra fluido e struttura fin sulla punta delle dita.

In particolare, per il distretto di nostro interesse, la fluidodinamica locale cerca di valutare i campi di velocità e di pressione per comprendere le condizioni in cui si trova ad operare la parete del vaso sanguigno.

I fattori che consentono di caratterizzare il flusso sono: la geometria del vaso, il tipo di flusso, la elasticità della parete e il comportamento non Newtoniano del sangue (Si definisce non newtoniano un fluido la cui viscosità varia a seconda dello sforzo di taglio che viene applicato)

Quindi le condizioni di pulsatilità e la geometria del distretto sono le condizioni al contorno che più influenzano le possibili soluzioni di un problema emodinamico locale.

Ma ancora più nel dettaglio è possibile ragionare sul flusso nello strato limite ovvero ragionare sul comportamento del fluido in prossimità della parete del vaso.

Questo comportamento determina lo stato di sollecitazione del tessuto endoteliale ed i fenomeni di trasporto attraverso la parete stessa.

Interessanti sono le interazioni fluido struttura ovvero quei fenomeni di scambio di massa tra arterie e tessuto endoteliale oltre che con il sistema linfatico.

Scambio di massa = scambi di nutrienti, ormoni, anticorpi, **gas** e tutto quanto è

veicolato dalla corrente ematica. Le cellule, d'altra parte, dipendono strettamente dalla capacità dei capillari di apportare tutti gli elementi necessari al loro metabolismo, allontanando nel contempo i rifiuti che le avvelenerebbero

Per inciso :

Questi flussi sono in natura laminari e quindi a basso numero di Reynolds

(Re) = gruppo adimensionale usato in fluidodinamica, proporzionale al rapporto tra le forze d'inerzia e le forze viscosive. Permette di valutare se il flusso di scorrimento di un fluido è in regime laminare, in corrispondenza del quale si hanno valori più bassi del numero di Reynolds, o turbolento, in corrispondenza del quale si hanno valori più elevati del parametro.

Avendo fissato la geometria del sistema, la composizione del fluido, la temperatura e la pressione, il numero di Reynolds dipende direttamente dalla velocità del fluido; quindi un fluido in regime laminare possiede una velocità minore rispetto allo stesso fluido in regime turbolento, o in altre parole, il passaggio tra regime laminare e regime turbolento si manifesta aumentando la velocità del fluido.

Ad esempio nel caso di un fluido che scorre all'interno di un tubo, il passaggio al regime turbolento si può ottenere aumentando il numero di giri di una pompa posizionata a monte del condotto

Anche in fluidodinamica si utilizzano modelli per descrivere la complessità della struttura vascolare e si utilizzano soluzioni matematiche quali, in questi casi, per esempio le equazioni di Navier-Stokes.

Le equazioni di Navier-Stokes sono un sistema di equazioni differenziali che descrivono il comportamento di un fluido dal punto di vista macroscopico. L'ipotesi di base è che il fluido possa essere modellato come un continuo deformabile con tensione dipendente dalla pressione e dalla viscosità.

Attraverso questi studi si è osservato che la presenza di biforcazioni dicotome (divisione di un'entità in due parti che possono essere complementari) non è una situazione comune; infatti, nell'uomo si ha, a livello delle grosse arterie, una sola

biforcazione dicotoma a livello dell'aorta addominale che si divide nelle due arterie femorali. Ancora molto interessante è osservare il caso unico dell'arteria basilare che si genera per confluenza di due arterie vertebrali.

In ogni caso la presenza di curvature e biforcazioni e la complessa geometria dei vasi si traduce in instabilità del movimento del fluido; si generano moti elicoidali intorno all'asse del condotto che non contribuiscono al trasporto di massa e sono detti flussi secondari.

La distribuzione della velocità nel fluido è influenzata dalla presenza di alterazione nella geometria dei condotti ed il numero di Reynolds può rappresentare il parametro per comprendere se si instaurano vortici o turbolenze.

4.4 Circolo sistemico e circolo polmonare

Considerando circolo sistemico e circolo polmonare, si ha che le gittate cardiache del ventricolo destro e sinistro sono mediamente uguali ma mentre la portata eiettata dal ventricolo destro attraversa solo i polmoni prima di giungere all'atrio sinistro, la portata eiettata dal ventricolo sinistro è distribuita verso tutto il corpo con le seguenti proporzioni :

25% va alla testa e arti superiori

50% agli organi e tessuti del tronco

25% agli organi pelvici e arto inferiore

Quindi in caso di attività fisica moderata non aumenta la portata cardiaca complessiva ma si ha una diversa distribuzione del sangue ai distretti regolata da un cambiamento delle resistenze vascolari; il flusso verso i muscoli scheletrici aumenta (un discreto aumento si registra anche verso la pelle) per diminuire verso gli organi splenici.

La differenza più evidente tra il circolo sistemico e quello polmonare sono i livelli di pressione più alti che si registrano nel circolo sistemico.

In esperimenti, così come in molte osservazioni in vivo, è stato dimostrato che la turbolenza in aorta è presente quando non solo si supera il valore di picco del numero di (Re) che nell'uomo è circa 9500 ma quando, in associazione, la frequenza cardiaca supera un valore critico.

Nelle arterie di maggior calibro si ha un flusso laminare con un numero di Reynolds di picco medio $<$ di 1500 mentre con un profilo di velocità parabolico a livello delle femorali si attesta attorno a $Re/\alpha < 150$

I rapporti tra pressione e velocità del flusso mettono in evidenza che la massima velocità nel circolo sistemico viene raggiunta a livello dell'arteria renale, (40 cm/s) e della vena cava inf. (21 cm/s) mentre registrano la maggior lentezza la vena femorale (4 cm/s) e la vena cava sup. (9 cm/s)

Nel circolo polmonare la velocità media sia nelle vene sia nelle arterie al massimo sistolico-minimo diastolico si attesta attorno ai 19 cm/s.

4.5 Le funzioni del sistema venoso

Le vene non sono solo vie di passaggio per il flusso sanguigno verso il cuore, ma esse esercitano molte funzioni necessarie alla circolazione. Particolarmente importante è la loro capacità di restringersi e di dilatarsi che consente di accumulare quantità di sangue più o meno grandi e renderle disponibili alla restante parte del sistema circolatorio in caso di bisogno.

Inoltre le vene possono spingere in avanti il sangue con il meccanismo di pompa venosa e contribuire a regolare la gittata cardiaca.

I fattori che sono in grado di incrementare il ritorno venoso, e quindi la pressione atriale destra, sono l'aumento del volume del sangue, l'aumento considerevole del tono dei vasi con il conseguente aumento delle pressioni venose periferiche, e la dilatazione delle arteriole che riduce la resistenza periferica consentendo un rapido flusso di sangue dalle arterie alle vene.

Il flusso nel vaso è determinato dal gradiente di pressione e dalla resistenza vascolare.

Le variazioni di volume delle vene sono direttamente collegate alle variazioni di calibro e viceversa. I fattori parietali che determinano la distensibilità (o compliance) sono costituiti da strutture passive (elastina e collagene) e da strutture attive (fibre muscolari lisce della media). Compliance e viscoelasticità sono fattori importantissimi nelle funzioni del sistema venoso. La compliance venosa, ovvero la proprietà di adattarsi volumetricamente ai differenti carichi pressori, conferisce al letto venoso un potere capacitivo attivo e passivo tale che il rapporto portata-

pressione-volume rimanga stabile anche quando uno di questi parametri varia. La viscoelasticità è invece una sorta di inerzia nella risposta della parete alla sollecitazione delle forze.

Il volume venoso è circa 4 volte superiore al volume arterioso e rappresenta più dei 2/3 del volume del letto vascolare. Infatti analizzando le caratteristiche fisiche della circolazione si nota subito che la quantità di sangue di gran lunga maggiore è contenuta nelle vene sistemiche. Circa l'84% dell'intero volume di sangue si trova nella circolazione sistemica e in particolare il 64% nelle vene, il 13% nelle arterie e il 7% nelle arteriole e nei capillari sistemici. Inoltre l'area delle sezioni trasverse delle vene è di ben 4 volte superiore all'area delle arterie corrispondenti, così che a livello del sistema venoso si verifica un maggior accumulo di sangue rispetto al sistema arterioso. Siccome lo stesso volume di sangue fluisce ogni minuto attraverso ciascuna sezione dell'albero circolatorio, la velocità del flusso di sangue è inversamente proporzionale all'area della sua sezione trasversa. In condizioni di riposo dunque la velocità media nei capillari è mille volte più bassa rispetto all'aorta e ciò consente lo scambio di sostanze tra sangue e tessuti. Le notevoli variazioni di volume, senza gran variazione di pressione del letto venoso, assicurano una funzione di serbatoio necessario ai bisogni di adattamento dell'emodinamica cardiaca.

Le vene decorrono quasi sempre in prossimità delle arterie e i due tipi di vasi hanno gli stessi elementi costitutivi (endotelio, fibre di collagene e cellule muscolari). Tuttavia c'è una netta differenza della quantità e dell'ordinamento dei singoli materiali costitutivi. La parete delle vene è diversa da quella delle arterie soprattutto per il minor sviluppo del contingente elastico e per la netta prevalenza di materiale collagene che ne forma la struttura di base. Ciò conferisce alle vene caratteri meccanici e funzionali differenti a quelli delle arterie soprattutto in relazione al fatto che le vene sono caratterizzate da un circolo a basso regime pressorio. Tra le vene, in più, esistono differenti strutture in relazione al compito emodinamico, potendo distinguere tra vene di tipo recettivo e vene di tipo propulsivo.

Se non ci fossero le valvole nelle vene, per effetto della pressione idrostatica si avrebbe a livello dei piedi di un uomo adulto in posizione eretta una pressione venosa di circa 90 mmHg. Ciò non avviene perché ogni qualvolta un individuo muove le gambe, contrae i muscoli e comprime le vene dei muscoli o quelle dei

tessuti adiacenti. Il sangue viene allora spremuto fuori dalle vene. Conseguentemente con i movimenti delle gambe o con la contrazione dei muscoli, una certa quantità di sangue viene spinta verso il cuore, diminuendo così la pressione nelle vene. E' questo il meccanismo di pompa venosa o di pompa muscolare, efficiente quando la pressione dei piedi di un adulto che sta camminando rimane più o meno vicina ai 25 mmHg. Se si resta fermi in posizione eretta, la pompa venosa non può agire per cui le pressioni venose nella parte più bassa della gamba saliranno fino al valore idrostatico di 90 mmHg in circa 30 secondi. Inoltre aumenta in maniera cospicua la pressione nei capillari così che il liquido esce dal sistema circolatorio negli spazi tissutali. Come risultato le gambe si gonfiano e il volume ematico diminuisce. Un edema protratto nel tempo per insufficienza della pompa venosa ostacola la diffusione adeguata dei materiali nutrizionali dai capillari ai muscoli ed alle cellule del derma, tanto che i muscoli diventano dolenti e deboli e la pelle si ulcera di frequente.

Le pompe del sistema circolatorio venoso sono costituite da camere a doppia uscita, e con volume variabile dovuto all'effetto delle contrazioni e dei rilassamenti alternati dei muscoli circostanti che imprimono delle pressioni (sistole) e delle depressioni (diastole) successive al volume sanguigno che esse contengono. Si crea così un flusso unidirezionale orientato secondo la disposizione dei giochi valvolari da entrambe le uscite.

Il cuore è la pompa principale del sistema. Il sistema venoso con il suo importante potere capacitivo attivo e passivo consente di riempire il cuore secondo i suoi bisogni.

La pompa toraco-addominale agisce con le variazioni di volume e pressione nella cavità toracica e addominale con trasmissione alle vene che esse racchiudono. Le variazioni emodinamiche che si generano sono modificate secondo l'atto respiratorio, gli sforzi e la posizione.

La pompa vasculo-muscolare agisce, attraverso variazioni di volume e pressione, sul sangue contenuto nelle vene grazie alla contrazione e al rilassamento dei muscoli scheletrici che la circondano, mentre la direzione del flusso è assicurata dalla disposizione delle valvole. Così la disposizione di ogni segmento venoso profondo valvolato nell'ambito dei muscoli determinerà il rendimento della pompa. La

deambulazione con la sua attività muscolare mette in funzione le pompe valvolomuscolari. E' l'azione delle pompe provviste di valvole che svuotando verso l'alto e in modo intermittente il contenuto venoso più velocemente di quanto non possa riempirsi per mezzo del suo apporto arterioso a causa delle resistenze microcircolatorie, riduce la massa e dunque il carico a monte.

La pompa di Lejars è costituita dalle vene della pianta del piede e non rappresenta un vero motore muscolare: la sistole e la diastole sono assicurate dalle reazioni al suolo.

4.6 Il microcircolo

Il modello ORTO-R vorrebbe agevolare l'interpretazione dei compensi del piede sui vari piani in riferimento alle esigenze dei tessuti in termini vascolari e metabolici. Il modulo e il tempo con cui determinate pressioni vengono esercitate sulla superficie plantare in risposta a diverse necessità di appoggio, potrebbero essere responsabili di variazioni della qualità dei tessuti proprio perché legati ai meccanismi emodinamici. Il tempo con cui tali sollecitazioni vengono esercitate potrebbe essere particolarmente determinante per modulare le variazioni tessutali e diventa di conseguenza la variabile più interessante per poter lavorare sul ripristino della funzionalità e qualità dei tessuti e delle articolazioni.

Infatti uno dei principi fondamentali della funzione circolatoria è la capacità di ciascun distretto tessutale di regolare il proprio flusso locale in proporzione alle sue esigenze metaboliche [5]. Così non appena i bisogni tessutali mutano, anche il flusso sanguigno si modifica. Le necessità specifiche dei tessuti alle quali il flusso sanguigno si deve adeguare sono molteplici ed includono l'apporto di ossigeno e di nutrienti come il glucosio, la rimozione dell'anidride carbonica e degli ioni idrogeno dai tessuti, il mantenimento di una appropriata concentrazione di altri ioni nei tessuti ed il trasporto di diversi ormoni ai diversi tessuti. E' stato dimostrato che il flusso ematico in ciascun tessuto è solitamente regolato al minimo livello che è sufficiente a rispondere alle sue esigenze, né più, né meno. Il controllo del flusso ematico locale può essere suddiviso in due fasi: un controllo a breve termine ed uno a lungo termine. Il controllo a breve termine si realizza con veloci cambiamenti del grado di costrizione locale delle arteriole ed avviene nel giro di pochi secondi o minuti al fine di garantire rapidamente e mantenere un flusso sanguigno appropriato alle esigenze

locali. Il controllo a lungo termine si realizza con variazioni lente del flusso che richiedono giorni, settimane o mesi. In generale le variazioni a lungo termine consentono un migliore controllo del flusso in rapporto alle esigenze dei tessuti.

Queste variazioni di flusso sono il risultato di un aumento o di una riduzione del calibro e del numero dei vasi sanguigni che irrorano i tessuti.

E' possibile quindi che i piedi in cui siano avvenute significative variazioni dei piani di appoggio abbiano, nei tempi lunghi, modificato la vascolarizzazione tessutale o viceversa le necessità metaboliche dei tessuti potrebbero aver richiesto una modificazione della vascolarizzazione ottenuta con variazioni della distribuzione pressoria plantare. Non è scopo della tesi formulare ipotesi sulla relazione causa-effetto tra variazioni metaboliche tessutali e variazioni dei piani di appoggio plantare. Tuttavia il modello ORTO-R sottolinea la possibilità di sfruttare i meccanismi di regolazione del flusso ematico a livello locale per poter modulare la qualità della vascolarità del piede e, ipoteticamente, modificare i piani di appoggio plantare a favore delle nuove esigenze metaboliche dei tessuti.

Le condizioni emodinamiche del microcircolo differiscono da quelle del resto della rete vascolare.

Dopo le arteriole i vasi hanno dimensioni confrontabili con le dimensioni dei globuli rossi, costituiscono una fitta rete intrecciata ed il riconoscimento di una singola struttura risulta pressoché impossibile; altrettanto difficile risulta il calcolo della relazione tra pressione e flusso a questo livello.

I capillari sono costituiti da un singolo strato di tessuto endoteliale ed il loro diametro cambia in modo passivo al variare della pressione trans murale

Tale pressione è dovuta sia alla resistenza delle arteriole e delle venule sia all'attività dei muscoli lisci degli sfinteri presenti alle estremità della rete capillare.

I capillari sono inestensibili e tendono ad essere completamente aperti o completamente chiusi.

Su un campione di tessuto vivente si è constatato che a distanza di 1 minuto i capillari che si presentavano chiusi al tempo 0 risultavano aperti al tempo t1 e questo comportamento viene attribuito al cambiamento di concentrazione di alcune sostanze vasoattive che regolano l'attività delle arteriole.

La pressione capillare non risente dei cambiamenti della pressione sistemica per una sorta di autoregolazione nelle arteriole e nelle venule che tende a mantenere attorno a 60 mmHg la pressione nelle arteriole con diametro di 30 μ , di 30 mmHg nei capillari e di 20 mmHg nelle venule con diametro di 40 μ .

La biomeccanica della circolazione capillare è per queste ragioni molto complessa.

Esistono due teorie fondamentali sulla regolazione del flusso ematico locale in risposta alla variazione del metabolismo del tessuto o alla disponibilità di ossigeno. La prima è la teoria della vasodilatazione secondo cui maggiore è il grado del metabolismo o minore è la disponibilità di ossigeno o di altre sostanze nutritive al tessuto, più grande è la liberazione di una sostanza vasodilatatrice fino alle arteriole. Sostanza come l'adenosina, l'Anidride carbonica, l'acido lattico, l'istamina, gli ioni potassio e idrogeno. Queste sostanze, inducendo una intensa vasodilatazione locale, sarebbero responsabili, sia pure in parte, della regolazione del flusso ematico locale. L'altra teoria si riferisce alla richiesta di ossigeno per la regolazione del flusso ematico locale. L'ossigeno è richiesto per mantenere la muscolatura dei vasi in stato di contrazione. Pertanto, in assenza di un adeguato apporto di ossigeno e di altre sostanze nutritive, è ragionevole credere che i vasi tendano spontaneamente a dilatarsi. Inoltre, un aumento dell'utilizzazione di ossigeno nei tessuti, come si verifica in relazione ad un aumentato metabolismo, potrebbe teoricamente diminuire la disponibilità di ossigeno nei vasi sanguigni locali causando una vasodilatazione locale.

A livello microscopico si osserva che gli sfinteri precapillari normalmente sono completamente aperti o completamente chiusi e che il grado di costrizione della metarteriola varia nel tempo; il numero degli sfinteri precapillari, che sono aperti in un dato periodo, è all'incirca proporzionale alla richiesta di nutrimento del tessuto.

Inoltre gli sfinteri precapillari e le metarteriole funzionano secondo il principio della vasomotone, ossia si aprono e si chiudono in modo ciclico per parecchie volte al minuto e la durata della fase dell'apertura è anch'essa proporzionale alle necessità metaboliche dei tessuti. Poiché dunque i muscoli lisci richiedono ossigeno per rimanere in contrazione, si può ritenere che la forza di contrazione degli sfinteri precapillari aumenterà con l'incremento della concentrazione di ossigeno; di

conseguenza, quando la concentrazione di ossigeno nel tessuto sale oltre un certo livello, gli sfinteri dei precapillari e delle metarteriole presumibilmente si chiudono e rimangono chiusi fino a che le cellule tessutali non abbiano consumato l'ossigeno in eccesso. Quando la concentrazione dell'ossigeno scende a livelli sufficientemente bassi gli sfinteri si aprono nuovamente per iniziare di nuovo il ciclo.

In genere l'aumento del flusso attraverso il microcircolo, avvenuto grazie ai meccanismi locali per il controllo del flusso ematico tessutale, è in grado di attivare secondariamente un altro meccanismo che fa dilatare ugualmente le arterie più grandi, grazie a sostanze vasodilatanti (ossido nitrico) rilasciate quando le cellule endoteliali delle arterie vengono sottoposte a stress da taglio, ovvero a forza tangenziale a causa della trazione viscosa del sangue sulle pareti vascolari.

Oltre ai meccanismi di regolazione rapida che avvengono in pochi secondi o minuti, esiste una regolazione a lungo termine che provvede ad una regolarizzazione più completa, ovviamente nei casi in cui il sistema circolatorio non presenti patologie o non si troppo vecchio per rispondere. Il meccanismo di regolazione del flusso sanguigno a lungo termine consiste in una variazione dell'entità di vascolarizzazione dei tessuti, con una vera ristrutturazione della vascolarizzazione tessutale in funzione delle necessità del tessuto in termini di dimensione e in certe condizioni anche di numero di vasi, con tempi che variano a seconda del tipo di tessuto, con risposta molto più rapida nei tessuti giovani rispetto a quelli vecchi. L'ossigeno è importante non soltanto per il controllo rapido del flusso sanguigno, ma anche per il controllo a lungo termine, si pensi all'incremento della vascolarizzazione di animali che vivono alle grandi altezze dove l'ossigeno atmosferico è basso. E' possibile che la mancanza di ossigeno nei tessuti porti alla formazione di fattori angiogenetici, promuovendo così l'angiogenesi ovvero la formazione di nuovi vasi sanguigni. Nel caso di arterie o vene chiuse si verifica inoltre lo sviluppo di una circolazione collaterale. Infine vari ioni ed altri fattori chimici possono sia dilatare che costringere i vasi a livello locale.

4.7 La pompa linfatica

Si fa ora un cenno al sistema linfatico in quanto, secondo i principi del sistema ORTO-R , si ipotizza che esso possa essere coinvolto nella modulazione del flusso di sangue e nutrienti ai tessuti. Il sistema linfatico rappresenta un percorso accessorio per mezzo del quale il liquido può defluire dagli spazi interstiziali al sangue e , fatto

ancor più importante, ha la capacità di trasportare via dagli spazi tessutali quelle sostanze, come le proteine e il materiale corpuscolato, che non possono essere direttamente riassorbiti nei capillari sanguigni.

In tutti i canali linfatici si trovano delle valvole. Nei linfatici di maggiore calibro le valvole sono a distanza di pochi millimetri l'una dall'altra, mentre in quelli più piccoli sono molto più vicine. Esistono meccanismi di pompa linfatica. In particolare vi è un'attività di pompa intrinseca dei linfatici collettori e dei vasi linfatici più grandi: quando un collettore linfatico viene disteso dal liquido, il muscolo liscio nella parete del vaso tende a contrarsi automaticamente. Inoltre, ciascun segmento di vaso linfatico compreso tra due valvole, funziona come pompa automatica separata pompando la linfa attraverso la valvola nel successivo segmento. Oltre al pompaggio prodotto da contrazione intrinseca delle pareti vasali linfatiche, qualsiasi fattore esterno che comprime in modo intermittente i vasi linfatici può avere un effetto di pompa. In ordine di importanza questi fattori sono: contrazione di muscoli circostanti, movimenti di parti corporee, pulsazioni arteriose, compressione sui tessuti da parte di oggetti all'esterno del corpo. La pompa linfatica diventa molto attiva durante l'attività fisica. Alcuni fisiologi ritengono che insieme alla pompa linfatica dei vasi linfatici di largo calibro, anche i capillari linfatici terminali abbiano capacità di pompare la linfa.

Premesso che l'elastocompressione è un presidio essenziale ed indispensabile nella prevenzione e nel trattamento dell'insufficienza venosa cronica degli arti inferiori, è ragionevole pensare che il sistema linfatico, come quello vascolare, ha la capacità di rispondere e regolarsi in seguito alle richieste locali e sistemiche. Il sistema linfatico rappresenta il sistema vascolare più periferico in assoluto; la logica del modello ORTO-R porta a pensare che sia forse soprattutto a livello del sistema linfatico che si dovrebbero rispettare le tempistiche di distribuzione dei fluidi, e quindi delle informazioni sulle richieste metaboliche e di moto dei segmenti corporei, in particolare del piede. Un bendaggio elastico, seppur necessario in alcuni casi, potrebbe costituire un ostacolo, o comunque una forzatura, al rispetto delle logiche temporali di cui, soggettivamente, il corpo necessita per funzionare.

4.8 Il tessuto endoteliale

L'endotelio vascolare è un tessuto versatile e multifunzionale, considerato un vero e proprio "organo endocrino" con molte proprietà sintetiche e metaboliche e partecipa attivamente alle interazioni tra sangue e tessuti. In condizioni di integrità strutturale esso

- rappresenta una barriera altamente selettiva rispetto al passaggio delle sostanze circolanti contenute nel torrente ematico, sia per la presenza di giunzioni intercellulari normalmente impermeabili alle grandi molecole quali le proteine plasmatiche, sia perché le cellule endoteliali sintetizzano collagene e proteoglicani per il mantenimento della membrana basale;
- mantiene l'equilibrio emostatico intravascolare grazie alle sue proprietà anti-coagulanti e fibrinolitiche dovute all'elaborazione di molecole quali prostaciclina e trombomodulina;
- contribuisce in modo determinante alla regolazione del tono vasale in quanto produce sostanze ad azione vasodilatante (come l'ossido nitrico) e sostanze ad azione vasocostrittrice (angiotensina II, endotelina), che in condizioni fisiologiche sono in equilibrio fra loro.

L'ossido nitrico esercita anche un ruolo protettivo nei confronti della parete vasale, inibendo la proliferazione e la migrazione delle cellule muscolari lisce, l'aggregazione piastrinica, l'adesione dei monociti circolanti, la flogosi e l'ossidazione.

- produce molecole che mediano la reazione infiammatoria acuta, tra cui le IL-1, IL-6 e IL-8 e molecole di adesione cellulare quali VCAM-1, ICAM, E-selectina, P-selectina;
- regola la crescita cellulare mediante la produzione di fattori stimolanti (PDGF, CSF, FGF) e di fattori inibenti (eparina, TGF- β).

In tutte le condizioni nelle quali le sostanze ad azione vasocostrittrice prevalgono con i propri effetti lesivi sulle sostanze ad azione vasodilatante, si verifica la "disfunzione endoteliale" [16] definita come un fenotipo alterato delle cellule dell'endotelio vascolare, che determina compromissione della vasoreattività o induce la formazione di una superficie trombogena o anormalmente adesiva nei confronti delle cellule in-

fiammatorie. La disfunzione endoteliale è implicata anche nella patologia venosa, rappresentando quindi un comune denominatore fra la patologia arteriosa e venosa. Tutto ciò è responsabile, almeno in parte, dell'insorgere dei fenomeni di trombosi ed aterosclerosi e delle lesioni vascolari caratteristiche dell'ipertensione e di altre patologie quali ad esempio il diabete. Il glicocalice, il sottile strato (0,5-3 μ) che riveste le cellule endoteliali, svolge varie funzioni relativamente all'endotelio venoso; in particolare entra nel complesso meccanismo che conduce alla vasodilatazione indotta dall'ossido nitrico. La correlazione fra patologie vascolari e glicocalice è stata dimostrata a livello sia micro- sia macrocircolatorio.

Un inciso

La microangiopatia diabetica ha come alterazione anatomopatologica essenziale l'ispessimento della membrana basale dei capillari che irrorano la retina ed il glomerulo renale e dei piccoli vasi che portano il sangue ai nervi

5. Caratterizzazione biomeccanica, posturologica e vascolare del piede diabetico e artritico

5.1 Il piede diabetico

Il diabete mellito interessa circa il 15% della popolazione sopra i 65 anni nei paesi sviluppati. Dal venti al cinquanta per cento delle persone con diabete da più di 10 anni si ritroveranno con una neuropatia sensoriale distale risultante in perdita di sensibilità nelle estremità inferiori. Ciò condurrà ad anomalie nel supporto del carico da parte del piede risultando a lungo andare in ulcerazioni. Le ulcerazioni del piede sono la causa più comune di amputazione in pazienti diabetici. L'aumento delle pressioni dinamiche del piede è tra i fattori di rischio nella formazione di ulcere nel piede diabetico. Il 20% dei ricoveri di pazienti diabetici è collegato a problemi ai piedi [39]. La cura del piede e l'educazione alla corretta calzatura sono gli step iniziali per il trattamento di piedi diabetici a rischio; una calzatura appropriata aiuta a ridistribuire la pressione e a ridurre la possibilità di sviluppo di ulcere.

Pazienti con diabete in peggioramento sembrano essere meno attivi rispetto alle persone senza diabete. Sono meno aderenti alla quantità di esercizio settimanale raccomandato e tendono a camminare meno. Essi cambiano strategie di cammino in base al tipo di terreno che trovano. In generale camminano più lentamente, tendono a fare passi più corti con una base di appoggio più ampia, hanno una mobilità di ginocchio e caviglia limitata e mostrano momento e potenza di flessione plantare inferiori. Anche fattori psicologici possono influenzare l'andamento del cammino; ad esempio l'instabilità nel cammino ha una forte associazione con sintomi depressivi.

Cambiamenti locali si ritrovano nel piede: la pelle diminuisce di spessore e diventa più dura, i tendini si ispessiscono, i muscoli si atrofizzano, le ossa diventano meno dense, le articolazioni hanno una mobilità limitata, i cuscinetti adiposi sono meno spessi, hanno una atrofia fibrotica, dislocano distalmente e sono più rigidi [45]. Un riassunto di tali effetti è descritto nelle fasi del ciclo del cammino nella Figura 35.

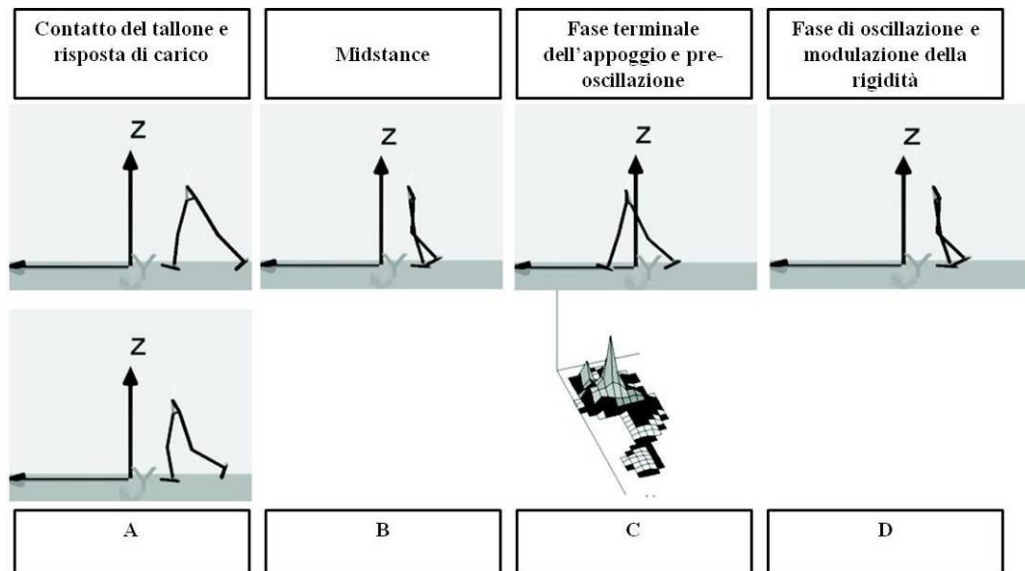


Figura 35 - Effetti dei deficit biomeccanici nelle fasi del cammino nel paziente diabetico

A) Nella fase di contatto del tallone e della risposta di carico si ha che:

- Una mancanza di afferenze sensoriali in ingresso conduce a ritardi nell'attivazione di caviglia e ginocchio. Una debolezza e atrofia dei muscoli combinata all'atrofia del cuscinetto adiposo e all'aumento della rigidità impattano sulla capacità di assorbire lo shock.
- Un aumento della durezza della pelle e una diminuzione dello spessore combinate a cambiamenti del cuscinetto adiposo impattano sulla forza frenante
- Questi cambiamenti che includono una mobilità articolare limitata impattano sulla capacità di preservare il momento durante l'avanzamento.

