

**Dott. MAURIZIO CAPPUCINO**

SPECIALISTA IN GHIRURGIA GENERALE – UNIVERSITA' STATALE DI MILANO  
SPECIALISTA IN CHIRURGIA PEDIATRICA – UNIVERSITA' STATALE DI MILANO  
SPECIALISTA IN CHIRURGIA VASCOLARE – UNIVERSITA' STATALE DI MILANO  
V. PRIMARIO DIV. CHIRURGIA GENERALE OSPEDALE V. BUZZI – MILANO

**IMPORTANZA STRUTTURALE E  
FUNZIONALE DEL TALLONE  
PER LA MAGLIERIA  
ELASTOCOMPRESSIVA DEGLI  
ARTI INFERIORI**

# **IMPORTANZA STRUTTURALE E FUNZIONALE DEL TALLONE PER LA MAGLIERIA ELASTOCOMPRESSIVA DEGLI ARTI INFERIORI**

## **CENNI DI FISIOPATOLOGIA VENOSA**

Il sistema venoso è formato da un insieme di vasi confluenti il cui compito è quello di convogliare il sangue dalla periferia al cuore e di regolare la distribuzione e il volume della massa circolante.

Altro compito è quello, non meno importante, ma ininfluenza per la nostra trattazione: la termoregolazione.

La struttura delle vene è assai variabile, le caratteristiche strutturali possono cambiare addirittura lungo il decorso della stessa vena.

Attorno all'endotelio vi è una rete di collagene e fibre elastiche, la media è costituita da fasci di fibre muscolari lisce senza un vero supporto di fibre elastiche, proprio in questo risiede la differenza fondamentale con le arterie.

Le vene degli arti inferiori, dovendo opporsi ad una maggiore pressione idrostatica durante la stazione eretta e la deambulazione, hanno una tonaca media assai ricca di tessuto muscolare, possiedono quindi un maggior spessore rispetto al diametro del lume.

Le vene profonde hanno una media molto più povera di fibre muscolari delle vene sottocutanee, esternamente alla tonaca media vi è un'avventizia ricca di fibre collagene.

Dobbiamo ancora ricordare che il sistema venoso è dotato di valvole localizzate preferibilmente dove la circolazione avviene in senso contrario rispetto alla gravità e dove esse possono venir compresse durante la contrazione muscolare.

La funzione delle valvole è quella di orientare la corrente venosa verso il cuore destro e dal sistema superficiale al profondo. Eccezione assai importante nella nostra trattazione costituiscono le valvole delle comunicanti del piede, che sono disposte in modo da dirigere il flusso della profondità alla superficie.

La parete venosa ha come caratteristica precipua quella della distensibilità, le pareti sottili e flaccide di una vena vuota sono appiattite, cedono però anche ad aumenti molto piccoli della pressione interna; per questa caratteristica il volume di sangue contenuto nelle vene può aumentare in risposta anche a minimi aumenti di pressione.

Lo studio della dinamica del flusso venoso è particolarmente complesso proprio per questi elementi che abbiamo considerato: la struttura particolarmente collassabile della parete venosa, la presenza di valvole, la bassa pressione intravasale, la gravità.

In un individuo in posizione supina ed in completo rilassamento, la pressione venosa misurata nelle venule delle estremità degli arti inferiori, è mediamente di 17 mmHg, detti valori si riducono progressivamente avvicinandosi al cuore.

In un sistema di tubi con pareti rigide ripiene di liquido, la pressione è la stessa in ogni punto quando il sistema è posto orizzontalmente.

Se il sistema viene posto verticalmente, la pressione aumenterà nella parte inferiore rispetto a quella superiore, quindi sotto l'azione della pressione idrostatica e quella atmosferica in un sistema elastico e distendibile, il liquido tenderà ad accumularsi nelle parti più declivi.

Negli arti inferiori, infatti, le pressioni venose misurate alle caviglie giungono sino a 90 mmHg.

Proprietà e funzione dell'intero sistema venoso è quindi quella di essere capace di compensare, momento per momento, le variazioni della massa sanguigna e le variazioni della sua distribuzione nei vari distretti e di far diminuire la pressione a livello dell'asse flebostatico fra due punti critici: eccesso di pressione da una parte, insufficienza di pressione dall'altra.

Il ritorno del sangue al cuore avviene quindi contro la forza di gravità mediante un certo numero di pompe muscolari.