B) Nella fase di *midstance* si verifica che:

- Una mancanza di afferenze sensoriali in ingresso, insieme con debolezza muscolare e limitata mobilità articolare, impatta sul supporto del singolo arto e sulla instabilità del cammino
- Una limitata mobilità articolare impatta sulla capacità di preservare il momento durante l'avanzamento

C) Nella fase terminale dell'appoggio e pre-oscillazione si ha che:

- Una limitata mobilità articolare impatta sull'abilità di generare una torsione in plantarflessione della caviglia e una debolezza muscolare impatta sulla forza verticale di reazione al suolo

- Una base più ampia del cammino combinata a cambiamenti della pelle e del grasso impatta sull'attrito mediale-laterale e sulla forza di spinta
- Una limitata mobilità articolare, un ritardo nell'attivazione del tibiale anteriore e una instabilità del cammino impattano sulla capacità di preservare il momento durante l'avanzamento e nel distacco passivo delle dita

D) Nella fase di oscillazione e modulazione della rigidità si verifica che:

- Una mancanza di afferenze sensoriali in ingresso, insieme con debolezza muscolare e limitata mobilità articolare, impatta sul supporto del singolo arto
- Una instabilità del cammino accoppiata con la precedente impatta sulla modulazione della rigidità delle estremità inferiori e sulla preparazione cognitiva dell'arto
- Oggetti che perturbano il cammino nell'ambiente domestico dove si effettuano il 52% dei passi possono impattare su questo

E' molto importante studiare la biomeccanica del piede diabetico per poter valutare il rischio di ulcerazione. I pazienti diabetici mostrano un dislocamento del fulcro del passo dall'articolazione tibio-tarsica alla coxo-femorale, ed un incremento della base di supporto con una postura atassica oltre a modificazioni posturali. In aggiunta, alterazioni dei tessuti molli, dei tendini e dei legamenti portano ad un'ulteriore limitazione della mobilità articolare, riguardante specialmente la prima metatarsofalangea e l'articolazione subtalare. In particolare la fascia plantare si comporta come una leva rigida durante il passo, riducendo l'adattabilità al suolo.

La maggior parte degli studi si sono concentrati sull'analisi cinetica del piede mediante pedane di forza e di pressione plantare. Tuttavia l'analisi cinematica potrebbe risultare di grande interesse clinico in pazienti diabetici, per poter apprezzare i movimenti di prono-supinazione e di inversione-eversione dell'avampiede rispetto a mesopiede e retropiede.

I pazienti con diabete di lungo termine e neuropatia periferica mostrano una biomeccanica del piede alterata e un carico del piede anormale. La neuropatia diabetica periferica è la principale causa di deficit sensori-motorio del piede: di conseguenza, il controllo motorio del cammino è compromesso, la degenerazione dei

nervi può causare debolezza muscolare e atrofia, e possono verificarsi ulcere plantari. Studi hanno rilevato che, oltre alla neuropatia, esistono altri meccanismi che contribuiscono ad alterare la biomeccanica del complesso piede-caviglia, tali da giocare un ruolo nello sviluppo di un cammino anormale e nella comparsa di ulcere plantari. Una delle complicanze più severe del diabete è l'iperglicemia, che già da sola promuove la glicosilazione delle proteine risultando in un accumulo dei prodotti finali in tessuti ed organi. Per quanto riguarda le strutture coinvolte nel cammino si ha uno spessore anormale della fascia plantare e del tendine di Achille [40].

Diversi autori hanno studiato la compromissione della mobilità del complesso piede-caviglia in presenza di diabete. Un andamento generalmente decrescente è stato osservato del range di movimento, specialmente nei movimenti di flessione-estensione. Sono state formulate ipotesi sull'alterazione delle strutture di cartilagini e capsule che potrebbero interferire con la mobilità dell'articolazione. Studi sono stati anche condotti per investigare il ruolo di deficit muscolari in pazienti diabetici. Nel piano sagittale il principale deficit è risultato associato all'azione del flessore dorsale più che degli estensori della caviglia, con un decremento dal 10 al 18% in pazienti con solo diabete e dal 18 al 37% in presenza di neuropatia. Negli altri piani di riferimento si sono misurati momenti delle forze significativamente ridotti anche rispetto alla rotazione interna e in maniera più importante rispetto all'eversione, il che conferma un deficit muscolare significativo dei flessori dorsali della caviglia. Lo spessore anormale della fascia plantare e del tendine di Achille inoltre contribuiscono meccanicamente ad una maggiore resistenza dei momenti di flessione dorsale.

Considerando la mobilità attiva dell'articolazione, si ritrova una riduzione generalizzata in tutti i piani e direzioni di movimento, anche in assenza di neuropatia. Questo sembra confermare l'ipotesi che alterazioni concorrenti delle strutture e il coefficiente di elasticità di cartilagini e capsule possono limitare il range il movimento attivo in pazienti diabetici di lungo termine.

Si è formulata l'ipotesi che la compromissione funzionale risultante e l'azione avversa della gravità potrebbero concorrere a compromettere seriamente la biomeccanica del cammino. Più specificatamente, potrebbero peggiorare la gestione sia dell'appoggio sia della fase propulsiva del cammino: nella prima il piede è dorsi-flesso e l'azione dei flessori della caviglia è richiesta per rallentare la gamba e

stabilizzare il piede prima dell'appoggio del tallone; nella fase propulsiva il piede è plantar-flesso e gli estensori della caviglia devono inviare abbastanza energia per accelerare correttamente in avanti il centro di massa. Questo suggerisce che ci siano altri meccanismi oltre alla neuropatia che potrebbero contribuire ad alterare la biomeccanica di del complesso piede-caviglia [24].

Il complesso piede-caviglia, comprensivo di muscoli, gioca un ruolo importante nel controllo posturale. Un ispessimento delle strutture tendinee e legamentose di mani e piedi è stato osservato in pazienti con diabete mellito e la pressione plantare durante il cammino è risultata significativamente più alta. Un significativo ispessimento della fascia plantare è stato osservato indipendentemente dalla presenza di neuropatia. Un incremento del modulo di Young nei tessuti molli plantari può alterare la biomeccanica del complesso piede-caviglia portando ad un incremento del rischio di ulcere o alla possibilità di diminuire il controllo posturale. La rigidità alterata dei tessuti molli del complesso piede-caviglia può interferire con il feedback sensoriale e con la flessibilità del piede, con possibili conseguenze sul controllo posturale in statica.

In presenza di diabete, anche senza neuropatia, si è misurato un ispessimento dei tessuti molli in corrispondenza della fascia plantare e del tendine di Achille (anche in assenza di neuropatia). Si è ipotizzato che la glicosilazione non-enzimatica dei componenti del collagene dovuti all'iperglicemia contribuiscano all'ispessimento, così come il carico meccanico dovuto ad una maggior massa corporea comunemente notata in pazienti diabetici. Si è inoltre notato un incremento del modulo di Young dei tessuti molli plantari in pazienti con neuropatia diabetica, probabilmente legata alla glicosilazione non-enzimatica del collagene, con un aumento del diametro delle fibrille, un "impacchettamento" più stretto delle fibrille, e un maggior cross-linking delle fibrille adiacenti. La funzione meccanica primaria del collagene è prevenire lo scivolamento delle molecole sotto carico grazie ai vincoli dei cross-link intermolecolari. Tuttavia, un accumulo eccessivo di tali cross-link di molecole di collagene potrebbe indurre un incremento anormale della rigidità dei tessuti molli. Una fascia plantare più rigida potrebbe rendere il piede meno capace di sopportare la pressione plantare in piedi, risultando in un potenziale rischio di lesioni della pelle o causando difficoltà a mantenere l'equilibrio. Poiché i tessuti molli del tendine di

Achille sono anatomicamente e meccanicamente legati ai tessuti molli plantari, un aumento dello spessore dei tessuti nel tendine di Achille potrebbe indurre un ulteriore incremento nella forza di tensione esercitata dalla fascia plantare già irrigidita e prevenire così il collasso dell'arco longitudinale del piede. L'ispessimento dei tessuti molli plantari associato al diabete può portare ad un disturbo del feedback sensoriale e della flessibilità del piede, con conseguente impatto sul controllo posturale in appoggio.

Gli input somatosensoriali provenienti dai meccanorecettori a livello della pianta del piede (come i corpuscoli di Pacini, Meissner, Merkel e Ruffini) sono importanti per il controllo posturale. Il primo dito del piede (il primo raggio) è cruciale per controllare l'integrità del piede nel supportare l'arco mediale longitudinale che è la principale struttura per il supporto del carico. Un incremento del modulo di Young del primo raggio in persone affette da diabete può interferire con la distribuzione del peso e con la funzione di assorbimento dello shock durante la fase di appoggio del cammino. Studi hanno anche dimostrato che cambiamenti strutturali nella pelle e nei tessuti molli dei piedi associati al diabete potrebbero anche disturbare la sensibilità dei recettori responsabili del controllo dell'equilibrio che utilizzano informazioni sul centro di pressione. Un incremento del modulo di Young dei tessuti plantari della testa del primo metatarso può quindi costituire un importante contributo ai deficit di equilibrio notato in persone con neuropatia diabetica. Si è trovata una correlazione tra l'ispessimento dei tessuti molli al tendine di Achille e l'abilità delle persone affette da diabete di usare primariamente gli input vestibolari per mantenere l'equilibrio a seguito di un disturbo degli input somatosensoriali. L'incremento del modulo di Young dei tessuti molli plantari alla testa del primo metatarso e al tallone sembra invece correlato con l'abilità delle persone affette da diabete di usare input visivi e somatosensoriali per mantenere l'equilibrio. La perdita di sensibilità plantare potrebbero modificare le normali risposte posturali adottando strategie posturali differenti utilizzando informazioni somatosensoriali prossimali ancora intatte quando si ricevono informazioni in conflitto [22].

Dal punto di vista vascolare, è ben nota una correlazione diretta tra i livelli di glucosio e le complicazioni microvascolari del diabete. Il diabete mellito è associato ad un maggiore rischio di sviluppare aterosclerosi e sue complicazioni: infarto e

patologia vascolare periferica. In pazienti con diabete, l'aterosclerosi rappresenta una patologia complessa e multifattoriale con un' aumentata progressione e gravità della lesione [37]. E' difficile stabilire precisamente gli elementi che portano ad un' accelerata aterosclerosi nel diabete, ma è stato rilevato il ruolo fondamentale dell' iperglicemia e dislipidemia. L' iperglicemia può favorire complicazioni vascolari attraverso diversi meccanismi, con un aumento della formazione di prodotti finali glicosilazione e stress ossidativo, contribuendo a complicazioni macrovascolari e microvascolari. Esiste inoltre la neovascolarizzazione compromessa dei vasa vasorum che contribuisce alla progressione delle placche aterosclerotiche e alla rottura della placca, interconnettendo così la macroangiopatia e la microangiopatia[43]. In letteratura si ritrova anche l' ipotesi che vi sia un' ipossia funzionale dei vasa vasorum che potrebbe spiegare l' inizio e lo sviluppo iniziale dell' aterosclerosi nello strato profondo dell' intima. Poiché infatti i vasa vasorum sono arterie finali, possono facilmente sviluppare ipossia e/o ischemia nelle cellule dell' intima o della media delle pareti arteriose. I siti più vulnerabili per l' ipossia sono le biforcazioni arteriose per ragioni anatomiche e fisiologiche. E questi sono anche i siti più comunemente caratterizzati da aterosclerosi. I fattori di rischio noti per l' aterosclerosi, la pressione alta e la nicotina, riducono il flusso sanguigno nei rami finali dei vasa vasorum. L' ischemia locale causa una infiammazione locale che a sua volta rende le pareti permeabili a grandi particelle, colme di microbi e acidi grassi, che fagocitate dai macrofagi vengono trasformate in cellule schiumose (foam cells) [34].

5.2 Il piede artritico

L' Artrite Reumatoide è una patologia sistemica autoimmune che colpisce, spesso precocemente, il piede e la caviglia determinando dolore, invalidità e difficoltà nelle deambulazione che costringe il paziente ad uno stile di vita sedentario. L' interessamento del piede nell' artrite reumatoide avviene nell' 89% dei casi (Allieu et al.1980). Il distretto più colpito l' avampiede, nel 68% dei casi. Una precoce cura del piede e della caviglia può impedire o ritardare lo sviluppo di deformità quali: il valgismo del I dito, la rigidità della I metatarsofalangea, la griffe delle dita, le dita a

martello o ad artiglio, le lesioni dei tessuti molli, le ipercheratosi, le metatarsalgie, il piede piatto, il valgo di calcagno.

Un problema apparentemente epidermico come la presenza di ipercheratosi si accompagna pertanto ad un'alterata sensazione nervosa manifesta attraverso il dolore e ad un'alterata funzionalità microcircolatoria con aumentata permeabilità capillare e cute arrossata. La cute del piede è lo specchio dello stato di salute generale, in cui i massimi sistemi di regolazione dello stato di salute - il sistema nervoso, immunitario e vascolare - sono strettamente collegati e interdipendenti, e soprattutto, perfettamente coordinati. Ogni qualvolta questo coordinamento si discosta dall'equilibrio, perché uno qualunque dei componenti risulta troppo sollecitato e quindi iperattivato, tutto l'equilibrio cutaneo risulta compromesso.

Quando sul piede si applica uno stimolo meccanico derivante da vizi posturali, da alterazioni morfologiche o da alterata distribuzione dei carichi sulla pianta del piede, lo stimolo non è fisiologico e ne deriva una sovrastimolazione dei cheratinociti epidermici verso le strutture del derma e il mastocita, e viceversa. La cute ne risulterà pertanto alterata.

Nell'Artrite reumatoide la componente sensitiva cutanea del piede è coinvolta sia nello sviluppo di aree di ipercheratosi in zone del piede sottoposte a maggiore pressione verticale e tangenziale, sia nella progressione di fenomeni infiammatori a carico della cute e delle articolazioni sottostanti (borsiti). La frequente associazione di stati iperalgici localizzati ad alterazioni del rinnovamento e della cheratinizzazione cutanea, ipercheratosi e tilomi, indicano chiaramente l'interdipendenza funzionale tra sistema nervoso che innerva la cute e stato di salute cutanea.

Nei pazienti reumatici il dolore si associa spesso a rigidità, deformità articolare, sublussazioni, retrazioni capsulolegamentose ed ipotrofie muscolari che interessano tutte le articolazioni del piede e in particolare le piccole articolazioni. Il concetto base è che un piede per funzionare bene deve alternare fasi di rilasciamento a fasi di irrigidimento. Ciò consente di ottenere stabilità, propulsione, adeguata distribuzione delle pressioni. Poiché spasmo dei peronieri, allargamento dell'avampiede, deambulazione antalgica, insufficienza muscolare e capsulo-ligamentosa, sono tutti elementi che avviano il piede artritico verso una destabilizzazione in senso pronatorio, sarà necessario prevenire, per quanto possibile, i fattori pronatori.

Ovviamente all'insufficiente risposta dei meccanismi antigravitari, consegue un progressivo appiattimento della volta plantare ed una deformità in valgo, conseguenza anch'essa della iperpronazione.

L'AR determina modificazioni dell'articolazione tibiotarsica e della sotto astragalica (retro piede), del mesopiede (articolazioni tarso-metatarsali) e dell'avampiede (articolazioni metatarso- falangee e dita) condizionando la comparsa di dolore e fuga da carico nella fase statica e dinamica del passo.

In sintesi, considerando l'avampiede, possiamo distinguere, secondo la classificazione di Viladot almeno tre forme di piede reumatoide:

- avampiede “triangolare”
- avampiede “a colpo di vento peroneale”
- avampiede con forma atipica

L'avampiede “triangolare” rappresenta certamente la forma più frequente ed è caratterizzato da un alluce valgo e da un quinto dito atteggiato in varismo.

Nell'avampiede a “colpo di vento”, invece, tutte le dita si presentano deviate verso l'esterno.

Nell'avampiede in forma atipica, la deformazione non appare correlata ad alcuna conformazione metatarsale o digitale del piede.

Tuttavia, le alterazioni che più frequentemente possono condizionare la deambulazione in un paziente con AR, determinando la comparsa di dolore, sono rappresentate dalla modificazione dell'appoggio plantare che possiamo così riassumere e classificare, schematicamente:

- piede piatto-valgo
- piede piatto - valgo con valgismo calcaneare e cavismo dell'avampiede a vertice sull'articolazione di Chopart o di Lisfranc
- alluce in valgismo con dita a griffe e conseguenti protusioni di una o più teste metatarsali.

Dal punto di vista vascolare è particolarmente importante nel trattamento del piede artritico è inoltre ridurre la stasi venosa e/o linfatica. L'artrite reumatoide ha una moltitudine di manifestazioni extra-articolari, tra le quali una significativa vasculite sistemica. La vasculite reumatoide ha una varietà di espressioni istopatologiche e

influisce sui vasi sanguigni di tutte le dimensioni, dai vasa nervorum e vasa vasorum dell'aorta e occasionalmente vene venule [32].

L'infiammazione delle pareti arteriose nella vasculite è indice una serie di cambiamenti strutturali, che includono la formazione di nuovi vasa vasorum. Nelle arterie normali i vasa vasorum si trovano solo nell'avventizia, mentre nelle arterie infiammate i capillari emergono anche nella media e nell'intima. Questi capillari mostrano una topografia differente con una disposizione circonferenziale del primo-terzo esterno dell'intima [26][38]. La neovascolarizzazione è strettamente correlata con la formazione dell'intima che ostruisce il lume, la frammentazione della lamina elastica interna, e la presenza di cellule giganti multinucleate. Si è dimostrato che la formazione di nuovi vasa vasorum nella vasculite è regolata da cellule infiammatorie e non dalle cellule delle pareti arteriose, introducendo la possibilità che questo rappresenti un meccanismo primario della malattia e non un evento secondario indotto dall'ipossia [35].

6. Il modello ORTO-R

L'esigenza di ricercare uno strumento di misura univoco, oggettivabile ma soprattutto individuale ha condotto alla necessità di formulare un modello nuovo, presentato in questa tesi e denominato modello ORTO-R. Tale modello vuole valorizzare le conoscenze scientifiche contenute nei modelli scientificamente riconosciuti, tra cui il biomeccanico e il posturologico, valicandone però alcune limitazioni. Il modello ORTO-R si propone di dare una rappresentazione delle grandezze biomeccaniche attraverso la costruzione di un grafico che veda proiettata la situazione globale del corpo in toto, e che sia anche in grado di cogliere le strategie più fini, locali, le strategie vascolari che possono davvero fare la differenza nella funzionalità del piede e dell'intero sistema.

Perché cinque professionisti propongono cinque diverse soluzioni per il trattamento di un singolo paziente, pur utilizzando strumenti informatizzati molto precisi?

Questa domanda nasce dall'esperienza diretta ed è avvalorata dalla letteratura che riporta studi sulla variabilità nelle misurazioni e nella realizzazione di ortesi [25][23]. E' riconosciuta una variabilità nel trattamento proposto secondo le diverse discipline; nel caso dei modelli approfonditi nella tesi, il modello biomeccanico e il modello posturologico, è sostanziale la differenza per il tipo di approccio che vede i biomeccanici concentrarsi principalmente su posizioni articolari e forze, e i posturologi cercare di ristabilire l'equilibrio grazie a compensi sensoriali. Tuttavia la variabilità di trattamento sullo stesso soggetto è notevole anche tra professionisti aderenti alla medesima disciplina, talvolta facenti parte del medesimo gruppo di lavoro, utilizzando le medesime tecniche di rilevazione con gli stessi strumenti, anche informatizzati e quindi per definizione ripetibili e oggettivi.

E questa domanda mi ha quindi condotto ad un altro interrogativo chiave.

E' possibile trovare uno strumento di misura che sia davvero personalizzato e individuale?

Il modello ORTO-R discusso nella tesi ha l'intento di proporre un modello di riferimento per la valutazione individuale del paziente sulla base della lettura di un grafico che fotografi la situazione di appoggio podalico in carico (a catena cinetica chiusa) confrontato ad un analogo grafico costruito sull'impronta rilevata in clinostatismo, ovvero a catena cinetica aperta. Infatti concetto cardine di questo modello è la necessità di cogliere, prima dell'appoggio al suolo, le posizioni pre-programmate dai centri di integrazione superiori (feedforward) e realizzate attraverso la configurazione delle catene muscolari e delle posizioni articolari. Nell'appoggio al suolo il piede si trova a dover "scendere a compromessi" tra ciò che il cervello e gli altri centri superiori detterebbero, e ciò che il suo corpo, e soprattutto i suoi piedi come componente terminale, si ritrovano a proiettare sul suolo.

Qual è il valore aggiunto del modello ORTO-R rispetto ai modelli biomeccanici e posturologici?

Relativamente al modello biomeccanico, il modello ORTO-R proposto nella tesi apprezza l'attenzione allo studio delle posizioni e dei rapporti articolari e l'accento sulle leggi fisiche che governano il movimento. In particolare trova uno dei suoi punti chiave nella rappresentazione biomeccanica dell'elica podalica, come espressione della legge di avvolgimento e svolgimento del piede. Condivide inoltre la visione, recentemente acquisita in ambito biomeccanico, del piede come organo di moto e organo di senso. Tuttavia propone una visione del principio di trattamento delle anomalie podaliche che si discosta da quella prettamente biomeccanica in cui si tende a ristabilire la normalità del movimento e della posizione del singolo piede. Si sostiene che il trattamento podologico debba avere come prima intenzione il miglioramento del sistema nel suo insieme, e in seconda battuta il miglioramento della componente loco-regionale. Dimostrazione della stretta correlazione tra mondo esterno e mondo interno sono i riflessi, ovvero quei movimenti involontari che insorgono in seguito a un dato eccitamento e che sono sempre gli stessi per lo stesso eccitamento. Si ricordi in modo particolare il dermografismo, riflesso vascolare che si provoca strisciando sulla cute con un corpo ottuso, e che ha come risposta la comparsa di una striscia bianca (spasmo dei vasi capillari) o rossa (paresi dei

capillari stessi). Il modello qui descritto, come dettato dalla biomeccanica, propone di ricostituire piani nell'ortesi che tuttavia non vadano solo a ripristinare i rapporti angolari desiderati, ma favoriscano e modulino la tempistica di contributo vascolare arterioso e venoso. Si propone inoltre di ragionare su come favorendo una buona emodinamica locale si possa potenzialmente intervenire su situazioni locali che hanno forti ripercussioni sulla biomeccanica, per fare qualche esempio le ulcere diabetiche o l'incremento del modulo di Young dei tessuti molli plantari nel piede diabetico.

Il modello ORTO-R ritrova nella teoria posturologica alcuni dei suoi concetti chiave. Il primo è relativo alla visione del piede come tampone terminale del sistema: esso si fa carico dei deficit e degli squilibri soprastanti, e su di esso si può giocare per migliorare la situazione dell'intero sistema. Si apprezza inoltre il fatto che venga considerato per il trattamento di riprogrammazione posturale il principio bioenergetico derivante proprio dallo studio dei riflessi cutaneo-vascolari: questo modello sostiene la rilevanza dei tempi in cui uno stimolo viene esercitato e appoggia la visione, propria della posturologia, del piede come porta di accesso aperta/chiusa sul sistema tonico posturale, o meglio sul sistema nel suo insieme. La posturologia tiene conto della lateralità dominante del soggetto, a livello podalico, posturale e sensoriale in genere. Come la posturologia sostiene l'importanza di mantenere la propriocezione nella progettazione di ortesi plantari, evitando spessori che ne eliminino l'efficacia; il modello proposto pone attenzione al fatto che lo spessore dei rilievi a livello plantare nella progettazione di un'ortesi non debbano tendere a ristabilire necessariamente i piani normali ma debbano rafforzare il potenziale sensoriale, articolare ed emodinamico dell'individuo in quel contesto spazio temporale. Della posturologia, il modello proposto nella tesi sottolinea la reciproca influenza dei distretti corporei inferiori e superiori; sul grafico si leggono le situazioni a livello di Chopart e Lisfanc, con l'intenzione di intervenire per compensare situazioni deficitarie a livello di ginocchio, bacino e così via. L'intervento viene fatto in termini sia biomeccanici sia vascolari tenendo conto della lateralità prevalente nei diversi punti e cercando rispettare la funzionalità vascolare dei distretti soprapodalici corrispondenti.

Se quindi si vuole utilizzare uno strumento individuale per il paziente, come è possibile leggere le strategie vascolari?

Sul piede si gioca la componente terminale per il ritorno di informazione al cervello, e ciò passa sicuramente dai meccanismi sensoriali e propriocettivi, ma anche e soprattutto dai meccanismi emodinamici, in particolar modo dal ritorno venoso. Il cervello ha bisogno di ritorno venoso per quantificare i gradienti biochimici residui delle periferie. La modulazione del ritorno venoso è pertanto chiave nel modello in quanto è legato alla modulazione del ritorno di informazione sulla situazione podalica ai centri superiori. Il terzo medio di gamba è fondamentale in quanto in questo distretto la pompa venosa è responsabile del ritorno al cuore dei 2/3 di sangue circolante. E' quindi necessario leggere questa posizione prima dell'appoggio al suolo e, successivamente, in carico: la presa dell'impronta in clinostatismo, e quindi in un piano libero con appoggio simulato, consente di cogliere il differenziale tra il pre-appoggio e l'appoggio reale registrato tramite presa dell'impronta in ortostatismo.

Qui di seguito si richiamano alcuni concetti relativi ai modelli emodinamici, con particolare accento sui meccanismi emodinamici venosi.

6.1 Richiami ai modelli emodinamici per l'interpretazione del modello

Il modello ORTO-R sottolinea il ruolo di prim'ordine delle vene nella regolazione del flusso sanguigno. Tale modello si basa sull'idea che la modulazione del flusso ematico a livello locale e sistemico si possa giocare soprattutto sfruttando i meccanismi di regolazione del flusso venoso e delle tempistiche di apporto nutritivo (arterie) e ritorno di informazione (vene). Secondo questa logica, la promozione di un buon funzionamento della pompa venosa potrebbe assicurare un buon reintegro della funzionalità del piede, sia a livello cutaneo sia articolare.

Le vene infatti non sono solo vie di passaggio per il flusso sanguigno verso il cuore, ma esse esercitano molte funzioni necessarie alla circolazione. Particolarmente importante è la loro capacità di restringersi e di dilatarsi che consente di accumulare quantità di sangue più o meno grandi e renderle disponibili alla restante parte del sistema circolatorio in caso di bisogno.

Si suggerisce un'immagine del sistema venoso come lago, riserva di volemia, verso cui far scorrere fluidi in un certo punto e in un certo tempo, dopo aver garantito l'approvvigionamento ematico dei distretti periferici (ad esempio le dita dei piedi).

Inoltre le vene possono spingere in avanti il sangue con il meccanismo di pompa venosa e contribuire a regolare la gittata cardiaca.

Sappiamo che i fattori che sono in grado di incrementare il ritorno venoso, e quindi la pressione atriale destra, sono l'aumento del volume del sangue, l'aumento considerevole del tono dei vasi con il conseguente aumento delle pressioni venose periferiche, e la dilatazione delle arteriole che riduce la resistenza periferica consentendo un rapido flusso di sangue dalle arterie alle vene.

Quindi l'arteria dovrebbe trovare un buon canale di passaggio grazie ad un piano di scorrimento che agevoli l'apporto arterioso, e si dovrebbero nel contempo avere dei piani di scorrimento di entità inferiore che favoriscano la tempistica venosa. Il grafico ORTO-R vuole dare una lettura dei momenti in cui si deve avere ritorno venoso, suggerendo la progettazione di spessori minimi in determinati punti dell'ortesi che favoriscano la realizzazione di tali piani.

Il flusso nel vaso è determinato dal gradiente di pressione e dalla resistenza vascolare. Secondo la logica del modello il ripristino della funzionalità del piede attraverso ortesi dovrebbe concentrarsi sulla regolazione delle resistenze periferiche creando piani di "scorrimento" a favore dei meccanismi emodinamici interessando principalmente il piano sagittale, evitando o riducendo deformazioni di taglio che potrebbero stirare i comparti vascolari superficiali. L'incremento del modulo di Young dei tessuti molli plantari osservato nel paziente diabetico è un esempio di situazione con forte impatto sulla biomeccanica del cammino, su cui, forse, si potrebbe intervenire grazie ad un'adeguata modulazione dei meccanismi emodinamici con piani opportuni.

Un vaso venoso segue la fisiologia dei vasi compressibili ovvero all'aumentare dei volumi di sangue in esso contenuti si genera pressione per valori sempre crescenti.

Le fasciature utilizzate nella pratica clinica per contenere edemi o per l'insufficienza venosa cronica tuttavia coinvolgono inevitabilmente tutti i distretti vascolari, anche quelli arteriosi; il modello proposto nella tesi invita a riflettere su come si possa

invece agevolare arteria o vena in punti e tempi ben identificati, nel rispetto delle loro funzioni specifiche.

La tesi sottolinea inoltre l'importanza di un buon scambio di massa, veicolata dalla corrente ematica, a cui potrebbe conseguire anche una buona guarigione locale, ad esempio delle ulcere diabetiche.

Si è detto che il cuore è la pompa principale del sistema. Il sistema venoso con il suo importante potere capacitivo attivo e passivo consente di riempire il cuore secondo i suoi bisogni.

Nella pompa toraco-addominale le variazioni emodinamiche che si generano sono modificate secondo l'atto respiratorio, gli sforzi e la posizione. Si sottolinea che, in relazione all'atto respiratorio, gli arti inferiori sono principalmente irrorati grazie all'espiazione, mentre la parte alta del corpo durante l'inspirazione.

Nella pompa vasculo-muscolare l'azione delle pompe provviste di valvole è fondamentale poiché grazie a questo meccanismo si svuota verso l'alto e in modo intermittente il contenuto venoso più velocemente di quanto non possa riempirsi per mezzo del suo apporto arterioso a causa delle resistenze microcircolatorie, riducendo la massa e dunque il carico a monte.

agisce, attraverso variazioni di volume e pressione, sul sangue contenuto nelle vene grazie alla contrazione e al rilassamento dei muscoli scheletrici che la circondano, mentre la direzione del flusso è assicurata dalla disposizione delle valvole.

Nella pompa di Lejars, costituita dalle vene della pianta del piede, la sistole e la diastole sono assicurate dalle reazioni al suolo generate dai movimenti di appoggio e di sollevamento del piede nella deambulazione. I piani dell'ortesi devono essere modulabili per poter favorire passaggio da arteria a vena. I piani del modello ORTO-R dovrebbero favorire proprio la modulazione di tali piani, ovvero la modulazione di tali passaggi.

A livello microscopico si osserva che gli sfinteri precapillari normalmente sono completamente aperti o completamente chiusi e che il grado di costrizione della metarteriola varia nel tempo; il numero degli sfinteri precapillari, che sono aperti in

un dato periodo, è all'incirca proporzionale alla richiesta di nutrimento del tessuto, secondo il principio della vaso mozione.

Anche la tempistica degli sfinteri precapillari deve essere giusta per garantire, nei tempi lunghi, un buon livello di nutrimento dei tessuti. Grazie ai piani variabili del modello, la vasomozione potrebbe essere favorita da una biomeccanica che utilizzi canali arteriosi ben delineati, modulati nella loro tempistica di vascolarità arteriosa con un effetto anticipatorio, ovvero in considerazione alle necessità di svuotamento delle vene.

Circolazione venosa degli arti inferiori

Si propone in questa sezione un approfondimento sulla funzionalità e anatomia vascolare degli arti inferiori, in particolare alla circolazione venosa, poiché particolarmente interessante per l'interpretazione del modello ORTO-R.

La circolazione venosa degli arti inferiori è un insieme di vasi sottesi tra il microcircolo ed il cuore destro. Il volume, la portata, la pressione e la direzione del flusso sanguigno venoso dipendono da una serie di variabili fisiologiche quali: le caratteristiche fisiche delle pareti, i gradienti di pressione transvalvolari, le pompe cardiaca, plantare, toraco-addominale e valvolo-muscolare, e infine dalla forza di gravità. Se il cuore rappresenta la pompa principale del sistema arterioso, **il piede potrebbe quindi rappresentare la pompa principale del sistema venoso**. Durante il cammino sui punti di appoggio agiscono forze pari a cinque o sei volte il peso del corpo. Con questa immensa liberazione di energia il piede, attraverso la suola di Lejars, rappresenta il "cuore periferico". L'anatomia venosa è frutto delle esigenze del movimento degli arti inferiori. Negli arti inferiori le vene sono sostanzialmente di tipo propulsivo. Le vene del sistema profondo sono satelliti delle corrispondenti arterie e decorrono nelle logge intermuscolari, mentre le vene del sistema superficiale sono indipendenti dalla ramificazione arteriosa.

La circolazione venosa del piede è costituita da una fitta rete di piccoli vasi che dalle dita del piede viene drenata da vene dorsali e vene plantari.

Si noti in particolare come le comunicazioni tra le vene plantari e i tronchi venosi profondi sono libere, principalmente perché le vene perforanti di questa regione sono povere di valvole. Le aperture e i restringimenti degli spazi inter-metatarsici e delle

fessure aponeurotiche plantari, durante la marcia, si adattano alla compressione esercitata sul “materasso” venoso chiuso tra la pelle e l’arco osteo-articolare mobile del piede. In questo punto (il più basso dell’asse venoso profondo) esiste un sistema impulso-aspirativo distale, che esplica un notevole effetto emopropulsivo sia verso il sistema venoso superficiale che verso quello profondo, e che viene chiamato comunemente suola plantare di Lejars.

Il Sistema venoso profondo drena i tessuti sottoaponevrotici ed è situato nella profondità dei muscoli, i principali collettori formano con l’arteria i vasi linfatici e i nervi adiacenti il fascio vascolonervoso.

Il drenaggio del piede è assicurato dai seguenti sistemi venosi:

L’arcata venosa dorsale superficiale ben visibile sotto la cute. Dalla arcata venosa dorsale originano medialmente la vena marginale interna che dopo aver ricevuto le vene perforanti della faccia interna diventa safena interna, anteriormente al malleolo interno. Lateralmente si continua nella vena marginale esterna in cui confluiscono le perforanti esterne e diventa safena esterna, posteriormente al malleolo esterno.

Il circolo venoso superficiale detto suola venosa di Lejars dermico e ipodermico tappezza tutta la pianta del piede la volta plantare e il tallone e drena nelle vene marginali (Figura 36).

ARCATA DORSALE SUPERFICIALE

Vena marginale interna

Vena marginale esterna

SUOLA VENOSA PLANTARE

SUPERFICIALE DI LEJARS

VENE PLANTARI INTERNE ed

ESTERNE :

Vena tibiale posteriore

Vena tibiale anteriore



Figura 36 – Arcata dorsale superficiale e suola venosa plantare superficiale di Lejars

Il circolo venoso profondo corrisponde al vero serbatoio sanguigno della pompa venosa del piede. Costituisce due voluminosi peduncoli: le vene plantari interne ed esterne. Posteriormente drena nella vena perforante tibiale posteriore che è

all'origine della vena tibiale posteriore. Anteriormente convergono verso la vena perforante che da origine alla pedidia e quindi alla tibiale anteriore.

Il muscolo tibiale posteriore ha quindi la possibilità di ottenere arteria attraverso la peroniera: questo muscolo sarà probabilmente coinvolto nella regolazione delle tempistiche di apporto nutritivo e ritorno venoso dell'arto inferiore.

Le vene profonde dell'arto inferiore sono composte da 3 paia di tronchi venosi satelliti delle arterie: vene tibiali posteriore, anteriore e peroneali.

Al di là di ogni elaborazione teorica o filosofica, ho provato a basarmi su ciò che di più concreto abbiamo, ovvero le strutture anatomiche, vasi, muscoli, nervi, ossa... E proprio la lettura delle tavole anatomiche mi ha aiutato a comprendere come probabilmente nelle strategie che il nostro corpo, "posturalmente" parlando, adotta per funzionare, sia fondamentale il concetto di "**lateralità**" (Figura 37).

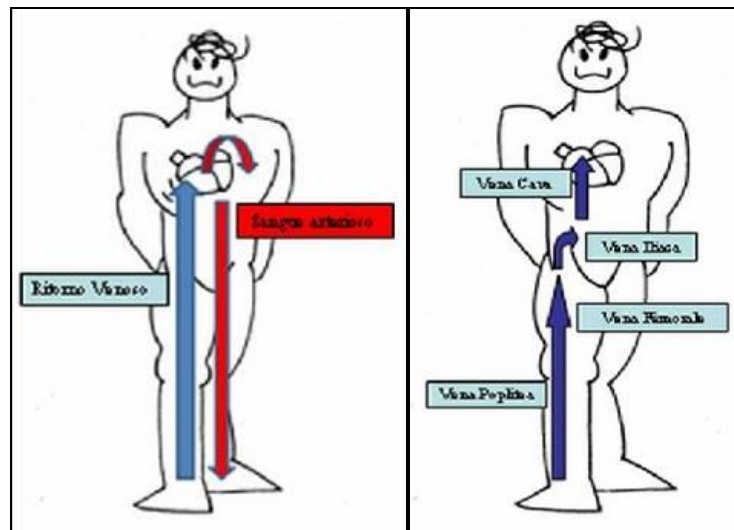


Figura 37 – Lateralità e funzione

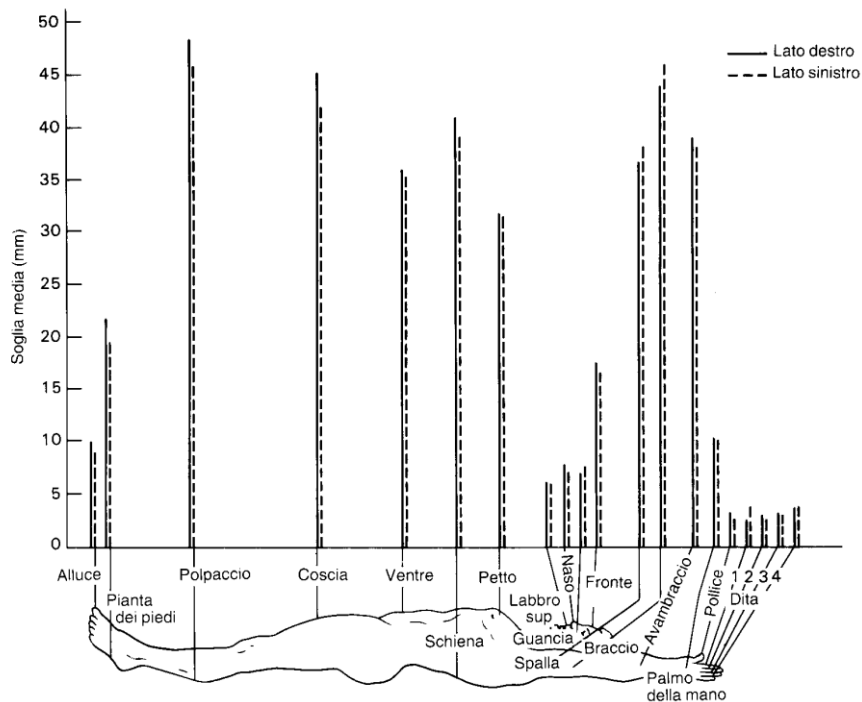
La vena iliaca comune destra e la cava hanno un decorso quasi verticale verso l'alto mentre l'iliaca comune sinistra decorre trasversalmente per unirsi alla controlaterale formando un angolo quasi retto, è spinta verso l'alto dalla convessità della colonna lombosacrale ed è incrociata dall'arteria iliaca comune destra, questo determina un grado variabile di compressione della vena iliaca comune sinistra (Figura 38).



Figura 38 - Vasi iliaci e cava inferiore

Una eccessiva compressione può essere causa di trombosi. Le vene iliache interne originano dalla confluenza delle vene glutee, pudende interne, otturatorie e plessi sacrale e pelvico

A proposito delle differenze sulla sensibilità, risulta importante un lavoro tratto dall'Università La Sapienza di Roma in cui si nota come la discriminazione di due punti è differente nelle varie zone della superficie corporea ed in particolare la parte destra del corpo sembra statisticamente più sensibile agli stimoli somatosensoriali rispetto all'emilato sinistro (Figura 39).



*Figura 39 – Discriminazione sensoriale dei punti nelle diverse zone corporee
Quale deve essere il contributo differenziale in termini di vascolarità perché questo accada?*

Per cercare di capire ho fatto del Netter (atlante di anatomia umana) un amico serale. Delle infinite domande che mi ha suscitato ne ripropongo alcune a mio giudizio di particolare interesse.

Come può fare il nostro cervello a “fare il punto” in modo così preciso e tempestivo da non farci cadere o inciampare ad ogni passo anche quando la struttura sovrastante i piedi, nel suo insieme, sembra pendere e torcersi in tutti i piani di movimento?

Queste immagini mi sono sembrate tanto importanti da poter suggerire almeno qualche ipotesi nel nostro intento terapeutico quotidiano.

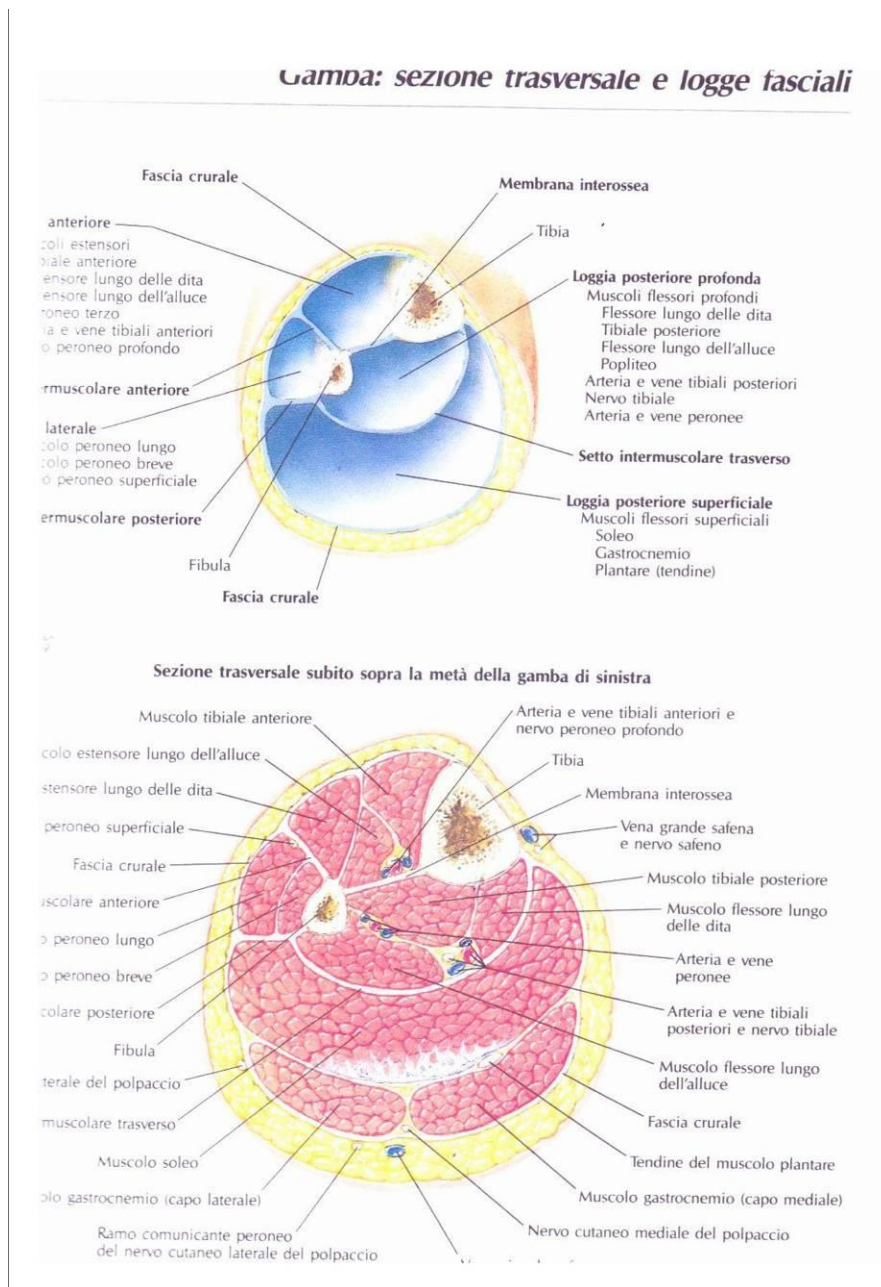


Figura 40 – Sezione trasversale e logge fasciali al terzo medio di gamba

La Figura 40 presenta la sezione trasversale e le logge fasciali al terzo medio di gamba

Ho focalizzato l'attenzione sul muscolo tibiale posteriore (Figura 41) che sembra essere, al centro del setto intermuscolare trasverso, il più protetto e tutelato; la sua posizione è infatti coperta davanti dai due piloni ossei (tibia, anteromedialmente e

perone, anterolateralmente) e posteriormente dalla potente massa muscolare della loggia posteriore superficiale (soleo e gemelli).

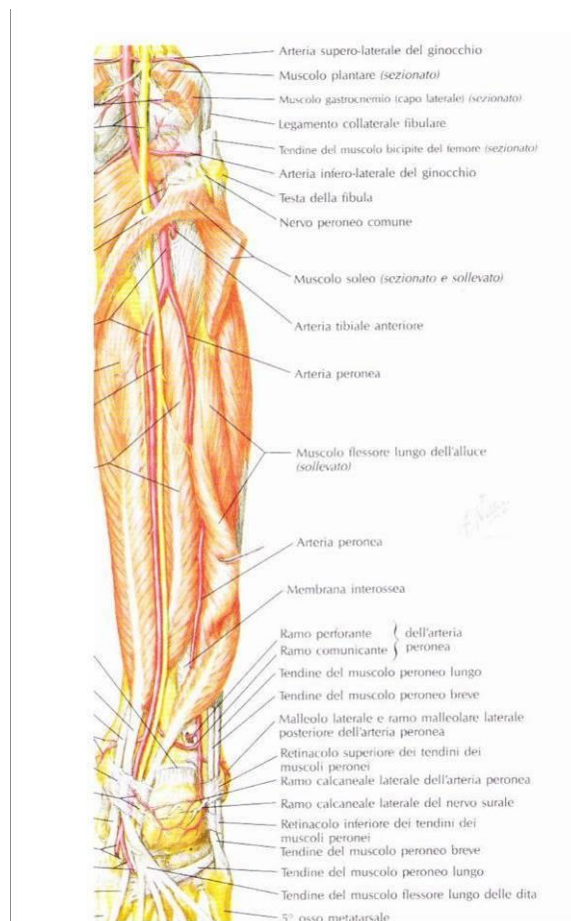


Figura 41 – Muscolo tibiale posteriore

Andando ancor più nel dettaglio porrei l'attenzione sui contributi nervosi ed emodinamici dei quali gode questo muscolo.

All'origine è bipennato e i due ventri muscolari sono nutriti da due differenti arterie

- la peroniera per il ventre laterale
- la tibiale posteriore per il ventre mediale

Quale la ragione di tanta attenzione?

Il nervo che ne segue il decorso fino all'inserzione tendinea distale è il tibiale che, all'altezza del terzo medio emette una piccola diramazione nella direzione dell'arteria peroniera.

Nella sezione al terzo medio di gamba , infatti, possiamo notare solo la presenza dell'arteria e delle due vene peroniere ma nel pacchetto laterale manca la presenza del nervo

Perché?

Anteriormente alla membrana interossea vediamo la presenza dei tre grandi protagonisti della “discesa sulla terra” del piede

- estensore lungo dell'alluce
- tibiale anteriore
- estensore lungo delle dita

che vivono dell'impulso e della vascolarità legati al pacchetto della arteria e vene tibiali anteriori e del nervo peroneo profondo

Il controllo antagonista del muscolo tibiale posteriore sull'azione del tibiale anteriore, prima, e dell'estensore dell'alluce e delle dita poi, non potrebbe risultare differente nel caso di una manifesta lateralità dominante nell'appoggio di tallone al suolo? Quante volte vediamo anziani scendere il primo gradino delle scale utilizzando sempre lo stesso piede anche se dolente?

Nella logica emodinamica quali, dove e quanto verranno distorti quei capillari terminali incaricati di mantenere trofici quei recettori tessutali investiti del compito di stimolare adeguate risposte motorie?

Se il cervello calcola gli stimoli da applicare ai vari muscoli in funzione delle esigenze antigravitatorie del corpo in toto deve tener conto delle differenze pressorie anche in termini di tempo di applicazione della forza e quindi cercare un modello che si avvicini il più possibile al calcolo anticipatorio dell'atto di appoggio non potrebbe aiutarci a simulare quei momenti in cui un piccolo vaso arteriolare deve trovare un piano adeguato per rispondere correttamente alle esigenze di svuotamento del comparto linfo venulare?

Nell'analizzare la biomeccanica podalica si è visto che si verificano spesso situazioni in cui, per compenso, il piede si pone in conformazione di pronazione della sottoastragalica. Non potendo credere a teorie di autolesionismo, come si spiega la pronazione della sottoastragalica? Tale configurazione potrebbe essere spiegata come

risposta allo spostamento del baricentro e adattamento delle strutture anatomiche al nuovo assetto di forze, oppure in relazione a cedimenti/deformazioni strutturali del piede. O forse si potrebbe prospettare un coinvolgimento dei meccanismi vascolari che richiedono, in tempi veloci, di riportare informazione verso il centro; per cui la pronazione diventa funzionale al ritorno di informazione grazie all'attivazione di meccanismi di pompa in corrispondenza della zona mediale della pianta del piede? E quindi leggendo la tempistica di questi momenti per ogni articolazione non potrebbe favorire un andamento meno stressante al capillare arterioso? Il piano conformazionale potrebbe non essere più quello giusto perché le strutture soprapodaliche presentano problematiche e costruire piani adeguati potrebbe favorire un anticipo dello svuotamento venoso.

Purtroppo l'impossibilità ad applicare fattivamente tale lettura del grafico ORTO-R all'esecuzione di solette, ha reso discutibili le risposte che, con un serio lavoro decennale di ricerca, ho tentato di contestualizzare e, di conseguenza, mi è impossibile enunciarne i risultati .

6.2 Concetti chiave del modello ORTO-R

Il modello ORTO-R prevede l'acquisizione di un'impronta podografica ottenuta in clinostatismo (partenza a catena cinetica aperta) e con simulazione dell'appoggio dinamico (fine dell'appoggio a catena cinetica chiusa). Il modello propone la realizzazione di un grafico di riferimento dell'appoggio podalico che metta in luce le relazioni spazio-temporali dei meccanismi che regolano la funzione di moto e di senso proprie del piede.

La costruzione del grafico passa attraverso diversi passaggi descritti nel dettaglio nella sezione dedicata. Il punto di partenza consiste nell'identificare l'asse di stacco dal suolo, tracciando la linea intermetatarsale che congiunge i due metatarsi esterni con la distanza trovata dal paziente nella sua posizione ortostatica confortevole: in questa configurazione si fotografa la fase in cui si passa dall'appoggio al volo. In questa fase il carico è massimo e, da un punto di vista emodinamico, si sottende un contributo vascolare arterioso massimo con il sangue (e quindi l'informazione) che dall'interno deve arrivare alle periferie. Siamo sull'elica anteriore e si configura una

leva di secondo tipo alla sua massima efficienza in termini di forza. Subito dopo dovrà iniziare la massima chiusura che interesserà principalmente primo-secondo-terzo dito, riferibili proprio al piede astragalico.

Quarto e quinto dito invece devono ritornare il loro contributo venoso a livello della sottoastragalica durante il momento della Chopart, lasciando libera la Lisfanc di iniziare il momento dinamico arterioso.

La costruzione finale del grafico ORTO-R riporta una serie di assi, punti i riferimento e distanze che valutate secondo indicatori geometrici, con metriche qualitative e quantitative e mediante confronto tra la catena cinetica aperta e la catena cinetica chiusa, consentono di avere una lettura della situazione individuale del paziente.

L'identificazione di indicatori e metriche per la lettura del grafico, che verranno trattati nel dettaglio in una sezione dedicata, nasce da considerazioni chiave alla base del modello ORTO-R.

Innanzitutto la lettura degli assi deve essere fatta nei tre piani dello spazio e deve includere il fattore-tempo. E' ipotizzabile che la distensione delle strutture sia collegata ad un incremento del tempo per lo spostamento, ovvero ad un incremento del lavoro meccanico. Avere assi di riferimento è inoltre utile per ragionare sui muscoli della pianta del piede, che attivandosi, possano modificare i vettori emodinamici, soprattutto i muscoli intrinseci e quelli che sviluppano il loro lavoro su altri muscoli (ad esempio il quadrato della pianta per il comparto posteriore e gli interossei per il comparto anteriore). Con i muscoli attivati o disattivati può ragionevolmente essere modificata la componente più superficiale cutanea e nervosa, mediante il coinvolgimento dei vasa vasorum e vasa nervorum che nutrono la parte più superficiale del nostro appoggio.

Sul grafico si può cogliere la tendenza a lateralizzare verso destra o sinistra in corrispondenza dei diversi punti di riferimento coinvolti nell'appoggio: è ipotizzabile che più la lateralità si esprime, maggiore sarà il tempo per passare da un piede all'altro, e ciò si associa all'espressione dei meccanismi emodinamici che necessitano di più o meno tempo per svilupparsi nelle relative zone.

L'idea che domina questo lavoro è la possibilità di agire in tempo reale facilitando la logica delle resistenze periferiche del sistema arterioso e quindi chiudendo o aprendo

secondo indicazione del grafico il rapporto tra arteria e vena. Il grafico aiuta nell'identificazione dei punti in cui andare a creare dei piani, costituiti da spessori minimi nell'ortesi, per favorire il deflusso arterioso in determinati canali e agevolare l'emodinamica venosa in determinati punti, secondo una lateralità prevalente letta dal grafico. Ragionando su ciò che succede a livello superiore, sappiamo infatti che destra e sinistra non sono uguali. I piedi rispecchiano l'anatomia locale dell'emilato destro e sinistro; dal punto di vista posturale, sul piede si vede la traslazione del corpo che sta sopra con le sue esigenze vascolari. Il torace ad esempio ha esigenze vascolari molto diverse dagli arti inferiori; il ritorno venoso degli arti inferiori è favorito da espirazione, il ritorno venoso della parte superiore del corpo è favorito da inspirazione.

Sul grafico si può osservare l'avvitamento o svitamento delle due eliche posteriore e anteriore, associati a piede cavo o piatto, supinato o pronato. E ancor più significativa è l'osservazione della variazione di conformazione nel passaggio da catena cinetica aperta a catena cinetica chiusa. Infatti i meccanismi emodinamici di pompa venosa sono favoriti da meccanismi compressivi e decompressivi e ciò apre alla possibilità di poter agire in tempi differenti sui meccanismi di spinta cavizzante (arteria) e spinta pronante (vena) per la modulazione della pompa venosa. Se ad esempio si ha un retro piede già appiattito a catena cinetica aperta, sarà probabilmente difficile ottenere una buona situazione di pompa emodinamica durante l'appoggio; o se il piede si trova in eccesso di cavismo, come in alcune situazioni neurologiche gravi, non sarà possibile attivare il meccanismo di pompa venosa.

Su questi aspetti si è approfondita l'osservazione attraverso uno studio sperimentale presentato nel dettaglio nella tesi, su due popolazioni patologiche (artritici e diabetici) e su un campione di controllo.

In sintesi le potenzialità offerte dal modello ORTO-R proposto sono le seguenti:

- Si studia l'intervento secondo un progetto di anticipo, ovvero si valuta la possibilità di modulare i movimenti dei diversi distretti del piede in modo da garantire sia le funzionalità che prevedono una ossigenazione dei tessuti coinvolti (compressione) sia meccanismi di decompressione che garantiscano un buon ritorno venoso-linfatico.

- Si considerano i due piedi come unità funzionale (come già indicato da Destot-Chiappara)
- Si guarda al piede calcaneare e astragalico (Pisani)
- Si analizza il meccanismo ad elica retro-avampodolica come costituito da due meccanismi distinti (pala posteriore e pala anteriore) che si condizionano vicendevolmente ma che possono essere modulati separatamente attraverso un'ortesi.
- Si valutano le strategie legate alla lateralità suggerite dall'espressione al suolo di indicatori di interesse per valorizzare i tempi di attivazione di meccanismi emodinamici gestiti a partire dalla struttura podalica.

Il grafico ORTO-R va letto come una fotografia della funzione moto-sensoriale del piede in un tempo e in una condizione ben determinate. Occorre infatti ricordare che la progettualità dell'appoggio è costantemente sotto il controllo dei centri superiori e può nel tempo subire modifiche.

Qualora si intendesse procedere a sviluppare il grafico e a raffinare l'individuazione di metriche e indicatori, la prospettiva è quella di vedere proiettati sul grafico le strategie legate alle grandezze biomeccaniche ingegneristicamente calcolate su altri strumenti informatizzati (ad esempio COP/COM su pedana baropodometriche), con il valore aggiunto di poter intellere le esigenze individuali del paziente anche in termini sensoriali ed emodinamici. Inoltre l'interpretazione del grafico potrebbe suggerire criteri per la progettazione di ortesi plantari che offrano una opportuna attivazione dei meccanismi meccanici, vascolari e sensoriali del piede per ripristinarne e garantirne la duplice funzione motoria e sensoriale.

6.3 Modalità di rilevazione dell'impronta

Sia il podologo sia il tecnico ortopedico utilizzano, per la costruzione di ortesi plantari, delle impronte ottenute con strumenti e sistemi tecnologicamente sempre più raffinati; ciò nonostante il piano gravitativo è padrone assoluto della misura. Dalla più semplice impronta a tampone all'impronta baropodometrica ancora oggi la lettura ed l'interpretazione dei dati prodotti dai sistemi in uso, induce a conclusioni non sempre corrette. Il movimento e le forze indotte dal paziente sui suoi piedi si mescolano alle forze reattive scatenate dall'appoggio al suolo e, quindi, anche i

compensi realizzati dalle diverse parti anatomiche non sono quantificabili né in qualità né in quantità.

Se è pur vero che l'esperienza guida gli operatori e che il buon uso della funzione di controllo ha tanto migliorato i prodotti, è anche vero che molta attenzione e curiosità si pone oggi in questo settore. Una popolazione sempre maggiore utilizza solette plantari per risolvere problemi ed algie localizzate ai piedi (e non solo) e nuove conoscenze di fisiologia e biomeccanica, veicolate anche al grande pubblico attraverso i media, hanno fatto crescere, nella popolazione stessa, le aspettative di risolvere una serie infinita di problemi a volte non risolvibili.

Si introduce pertanto una modalità di rilevazione dell'impronta guidata dal tentativo di svincolare il terzo inferiore di gamba dagli effetti della gravità. L'obiettivo è quello di simulare il movimento dell'arto dal suo piano libero di appoggio (a catena cinetica aperta) al piano obbligato-piano gravitatorio (a catena cinetica chiusa). In questo modo si ritiene possibile una lettura delle sole forze interne per quanto attiene al retro piede.

Le peculiarità di questa nuova tecnica di acquisizione dell'impronta podografica sono, come già espresso in precedenza, legate alla necessità di cogliere le differenti posizioni di anticipo con cui ogni singolo piede e ogni sua parte, si apprestano ad affrontare il carico gravitatorio.

L'esigenza è legata alla convinzione che sia la postura sia il ritmo dell'incedere siano strettamente legati al proprio bioritmo e che, per economia di sistema, vengano promosse, dai centri superiori di controllo, differenze di output apparentemente non significative ma in grado di produrre (con l'avanzare dell'età in modo sempre più lento) variazioni anche molto importanti alle strutture sovrastanti.

L'azione di compenso che le strutture anatomiche tentano o possono mettere in atto per contrastare l'azione gravitazionale che si sviluppa al contatto con il suolo sarà qualitativamente intuibile sia dal miglior dettaglio delle strutture esterne, evidenziate dall'impronta, sia dalla modellizzazione dell'elica podalica.

La lettura delle modalità di appoggio dei due piedi potrebbe guidare il lavoro di fabbricazione dell'ortesi che, quando correttamente eseguita:

a) consentirebbe un miglior rispetto dei rapporti articolari momento per momento,

b) consentirebbe una miglior stabilità sia statica sia quella più complessa, dinamica, dei distretti sovra podalici,

c) eviterebbe che il baricentro possa dislocarsi eccessivamente soprattutto sul piano trasverso

d) ma che, lo stesso, alla ricerca di energia potenziale o cinetica, possa alzarsi o meno rispetto al piano .

Abbassamenti e sollevamenti dell'elica podalica sono correlati al funzionamento dei meccanismi cardiovascolari di reflusso venoso dal piede alla gamba. La forza con cui l'appoggio al suolo agisce su questo sistema-pompa, legata in particolare alla distanza tra la posizione del piede sollevato e il terreno, e i tempi, ossia la velocità, con cui tale distanza viene colmata incidono sulla capacità del sistema di modulare i movimenti. Eccessive o prolungate tensioni anomale, ossia modificazioni eccessive nello spazio o nel tempo, rendono il sistema plastico, condizionando le deformità di cui la clinica podologica si occupa.

La pala posteriore dovrebbe assicurare l'appoggio di quarto e quinto raggio e nel contempo garantire una certa libertà al terzo. Il terzo raggio rappresenta infatti una sorta di linea di demarcazione tra piede calcaneare (piede statico) e piede astragalico (piede dinamico). In questa chiave di lettura i rapporti tra la pala posteriore e quella anteriore vengono ipotizzati dalla tesi in qualità di reazioni feedback rispettivamente una sulla gamba piuttosto che sul femore. E' qui interessante capire i rapporti tra l'elica anteriore e l'articolazione astragalo scafoidea. L'articolazione astragalo-scafoidea, è stata definita «coxa pedis» (G. Pisani et al.). La «coxa pedis» è una struttura articolare del tarso riconducibile all'articolazione coxo-femorale, con la quale, e con il ginocchio, si integra funzionalmente nella più complessa struttura rappresentata dall'arto inferiore. Secondo questi autori la "coxa pedis" meglio della sottoastragalica interviene nel meccanismo ad elica nell'aprirsi e chiudersi della catena cinetica del piede. Inoltre la presenza di corpuscoli propriocettivi nel legamento calcaneo-scafoideo plantare fa pensare ad una funzione anche recettoriale, cibernetica, del cotile pedis.

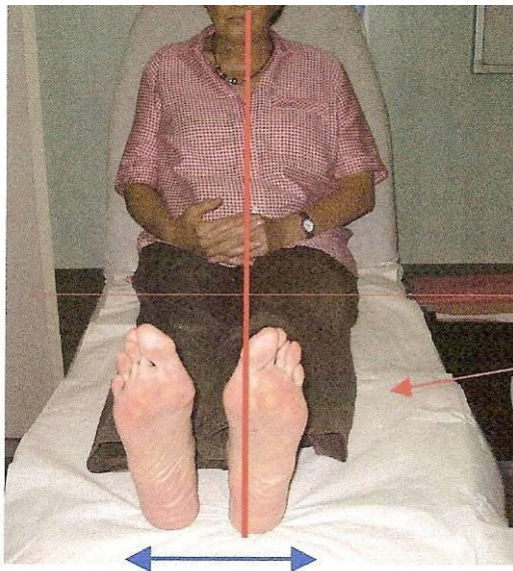
Le articolazioni in cui si compie il movimento nel piano trasverso sono, a catena cinetica chiusa, la coxofemorale e la sottoastragalica. In particolare, l'articolazione coxofemorale e l'articolazione astragalo-scafoidea sono analogicamente strutturate e

corrispondentemente disposte. I movimenti essenziali nella meccanica antigravitaria dell'anca sono l'estensione e la concomitante rotazione esterna. Nel trasferimento dalla flessione all'estensione quindi il femore ruota verso l'esterno riflettendosi nel meccanismo di rilascio-irrigidimento podalico. E' questa quindi una condizione anatomo-funzionale che favorisce la nostra antigravitarietà.

Posizionandosi opportunamente così come deve fare il femore rispetto alla coxa, lo scafoide diventa l'elemento finale di chiusura del meccanismo della pala posteriore, per l'inizio di quello della pala anteriore. Ed è proprio nella pala anteriore che si giocano i meccanismi che influenzano il funzionamento della pala posteriore, prima, e dei distretti sovra podalici, poi, in relazione alla qualità della vascolarità .

Per rilevare l'impronta si segue la procedura qui di seguito descritta:

- A. Si posiziona il paziente in sedestazione vigile e rilassata su un lettino a due snodi e tre piani ponendo molta attenzione al raggiungimento della condizione posturale abituale; l'esame clinico dovrebbe, infatti, rendere consapevole il paziente delle sue strategie posizionali aiutandolo a rilassarsi e a raggiungere la condizione "statica" a lui più economica possibile (Figura 42).