Nel diagramma che segue sono mostrate la pompa del piede, la pompa della gamba e quella della coscia, a queste debbano aggiungersi quella addominale e quella respiratoria.

Gardner e Fox hanno recentemente studiato il meccanismo della pompa del piede e hanno dimostrato che il sangue è espulso dalle vene plantari più a causa del loro stiramento, durante il movimento del piede, che durante una pressione della pianta del piede sul suolo.

Il loro testo “The return of blood to the heart” solleva numerosi dubbi sul concetto tradizionale di pompa respiratoria, attribuendo alla pompa del piede e del polpaccio la maggior importanza fisiologica per il ritorno del sangue al cuore. Tant’è che le curve di capacità e pressione della pompa muscolare del polpaccio e del piede sono eccezionalmente più alte di ogni altro meccanismo di pompa.

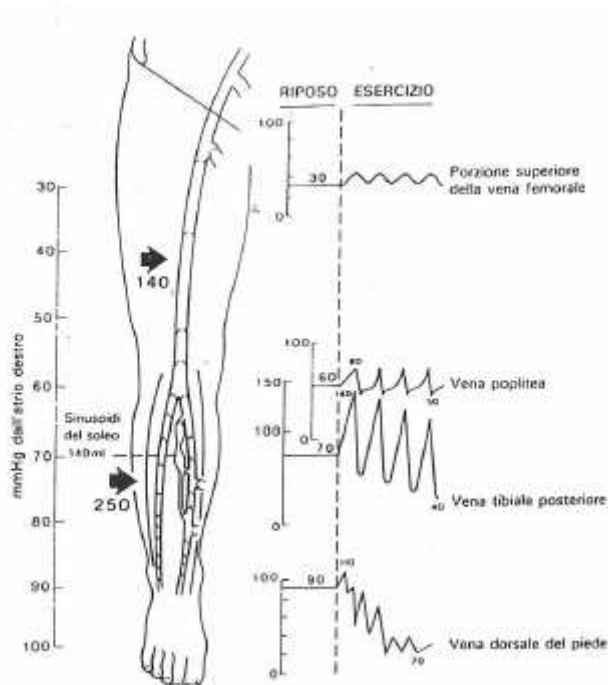


Fig. 1 – Curve pressorie nelle vene del piede, del polpaccio, della fossa poplitea e della porzione superiore della coscia, a riposo e durante la deambulazione. La pressione venosa del piede si riduce progressivamente con la contrazione della pompa del muscolo del polpaccio, le cui escursioni pressorie sono significativamente superiori a quelle delle “pompe” poplitea ed inguinale. Le grosse frecce nere indicano le pressioni intramuscolari.

I profili pressori, riportati dalla figura, a riposo e durante l'esercizio, evidenziano un diagramma composto in cui le oscillazioni più grandi si evidenziano nella vena tibiale posteriore.

Nella gamba normale le vene del piede, le tributarie delle vene perforanti del polpaccio e della caviglia, sono protette dalle loro valvole e dalla alta pressione sistolica prodotta dalla contrazione dei muscoli del polpaccio.

Durante il rilassamento muscolare, le valvole impediscono il reflusso ed i seni dei muscoli del polpaccio si riempiono attingendo dalle vene che drenano le superfici mediale e laterale della gamba.

E' da notare che nella vena poplitea e nella femorale i valori a riposo sono significativamente più bassi, ovviamente a causa di una minor forza gravitazionale in questi punti.

Tutte le vene comunicanti, la grande e piccola safena, le perforanti del polpaccio, sono soggette ad elevati valori spessori in presenza di insufficienza venosa e di reflusso; il diagramma evidenzia che, quando le valvole delle vene profonde sono insufficienti, la pressione esercitata sulle perforanti è più alta di quella riscontrata nella grande e piccola safena.

La funzione di pompa del piede e del polpaccio è valutata tradizionalmente mediante la determinazione della pressione venosa del piede in posizione eretta, la pressione venosa del piede a riposo rispecchia la distanza tra l'atrio destro e il piede ed è intorno ai 80-90 mmHg.

A seguito di esercizio, sollevando ripetutamente i talloni dal suolo, la pressione cade a circa 25 mmHg.