Secondo snodo – piano da piegare per eseguire la rilevazione dell'impronta a tampone

Figura 42 – Esame clinico

- B. Si fotografa il paziente con le gambe sia appoggiate sul lettino sia a penzolini; le immagini vengono visualizzate sul PC, studiate ed archiviate

così da consentire una memoria anche visiva della condizione di lavoro dei due arti inferiori rispetto alle simmetrie corporee

- C. Si declina il terzo piano, quello su cui poggiano le sole gambe e piedi, a 90° ,
- D. Con le gambe libere, a penzoloni, si esegue la rilevazione dell'impronta. In questo modo si mira a simulare il movimento dell'arto dal suo piano libero di appoggio (a catena cinetica aperta) al piano obbligato-piano gravitatorio (a catena cinetica chiusa). Si possono quindi visualizzare al meglio le sollecitazioni che, dal bacino attraverso l'orientamento del femore, si trasmettono alla gamba e quindi al piede, determinandone l'intra-extra rotazione. Inoltre in questa condizione, anche il ginocchio è libero da sollecitazioni gravitarie che possono limitarne la funzione. Nella tesi si ritiene che, se alla fase di appoggio di tallone siano riconducibili le necessità imposte dall'anca già nella fase di volo da stimoli efferenti, alla fase di pieno appoggio del piede siano correlate sia le necessità del ginocchio sia ancora quelle dell'anca sovrastante anche in qualità di afferenze; sia difficoltà di intra-extrarotazione del piede a livello della "coxa pedis" sia di intra extrarotazione del femore o della gamba potrebbero vicendevolmente compensarsi fino al limite della plasticità delle strutture coinvolte. Proprio queste necessità discendenti, che agiscono sul fulcro dell'elica podalica posteriore e che modificano nel tempo le libertà dell'avampiede, sono rilevabili solo svincolando il piede dal piano gravitazionale.
- E. Con le gambe libere di penzolare nel vuoto in condizione di catena cinetica aperta, si ottiene la presentazione di ogni singolo piede allo sazio; la libertà dai vincoli imposti dal piano gravitazionale ci permette di individuare il piano ideale su cui ogni estremità vorrebbe lavorare.
- F. Si posiziona la tavoletta tampone sotto la pianta di ogni singolo piede avendo cura di mantenersi perfettamente ortogonali rispetto al 'piano ideale' di ogni singolo piede (Figura 43).

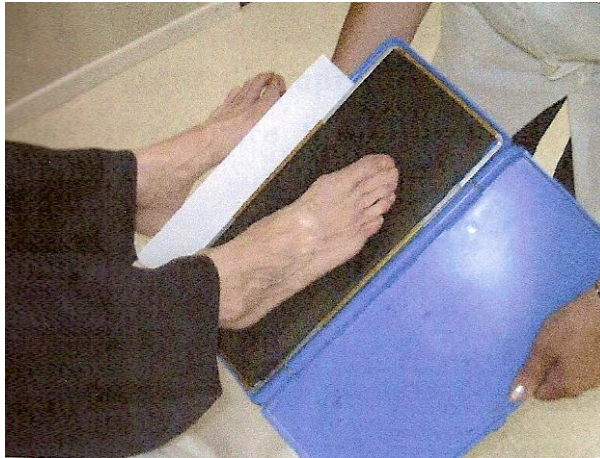


Figura 43 – Posizionamento della tavoletta tampone – catena cinetica aperta

- G. Mantenendo sempre una contropinta simulante il carico del paziente al di sotto della tavoletta tampone, si simula il movimento del cammino, inducendo gamba e piede verso il piano gravitazionale che, per ragioni di equilibratura, dovrà essere in rapporto con il piano bipupillare, il piano delle spalle e quello del bacino.
- H. Condizionato dalla contropinta e dalla manovra di allineamento rispetto all'asse corporeo, il piede realizzerà tutti i suoi compensi per mantenersi il più possibile aderente alla tavoletta, consentendo sia di visualizzarne gli spostamenti sui tre piani spaziali sia di proiettare ortogonalmente sulla tavoletta tampone la posizione dei due malleoli e di 1° e 5° testa metatarsale (Figura 44).

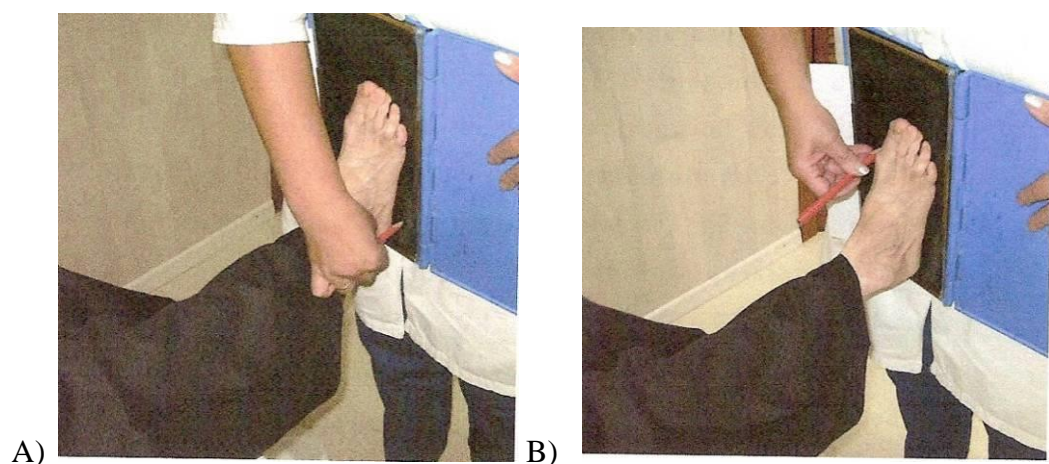


Figura 44 – Proiezione punti di repere posteriori (A) e anteriori (B)

- I. La presa dell'impronta si conclude simulando la fase di stacco sulle dita per rilevare la condizione finale di lavoro delle ultime strutture podaliche

- J. Dopo aver fatto scendere il paziente dal lettino ed averlo fatto posizionare in appoggio bi podalico statico (con postura abituale), si misura la distanza che intercorre tra la 1° testa metatarsale sinistra e la destra.

La soggettività di questa manovre potrebbe essere quasi completamente annullata affidando la rilevazione a macchine dedicate.

Ancor prima di procedere alla diagrammazione è possibile, analizzando e confrontando le impronte podografiche eseguite sul lettino e in carico, desumere l'atteggiamento di compenso e appoggio dei differenti distretti podalici, per ragionare, visualizzando mentalmente l'anatomia sottostante, sulla condizione di lavoro dei sistemi di equilibratura. La comparazione dei due metodi (quello della rilevazione al suolo /in carico e quella eseguita su lettino- carico simulato) permette, in modo significativo/intuitivo, attraverso la differente intensità di inchiostatura, di sospettare una differente condizione di lavoro soprattutto a carico dei due retro piedi (Figura 45).

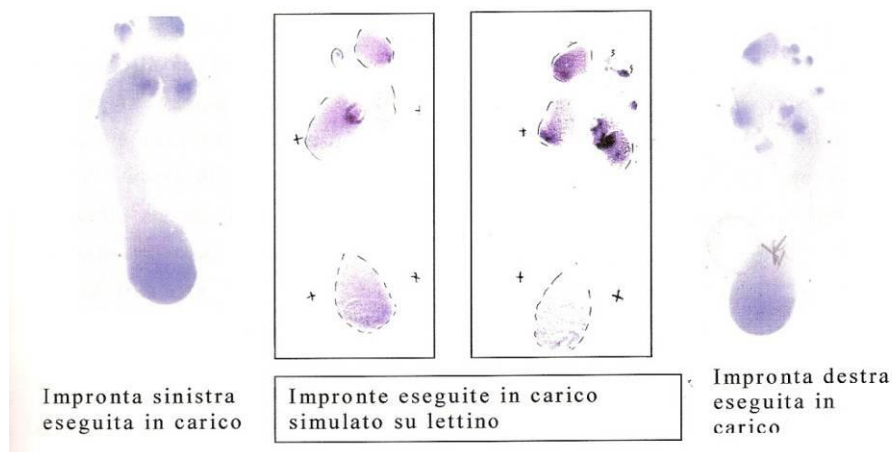


Figura 45 – Comparazione delle impronte podografiche (fonte propria)

La conformazione del bacino (in apertura o in chiusura), la sua altezza, la lateralità prevalente da esso favorita influiscono sull'appoggio al suolo delle strutture podaliche; e, come insegna la posturologia, la posizione del bacino influenza ed è influenzata dalla condizione scapolare. Ma è anche vero che il cervello può modulare, durante la fase libera quella di volo, movimenti e tempi di reazione delle articolazioni del piede per mantenere o modificare tali condizioni.

Solo l'impatto con il suolo in condizione di quota piano zero, ovvero senza un super lavoro dei muscoli della gamba, potrà consentire l'attività dell'elica podalica senza eccessivo dispendio energetico. A questa condizione sia la muscolatura estrinseca sia quella intrinseca del piede potranno agire in maniera differente, quasi simmetrica, ovvero con quel "grado di diversità che non fa la differenza" nel modulare l'attività della mediotarsica, deputata a questa funzione, ad una prevalente mansione pronante o supinante.

Nella progettazione di un'ortesi, è possibile che facilitando i piani di interesse in punti letti dal grafico sia possibile modulare in maniera tempisticamente più corretta sia l'apporto arterioso sia il ritorno venoso.

L'avvolgimento risulterebbe indispensabile nella fase di impatto di tallone per sostenere l'attività muscolare dei muscoli della loggia anteriore nel frenare l'inerzia del corpo e quindi potrebbe essere l'arteria peroneale la più efficace in termini tempistici in questo contributo.

Subito dopo l'appoggio dobbiamo considerare l'esigenza di un corretto ritorno venoso per i contributi informativi relativi al retro piede. Prima dell'apertura del contributo tibiale, l'apporto arterioso della peroneale deve essere ricondotto in vena, per quella parte che gestisce il 5° dito, al più il 4° e 5° raggio.

Il grafico ci suggerisce in termini di modulazione di piani a chi è dovuto il contributo ossigenativo del terzo raggio (se retro piede-Chopart o avampiede-Lisfranc), e quindi se al comparto peroneale piuttosto che al comparto tibiale.

Lo stesso ragionamento viene riproposto per il 2° e 1° dito nelle sue due componenti che fanno riferimento al sesamoide mediale o al sesamoide laterale.

Se riconduciamo quindi le esigenze di avvolgimento/svolgimento dell'elica ai gradienti emodinamici indispensabili per i contributi arteriosi locali e venosi del cervello, riconsideriamo in termini progettuali la realizzazione di un'eventuale ortesi plantare.

6.4 Costruzione del grafico ORTO-R

Di seguito si descrivono tutti i passaggi per la costruzione del grafico ORTO-R.

1 – Per evidenziare l'elica a passo variabile:

1a. Si uniscono, con linea continua, i due punti individuati sull'avampiede:

prima e quinta testa metatarsale

1b. Si uniscono i punti individuati sul retro piede:

malleolo interno e malleolo esterno

1c. Si uniscono incrociandoli i punti:

1° metatarsale e malleolo esterno

5° metatarsale e malleolo interno

1d. Con una squadra appoggiata a 90° sugli assi descritti al punto 1c, si traccia la congiungente in corrispondenza dei 4 punti individuati (testa 1° e 5° metatarsale – malleolo interno e esterno) così da ottenere due rombi rappresentativi delle due pale dell'elica: quella anteriore e quella posteriore.

1e. Il punto di intersezione delle due rette tracciate ai punti 1c identifica il fulcro dell'elica (Figura 46).

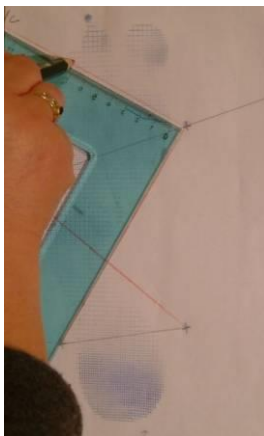


Figura 46 - Rappresentazione dei punti 1d- 1e

1f. Si congiungono i vertici superiore e inferiore dei due rombi con una linea ad

identificare l'asse dell'elica ovvero l'asse del piede; tale linea rossa continua, potrà cadere all'interno o all'esterno del punto di fulcro. Quando l'asse del piede cade all'interno del fulcro dell'elica si identifica un momento pronante.

1g. Con la squadra appoggiata a 90° sulla linea congiungente i due malleoli, si traccia la congiungente al fulcro (linea tratteggiata in blu) ad identificare l'andamento in prono/supinazione del retro piede.

Quando questo asse decorre completamente laterale all'asse del piede identifica una pronazione del retro piede ovvero una condizione non fisiologica di assetto.

La condizione ideale presuppone che l'asse tratteggiato in blu incontri il fulcro e l'asse del piede contemporaneamente e decorra verso il centro del tallone posteriormente e verso il terzo dito anteriormente.

1h. Come al punto 1g ma a partire dalla congiungente la prima e la quinta testa metatarsale fino al fulcro dell'elica.

La condizione ideale per questo asse (tratteggiato in blu) è quella di passare per il fulcro e sopra l'asse del piede per decorrere in avanti verso il terzo raggio (Figura 47).

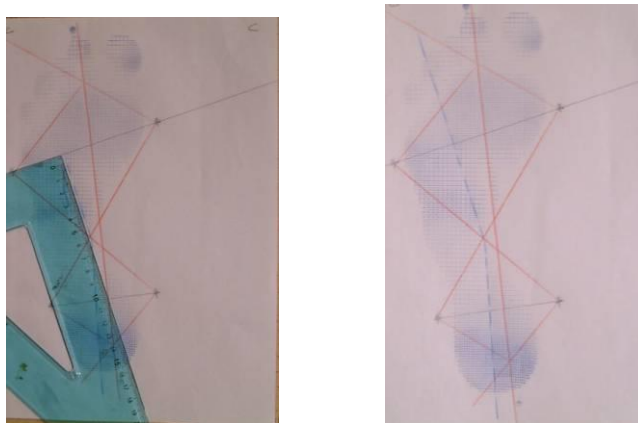


Figura 47 - Rappresentazione del punto 1h e rappresentazione dell'elica del piede sinistro in pronazione totale

Composizione del grafico

Per ridare ai due piedi la dignità di rappresentanti di una **unica unità funzionale** (concetto caro ai “maestri della podologia” fra i quali ricordiamo il Prof. Chiappara

benemerito di questo corso di Podologia - Università di Genova), il sistema propone:

2 – Per evidenziare i perimetri

Dopo aver allineato le due impronte su una unica linea

(linea ideale di partenza) alla distanza intermetatarsale (distanza tra Mtt. 1° bilaterale) abituale, misurata sul paziente, posto in condizione rilassata e in appoggio bipodalico in carico (Figura 48).

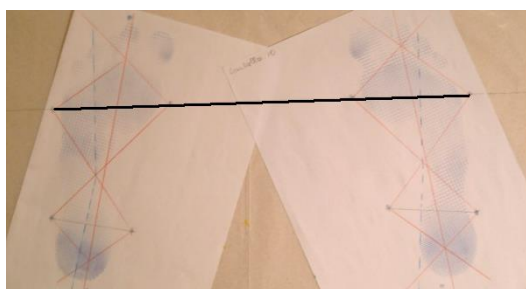


Figura 48 - Linea ideale di partenza per la realizzazione del diagramma

2a. Si disegna il perimetro più esterno del diagramma, comunemente definito Poligono di Pertes.

Questo si realizza congiungendo i quattro lati più esterni delle eliche di piede dx. e sn. Così facendo realizziamo un rombo i cui apici verranno congiunti da una linea (verde scuro) a rappresentare l'asse sagittale esterno del poligono.

2b. Il poligono interno si realizza congiungendo i lati più interni delle eliche di piede dx. e sn. e l'asse di congiunzione dei due apici (verde più chiaro) definisce l'asse sagittale interno.

3 – Per evidenziare gli spostamenti laterali

L'ipotesi che domina la tesi è quella leggere una tempistica/ritmo nello svolgimento/avvolgimento dell'elica podalica ovvero nella funzione della mediotarsica posteriore (Chopart) rispetto alla mediotarsica anteriore (Lisfranc); il ritmo potrebbe modularsi proprio su queste linee trasversali.

Per facilitare le necessità emodinamiche dei distretti di riferimento potrebbero essere necessari tempi differenti che, causa il piano gravitativo, verrebbero compensati con eccessivi spostamenti sul piano frontale; tali spostamenti potrebbero ingenerare eccessive forze di taglio con conseguente stress tissutale sulla pianta del piede, come

descritto da più ricercatori presenti al congresso mondiale di podologia tenutosi a Roma nell'Ottobre 2013. Uno degli obiettivi del trattamento ortesico progettato a partire dal grafico è il rispetto delle esigenze emodinamiche agevolando compensi sul piano sagittale così da diminuire lo stress tissutale prodotto dalle forze di taglio.

3a. Si congiungono i fulcri delle eliche di piede dx. e sn., ovvero gli apici laterali più esterni del poligono interno, ad indicare la linea sulla quale si compongono i momenti delle due articolazioni di Chopart (linea continua trasversale posteriore più scura).

Si calcola il punto medio che dovrebbe trovarsi all'interno dei due assi sagittali precedentemente descritti (Figura 49).

3b. Si congiungono gli apici laterali più esterni del poligono esterno e su questa linea si compongono, secondo la tesi, i momenti delle due articolazioni di Lisfranc (linea continua trasversale posta subito anteriormente alla Chopart).

Si calcola il punto medio che dovrebbe trovarsi all'interno dei due assi sagittali precedentemente descritti (Figura 49).

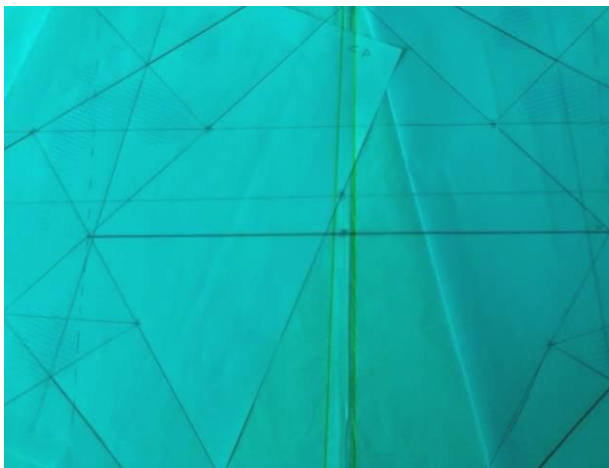


Figura 49 - Punti 3a- 3b

4 – Per evidenziare l'eventuale lateralizzazione in corrispondenza dei diversi distretti coinvolti durante le fasi di appoggio.

Si congiungono, in modo alterno interno con esterno, gli apici dell'elica anteriore dx. con quelli della posteriore sn. e viceversa che individuano dei punti di incontro (Figura 50).

Secondo la tesi questi punti potrebbero essere l'equivalente dello spostamento della proiezione al suolo del B.C.

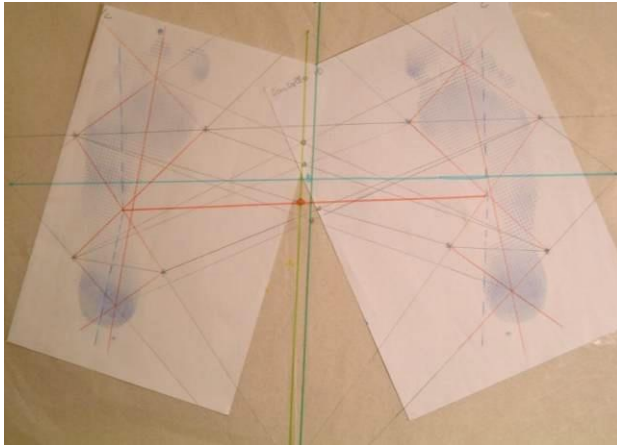


Figura 50 - Lateralizzazione in corrispondenza dei distretti di riferimento

5 – Per evidenziare l'area di equilibratura più interna

L'ultimo romboide, definito da un perimetro interno più piccolo (rappresentato in giallo - Figura 51) potrebbe essere, secondo la tesi, l'equivalente della superficie del gomito rappresentato sulle pedane stabilometriche.

5a. Si costruisce al centro seguendo la congiunzione di quattro linee.

La prima linea parte dall'apice dell'elica rombo anteriore dx. verso 1°mtt. Dx

La seconda parte dall'apice dell'elica contro laterale

La terza parte dall'apice dell'elica posteriore dx. verso malleolo interno dx.

L'ultima linea parte dall'elica posteriore contro laterale

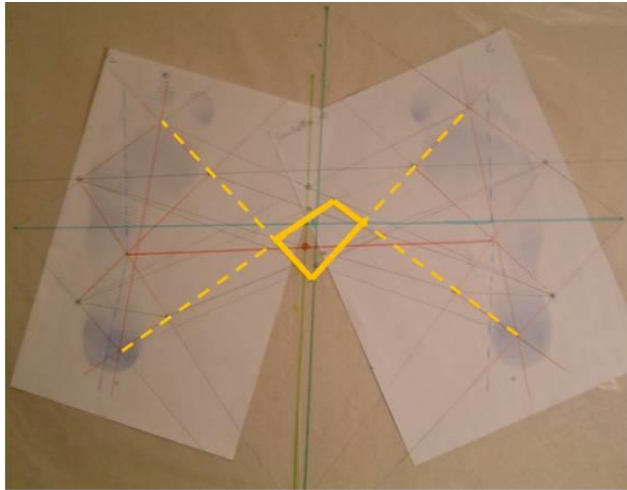


Figura 51 - Poligono di equilibratura più interna

6.5 Indicatori per l'interpretazione del grafico

Il grafico fornisce la base per elaborare alcune considerazioni, di cui sarà possibile avvalorare la realizzazione anche statisticamente; in particolare si ragiona sul grafico per:

- capire quando (in catena cinetica aperta = appoggio simulato o in catena cinetica chiusa = appoggio al suolo) e su che asse (asse interno/esterno, Chopart/Lisfranc) avviene il massimo allungamento/stiramento
- capire, rispetto assi sagittali, come e dove si identifica la lateralizzazione dei punti relativi ai distretti di riferimento durante l'appoggio, ovvero lo spostamento del BC rispetto al suolo.
- capire come le eliche piede dx. piede sn., pala posteriore/pala anteriore sono poste nelle due differenti rilevazioni
- capire se l'appoggio inizia già in una condizione antifisiologica, ad esempio pronante. Nello specifico, ragionando in termini di pronazione = ritorno venoso, se la pronazione è postuma al carico, potrebbe voler dire che il sistema ha bisogno di ritorno già nella fase che precede l'appoggio, ovvero che la pompa soleo-poplitea è ipofunzionante.
- capire quale è la lateralità che richiede la massima pronazione e se con il carico la condizione cambia
- capire se l'appoggio metatarsale necessita o è carente di carico in qualche

distretto

- capire cosa può significare in termini di vascolarità arteriosa/venosa questa richiesta
- capire se, comunque, il sistema è in grado di auto compensi che si esprimono con una condizione di normoappoggio dal tallone fino alle dita o se, viceversa, si instaurano condizioni non fisiologiche
- osservare l'eventuale scomparsa nell'appoggio sia in carico simulato sia in carico reale di più dita, poiché ciò deve suggerire un deficit che si può tradurre in un'insufficienza anche del sistema tempistico nervo-vaso, arteria-vena

Associando alla logica biomeccanicistica quella posturologica ed in particolar modo facendo riferimento alla pendolarità posturale potremmo vedere, nel passaggio dal piede calcaneare a quello astragalo ed in particolar modo nelle influenze reciproche della Chopart e della Lisfranc, la valorizzazione dei livelli di massimo rendimento delle catene muscolari riconducibili al piano scapolare o a quello di bacino.

Comparare la lettura del quadro clinico-anamnestico-strumentale di ogni soggetto sottoposto all'indagine con i due grafici oggetto della tesi e con le evidenze statistiche emerse, migliorerà il contributo che il professionista podologo potrà apportare in termini di corretta prevenzione secondaria.

La lettura del grafico è favorita dall'identificazione di alcuni indicatori. Tali indicatori vengono esaminati e comparati nei grafici costruiti sulla due impronte a catena cinetica chiusa e a catena cinetica aperta.

Lunghezza assi sul piano sagittale (flesso-estensione): si misura in centimetri la lunghezza dei due assi

- Asse interno (colore verde chiaro)
- Asse esterno (colore verde scuro)

Tali assi costituiscono un riferimento per la lateralizzazione degli spostamenti verso destra o sinistra nei diversi distretti di riferimento.

Lunghezza assi sul piano trasverso (adduzione/abduzione)-frontale (inversione/eversione): si misura in centimetri la lunghezza dei due assi

- Asse corrispondente alla Lisfranc (colore blu)
- Asse corrispondente alla Chopart (colore arancio)

Tali assi costruiscono un riferimento per l'indicazione del momento di chiusura/apertura delle catene muscolari del retro piede rispetto all'avampiede; questi momenti si configurano con una lettura emodinamica essendo il contributo vasi-nervi a definire la tempistica di attivazione/disattivazione dei differenti gruppi miofasciali.

N.B.: La visione del piano trasverso va interpretata come proiezione delle proporzioni sul piano frontale, anche sulla base delle osservazioni riportate da Root nel suo volume "La funzionalità del piede normale e patologico" pp. 13-14, in cui si analizzano i movimenti di adduzione-abduzione in relazione ai movimenti di inversione-eversione.

Rapporto tra le lunghezze degli assi nelle due catene (chiusa e aperta): si identifica il valore maggiore tra le misurazioni degli assi precedentemente fatte, identificando il caso in cui ciascun asse sia più lungo in catena cinetica chiusa o in catena cinetica aperta. In questa occasione si è ritenuto importante confrontare il comportamento sui due piani (sagittale e frontale) delle tre popolazioni in oggetto al fine di immaginare l'andamento in prono/supinazione della A.S.A dettata dai momenti delle articolazioni di Chopart e Lisfranc

Lateralità: si identifica, nelle due catene chiusa e aperta, la lateralizzazione dei punti riferibili a :

- Appoggio di tallone
- Chopart
- Lisfranc
- Primo dito

Tali punti sono identificati dall'incrocio delle linee che partono dai relativi punti sull'elica podalica e la lateralizzazione si valuta rispetto agli assi sul piano sagittale, senza porre attenzione alla immagine delle parti anatomiche espresse sull'impronta podografica al fine di immaginare la condizione di spostamento preprogrammato (catena Cinetica Aperta) del COM rispetto a quello realmente prodottosi all'incontro col piano gravitazionale (Catena Cinetica Chiusa).

Importante: il poligono di equilibrage più interno (disegnato in giallo) modula le posizioni di lateralità ovvero:

- quando spostato posteriormente rispetto alla linea di Chopart interviene nel definire le posizioni del retro piede
- quando spostato anteriormente rispetto alla linea di Lisfranc interviene nel definire le posizioni dell'avampiede

L'indicazione del poligono in contrasto con la posizione di lateralità del punto è stata interpretata come centralità

Elica posteriore: Si analizza la distanza dei punti AB

A= apice elica posteriore misurata sia sull'impronta del piede dx. sia del sn. e per le due catene

B= fulcro dell'elica

Si effettuano le valutazioni del piede destro e del piede sinistro in ciascuno dei grafici (catena cinetica chiusa e catena cinetica aperta).

Elica anteriore: Analogamente all'elica posteriore, si analizza la distanza dei punti BC

B= fulcro dell'elica

C= apice elica anteriore

Si effettuano le valutazioni del piede destro e del piede sinistro in ciascuno dei grafici (catena cinetica chiusa e catena cinetica aperta).

Comparazione tra svolgimento/pronazione e avvolgimento/supinazione dell'elica a passo variabile considerata nelle due unità a catena cinetica aperta e chiusa.

Si valuta la maggiore distensione fra l'elica posteriore dx o sn comparando la Catena cinetica Aperta e la Catena cinetica Chiusa. La pronazione dell'elica posteriore viene associata ad una situazione in cui il retro piede tende ad una sorta di "allungamento" sul suolo, come se, distendendosi, tentasse di adattarsi il più possibile alla superficie di appoggio. La supinazione dell'elica posteriore si accosta ad un contesto in cui il retro piede si presenti in una sorta di "accorciamento" per tenersi sollevato dalla superficie di appoggio.

Confrontando le misure degli assi dell'elica per il piede destro e sinistro nelle due catene, si valuta se nel passaggio da catena cinetica aperta a catena cinetica chiusa

- vi sia una variazione di configurazione del retro piede (da pronato a supinato o viceversa)

- vi sia una significativa differenza di lunghezza dell'asse del retro piede, ovvero se, in una situazione di mantenuta supinazione, il retro piede tenda a supinare ulteriormente (lunghezza inferiore) o tenda a pronare leggermente (lunghezza maggiore) e se, in una situazione di mantenuta pronazione, il retro piede tenda a pronare ulteriormente (lunghezza maggiore) o tenda a supinare leggermente (lunghezza inferiore)

N.B. il maggiore allungamento/pronazione potrebbe significare che da un indicatore di grande supinazione si raggiunga una condizione di supinazione minore che equivale ad un allungamento.

Indicatore di pronazione/supinazione

Si valuta l'indicatore (LINEA TRATTEGGIATA BLU) che segnala condizione di pronazione (linea tratteggiata esterna all'asse del piede) o supinazione (linea tratteggiata interna all'asse del piede), con la finalità di rimarcare soprattutto in quale delle due catene, in quale dei due emilati e in quale delle due eliche (posteriore/anteriore) si registra la massima pronazione.

Punti di pressione massima: si valuta, in ciascuna delle due catene, se la pressione massima sia sul piede destro o sul piede sinistro per ciascuna delle seguenti zone:

- calcagno
- cinque metatarsali
- cinque dita

Dita assenti sull'impronta: si valuta quali dita non abbiano lasciato un segno di inchiostro sul foglio durante le fasi di acquisizione dell'impronta, vale a dire quali dita non vengono appoggiate al suolo durante l'appoggio in catena cinetica aperta e in catena cinetica chiusa, a destra e a sinistra.

Posizione dei punti rispetto al poligono di equilibratura più interno (poligono giallo): si valuta, osservando soprattutto i punti relativi alla Chopart e alla Lisfranc, la lateralità rispetto al poligono più interno. Eventuali dicotomie vengono interpretate come centralità.

7. Studio sperimentale

7.1 Background

Le discipline di riferimento per lo studio del piede, tra le quali la biomeccanica e la posturologia, conducono a definizioni e modelli differenti che spiegano la funzionalità e la biopatologia del piede e propongono soluzioni che si concentrano sul valorizzare, da un lato, le leggi matematico-fisiche, e dall'altro i complessi equilibri muscolo-sensoriali. Il modello Orto-R, con il suo grafico, vorrebbe raccogliere degli indicatori per una lettura della situazione di appoggio del paziente che leghi fattori biomeccanici, sensoriali e emodinamici. Se venisse confermata l'ipotesi promossa nella tesi, con la progettazione/realizzazione di solette ragionate sia secondo la più rigorosa metodica biomeccanica sia integrate da piccole sollecitazioni locali (desunte dal grafico di riferimento) secondo la logica posturologica, e con il contributo degli esami strumentali proposti, il podologo potrebbe migliorare il livello di interazione col paziente e con le figure professionali di riferimento, implementare le sue abilità e gestire il "su misura" ortesico con il rigore e le possibilità di controllo nel tempo tipiche della espressione professionale.

La tesi presenta un lavoro sperimentale che cerca di capire se, statisticamente, esistano delle evidenze che possano dare contestualità a situazioni patologiche che, se pur differenti, si presentano all'osservazione podologica con sintomatologie spesso sovrapponibili. Il recente congresso mondiale di podologia tenutosi a Roma nell'Ottobre di quest'anno (2013) [18] ha visto relatori di provenienza mondiale raggiungere accordo sulla visione che non siano tanto i picchi pressori quanto l'associazione dell'aumento di picco contestualmente al momento di variazione delle forze che da verticali diventano orizzontali (forze di taglio) a determinare le ulcere in sede plantare. L'ipotesi suggerita nella tesi è che tanto l'aumento ponderale (diabetici) quanto l'eccesso di reattività (artritici) induca sollecitazioni periferiche in difetto o in eccesso di velocità di circolo.

Alla luce di questi lavori di ricerca si è visto che gli strumenti fin qui adottati risultano carenti perché impossibilitati a riconoscere in anticipo il cambiamento di momento della forza e quindi si cercano altri strumenti utili, economici e personalizzati in grado di fornire informazioni aggiuntive.

Il lavoro di screening e il relativo lavoro grafico implementano la possibilità di espressione ortesica oltre che di prevenzione secondaria.

Si presenta un disegno epidemiologico che ha lo scopo di verificare le potenzialità di alcuni esami strumentali, assolutamente non invasivi, economici e già in uso nei protocolli clinici delle unità di riferimento, quali indicatori di rischio per alcune patologie di interesse podologico.

Si confida che il protocollo possa diventare uno strumento utile per il dialogo tra il podologo e le altre figure di riferimento medico cui il paziente verrà invitato a rivolgersi nel caso si configuri la necessità di eventuali/ulteriori approfondimenti.

7.2 Materiali e metodi

SOGGETTI

Lo screening è consistito nella raccolta di informazioni, esecuzione di esami strumentali, valutazione podologica e rilevazione di indicatori dal modello grafico ORTO-R delle seguenti popolazioni di pazienti di età compresa tra 34 e 89 anni di cui:

1. 30 artritici – pazienti affetti da A.R., in terapia farmacologica classica o biologica e con sintomatologia di interesse podologico in atto
2. 30 diabetici (29 di Tipo 2 e 1 di Tipo 1) in terapia farmacologica e con presenza/assenza di sintomatologia a livello podologico
3. 10 soggetti di controllo per i quali sono state rilevate le sole impronte podografiche e costruiti i relativi grafici

Secondo i criteri di esclusione scelti sono stati esclusi dallo studio:

- Pazienti con sintomatologia podologica grave quale ulcerazioni e/o amputazioni.
- Pazienti privi di autonomia deambulatoria.
- Pazienti con patologie psichiatriche gravi.

I pazienti sono stati reclutati presso:

- Presso il Reparto di Reumatologia dell' Ospedale La Colletta – (Arenzano)- sotto la direzione del Dr. Bianchi quale responsabile della Struttura

Complessa (ASL 3 GENOVA) e della Dr.ssa Atzori quale podologa della struttura in veste di tutor

- Presso il Reparto di Diabetologia dell' Ospedale S. Martino di Genova –sotto la direzione/tutorato del Dr. Gianiorio

E' stato ottenuto un consenso scritto da ciascun soggetto (lettura e sottoscrizione di modulo di consenso informato allegato, di cui si è trattenuto l'originale firmato dal paziente).

DATI ANAMNESTICI

Di ciascun soggetto sono stati raccolti i seguenti dati:

- Dati anamnestici (sesso, età, stato civile, situazione familiare, occupazione, istruzione)
- Circonferenza vita/addome
- Peso e indice di massa corporea per definire il grado di obesità
- Distribuzione del grasso corporeo come indice in relazione al rischio di malattia: la distribuzione ginoide (a pera, con localizzazione prevalente a glutei e cosce) è a minor rischio di quella androide (a mela, distribuito prevalentemente sopra la vita).
- Aumento/diminuzione del peso corporeo correlato al termine della evoluzione fisiologica strutturale (18 anni)

ESAMI STRUMENTALI

Su ciascun soggetto sono stati eseguiti i seguenti esami strumentali:

- Pressione brachiale bilaterale
- ABI, rapporto tra pressione sistolica alla caviglia e pressione sistolica omolaterale al braccio, entrambe misurate in decubito supino mediante Doppler ad onda continua.
- Ossimetria rilevata sulle dita dei piedi
- Test del monofilamento da 10 gr (5.07 Semmes-Weinstein)
- Biotesiometria applicata al malleolo (in alternativa diapason da 128 Hz o graduato) e in corrispondenza della falange prossimale I dito

ESAME OBIETTIVO PIEDE IN CLINOSTATISMO

Si sono analizzate le seguenti condizioni nel piede destro e nel piede sinistro:

- Alluce valgo
- Intervento alluce valgo
- Borsite 1° MF
- Dita in griffe
- Intervento riallineamento metatarsale
- Ipercheratosi dorsali
- Ipercheratosi apicali
- 5° dito sovraddotto
- 5° dito sottodotto
- Onicodistrofia
- Onicomicosi
- Onicocriptosi
- Ipercheratosi plantare T.M.
- Ipercheratosi plantare retropiede
- Flessoestensione MF alluce (normale, limitus dorsiflessione, limitus plantarflessione, rigido)
- Mobilità MT. 1° (normale, elevata, plantarflessa, bloccata)
- Rapporto avampiede/retropiede (parallelo, varo, valgo)
- Dorsiflessione TT (>10°, <10°)
- Calcagno (normale, varo, valgo)
- Altro: ulcerazioni, discheratosi, iperidrosi, bromidrosi, ipotermia, ipertermia, edema, colore, patologie dermatologiche, protesi anca, protesi ginocchio, eterometria

Su tutti i soggetti è stata effettuata la rilevazione dell'impronta podografica in simulazione di carico secondo il sistema ORTO-R (indicata sui grafici sia con C.P. – Carico Passivo sia con C.S.-Carico Simulato) e in carico come descritto in letteratura. E' stata fatta una foto dell'appoggio al suolo e una foto delle eventuali ortesi plantari in uso.

7.3 Risultati

7.3.1 Risultati dati demografici

I dati demografici sono riassunti nella seguente tabella (Tabella 1) in cui sono indicati i risultati con prevalenza numerica nella popolazione considerata. Da notare nella popolazione diabetica la prevalenza di sovrappeso, conformazione androide e significativo aumento di peso rispetto ai 18 anni; nella popolazione di artritici questi parametri sono più regolari.

Tabella 1 – Risultati dati demografici e anamnestici

		Pz. Diabetici (N. tot: 30)		Pz. Artritici (N. tot: 30)	
Tipo	n.	29	Tipo 2		
Età	n.	12	età compresa fra 67 e 77 anni	16	età compresa fra 56 e 66 anni
Sesso	n.	20	Maschi	22	Femmine
Stato civile	n.	15	Coniugati	22	Coniugati
Figli	n.	10	con 2 figli	12	con 2 figli
Occupazione	n.	15	Pensionati	14	Pensionati
Istruzione	n.	12	scuola media	11	scuola superiore
IMC	n.	14	Sovrappeso	15	Regolare
Distr. grasso corporeo	n.	26	Androide	16	Ginoide
Aum. % peso dai 18 anni	n.	13	20-40%	9	20-40%
	n.	2	70-100%	0	70-100%

7.3.2 Risultati esami strumentali

ABI

L'**ABI** è il rapporto tra pressione sistolica alla caviglia e pressione sistolica omolaterale al braccio, entrambe misurate in decubito supino mediante Doppler ad onda continua.

Le classi di seguito riportate stanno ad indicare:

- Classe 1 = rapporto > di 1,5 che indica una misurazione non attendibile per presenza di calcificazioni vascolari

- Classe 2 = rapporto compreso fra $<1>0,90$ ed è indicativo di una possibile macroangiopatia
- Classe 3 = rapporto $<$ di $0,90$ patologico perché indicativo di microangiopatia
- Classe 4 = normalità ovvero rapporto compreso fra 1 e $1,15$

In entrambe le popolazioni la netta prevalenza delle misurazioni si è collocata in Classe 1 ($ABI > 1,15$). Si riporta di seguito il numero di pazienti con ABI di Classe 1 su tibiale e pedidia nelle due popolazioni (Figura 52).

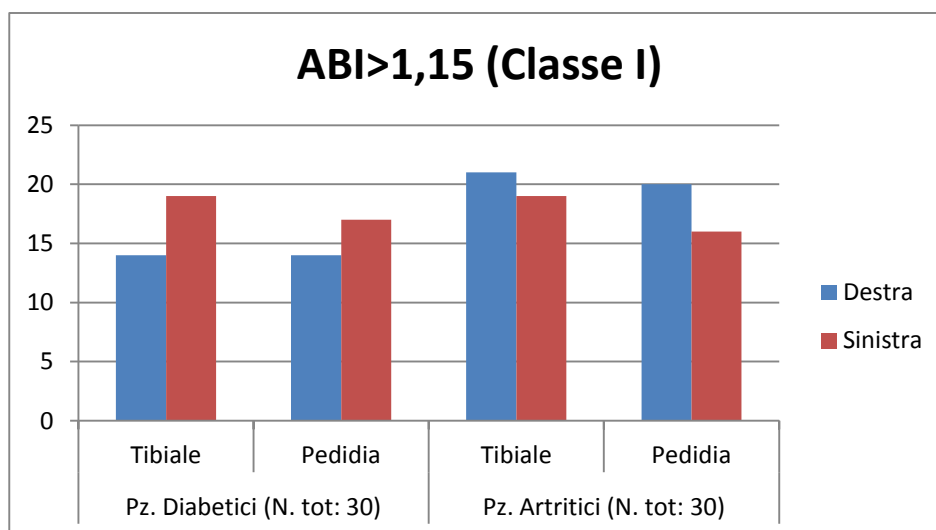


Figura 52 – Diagramma della ABI nelle due popolazioni patologiche

Il dato più significativo per entrambe le popolazioni ma soprattutto per quella degli artrici è la presenza di calcificazioni = Classe 1 (spesso poco valutate e diagnosticate).

Nel paziente artrico la situazione calcifica è peggiore a carico dell'arto dx. ed è peggiore in toto rispetto al paziente diabetico, tranne che per la pedidia di sinistra.

Nel paziente diabetico è peggiore sull'arto Sn.

Nei pazienti diabetici è ipotizzabile che l'indurimento delle pareti vascolari sia legato all'ateroma (come descritto in precedenza). Negli artrici, l'infiammazione sistemica cronica si è dimostrata un fattore cruciale nello sviluppo dell'aterosclerosi e nella progressione da disfunzione endoteliale a rottura di placca e trombosi; molti studi hanno dimostrato che l'aterosclerosi, nell'artrite reumatoide, non è un evento passivo come l'accumulo di lipidi sulle pareti dei vasi, ma al contrario rappresenta

un'inflammation attiva dei vasi. Cellule infiammatorie, come macrofagi, monociti e T-cells, giocano un ruolo importante nello sviluppo sia dell'artrite reumatoide sia dell'aterosclerosi.[35]

Ossimetria

Relativamente all'ossimetria, in un organismo sano che respiri in aria ambiente, la saturazione di ossigeno va di solito dal 95% al 99%. Valori anche di poco inferiori al 95% indicano ipossia, in particolare, dal 91% al 94% denotano un'ipossia lieve, dall'86% al 90% ipossia moderata mentre si parla di ipossia grave in presenza di valori pari all'85% o inferiori. Si riporta di seguito il numero di pazienti con valori dell'ossimetria normale (>95%) e con grave ipossia (<85%) sulle dita dei piedi (Figura 53).

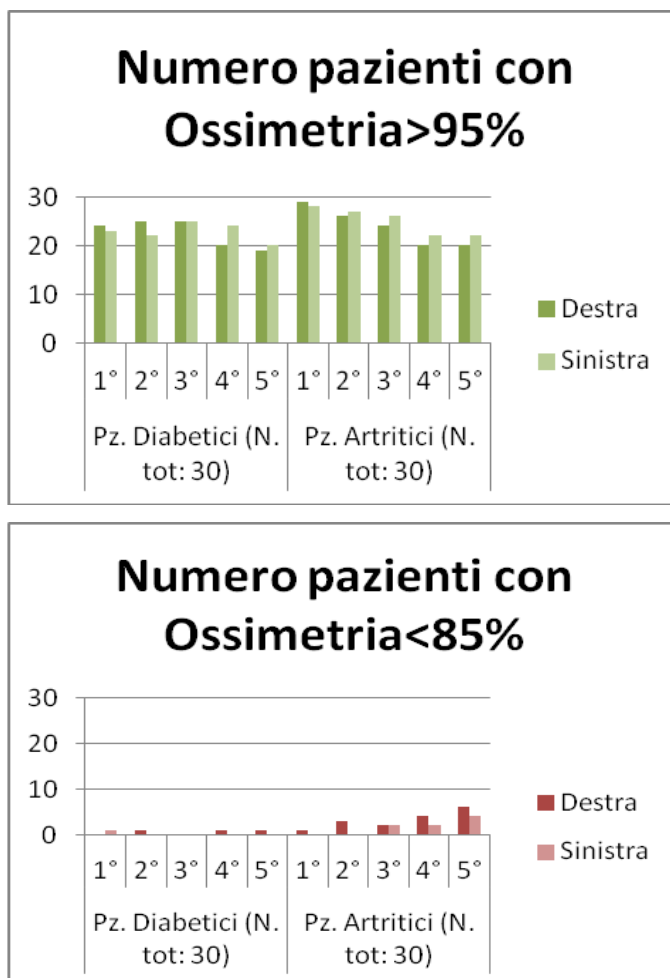


Figura 53 – Diagrammi dell'ossimetria >90% e <85% nelle due popolazioni patologiche

Nei pazienti artritici il 5° dito, anche quando ben perfuso, risulta significativamente il meno favorito soprattutto a destra; l'ipossia sembra però prevalere sempre a destra. In questi pazienti l'ipossia è presente su tutte le dita a destra e su 3°, 4° e 5° dito a sinistra.

Nei pazienti diabetici il 4° e il 5° dito a destra e il 5° dito a sinistra risultano, anche con buoni valori di ossimetria, i meno favoriti. In questi pazienti l'ipossia sembra presente senza particolare significatività sul 1° dito a sinistra e sul 2°, 4° e 5° a destra.

Test del monofilamento

Con l'applicazione del monofilamento da 10 gr (5.07 Semmes-Weinstein) perpendicolarmente alla superficie cutanea in corrispondenza delle teste metatarsali e all'alluce. Si sono testati 14 punti su ogni piede:

- 1° 2° 3° 4° 5° dito
- 1° 3° 5° T.M.
- arco mediale interno
- arco mediale esterno
- calcagno
- sul dorso collo del piede
- spazio fra 1° e 2° dito
- spazio tra 4° e 5° dito

si è rilevata la sensibilità alla pressione. Il test è predittivo di comparsa di ulcerazione se il monofilamento non è avvertito in 5 punti su 9 o in 3 punti su 6 esaminati o 7 su 14 come nella nostra valutazione. Si riporta di seguito il numero di pazienti con punti non avvertiti o poco discriminati nelle due popolazioni (Figura 54).

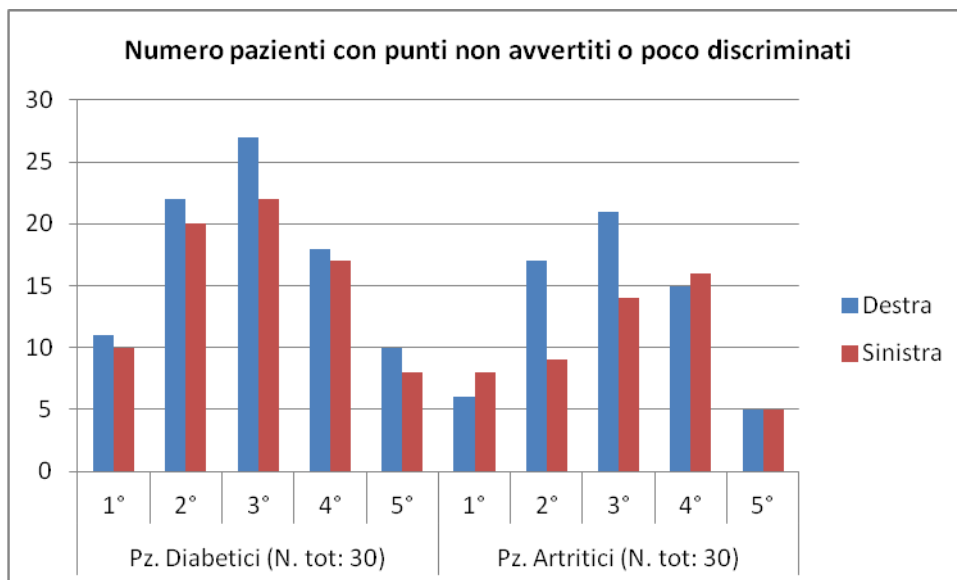


Figura 54 – Diagramma dei pazienti con punti non avvertiti o poco discriminati nelle due popolazioni patologiche

Nei pazienti artritici il piede destro sembra pagare in sensibilità soprattutto a livello di 2° e 3° dito; il piede sinistro invece sembra pagare in sensibilità soprattutto a livello di 4° dito. Il totale è di 114 punti a destra e 110 a sinistra.

Nei pazienti diabetici il piede destro sembra pagare in sensibilità più del sinistro, soprattutto a livello del 3° dito. Il totale è di ben 185 punti in difficoltà. Il piede sinistro sembra pagare in sensibilità a livello del 2°, 3° e 4° dito, con un totale di 173 punti non avvertiti o discriminati.

Biotesiometria

Mediante biotesiometro applicato al malleolo o, in alternativa, diapason da 128 Hz o graduato in corrispondenza di zona ossea falange distale I dito è possibile rilevare un eventuale deficit di sensibilità. Un piede è insensibile quando la soglia vibratoria è > 25 Volt al biotesiometro. La sensibilità vibratoria può essere misurata con un diapason o un biotesiometro, applicati a livello malleolare o sul 1° dito. Si riportano di seguito il numero di pazienti con biotesiometria >25V (Figura 55) (deficit di sensibilità) e <10V (Figura 56) (buona sensibilità) nelle due popolazioni.

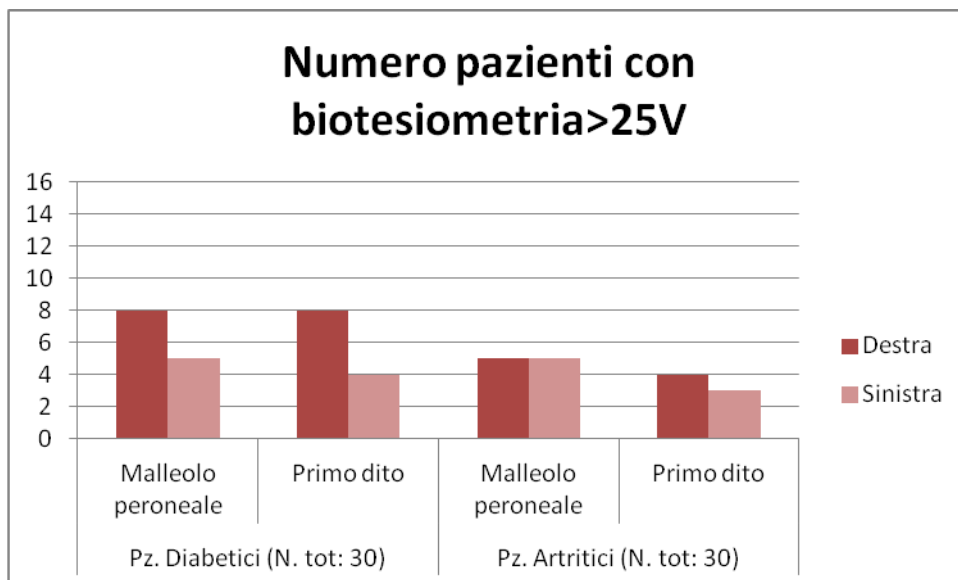


Figura 55 - Diagramma del numero di pazienti con biotesiometria >25V (deficit di sensibilità) nelle due popolazioni patologiche

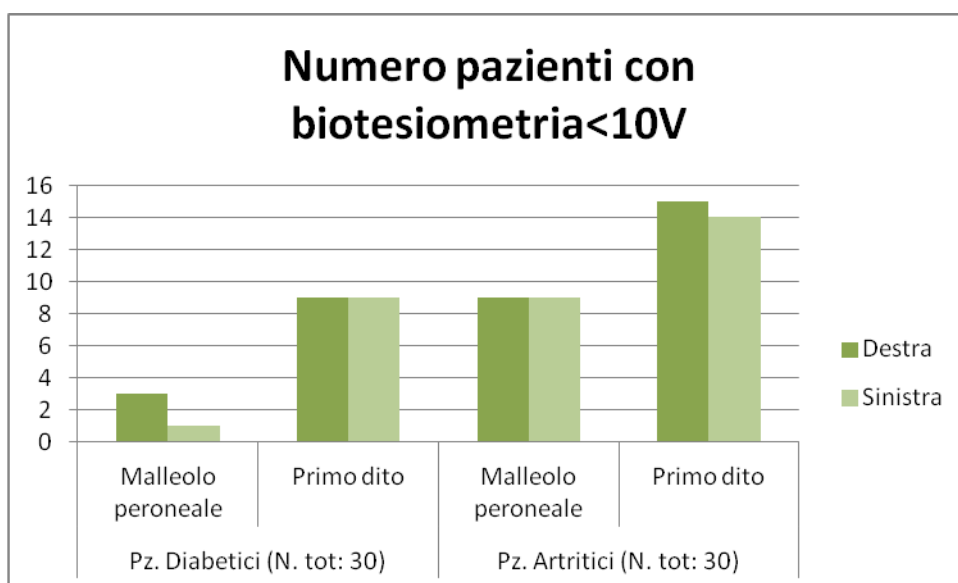


Figura 56 – Diagramma del numero di pazienti con biotesiometria <10V (buona sensibilità) nelle due popolazioni patologiche

Nei pazienti artritici la sensibilità vibratoria non indica significative differenze sui 2 piedi. E' interessante notare però che la sensibilità al 1° dito è migliore che al malleolo peroneale.

Nei pazienti diabetici la sensibilità vibratoria indica un deficit significativo a carico del piede destro; anche in questo caso è interessante notare che la sensibilità al 1° dito è migliore che al malleolo peroneale.

Se facciamo le differenze potremmo segnalare che nei diabetici sta meglio il 1° a sinistra in un quadro tutto negativo a livello peroneale. Negli artritici, sia sul malleolo sia sul primo dito, la situazione è positiva e di pari espressione numerica.

7.3.3 Risultati esame obiettivo

Mediante esame obiettivo in clinostatismo, ovvero a catena cinetica aperta, si sono osservate le seguenti caratteristiche.

La prevalenza di alluce valgo e borsite della 1° MF si registra nei pazienti artritici, con una prevalenza maggiore a destra (Figura 57, Figura 58). Nei pazienti artritici è significativo il numero complessivo di pazienti che presentano alluce valgo (n. 28), di cui 6 sono ricorsi all'intervento. Nei pazienti diabetici sono solo 7 i pazienti che presentano alluce valgo e nessuno è ricorso all'intervento.

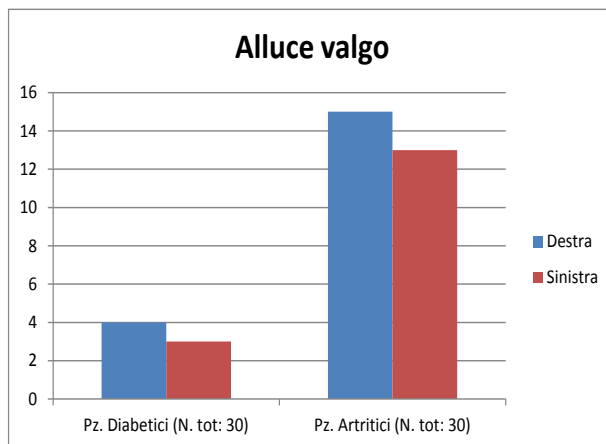


Figura 57 – Diagramma alluce valgo nelle due popolazioni patologiche

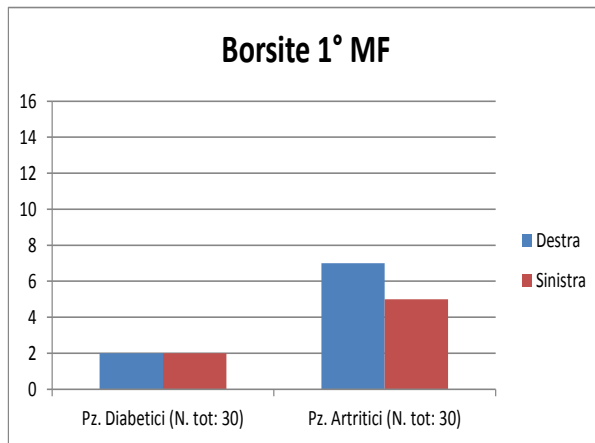


Figura 58 – Diagramma borsite 1° MF nelle due popolazioni patologiche

La massima espressione delle dita in griffe si evidenzia nella popolazione artritica a destra nel 3° e 4° dito e a sinistra nel 4° dito. Nei pazienti diabetici la presenza di dita in griffe, seppur con minor prevalenza rispetto agli artritici, è più evidente sul 3° e 4° dito a destra e sul 2° dito a sinistra (Figura 59).

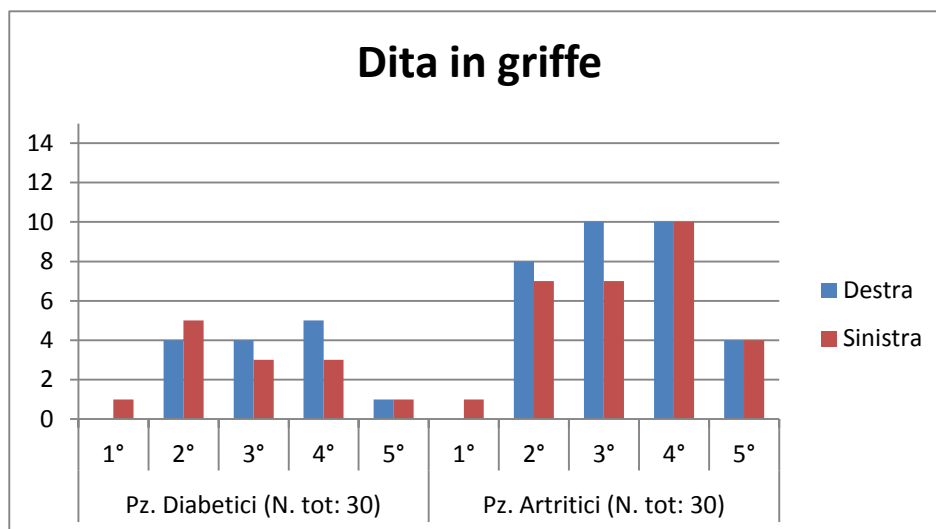


Figura 59 – Diagramma dita in griffe nelle due popolazioni patologiche

Il 5° dito si presenta nella popolazione artritica prevalentemente sovraddotto a sinistra e sottodotto a destra. Nei pazienti diabetici si osserva la situazione inversa, con 5° dito sovraddotto a destra e sottodotto a sinistra (Figura 60).

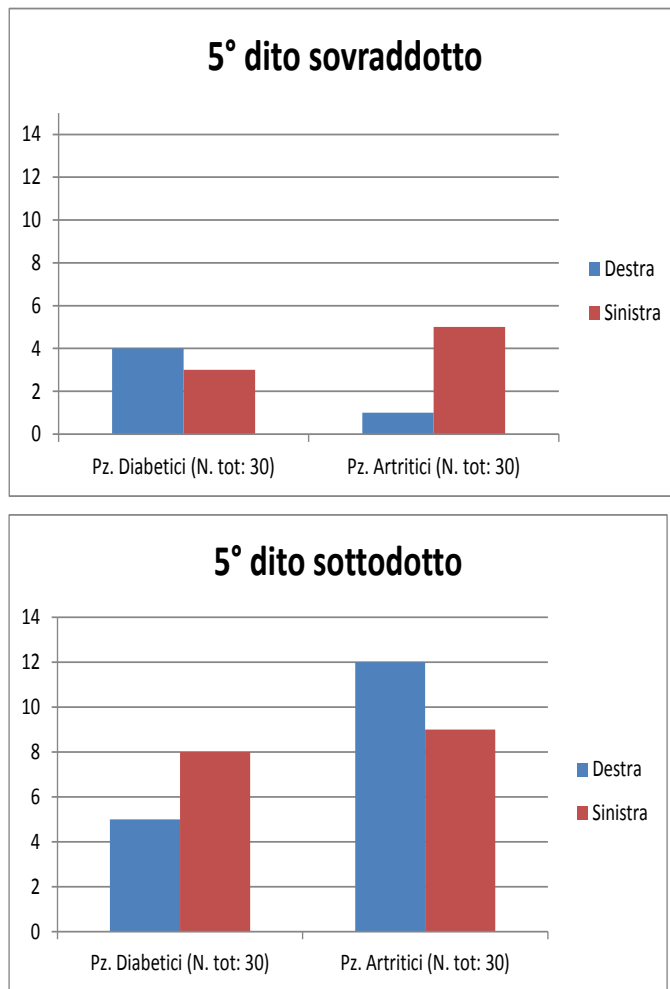


Figura 60 – Diagrammi 5° dito sovraddotto e sottodotto nelle due popolazioni patologiche

L'onicodistrofia negli artritici si presenta soprattutto sul 5° dito bilateralmente, più evidente a sinistra, e un'onicomicosi massima sul 5° dito a sinistra. Nei diabetici l'onicodistrofia è massima sul 1° e sul 5° dito maggiormente a sinistra (Figura 61).

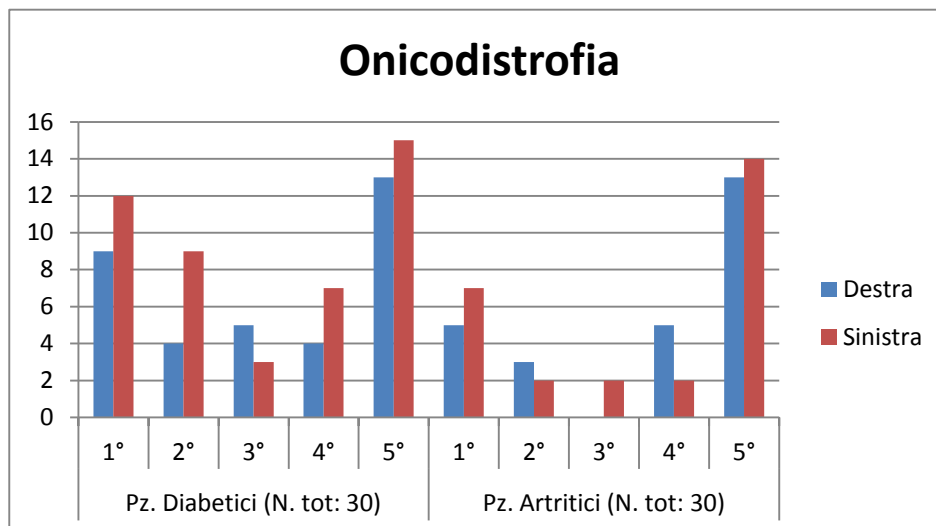
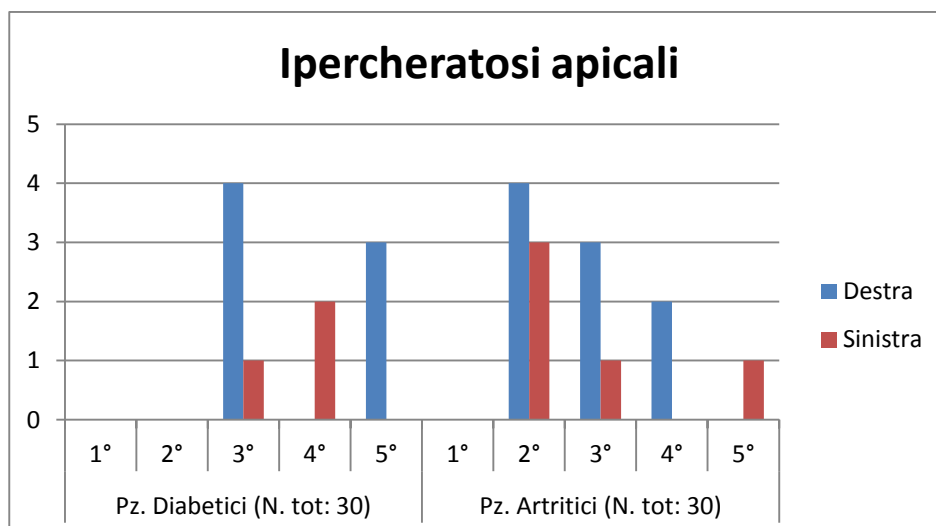


Figura 61 – Diagramma onicodistrofia nelle due popolazioni patologiche

Le ipercheratosi apicali sono più frequenti nella popolazione artritica su 2°, 3° e 4° dito con prevalenza a destra, mentre nella popolazione diabetica sono presenti su 3° e 5° dito con prevalenza a destra (Figura 62).