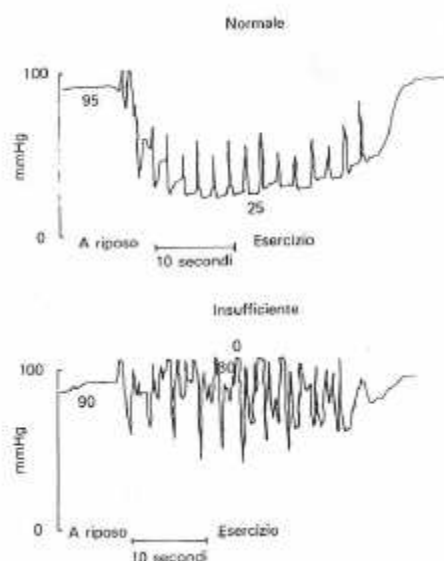


Fig. 2 – Curve pressorie venose del piede normali e alterate. Nella traccia in basso, l'insufficienza venosa profonda provoca oscillazioni pressorie con una caduta molto piccola della pressione media ed un rapido ritorno alla pressione a riposo.

Durante la posizione eretta, senza movimenti, la pressione venosa del piede impiega 25-30 secondi per risalire ai valori a riposo precedenti, l'inefficienza della pompa muscolare del piede e del polpaccio provoca una più contenuta caduta dei valori pressori un rapido ritorno ai valori pressori a riposo, al termine dell'esercizio.

Nella traccia in basso l'insufficienza venosa profonda provoca delle oscillazioni pressorie con una caduta molto piccola della pressione media ed un rapido ritorno alla pressione a riposo.

Per contrastare quindi l'ipertensione idrostatica è necessario applicare all'esterno una pressione che deve essere superiore a quella che si viene a creare nello stato di malattia per insufficienza venosa degli arti inferiori.

Proprio per ciò questa pressione dovrà essere decrescente dalla caviglia verso la coscia e dovrà avere un punto fermo di riferimento alla caviglia stessa.

Se non sarà possibile attraverso una compressione elastica che presenti le sopra citate caratteristiche, otterremo o un effetto laccio o una disarmonia del lavoro muscolare tra la pompa del piede e la pompa del polpaccio.

A tale proposito esaminiamo ciò che avviene allorché si applica una benda o una calza a livello delle doccie retro-malleolari. Se queste sono riempite da un grosso edema, daranno scomparire i malleoli e il tendine di Achille, la benda provocherà il suo effetto abituale di compressione secondo la legge di Laplace (la pressione (P) esercitata su un cilindro di raggio (R) è uguale alla tensione (T) del tessuto divisa per (R), cioè  $P=T/R$ ). Se non vi è edema, la benda tenderà un arco da un bordo all'altro, passerà cioè a ponte tra un malleolo ed il tendine di Achille, lasciando tutta la doccia senza alcuna compressione. (Fig. 3 - c)

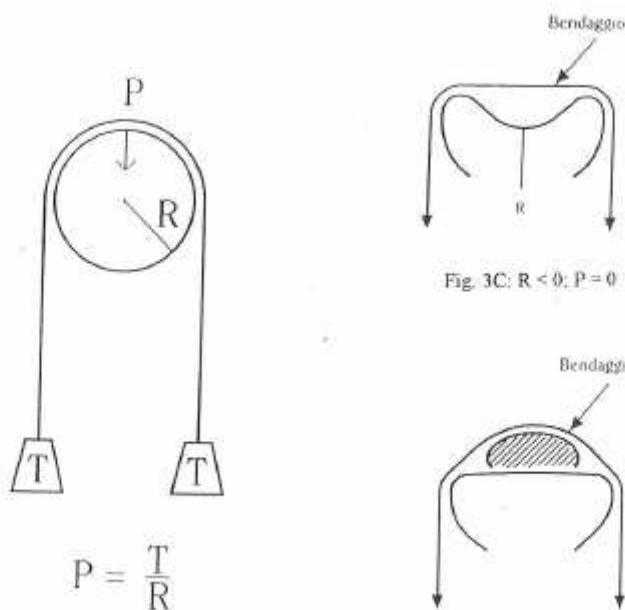


Fig. 3A: Legge di Laplace

Fig. 3D:  $R > 0; P > 0$

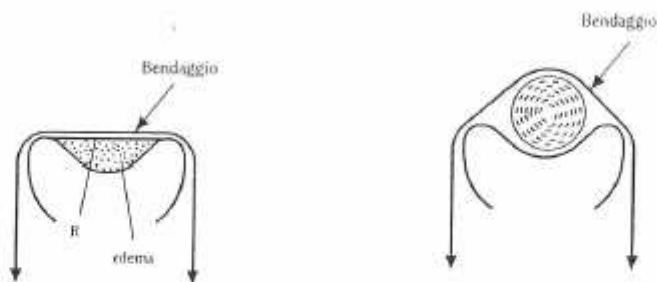


Fig. 3B:  $R = \infty; P = 0$

Fig. 3E: Trasmissione della pressione al fondo della doccia retromalleolare

Fig. 3

Come ridurre quindi l'edema ed assicurare la compressione del fondo di questa doccia?