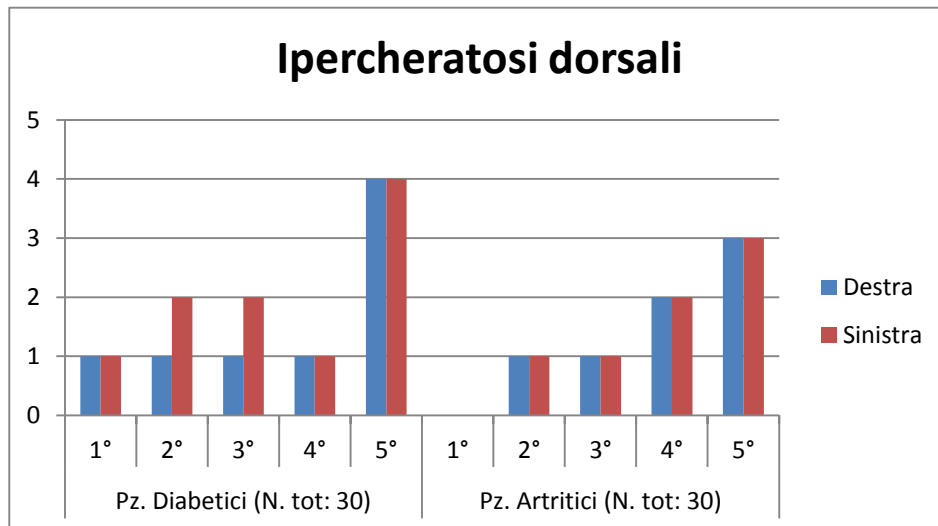


Figura 62 – Diagrammi ipercheratosi apicali e dorsali nelle due popolazioni patologiche

Le ipercheratosi plantari delle teste metatarsali a destra sono maggiori su 2° e 3° dito e sono più frequenti nei diabetici, mentre a sinistra sono maggiori su 1°, 2° e 3° dito negli artritici e sul 5° nei diabetici. Negli artritici in particolare l'ipercheratosi plantare è massima sulla 2° testa metatarsale a destra e, rispetto ai diabetici, sulla 3° testa metatarsale a sinistra (Figura 63).

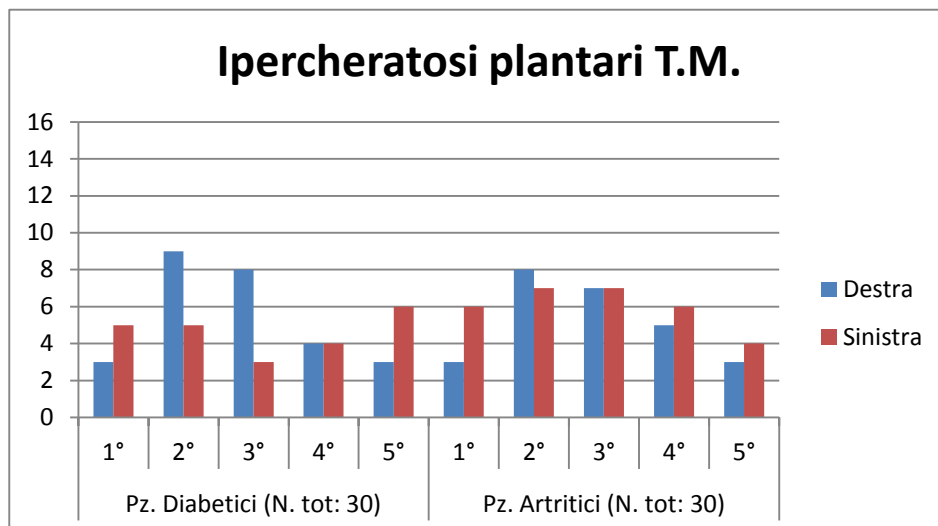


Figura 63 – Diagramma ipercheratosi plantari T. M. nelle due popolazioni patologiche

Circa il 50% delle due popolazioni presenta, a catena cinetica aperta, condizione di calcagno varo (Figura 64).

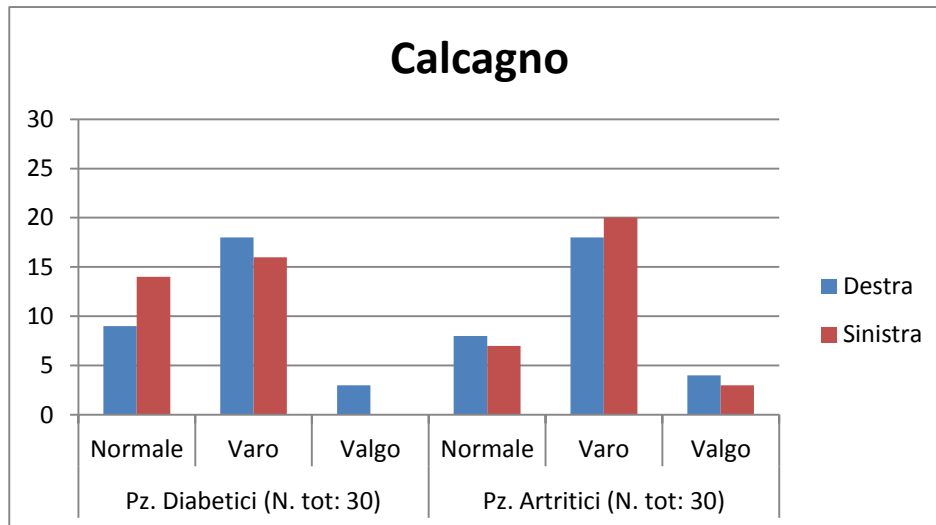


Figura 64 –Diagramma condizione di calcagno nelle due popolazioni patologiche

L'avampiede degli artritici presenta un atteggiamento in eversione, soprattutto a sinistra, maggiore che nei diabetici (Figura 65).

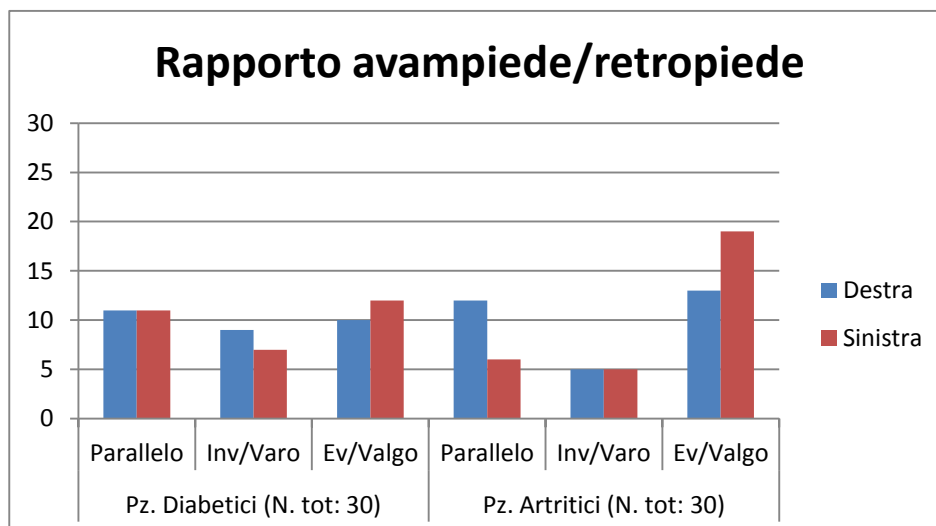


Figura 65 – Diagramma rapporto avampiede/retro piede nelle due popolazioni patologiche

La flessione estensione metatarsofalangea dell'alluce negli artritici è più limitata dorsalmente a destra e più limitata plantarmente a sinistra. Nei diabetici è prevalentemente limitata dorsalmente e a destra. (Figura 66).

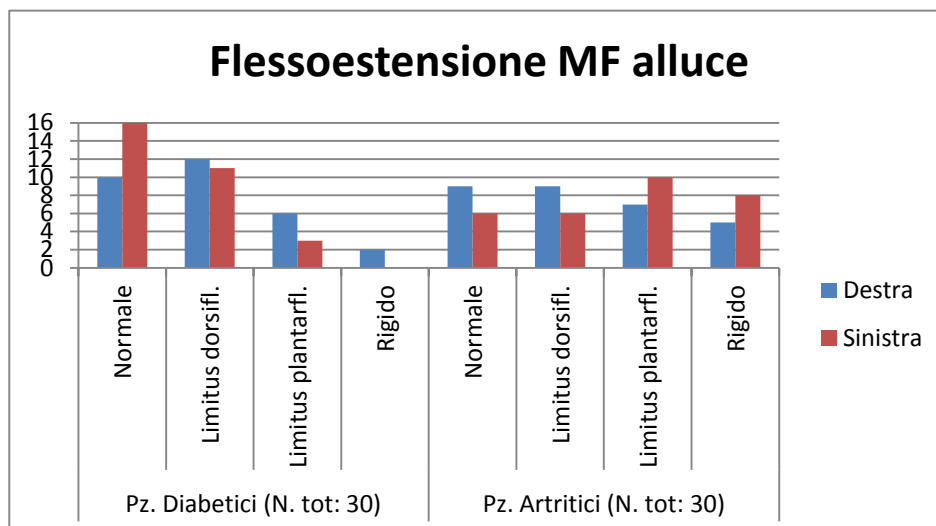


Figura 66 – Diagramma flesso estensione MF alluce nelle due popolazioni patologiche

La mobilità della testa del 1° MT nei pazienti artritici è in prevalenza normale, nei diabetici si presenta prevalentemente normale a sinistra e plantarflessa a destra (Figura 67).

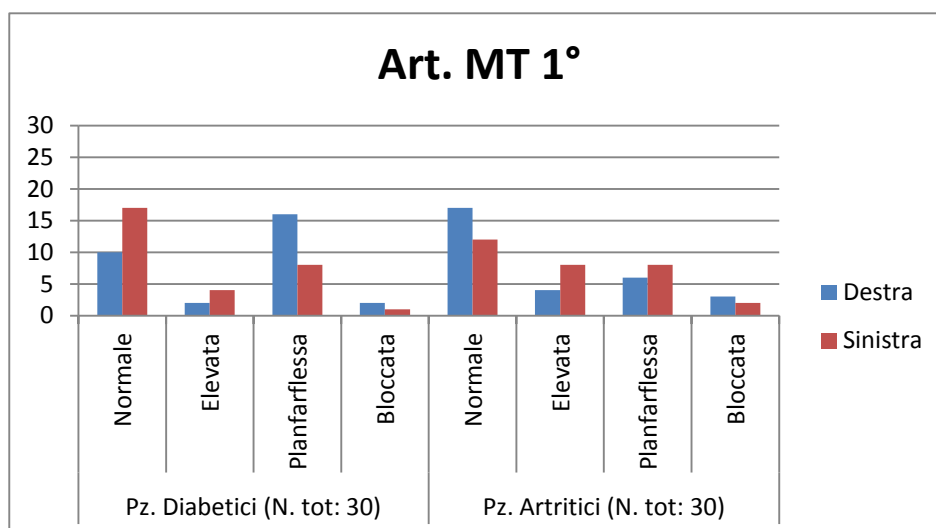


Figura 67 – Diagramma articolazione MT 1° nelle due popolazioni patologiche

Il grado di eterometria apparentemente presenta poche differenze, anche se leggermente più accentuato negli artritici (Figura 68).

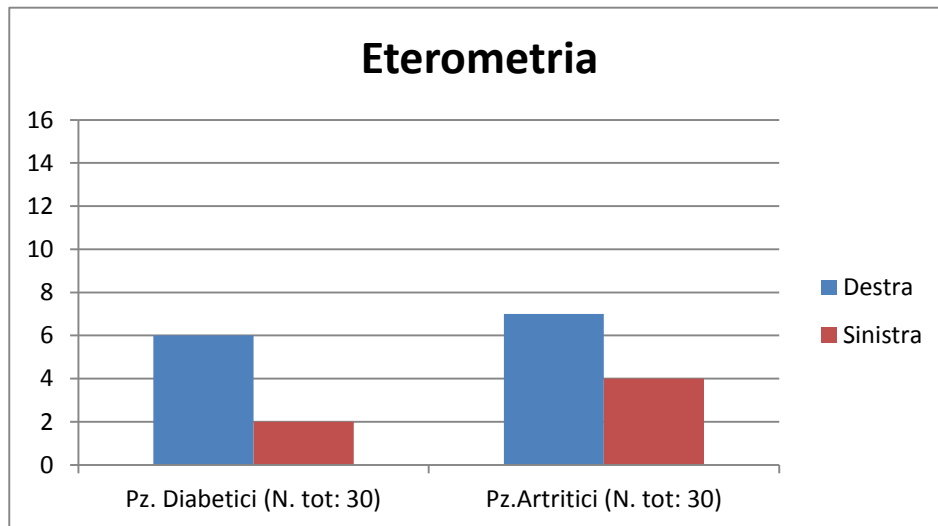


Figura 68 – Diagramma eterometrie nelle due popolazioni patologiche

Uno dei dati più significativi è che, su una popolazione di 30 pazienti artrici e 30 pazienti diabetici, entrambe le popolazioni manifestano un importante segno di deficit del rapporto Cavaglia-Piede, dato da un grado di dorsiflessione della tibiotarsica inferiore al 10% (Figura 69).

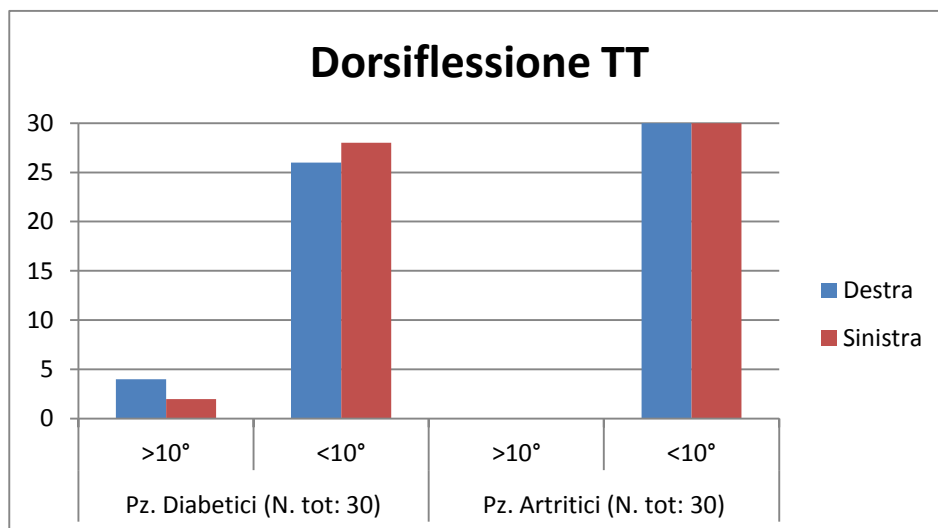


Figura 69 – Diagramma dorsi flessione tibio-tarsica nelle due popolazioni patologiche

Il quadro complessivo fa pensare che:

- il deficit in dorsiflessione di caviglia sia la condizione più significativa nelle due popolazioni patologiche.
- che il varismo del calcagno sia conseguenza dell'accorciamento dei muscoli della loggia posteriore
- che la pronazione di avampiede sia la condizione di compenso all'eccesso di supinazione del retro piede.

7.3.4 Risultati indicatori grafico ORTO-R

Viene di seguito presentata la comparazione dei grafici nelle tre popolazioni (diabetici, artritici e gruppo di controllo), sulla base dei seguenti indicatori calcolati a Catena Cinetica Aperta (C.S) e Catena Cinetica Chiusa (C.).

Comparazione grafici nelle tre popolazioni relative alla lunghezza degli assi individuati:

- sul piano sagittale (flesso/ estensione): asse interno ed asse esterno
- sul piano trasverso (adduzione/abduzione): Chopart e Lisfranc

In particolare la visione del piano trasverso va interpretata come proiezione delle proporzioni sul piano frontale, anche sulla base delle osservazioni riportate da Root nel suo volume “La funzionalità del piede normale e patologico” pp. 13-14, in cui si analizzano i movimenti di adduzione-abduzione in relazione ai movimenti di inversione-eversione.

In questa occasione si è ritenuto importante confrontare il comportamento sui due piani delle tre popolazioni in oggetto al fine di immaginare l'andamento in prono/supinazione della A.S.A dettata dai momenti delle articolazioni di Chopart e Lisfranc.

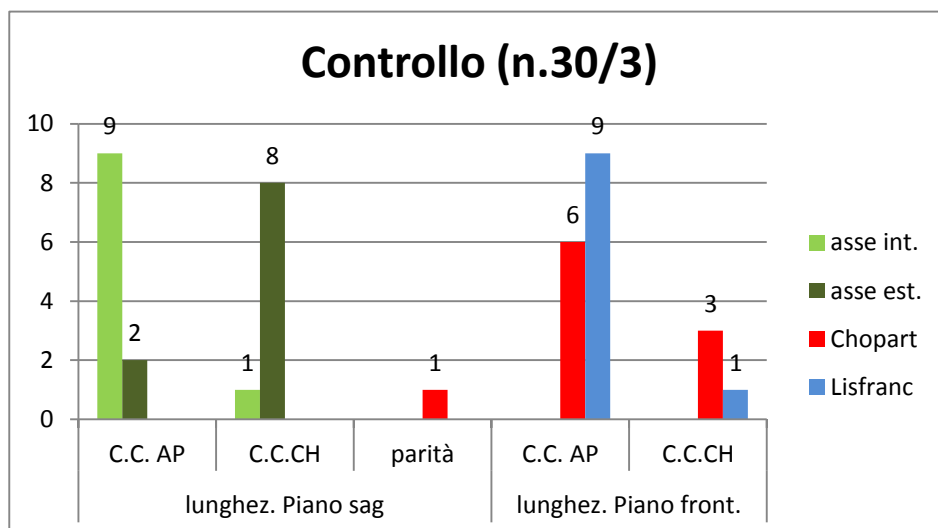
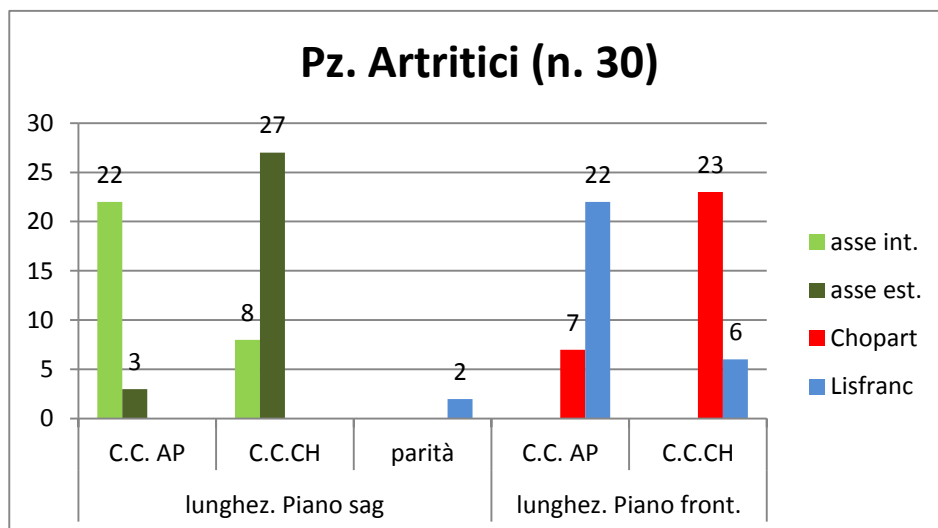
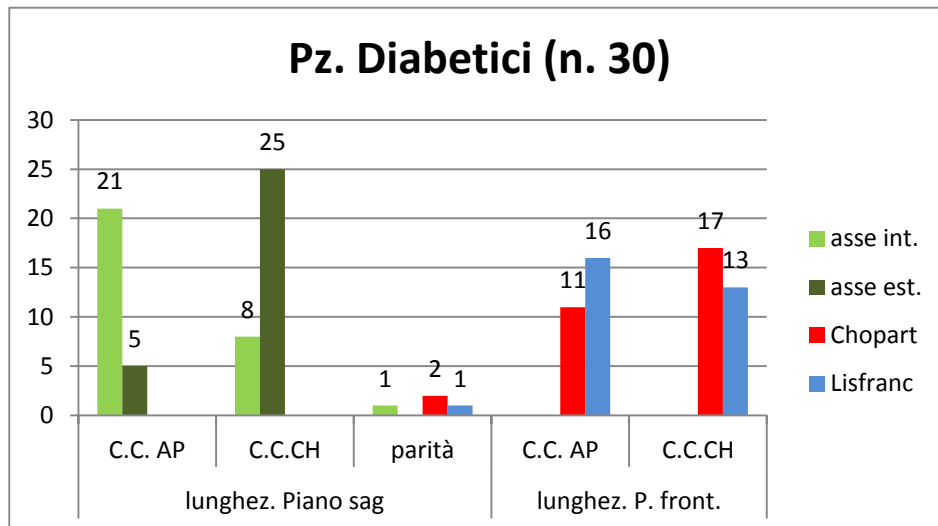


Figura 70 – Diagrammi lunghezza assi nelle tre popolazioni di interesse

Dall'analisi di questi 3 grafici si possono trarre le seguenti considerazioni.

Fattore temporale:

L'asse interno si allunga prima dell'appoggio al suolo, l'asse esterno si allunga dopo l'appoggio al suolo in tutte e tre le popolazioni

Fattore quantitativo:

Relativamente alla Chopart, nella popolazione dei Diabetici e ancor di più in quella degli Artritici si allunga maggiormente a Catena Chiusa, nel gruppo di controllo l'allungamento/pronazione si realizza (come descritto da Kirby) a Catena Aperta .

Relativamente alla Lisfranc, nelle tre popolazioni questo asse risulta distendersi prima dell'appoggio ma nei diabetici l'allungamento è presente in maniera significativa anche a Catena Chiusa

Questo quadro andrebbe messo in relazione con lo stress tissutale che il diabetico paga soprattutto a livello di secondo e terzo raggio mostrando una distensione prolungata proprio a livello della Lisfranc.

Comparazione grafici nelle tre popolazioni relative alla lateralità destra o sinistra.

La lateralità dominante è stata attribuita alla posizione dei punti di intersezione di tutti gli assi considerati senza porre attenzione alla immagine delle parti anatomiche espresse sull'impronta podografica al fine di immaginare la condizione di spostamento preprogrammato (catena Cinetica Aperta) del COM rispetto a quello realmente prodottosi all'incontro col piano gravitazionale (Catena Cinetica Chiusa).

Importante: il poligono di equilibratura più interno (disegnato in giallo) modula le posizioni di lateralità ovvero:

- quando spostato posteriormente rispetto alla linea di Chopart interviene nel definire le posizioni del retro piede
- quando spostato anteriormente rispetto alla linea di Lisfranc interviene nel definire le posizioni dell'avampiede

L'indicazione del poligono in contrasto con la posizione di lateralità del punto è stata interpretata come centralità

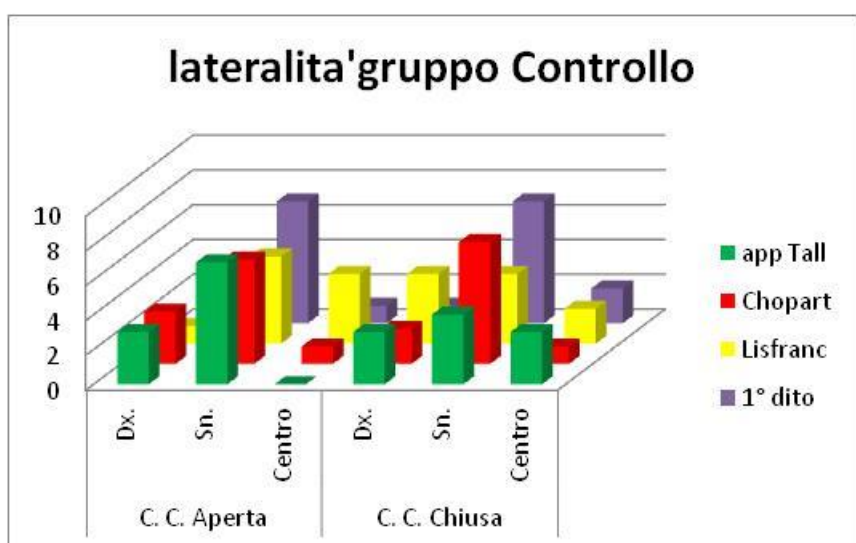
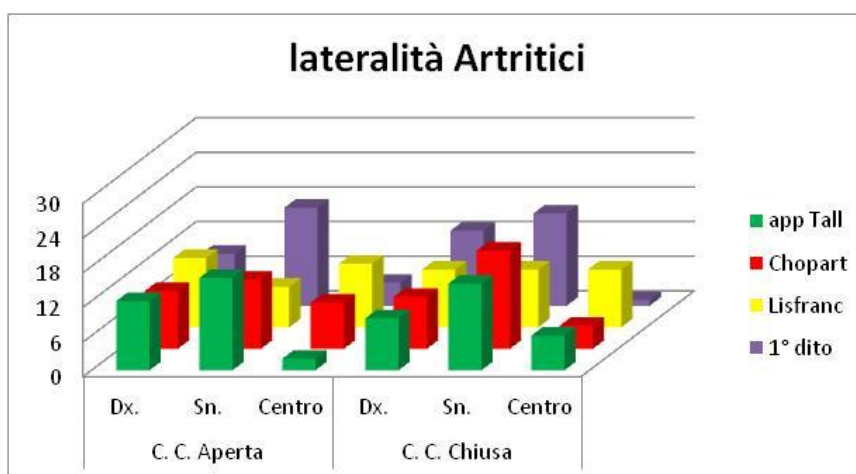
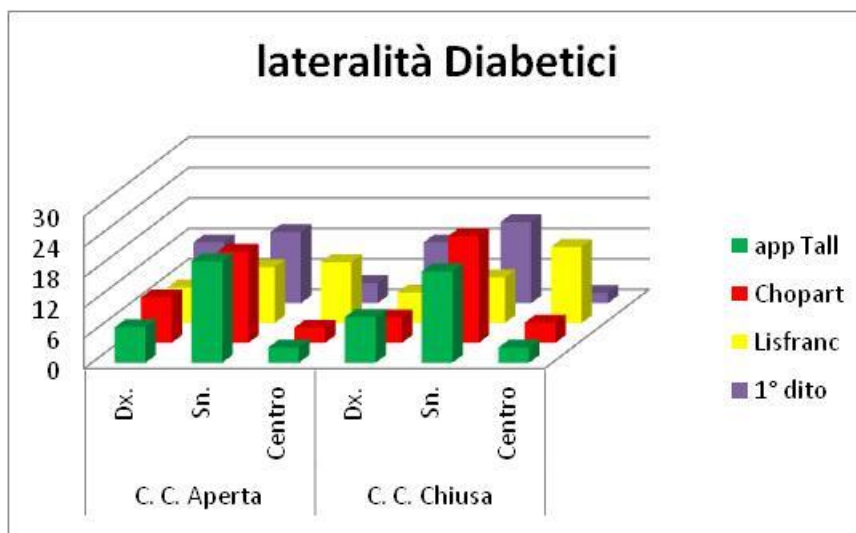


Figura 71 - Diagrammi lateralità nelle tre popolazioni di interesse

Dall'analisi di questi 3 grafici si possono trarre le considerazioni riassunte in Tabella 2.

Tabella 2 – Percentuali di prevalenza della lateralità sinistra prima dell'appoggio e in carico, nei diversi distretti del piede e nelle tre popolazioni di interesse

Il gruppo di controllo presenta	prima di appoggio	70%	in carico	70%	lateralità a sn. sul 1° DITO
Il gruppo dei pazienti Artritici	prima di appoggio	56%	in carico	53%	lateralità a sn. sul 1° DITO
Il gruppo dei pazienti Diabetici	prima di appoggio	46%	in carico	53%	lateralità a sn. sul 1° DITO

Il gruppo di controllo presenta	prima di appoggio	50%	in carico	40%	lateralità a sn. sulla Lisfranc
Il gruppo dei pazienti Artritici	prima di appoggio	23%	in carico	56%	lateralità a sn. sulla Lisfranc
Il gruppo dei pazienti Diabetici	prima di appoggio	36%	in carico	70%	lateralità a sn. sulla Lisfranc

Il gruppo di controllo presenta	prima di appoggio	60%	in carico	70%	lateralità a sn. sulla Chopart
Il gruppo dei pazienti Artritici	prima di appoggio	40%	in carico	56%	lateralità a sn. sulla Chopart
Il gruppo dei pazienti Diabetici	prima di appoggio	60%	in carico	70%	lateralità a sn. sulla Chopart

Il gruppo di controllo presenta	prima di appoggio	70%	in carico	40%	lateralità a sn. sul tallone
Il gruppo dei pazienti Artritici	prima di appoggio	56%	in carico	50%	lateralità a sn. sul tallone
Il gruppo dei pazienti Diabetici	prima di appoggio	66%	in carico	60%	lateralità a sn. sul tallone

Comparazione grafici nelle tre popolazioni relative allo svolgimento/pronazione avvolgimento/supinazione dell'elica a passo variabile considerata nelle due unità, posteriore e anteriore, e confrontando l'andamento dell'impronta rilevata prima dell'appoggio al suolo (carico simulato/catena cinetica aperta) e dopo l'appoggio (carico reale/catena cinetica chiusa)

In questi quadri si sono analizzate:

a) Lunghezze delle eliche

a1) la distanza dei punti AB

A= apice elica posteriore misurata sia sull'impronta del piede dx. sia del sn. e per le due catene B= fulcro dell'elica

a2) la distanza dei punti BC

B= fulcro dell'elica

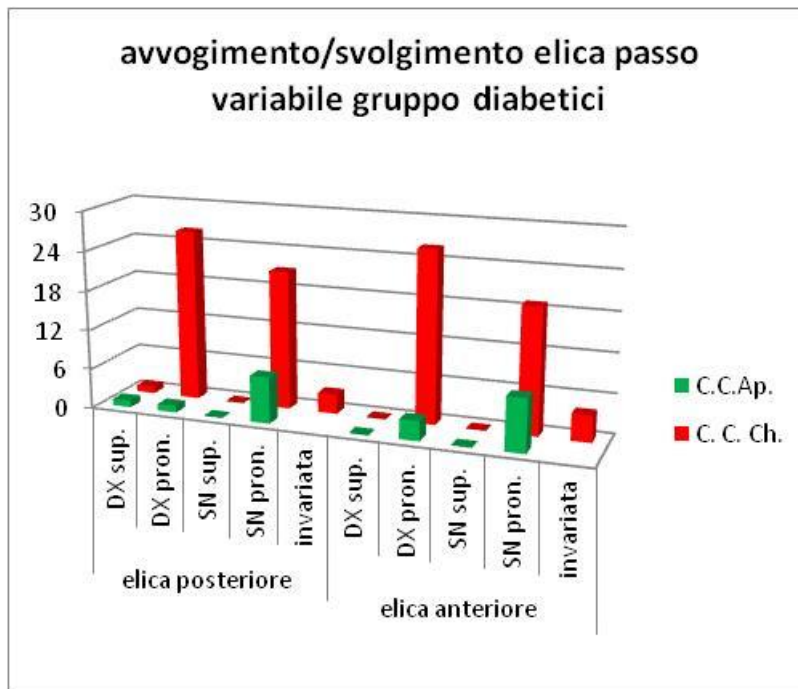
C= apice elica anteriore

Riguardo al punto a), per l'eccessiva non omogeneità del dato Lunghezza Piede, non si è ritenuta utile la comparazione delle tre popolazioni.

b) la maggiore distensione fra l'elica posteriore dx. o sn. comparando la Catena cinetica Aperta e la Catena cinetica Chiusa

N.B. il maggiore allungamento/pronazione potrebbe significare che da un indicatore di grande supinazione si raggiunga una condizione di supinazione minore che equivale ad un allungamento

I seguenti grafici illustrano la comparazione dei grafici nelle tre popolazioni relative al rapporto di massima distensione fra le eliche delle due catene cinetiche (Figura 72).