Sarà necessario (Fig. 3 – d) applicare una compressione esterna tanto fissa, rigida, aderente ed inestensibile che mantenga inalterata la compressione e che rispetti la legge di Laplace, sia in posizione di riposo che durante la deambulazione, e che si frapponga o non alteri il meccanismo integrato tra la pompa del piede e quella del polpaccio.



## LA COMPRESSIONE ELASTICA

La maglieria compressiva è utilizzata per prevenire i segni dell'insufficienza venosa, per il controllo dell'edema di varia origine, per comprimere teleangectasie e varici e per prevenire la trombosi venosa.

E' importante che i medici conoscano come sia fatta la maglieria elastica, quali siano i valori di compressione dei vari prodotti poiché questo aspetto della terapia è importante quanto una visita accurata o una terapia farmacologia.

La maglieria oggi disponibile ha una manifattura che consente la tensione in due sensi e utilizza la LYCRA® per le fibre elastiche; nei paesi anglosassoni, all'avanguardia nello studio di questo capitolo della clinica angiologia, nel 1985 fu introdotto un British Standard, elaborato da medici e produttori, che permette di assegnare un valore di compressione in millimetri di mercurio ad ogni indumento. Il valore di compressione deve essere graduale lungo la calza, con un massimo alla caviglia ed un minimo alla coscia; quanto maggiore è il valore di compressione alla caviglia, tanto maggiore sarà questo decremento. Lo standard definisce anche la rigidità e la durata degli indumenti e richiede che siano segnati insieme alla taglia, al valore di compressione, alle istruzioni di lavaggio, al marchio del produttore e alla dicitura "BS 6612:1985".

Le calze del Drug Tariff sono suddivise in tre classi, in base al valore di compressione che esercitano alla caviglia: Classe 1, leggero (14-17 mmHg); Classe 2, medio (18-24 mmHg); Classe 3, forte (25-35 mmHg).

Sfortunatamente, c'è ancora una certa confusione in quanto le tecniche consentite per la misurazione dei valori di compressione delle calze, variano da una nazione all'altra. Mentre tutte le calze prodotte in Gran Bretagna devono attenersi alle specifiche del Drug Tariff e del British Standard, con i valori di compressione misurati con la strumentazione del Hosiery and Allied Trades Retail Association (HATRA), sono disponibili in Gran Bretagna molte marche di eccellenti calze prodotte in Europa, principalmente in

Germania o in Svizzera. Le calze tedesche sono sottoposte alla prova dal Hohenstein Institute secondo i loro metodi, le calze svizzere ai test EMPA.

Alcune calze sono anche importate dagli USA, in particolare dalla Kendall Company ed i valori di compressione di queste sono misurati con un altro strumento ancora, l'Instron Tester, un tensiometro modificato che misura la tensione in una sezione della calza sostenuta tra due perni a T. Per diversi anni sono stati disponibili negli ospedali solo calze controllate secondo i metodi Hohenstein o EMPA. Tutte queste strumentazioni misurano valori indipendentemente dalla gamba, che effettivamente indosserà la calza. Esistono ora apparecchi che misurano l'effettiva compressione esercitata da una calza su una gamba. Il primo di questi strumenti fu sviluppato dal Dott. Sigg, in Svizzera, oltre 20 anni fa. Questo strumento consisteva in un piccolo pallone connesso ad un manometro aneroide. Il pallone viene fatto scivolare sotto la calza e la compressione esercitata è indicata dal manometro. Sfortunatamente la forma del pallone distorce il raggio di curvatura della gamba e pertanto non misura accuratamente la compressione.