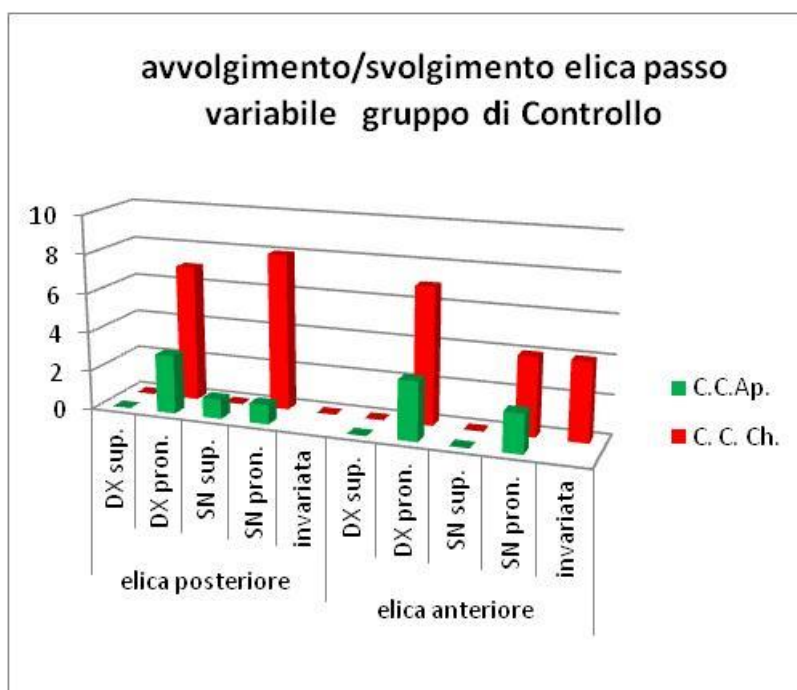
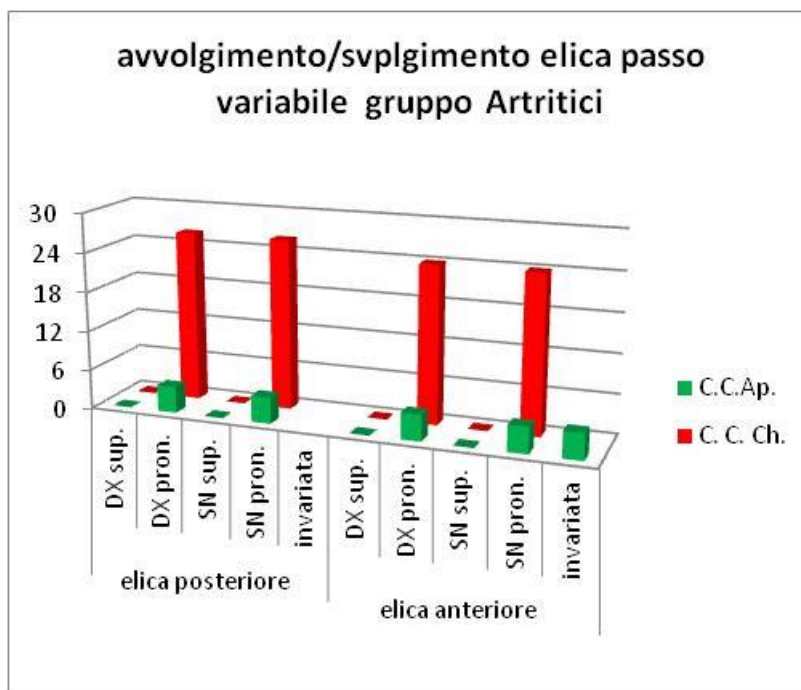


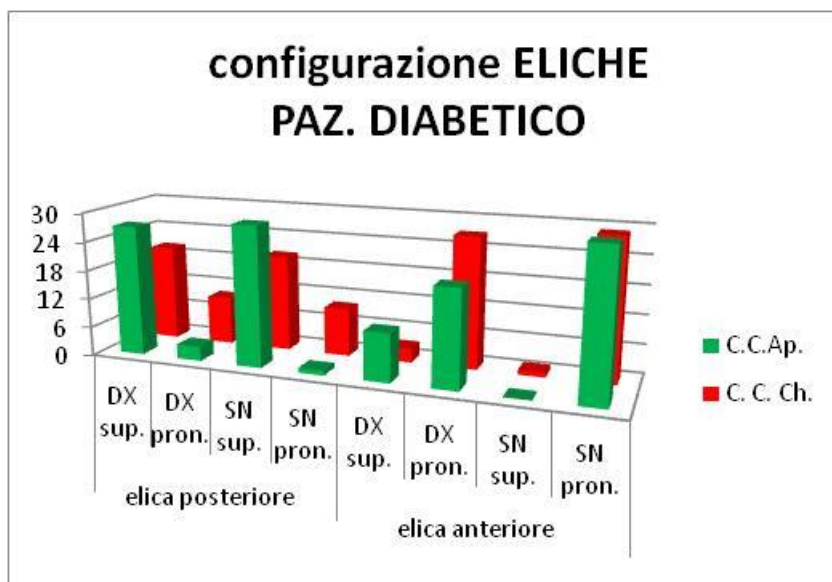
Figura 72 – Diagrammi avvolgimento/svolgimento dell'elica a passo variabile nelle tre popolazioni

Dall'analisi di questi 3 grafici si possono trarre le seguenti considerazioni:

- nelle tre popolazioni lo svolgimento dell'elica si registra a C. Cinetica Chiusa sia sul comparto posteriore sia su quello anteriore
- nella popolazione dei Diabetici è più significativa però sull'emilato dx.
- nella popolazione degli Artritici è pari sui due emilati

- nella popolazione di Controllo è prevalente a Sn. posteriormente e a Dx. anteriormente
- c) Si valuta l'indicatore (LINEA TRATTEGGIATA BLU) che segnala condizione di pronazione (linea tratteggiata esterna all'asse del piede) o supinazione (linea tratteggiata interna all'asse del piede), con la finalità di rimarcare soprattutto in quale delle due catene, in quale dei due emilati e in quale dei due comparti (posteriore/anteriore) si registra la massima pronazione.

I seguenti diagrammi rappresentano la comparazione dei grafici nelle tre popolazioni relative alla rappresentazione della condizione delle due componenti dell'elica prima e dopo l'appoggio (Figura 73).



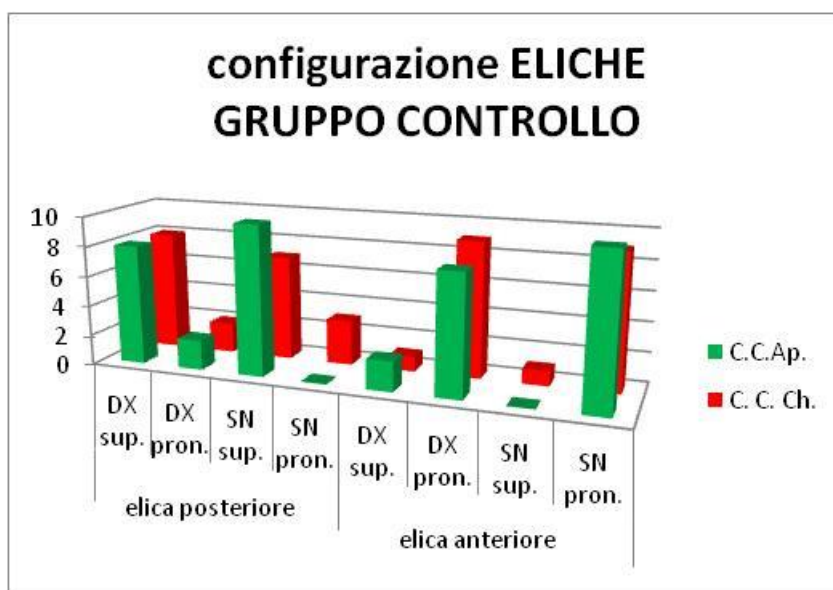
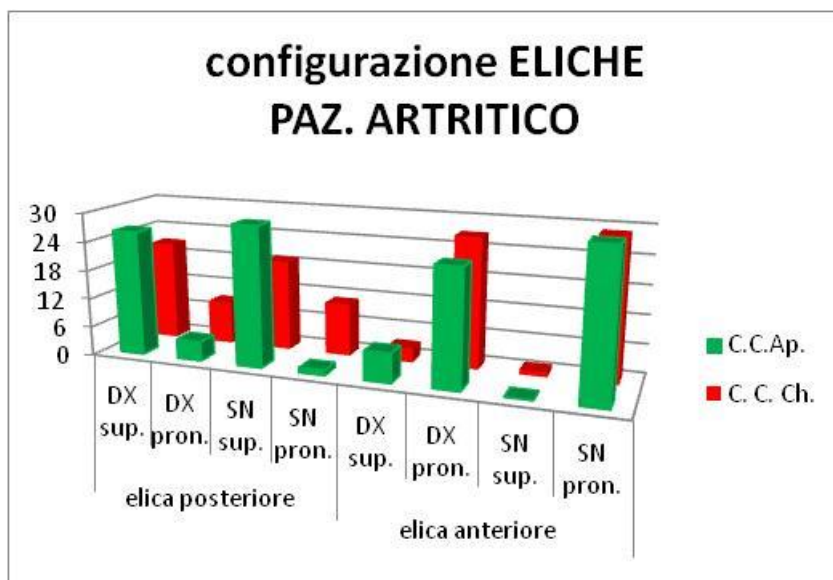


Figura 73 – Diagrammi configurazione eliche posteriore e anteriore nelle tre popolazioni

Dall'analisi di questi 3 grafici si possono trarre le seguenti considerazioni.

La rappresentazione sul grafico ORTO-R della condizione di svolgimento/avvolgimento dell'elica (linea tratteggiata blu) nelle sue due componenti ci mostra, nelle tre popolazioni, una rappresentazione statistica molto simile sia a Catena C. Aperta sia Chiusa.

A C.C.Aperta, rispetto al Gruppo di Controllo, si percepisce soltanto nel comparto posteriore (elica posteriore) una maggiore condizione in supinazione che nei diabetici prevalente a Dx. A C.C. Aperta, e solo nella popolazione dei Diabetici, la

componente anteriore (elica anteriore) risulta numericamente più rappresentata in supinazione a DX.

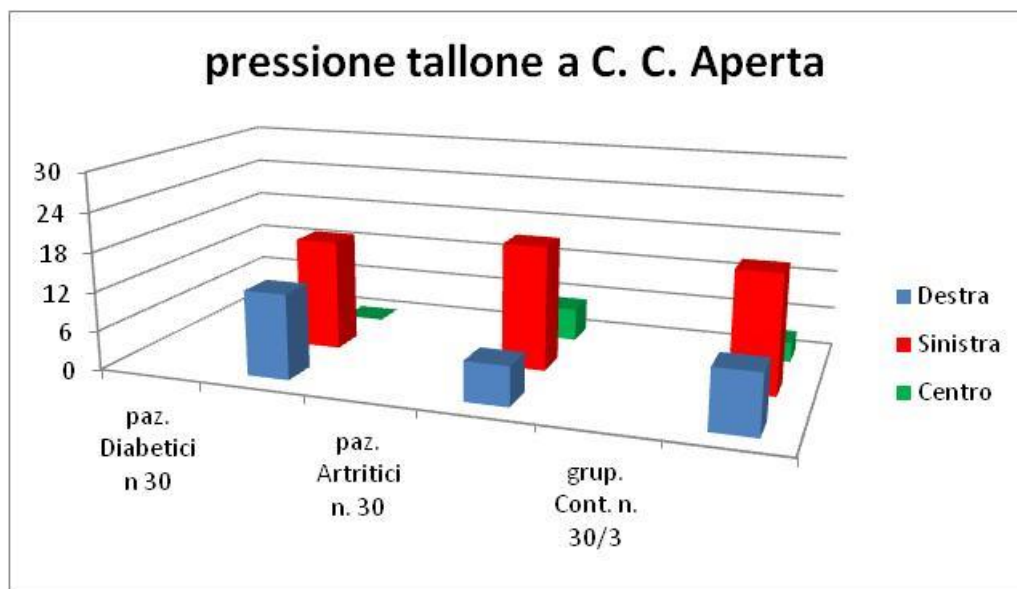
A C.C.Chiusa, rispetto al Gruppo di Controllo, nel comparto anteriore (elica anteriore) si registra un modesto incremento in distensione/pronazione a Sn. pari nelle due popolazioni patologiche. A C.C.Chiusa, rispetto al Gruppo di Controllo, nel comparto posteriore (elica posteriore) si registra un decremento della supinazione ovvero maggiore pronazione più marcato a dx. nella popolazione Diabetica e a sn. In quella artritica

Comparazione grafici nelle tre popolazioni relative a punti di massima pressione individuati sull'impronta confrontando le immagini dei due emilati e cogliendone le differenze significative relativamente a:

- a) tallone
- b) teste metatarsali
- c) dita

a) Tallone in massima pressione

I seguenti grafici mostrano i risultati dell'osservazione dell'impronta destra o sinistra, ove si sia rilevata massima pressione a livello di tallone. Il termine "centro" indica una parità tra l'espressione di massima pressione nelle impronte dei due piedi. L'osservazione è stata effettuata a catena cinetica aperta e chiusa (Figura 74).



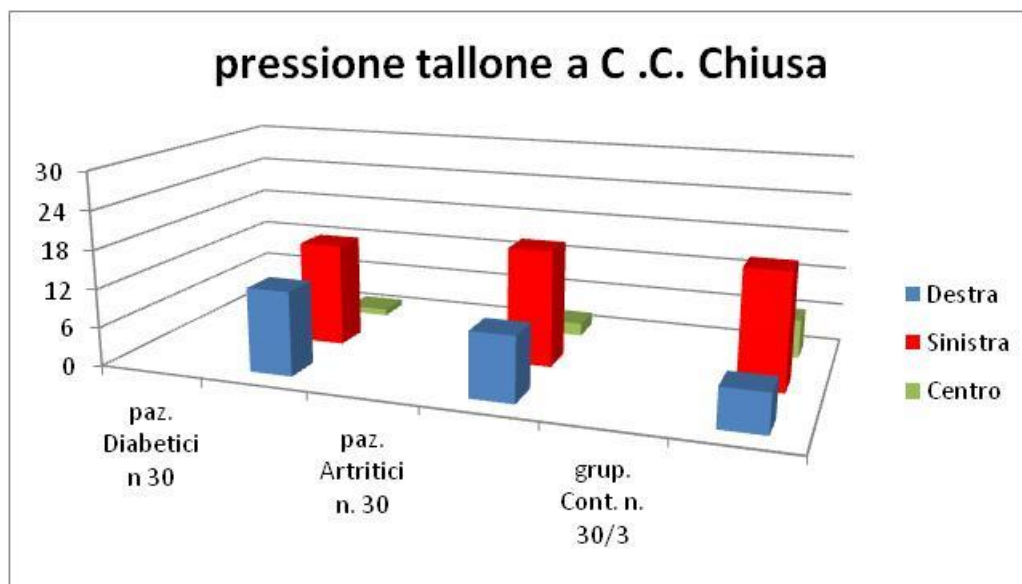


Figura 74 – Diagrammi tallone in massima pressione a catena cinetica aperta e a catena cinetica chiusa nelle tre popolazioni

La pressione massima a livello di tallone si manifesta nelle tre popolazioni, sia a catena cinetica aperta sia a catena cinetica chiusa, prevalente per l'emilato sinistro, dove gli artrici sono relativamente più espressi prima dell'appoggio e i diabetici meno espressi dopo l'appoggio in rapporto al gruppo di controllo.

b) Teste metatarsali in massima pressione

Relativamente alle teste metatarsali, i seguenti grafici che mostrano i risultati dell'osservazione effettuata su piede dx. e sn a catena C. Aperta e Catena C. Chiusa (Figura 75).

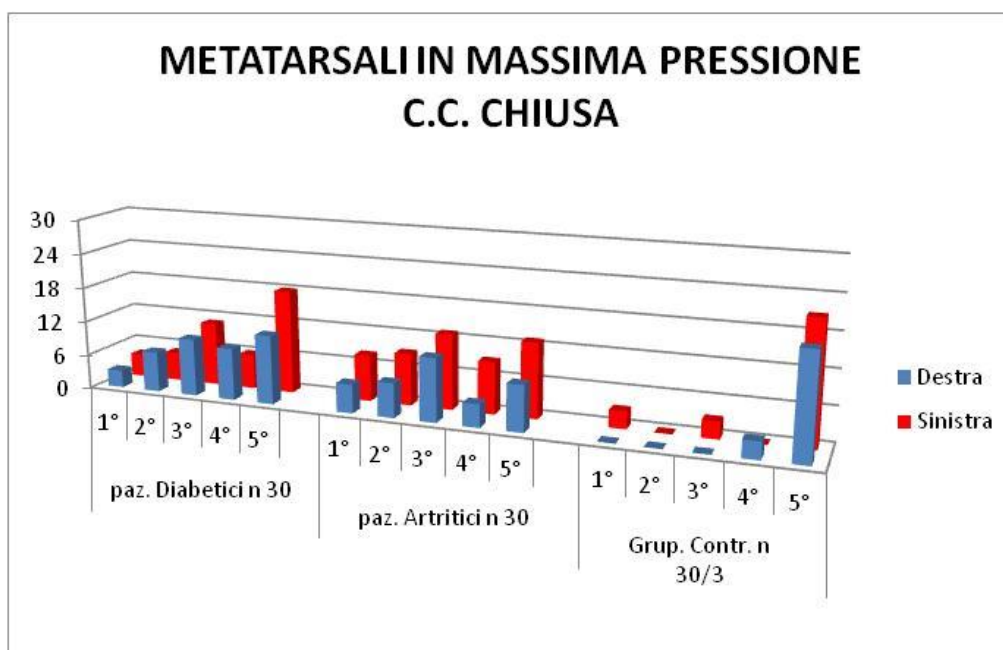
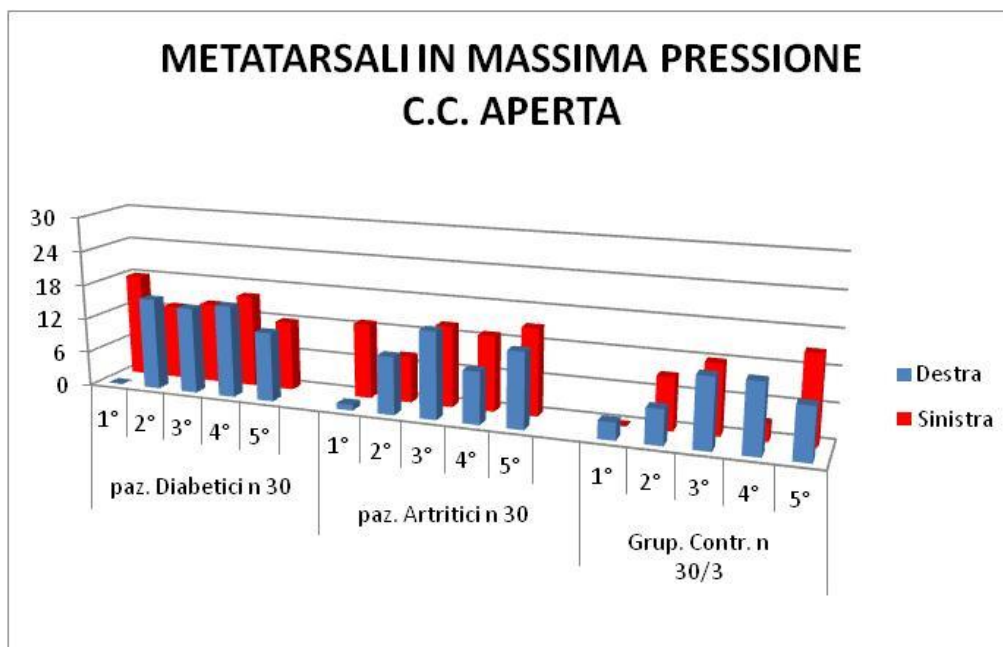


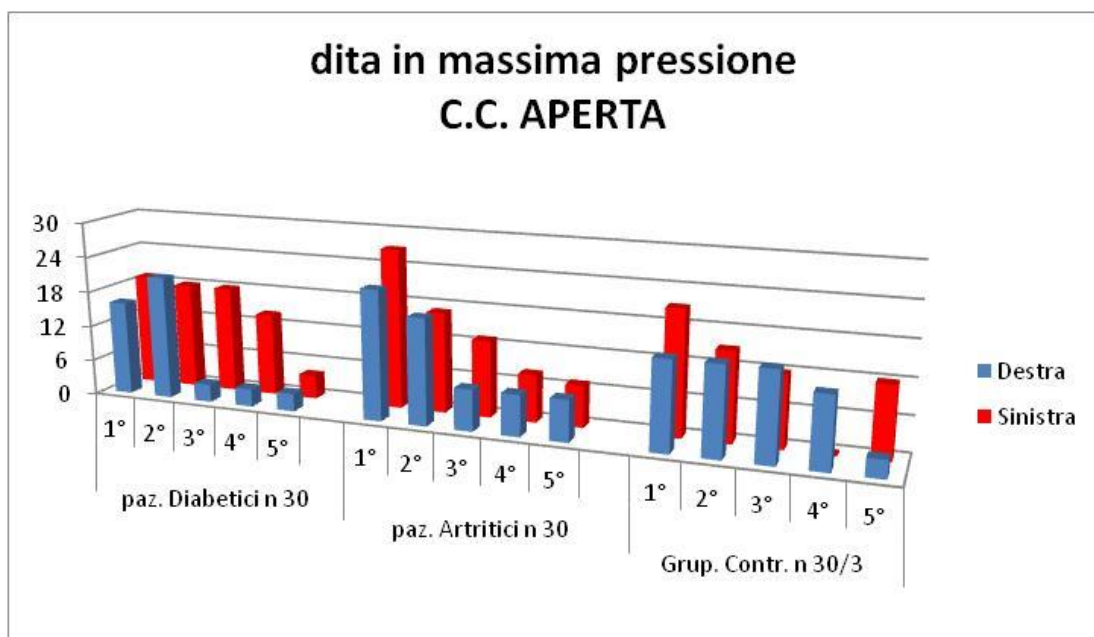
Figura 75 – Diagrammi metatarsali in massima pressione a catena cinetica aperta e chiusa nelle tre popolazioni

Dall'analisi dei dati di queste 3 popolazioni si può trarre la seguente considerazione. A catena cinetica aperta, la popolazione dei Diabetici registra un numero maggiore di teste metatarsali in eccesso di pressione sui due emilati; le due popolazioni patologiche registrano la differenza più significativa a livello del 1° metatarsale di Sn. (maggiore per i diabetici).

A catena cinetica chiusa potremmo dedurre che la pressione sul 5° metatarsale di sinistra per le due popolazioni patologiche sia minore rispetto al gruppo di controllo mentre aumenta per gli altri metatarsali.ma, contemporaneamente dovremmo notare che, mentre nel gruppo di controllo aumenta anche a destra sul5°, per le due popolazioni patologiche a destra diminuisce.

c) Dita in massima pressione

Relativamente alle dita, i seguenti grafici che mostrano i risultati dell'osservazione effettuata su piede dx. e sn a catena C. Aperta e Catena C. Chiusa (Figura 76).



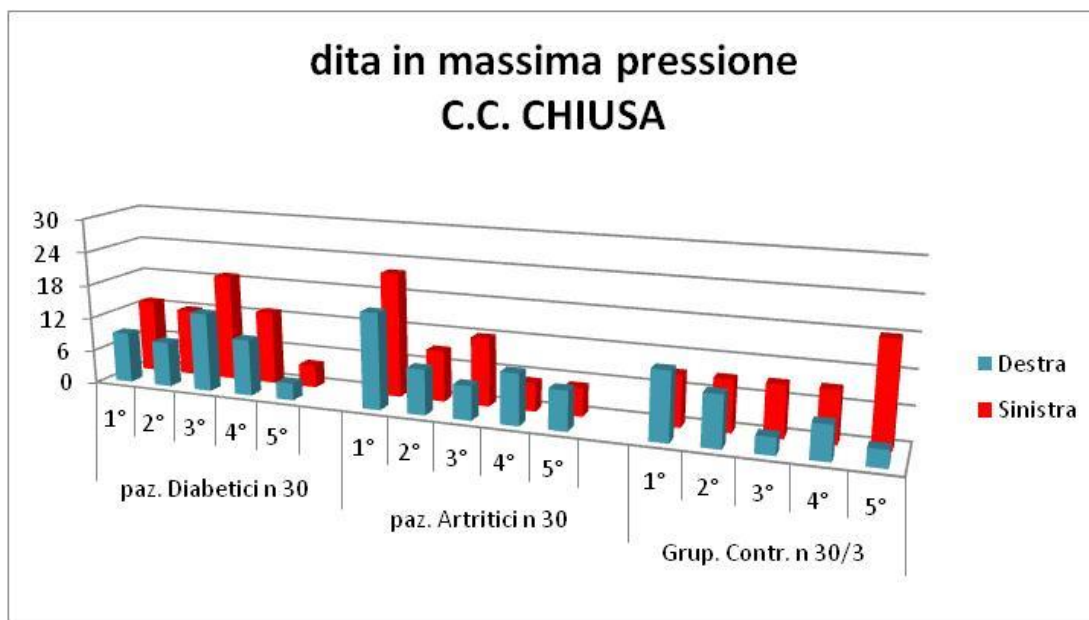


Figura 76 – Diagrammi dita in massima pressione nelle due catene cinetiche.

Dall'analisi dei dati di queste 3 popolazioni si può trarre la seguente considerazione. A catena cinetica aperta, rispetto ai dati dal totale simmetrico della popolazione di Controllo:

- La popolazione dei Diabetici registra minore pressione a Dx. su 3° e 4° e a Sn. sul 1° e 5° dito. Il 4° è in eccesso a Sx. e in difetto a destra.
- La popolazione degli Artritici registra un significativo aumento di pressione su 1° e 4° dito a Sn. e sul 1° dito di Dx. Nella popolazione degli Artritici rispetto ai diabetici il dato più significativo è il difetto di pressione sul 5° dito di Sn. mentre risulta meno marcato l'eccesso sul 4°; inoltre sul primo dito si evidenzia un eccesso di carico bilaterale

Il dato più significativo è la differenza di appoggio sul 4° dito.

Comparazione grafici nelle tre popolazioni relative all'assenza dell'impronta della falange distale.

Il mancato appoggio viene rilevato dall'impronta del piede dx. e sn. a catena C. Aperta e Catena C. Chiusa ed è riportato nel seguenti grafico (Figura 77).

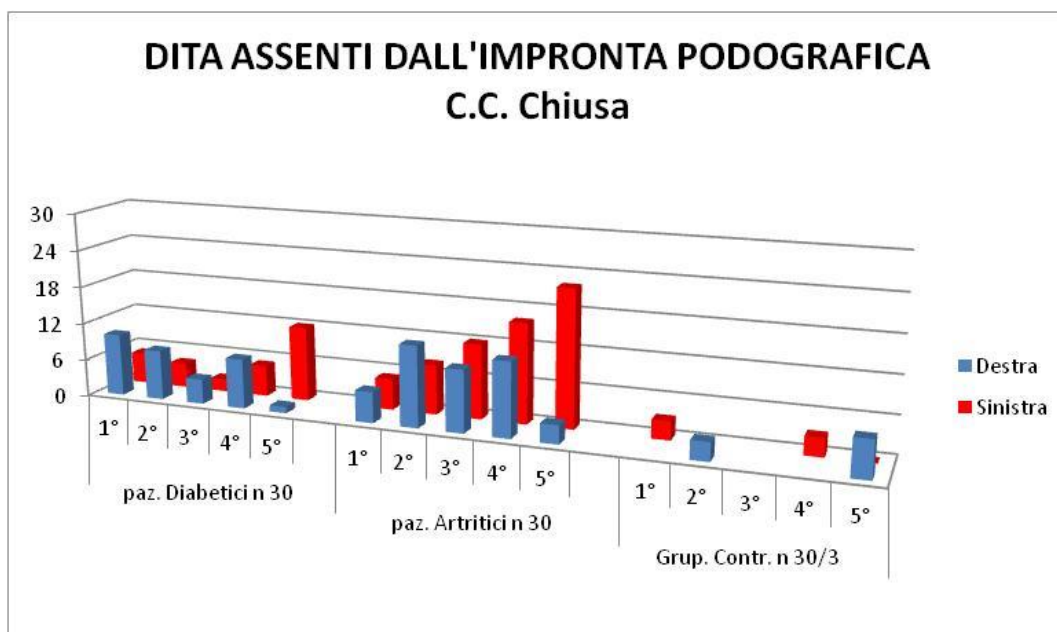
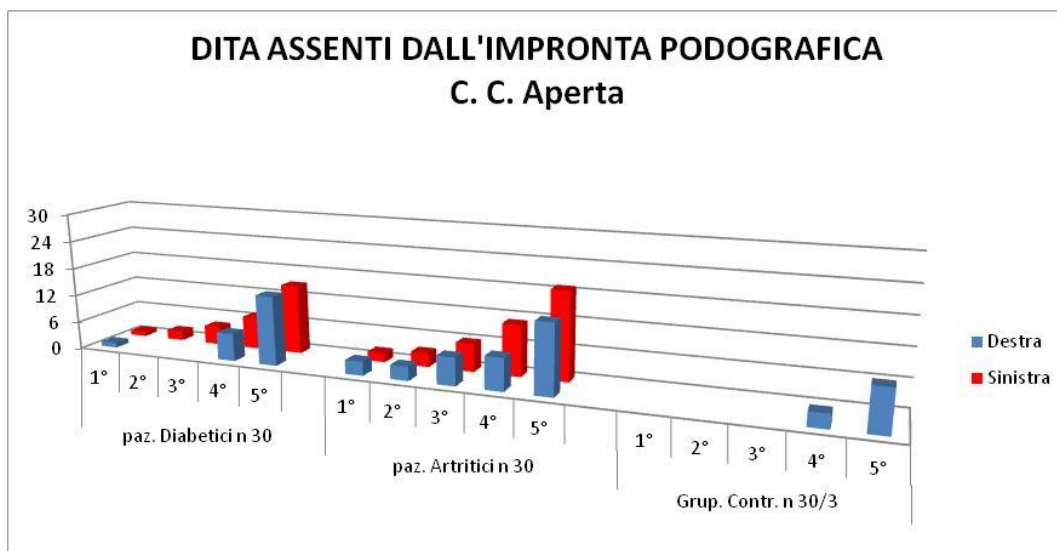


Figura 77 – Diagrammi dita assenti dall'impronta podografica nelle due catene cinetiche

A catena cinetica aperta, rispetto alla popolazione di Controllo la rilevazione numerica dei dati segnala un importante deficit di appoggio digitale nelle due popolazioni patologiche, situazione 3 volte superiore nei Diabetici ma ben 4 volte superiore negli Artrici.

Il dato forse più significativo è rappresentato dall'assenza di appoggio del 5° dito di Sn. e del 1° di Dx. nella popolazione Artritica e l'aumento importante bilaterale di appoggi digitali mancanti anche rispetto alla popolazione Diabetica.

A catena cinetica aperta la maggiore differenza tra le due popolazioni patologiche si registra sul 3° dito con assenza simmetrica negli artritici e assenza unilaterale sinistra nei diabetici.

A catena cinetica chiusa il totale numerico di dita assenti ancora una volta diventa il segnale della differente lateralità delle tre popolazioni. Mentre il gruppo di controllo segnala una minor assenza di appoggio digitale a destra, i diabetici manifestano un andamento inverso a destra con un aumento di assenza di appoggi. Gli artritici esprimono un aumento su entrambe le lateralità con la differenza più significativa registrata sull'emilato sinistro.

Il grafico che segue mostra l'evoluzione della lateralità nella tre popolazioni considerando la differenza dell'espressione numerica delle due lateralità destra e sinistra per ogni popolazione a catena cinetica aperta e chiusa (Figura 78). Si è considerata con segno positivo la lateralità sinistra e con segno negativo la lateralità destra.