Una recente modifica a questo apparecchio ha permesso la messa a punto dell'apparecchio di misurazione di calze per usi medici di Borgnis, che consiste in un sottile manicotto da inserire tra la calza e la gamba. Alcuni elettrodi sono stampati all'interno del manicotto ed una piccola pompa spinge aria nel manicotto. Non appena la pressione prodotta dall'aria compressa all'interno del manicotto supera la pressione esercitata dalla calza sul manicotto, e di conseguenza sulla gamba, la coppia di elettrodi più prossimali (dove la pressione è inferiore) si distanziano. Come conseguenza il circuito elettrico si interrompe, ed automaticamente la pompa smette di spingere aria nel manicotto e la pressione raggiunta nel manicotto fino a quel momento viene registrata simultaneamente. Il valore presso rio viene letto e la pompa riattivata; la pressione aumenta e, se la calza è provvista di un corretto gradiente di compressione, la distanza tra gli elettrodi della successiva coppia più distale aumenta ed il circuito si interrompe registrando

il nuovo valore presso rto. Questa procedura viene continuata finchè tutti gli elettrodi del manicotto sono separati e si è ottenuta una lettura dei valori di compressione lungo la gamba ad intervalli di 10 cm. Una particolare attenzione va posta per evitare di sistemare il manicotto al di sopra di aree ossee, in quanto si otterrebbe una falsa lettura.

Questo strumento è di facile applicazione ed è utile al medico clinico che può utilizzarlo per controllare che al suo paziente siano adattate correttamente le calze degli operatori chirurgici.

Gli svantaggi sono che la pressione viene misurata in punti prestabiliti fissi, e che il manicotto non può essere lasciato sulla gamba sotto una fasciatura o una calza per periodi di tempo più lunghi, sufficienti a consentire delle misurazioni seriate.

Più vantaggioso dell'apparecchio di misurazione di calze per usi medici di Borgnis è l'Oxford Pressare Monitor, distribuito da Talley Medical Limited. I sensori di questo apparecchio possono essere sistemati indipendentemente l'uno dall'altro in una qualsiasi zona di interesse ed i piccoli manicotti di plastica possono essere mantenuti al di sotto della calza compressiva per ore o giorni per consentire ripetute misurazioni.

E proprio di questa apparecchiatura ci siamo serviti in questo nostro ultimo lavoro; grazie ad essa abbiamo potuto eseguire misurazioni, come vedremo in dettaglio, sia in posizione eretta da fermo che durante la deambulazione.

## POMPA VENOSA ED ELASTOCOMPRESSIONE

Struckmann ha dimostrato che la funzionalità della pompa muscolare venosa del polpaccio (misurata valutando il volume del polpaccio durante la deambulazione con la pletismografia a misurazione di tensione) in pazienti con insufficienza delle vene safene e perforati, è migliorata da calze con gradienti di compressione di Classe 2 e 3, che esercitano pressioni alla caviglia di 20 e 40 mmHg (Borgnis MST). Calze di Classe 3 “forti”, esercitano una compressione di 25-30 mmHg, che si è dimostrata efficace nel miglioramento della attività di pompa del muscolo del polpaccio, in pazienti con reflusso venoso profondo post-trombotico. In effetti le calze di Classe 2 (18-24 mmHg) sembrano essere altrettanto efficaci. L'esatto valore di compressione necessario non è noto, ma in genere si considera che la maglieria deve esercitare meno compressione di quella che teoricamente ci si attende in base alle misurazioni della pressione venosa alla caviglia, in pazienti con patologie venose superficiali o profonde. La pressione venosa alla caviglia, durante la deambulazione in soggetti normali, è di circa 25 mmHg, nei soggetti con vene varicose superficiali è di 40 mmHg, e nei soggetti con insufficienza post-trombotica delle vene profonde è di 60 mmHg. Comunque la maglieria che esercita compressioni inferiori a queste, è efficace nel controllo dell'edema e della “pesantezza” della gamba, per due ragioni: primo, in base alla formula di Laplace per i tubi ( $P=T/R$ , dove P è la pressione in dina/cm<sup>2</sup>, T è la tensione in dina/cm<sup>2</sup> e R è il raggio di curvatura della superficie compressa), la pressione esercitata su di una singola vena superficiale, considerato il suo piccolo raggio, sarà superiore a quella esercitata sulla gamba in toto; secondo, la pressione osmotica delle proteine plasmatiche di 25 mmHg si oppone alla formazione di fluido tissutale e di edema.

Sulla base di quanto sin qui esposto, risulta evidente che il mantenimento di una compressione standard omogenea a livello della caviglia sia il presupposto indispensabile per la terapeuticità di una calza

elastocompressiva, tanto è vero che è tale valore che la contraddistingue anche durante la commercializzazione.

Per compressione “standard – omogenea” vogliamo intendere la capacità invariata nel tempo e nello spazio, di mantenere gli stessi valori pressori indicati dal produttore.