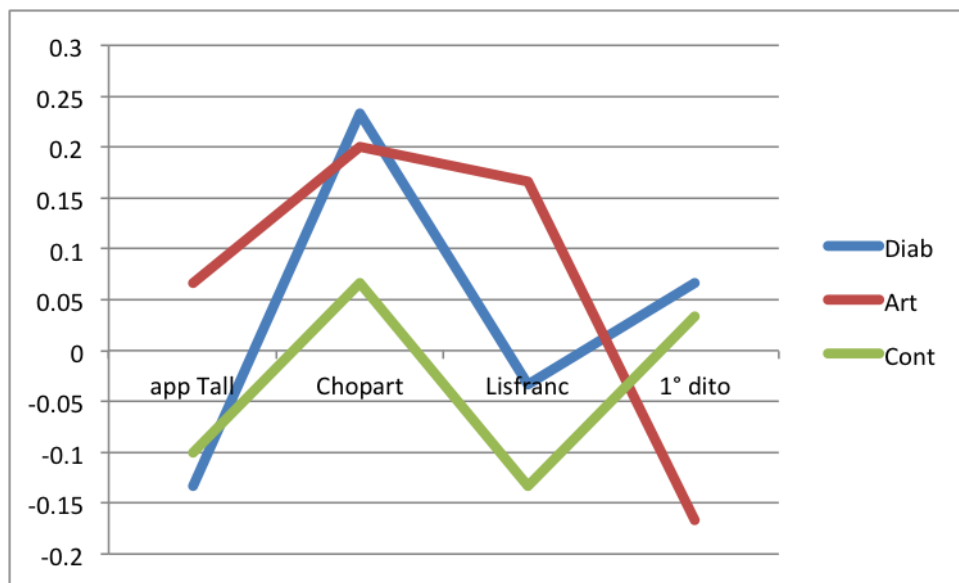


Figura 78 – Evoluzione della lateralità da catena cinetica aperta a catena cinetica chiusa nelle tre popolazioni.

Si può notare che la linea rimane, dall'appoggio di tallone e fino alla Lisfranc su valori positivi per gli artritici (supinazione).

In corrispondenza dell'appoggio di tallone, sia per la popolazione di controllo e ancor più nei diabetici, si registra un indice negativo ovvero uno spostamento verso la lateralità destra (pronazione).

Grandissima risulta essere la differenza delle tre popolazioni nell'interpretare il momento della Chopart che vede i diabetici

- superare la positività verso sinistra rispetto agli artritici
- invertire bruscamente dalla Chopart alla Lisfranc con un indice pronatorio inferiore al gruppo di controllo
- superare il gruppo di controllo in positività (supinazione) verso il lato sinistro rispetto al 1° dito

La condizione finale in cui si pone il gruppo di controllo (anticipazione della fase di volo) è di una modesta supinazione di avampiede, preludio per un allungamento del comparto posteriore dell'elica in carico. I diabetici seguono lo stesso profilo, incrementando di supinazione l'avampiede e svolgendo di conseguenza ulteriormente il comparto posteriore dell'elica.

Il rapporto spazio-temporale risulta pertanto notevolmente dilatato nel tempo; il lavoro dello spostamento da una lateralità all'altra richiede tempi notevolmente più lunghi per i diabetici, con un contributo energetico probabilmente maggiore.

Ancora più interessante risulta l'andamento della lateralità negli artritici, dove la situazione è assolutamente inversa, ovvero un'eccessiva pronazione fino al primo dito consente il massimo avvolgimento possibile del retro piede. Si nota:

- partenza già positiva dei talloni verso sinistra
- lieve deflessione dalla Chopart alla Lisfranc
- picchiata verso l'emilato destro fino al primo dito

Questo quadro risulta di particolare efficacia nel visualizzare il contesto della lateralità dominante nelle tre popolazioni in oggetto.

rispetto al gruppo di controllo però, i diabetici risultano fortemente implicati nello spostamento da un emilato verso il controlaterale nelle fasi che attengono al retropiede mentre l'artitico sviluppa sul piede astragalico tale necessità.

In particolare le due popolazioni risultano in contrasto di lateralità sia nell'appoggio di tallone sia in quello di primo dito

Il seguente grafico (Figura 79) mostra inoltre la differenza dell'espressione numerica della pressione massima a livello di tallone a seconda che essa si esprima a destra (indicata con segno negativo) o a sinistra (indicata con segno positivo).

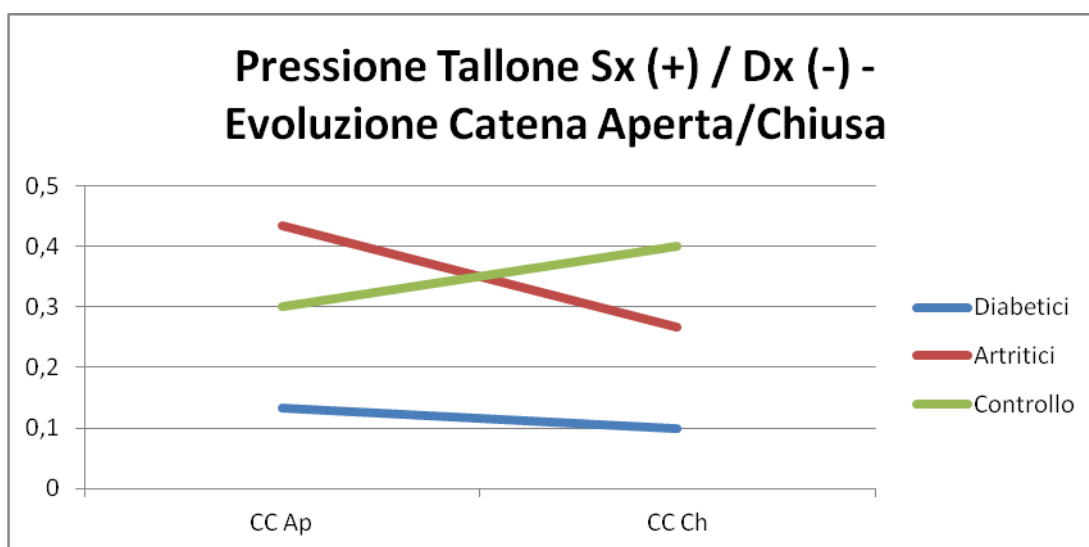


Figura 79 – Diagramma evoluzione, da catena cinetica aperta a catena cinetica chiusa, della massima pressione a livello di tallone.

Questo indicatore mostra una netta differenza nell'andamento dell'appoggio di tallone nelle tre popolazioni; si evince la tendenza ad un aumento della pressione per il gruppo di controllo a sinistra dal prima al dopo appoggio rispetto all'andamento inverso delle due popolazioni patologiche così come appare evidente la scarsa pressione e modulazione del diabetico.

I grafici che seguono mostrano l'incremento delle dita assenti da catena cinetica aperta a catena cinetica chiusa, considerando per ciascuna della dita, il numero totale di dita mancanti a destra e a sinistra (Figura 80).

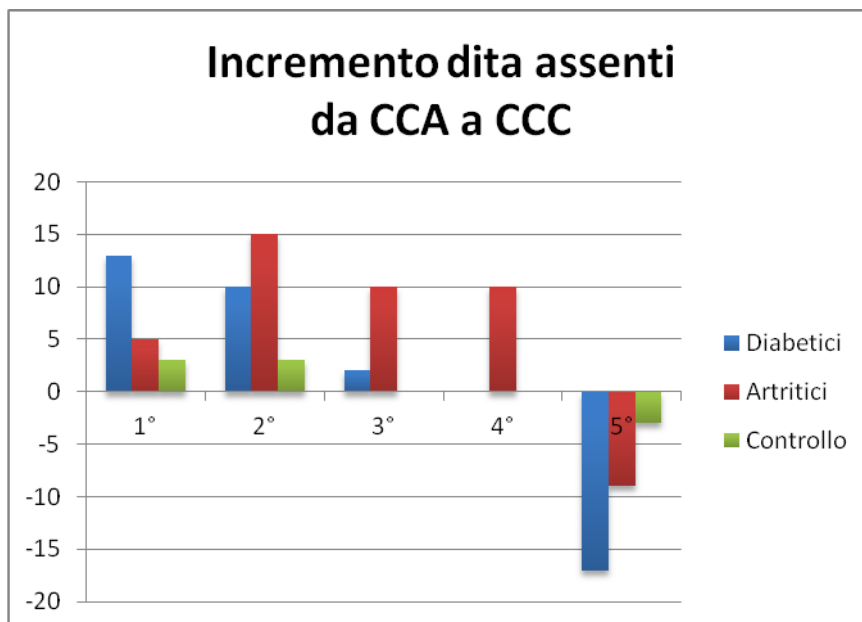


Figura 80 – Incremento delle dita assenti nel passaggio da catena cinetica aperta a catena cinetica chiusa

Nelle tre popolazioni si nota un decremento di assenza di pressione relativamente al 5° dito, più marcato per la popolazione dei diabetici. Nelle due popolazioni patologiche si può notare un incremento di assenza che è prevalente per gli artritici soprattutto a livello di 2° 3° e 4° dito e nei diabetici per il 1° dito.

L'immagine che segue (Figura 81) mostra (prendendo in considerazione la differenza numerica dei due lati) la tendenza a pronazione/supinazione di avampiede e retropiede nel passaggio da catena cinetica aperta a catena cinetica chiusa per ogni popolazione. Indici positivi indicano una tendenza alla supinazione, indici negativi corrispondono ad una tendenza alla pronazione; si legga il grafico come una media della situazione tra piede destro e sinistro.

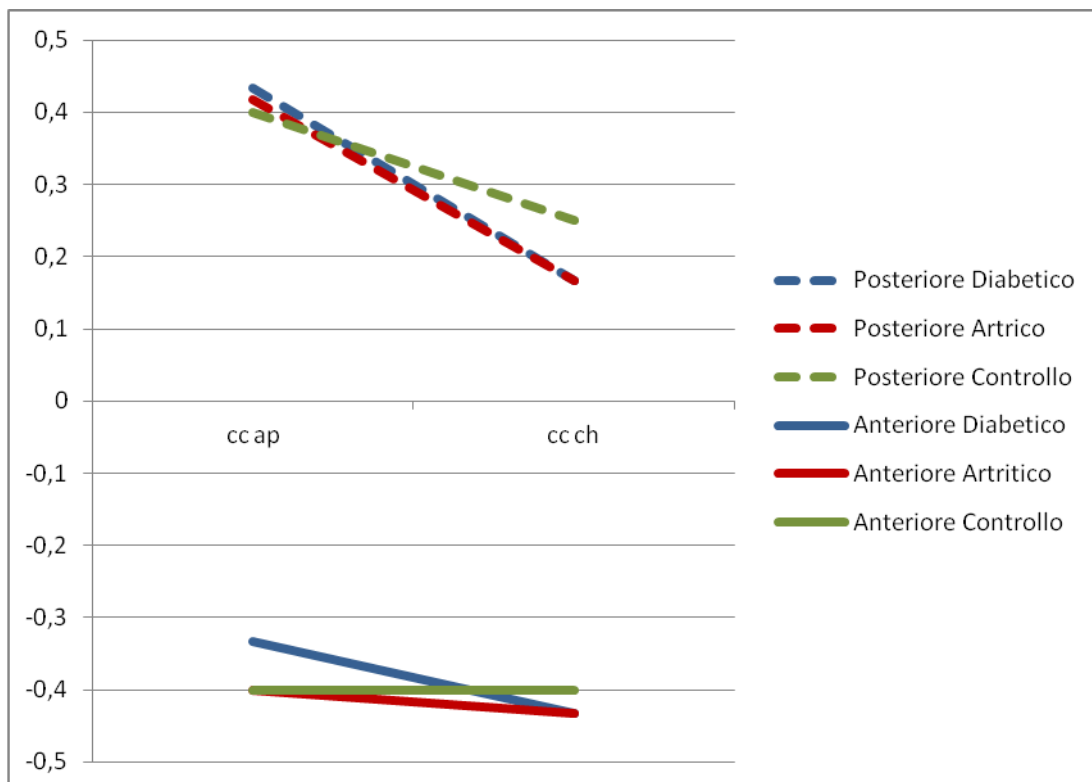


Figura 81 – Diagramma della tendenza a pronazione/supinazione di avampiede e retro piede nel passaggio da catena cinetica aperta a catena cinetica chiusa-

Relativamente al comparto posteriore è possibile notare che:

- la positività di tale andamento a partenza meno positiva nel gruppo di controllo, ci mostra, della medesima popolazione, un fine corsa più positivo rispetto ai diabetici e agli artritici. Ciò potrebbe equivalere ad un minor svolgimento/pronazione del comparto posteriore

Guardando al comparto anteriore si nota che:

- il gruppo di controllo mostra un andamento lineare con un fine corsa meno negativo rispetto alle altre due popolazioni in esame
- una posizione iniziale meno negativa per la popolazione dei diabetici che diventa uguale a quella del gruppo degli artritici a fine corsa

Secondo la tesi è possibile dedurre che:

- l'andamento di avvolgimento e svolgimento dell'elica, richieda, per la popolazione dei diabetici, un tempo relativamente più lungo rispetto alla popolazione degli artritici.

- Il diabetico individua ancor prima del terzo medio di gamba la necessità di supinazione riducendo l'efficacia della pompa soleo-poplitea nel ritorno venoso.
- il grado di avvolgimento del comparto posteriore dell'elica sia superiore alla "normalità fisiologica" soprattutto nei diabetici prima dell'appoggio al suolo
- il grado di svolgimento del comparto anteriore dell'elica sia superiore alla "normalità fisiologica" sia per gli artritici sia per i diabetici in carico bipodalico.

Nell'immagine che segue si è inteso rappresentare statisticamente (calcolando la differenza di espressione numerica) l'andamento della variabilità nelle tre popolazioni rispetto alla configurazione delle eliche (Figura 82). A catena cinetica aperta si è considerata la sola l'elica posteriore con la sua tendenza a supinare (valori positivi)/pronare (valori negativi), in quanto luogo in cui si esprimono i programmi anticipatori di appoggio al suolo; a catena cinetica chiusa si è considerata l'elica anteriore, ruolo dove si realizza la componente terminale dell'appoggio. I valori indicano una media dei due piedi.

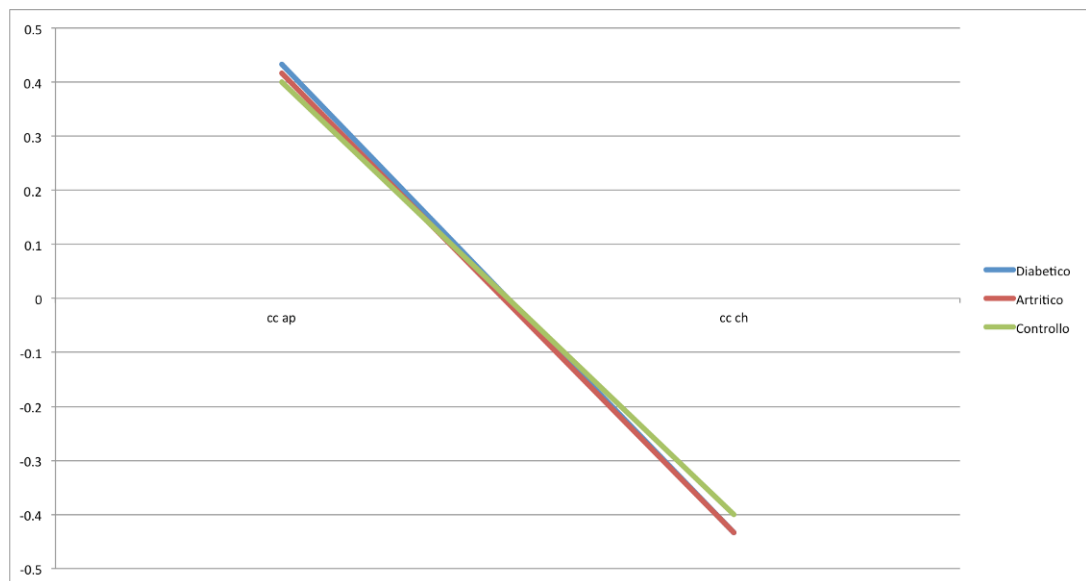


Figura 82 – Diagramma variabilità configurazione eliche da catena cinetica aperta a catena cinetica chiusa

Come si può notare la variabilità di configurazione appare pressoché non significativa perché modulata dall'asse di compromesso che, come suggerisce Kirby, non varia rispetto al piede (l'asse è fisso rispetto al rapporto anatomico col calcagno) ma varia la sua funzione in qualità di biomeccanismo di trasmissione all'incontro col piano gravitazionale modificando il rapporto Aperto-Chiuso con l'astragalo.

7.4 Discussione

La mole di dati raccolti offrirebbe la possibilità di un'elaborazione statistica ancor più approfondita che potenzialmente potrebbe aiutare a comprendere meglio la situazione podologica delle popolazioni di interesse. Nella tesi si sono presentati gli aspetti più salienti della caratterizzazione delle popolazioni patologiche considerate e delle differenze tra le popolazioni, in termini di configurazione del piede in appoggio simulato (secondo i meccanismi di feedforward precedentemente descritti) e in carico.

Prendendo in considerazione il dato relativo al deficit in dorsiflessione della TT osservato in entrambe le popolazioni, si prospetta che il grafico potrebbe essere in grado di dare una previsione, una quantificazione o quantomeno una indicazione sulla difficoltà a raggiungere la quota piano; grazie a ciò si potrebbe interpretare meglio la soluzione ortesica, ad esempio in termini di *tallonette* per colmare il gap necessario per arrivare alla quota piano.

Relativamente alla configurazione in pronazione o supinazione delle due componenti dell'elica, la conclusione proposta dalla tesi è che, a Catena Cinetica Aperta, il quadro complessivo deponga, nelle tre popolazioni, per una condizione di pronazione di avampiede e di supinazione di retro piede. Al confronto col piano gravitazionale la condizione fisiologica potrebbe essere rappresentata da una minor supinazione del retro piede a sinistra.

La pronazione di avampiede quando fisiologica, come probabilmente registrato nella popolazione di controllo, consente il riavvolgimento del retro piede quasi completo che nella fase di volo potrebbe completarsi.

Dalle considerazioni sul gruppo di controllo emerge che:

A Catena Cinetica Chiusa la popolazione artritica paga soprattutto in termini di eccesso di pronazione del comparto anteriore volto a garantire il compenso dell'eccesso di supinazione posteriore. Si immagina un impatto troppo veloce del calcagno Sn. frenato bruscamente a livello ASA che pronata in eccesso durante la fase di propulsione. La popolazione diabetica sembra pagare prima dell'appoggio al suolo le esigenze imposte dal piano gravitazionale. Si immagina un impatto troppo lento del tallone di Dx. e una eccessiva pronazione dell'ASA che fatica a supinare convenientemente nella fase di stacco.

La variabilità di configurazione dell'elica da catena cinetica aperta a catena cinetica chiusa appare pressoché non significativa perché modulata dall'asse di compromesso che, come suggerisce Kirby, non varia rispetto al piede (l'asse è fisso rispetto al rapporto anatomico col calcagno) ma varia la sua funzione in qualità di biomeccanismo di trasmissione all'incontro col piano gravitazionale modificando il rapporto Aperto-Chiuso con l'astragalo. Quindi un varo di calcagno fuori carico favorisce l'avvolgimento dell'elica anteriore, ma contemporaneamente se l'avampiede esita fuori carico con eccesso di supinazione nel momento del carico /spinta, la pronazione mancante di avampiede si trasferisce sul retro piede valgizzandolo. Anche piccole variazioni nell'espressione al suolo dell'asse di compromesso legate alla lateralità dominante, potrebbero determinare variazioni temporali significative di incontro e rilascio con il piano gravitazionale. L'ipotesi che si suggerisce nella tesi è che per modulare al meglio dell'efficacia di questi due momenti di compressione e decompressione (azione diretta sul sistema vascolare periferico) sia necessario quantificare non solo il rapporto tra retro e avampiede ma anche, o forse soprattutto, il rapporto tra calcagno e piano gravitazionale con riguardo alla lateralità dominante.

Relativamente al 4° dito, la popolazione di controllo a catena cinetica aperta preme soprattutto a destra e a catena cinetica chiusa verso sinistra, ad indicare un fondo corsa pronatorio sul 4° dito di destra.

Le due popolazioni patologiche presentano

- a catena cinetica aperta, un andamento inverso rispetto al gruppo di controllo,

- a catena cinetica chiusa, un andamento uguale tra gruppo di controllo e diabetici e inverso rispetto agli artritici
- nella fase finale che rappresenta il preludio alla fase di volo, nuovamente il gruppo di controllo presenta un comportamento inverso rispetto alle due popolazioni patologiche,

La massima differenza è a carico dei diabetici che soprattutto prima dell'appoggio al suolo e prima della fase di volo presentano la massima significatività rispetto al gruppo di controllo. Secondo la tesi questa condizione depone per una insufficienza della pompa venosa di ritorno che nel diabetico è già presente a livello popliteo.

Per quanto riguarda le dita assenti pare che, nel confronto con il piano gravitazionale la popolazione diabetica non paghi ulteriormente rispetto alla condizione pre appoggio tranne che per il 5° dito a sinistra; la popolazione artritica invece presenta un dato 7 volte maggiore rispetto alla popolazione di Controllo di assenza di impronta digitale e tale assenza è decisamente più rimarcata sull'emilato sinistro.

Ci si pone allora una domanda: a cosa attribuire questa particolare situazione?

La tesi propone questa risposta: la facilitazione anatomica del lato sinistro per il vaso arterioso e del lato destro per quello venoso richiedono una tempistica riempimento/compressione - svuotamento/distensione con minime differenze tempistiche tra i due emilati, differenze che assumono un valore temporale più marcato nei casi di manifesta lateralità dei soggetti.

La lateralità gestisce i tempi.

Nell'artritico la dominanza a sinistra induce eccesso di velocità arteriosa; nel diabetico la dominanza sull'emilato destro induce eccessivo rallentamento del circolo arterioso.

Se riconduciamo quindi le esigenze di avvolgimento/svolgimento dell'elica ai gradienti emodinamici indispensabili per i contributi arteriosi e venosi locali, riconsideriamo in termini progettuali la realizzazione di un'eventuale ortesi plantare.

8. Conclusioni

A conclusione di questo lavoro di tesi nascono le seguenti considerazioni.

- Se ci è possibile ragionare sulle leggi dei vasi che stabiliscono quali possano essere i rapporti tra portata velocità e sezione del lume di un vaso...Fatto!
- Se ci fosse possibile avere una mappa del territorio dove, a livello podalico questi vasi scorrono...Fattibile
- Se dalla mappa potessimo desumere se i piani di scorrimento vanno in discesa o in salita...
- E ancora se fossimo in grado di comprendere i bisogni di apporto ematico, non solo locale ma del sistema in toto, che un abile ingegnere ha calcolato

Allora non risulterebbe difficile applicarsi a realizzare laghi o canali artificiali, dighe, che possano risolvere i problemi di conservazione dell'energia dei nostri fluidi circolanti.

Io sono fermamente convinta che il nostro cervello sia un ingegnere molto abile, attento e veloce nel riconoscere e decrittare le informazioni che gli giungono dalle periferie e altrettanto abile nel formulare la soluzione più adeguata in caso di necessità; le soluzioni sopra proposte credo siano già in uso nel sistema.

Il grafico Orto R. potrebbe essere, secondo la tesi, uno strumento di lettura economico per aiutare il professionista esterno a leggere gli intenti elaborati dall' "Ingegnere" nel realizzare gli interventi ritenuti più utili.

La comparazione del grafico ottenuto prima dell'appoggio e dopo il confronto col piano gravitativo, potrebbe rappresentare la soluzione per conoscere e quantificare le reali differenze di piano per le quali l' "Ingegnere" ha proposto soluzioni sulla base di informazioni già vecchie o distorte da soluzioni pregresse.

Esiste, secondo la tesi, un gap temporale di valutazione della quota piano in quanto per l'elaborazione dell'atto di moto utilizziamo le informazioni rilevate dall'appoggio precedente. Questo gap viene abilmente compensato in corso d'opera quando gli effettori locali (nervi, vasi, muscoli, legamenti, capsule e ossa) sono in grado di mediare il problema contestualizzando la soluzione.

L'operatore esterno, dopo aver effettuato una sua attenta lettura clinica, potrebbe lavorare in sinergia con il sistema interno nella realizzazione del presidio ortesico

modulando il suo intervento anche con piccoli spessori volti ad anticipare il momento della forza di taglio altamente lesiva delle strutture più periferiche. Contribuiremmo in questo modo a limitare lo stress tissutale riconosciuto artefice massimo delle patologie podaliche delle due popolazioni sottoposte a screening.

9. Bibliografia

TESTI

- [1].Balboni et al., Anatomia umana – Volume I (3ed.). Milano: Edi-Ermes, 2000
- [2].Bricot B, La riprogrammazione posturale globale. Sauramps Medical, 1996
- [3].Busquet L, Le catene muscolari – Arti inferiori. Roma: Editore Marrapese, 1996
- [4].Gagey PM, Weber B, Posturologia. Roma: Editore Marrapese, 1997
- [5].Guyton AC, Hall JE, Fisiologia Medica, Napoli: EdiSES s.r.l., 1999
- [6].Mandolesi S, Flebologia Emodinamica. Roma: Società Editrice Universo, 2010
- [7].Netter FH, Atlante di anatomia umana
- [8].Paparella Treccia R, L'uomo e il suo moto. Roma: Verduci Editore, 1988
- [9].Paparella Treccia R, Il piede dell'uomo. Roma: Verduci Editore, 1977
- [10]. Raymond AJ, La fabbricazione e l'uso di ortesi funzionale del piede”, Karger, Basilea, Svizzera, 1991, p. 5
- [11]. Ronconi P, Ronconi S, Il Piede: Biomeccanica e patomeccanica in tema di antigravitarietà (2001)
- [12]. Ronconi P, Ronconi S, Trattato di biomeccanica podalica. Timeo Editore, 2012
- [13]. Root ML, Orien WP, Weed JH, La funzionalità del piede normale e patologico (Volume II). Piccin, 1977
- [14]. Root ML, Weed JH, Orien WP: Neutral Position Casting Techniques, Clinical Biomechanics Corp., Los Angeles, 1971
- [15]. Root ML, Orien WP, Weed JH, Hughes RJ: Biomechanical Examination of the Foot, Volume 1. Clinical Biomechanics Corp., Los Angeles, 1971
- [16]. Tondi P, Patologie del sistema venoso e linfatico. Roma: Verduci Editore, 2013

RIVISTE

- [17]. Le Scienze, Oltre le difese del cervello, Agosto 2013

- [18]. Wu KK, *Ortesi del piede: principi e applicazioni cliniche*, Williams e Wilkins, Baltimore, 1990, p. 97.
- [19]. World Congress of Podiatry, Abstract Book, October 17-19, 2013, Rome
- [20]. Baldini A, Nota A, Tripodi D, Longoni S, Cozza P, Evaluation of the correlation between dental occlusion and posture using a force platform, *Clinics* (2013); 68(1): 45-49
- [21]. Cavanagh PR, Erdemir A, Petre M, Owings TM, Bafna R et al., Biomechanical factors in diabetic foot disease, *Journal of Foot and Ankle Research* (2008); 1(Suppl 1): K4
- [22]. Cheing GLY, Chau RMW, Kwan RLC, Choi C, Zheng Y, Do the biomechanical properties of the ankle-foot complex influence postural control for people with Type 2 diabetes?, *Clinical Biomechanics* (2013); 28: 88-92
- [23]. Chuter V, Payne C, Miller K., Variability of neutral-position casting of the foot, *J Am Podiatr Med Assoc.* (2003); 93(1):1-5
- [24]. Giacomozzi C, D'Ambrogi E, Cesinaro S, Macellari V, Uccioli L, Muscle performance and ankle joint mobility in long-term patients with diabetes, *BMC Musculoskeletal Disorders* (2008); 9(99)
- [25]. Guldmond NA et al., Comparison of foot orthoses made by podiatrists, pedorthists and orthotists regarding plantar pressure reduction in The Netherlands, *BMC Musculoskeletal Disorders* (2005); 6(61)
- [26]. Järvillehto M, Tuohimaa P, Vasa vasorum hypoxia: Initiation of atherosclerosis, *MED Hypotheses* (2009); 73(1): 40-1
- [27]. Kaiser M, Younge B, Björnsson J, Goronzy JJ, Weyand CM, Formation of new vasa vasorum in vasculitis. Production of angiogenic cytokines by multinucleated giant cells, *Am J Pathol.* (1999); 155(3):765-74
- [28]. Kirby K, Are Root Biomechanics Dying?, *Podiatry Today* (2009); 22(4): 58-65
- [29]. Kirby KA., Methods for determination of positional variations in the subtalar joint axis. *JAPMA*, 77(5): 228-234, 1987.

- [30]. Kirby KA. Rotational equilibrium across the subtalar joint axis. *JAPMA* 79(1): 1-14, 1989.
- [31]. Li CY et al, Biomechanical evaluation of foot pressure and loading force during gait in rheumatoid arthritic patients with and without foot orthosis, *Kurume Med J.* (2000);**47**(3):211-7
- [32]. Lie JT, Vasculitis Unlimited in Rheumatoid Arthritis: An Illustrated Review, *Cardiovascular Pathology* (1998); **7**(4): 191–204
- [33]. McPoil TG, Hunt GC, Evaluation and management of foot and ankle disorders: Present problems and future directions, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* (1995); 21(6): 381-388
- [34]. Orasanu G, Plutzky J, The pathologic continuum of diabetic vascular disease, *J Am Coll Cardiol.* (2009); **53**(5 Suppl):S35-42
- [35]. Ozbalkana et al., An update on the relationships between rheumatoid arthritis and atherosclerosis – Review Article, *Atherosclerosis* (2010), **212**(2): 377–382
- [36]. Pisani G, The coxa pedis, *Foot and Ankle Surgery* (1994); **1**(2–3): 67-74
- [37]. Renard C, Obberghen E, Role of diabetes in atherosclerotic pathogenesis. What have we learned from animal models?, *Diabetes Metab.* (2006); **32**(1):15-29
- [38]. Rothschild BM, Masi AT, Pathogenesis of rheumatoid arthritis: a vascular hypothesis, *Semin Arthritis Rheum* (1982); **12**:11-31
- [39]. Saleh S. AL-Tayyar, The Importance of Plantar Pressure Measurements and Appropriate Footwear for Diabetic Patients
- [40]. Sawacha Z, Cristoferi G, Guarneri G, Avogaro A, Cobelli C et al., Characterizing multisegment foot kinematics during gait in diabetic foot patients, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2009); **6**(37)
- [41]. Sawacha Z, Guiotto A, Guarneri G, Avogaro A, Cobelli C, Foot type biomechanics in diabetic and not diabetic subjects, From 3rd Congress of the International Foot and Ankle Biomechanics Community Sydney, Australia, 11-13 March 2012, *Journal of Foot and Ankle Research* (2012); **5**(Suppl 1):O13

- [42]. The American College of Foot and Ankle Othopedics & Medicine, www.acfaom.org
- [43]. Veerman KJ et al., Hyperglycaemia is associated with impaired vasa vasorum neovascularization and accelerated atherosclerosis in apolipoprotein-E deficient mice, *Atherosclerosis* (2013); **227**(2): 250–258
- [44]. Wright et al., Foot anatomy specialization for postural sensation and Control, *J Neurophysiol* (2012); **107**:1513-1521
- [45]. Wrobel JS, Najafi B, Diabetic Foot Biomechanics and Gait Dysfunction, *Journal of Diabetes Science and Technology* (2010); **4**(4): 833-845

10. Riflessioni e ringraziamenti

Cercare nella logica e nella matematica la spiegazione a quelle infinite domande che la mente si pone

Lavorare ad una intuizione non supportabile da strumenti in uso

Intestardirsi in una convinzione che nasce dal profondo della passione

Condividere il progetto con persone in grado di aiutarmi

Concludere un disegno in modo circolare, dove tutto ritorni

È stato il sogno che in questa tesi ho provato a raggiungere

Le mie conclusioni sono superiori ad ogni mia aspettativa e, per questa ragione, ho ancora bisogno di sognare

Sognare che qualcuno possa seguire i miei stessi intenti

ridimensioni i miei eccessi di entusiasmo

o, sperando che ciò non accada, contraddica i miei risultati.

Ringrazio la Dr. Daniela Risso, coordinatrice del corso di Podologia, per avermi sostenuta in questo progetto ambizioso, difficile e dall'esordio contrastato.

Ringrazio una amica carissima, la Dr. Angelica Morandi, Ing. Biomedico e ricercatrice, per avermi aiutata nel lavoro di revisione e coordinazione della tesi, in modo critico e puntuale.

Ringrazio i miei compagni di corso per avere generosamente sopportato le mie intemperanze sui quesiti apparentemente risolti della Podologia

Ringrazio mio marito.....di esistere e resistere al mio fianco.