Abbiamo voluto dimostrare la veridicità di quanto ipotizzato su alcuni modelli della linea di calze SEGRETA di IBICI, gentilmente fornitici dalla casa costruttrice.

Sono stati scelti a campione 1.500 soggetti di sesso femminile, di età compresa tra i 18 e i 75 anni; di altezza compresa tra i 150 cm. e i 185 cm.; di peso tra i 40 e gli 85 kg., in grado di ricoprire per la conformazione fisica le varie taglie prodotte.

Ci siamo giovati non poco della nostra precedente esperienza, di cui abbiamo analizzato l'efficacia compressiva dei vari modelli della linea SEGRETA su 2.500 soggetti, in modo da rispettare la già citata e fondamentale legge di Laplace riferita alla cavaglia.

Abbiamo impegnato i modelli 40 e 70 nelle varie taglie prodotte, ne abbiamo misurato il diametro alla cavaglia, partendo dall'apice del tallone, prima che venissero indossate, dopo l'esperimento e dopo tre lavaggi.

L'esperimento è consistito nella misurazione presso riva in stasi e in deambulazione, rilevata al malleolo mediale dall'Oxford Pressure Monitor, di cui abbiamo già dato descrizione dettagliata.

Per motivi tecnici, la misurazione in deambulazione veniva eseguita durante i movimenti di dorsiflessione del piede sull'avampiede; tale esercizio permette infatti di ottenere ciò che noi desideriamo, cioè l'articolazione del mortaio tibio-tarsico con aumento del diametro antero-posteriore della cavaglia e l'azionamento della pompa muscolare del piede.

Le successive quattro tabelle riportano i valori ottenuti esaminando i vari modelli SEGRETA considerati.

**SEGRETA 40**

I Prova

TAGLIA	1	2	3	4	5
Diametro medio cm.	10	10.65	10.7	10.8	11
Valori medi mmHg in ortostasi	11.2	11	9.4	9.6	11.4
Valori medi mmHg in deambulazione	Superiore a 11.2	Superiore a 11	Superiore a 9.4	Superiore a 9.6	Superiore a 11.4

**SEGRETA 40**

II Prova - dopo tre lavaggi

TAGLIA	1	2	3	4	5
Diametro medio cm.	10.1	10.7	10.7	10.9	11
Valori medi mmHg in ortostasi	11.1	11	9.4	9.5	11.2
Valori medi mmHg in deambulazione	Superiore a 11.1	Superiore a 11	Superiore a 9.4	Superiore a 9.5	Superiore a 11.2

**SEGRETA 70**

I Prova

TAGLIA	1	2	3	4	5
Diametro medio cm.	10.3	10.7	10.8	11	11.2
Valori medi mmHg in ortostasi	13.3	13.1	12.7	12.6	13
Valori medi mmHg in deambulazione	Superiore a 13.3	Superiore a 13.1	Superiore a 12.7	Superiore a 12.6	Superiore a 13

**SEGRETA 70**

II Prova - dopo tre lavaggi

TAGLIA	1	2	3	4	5
Diametro medio cm.	10.3	10.7	10.7	10.9	11.1
Valori medi mmHg in ortostasi	13	13.1	12.7	12.6	13.1
Valori medi mmHg in deambulazione	Superiore a 13	Superiore a 13.1	Superiore a 12.7	Superiore a 12.6	Superiore a 13.1

## ANALISI DEI RISULTATI

Una accurata interpretazione deve tener presente quei richiami di fisica e di fisiologia precedentemente accennati: sarà così chiaro che dalla sincrona applicazione della legge di Laplace alla dinamica dei fluidi riferiti alla differente pressione idrodinamica esercitata durante la stasi e la deambulazione dal sangue contenuto nelle vene degli arti inferiori, alla quale si oppongono la spremitura della pompa muscolare e la contenzione elastica della calza applicata all'arto, dipende l'omeostasi del circolo venoso superficiale e profondo dell'arto stesso.

Praticamente, in condizioni fisiologiche, la pompa muscolare associata all'integrità valvolare del sistema venoso si oppone alla pressione idrodinamica esercitata dalla colonna liquida che grava dal cuore destro sino alle estremità inferiori.

In condizioni patologiche latenti o manifeste di insufficienza venosa, il gioco degli equilibri idrodinamici si svolge tutto a livello della caviglia; è infatti in tale sede che inizierà l'edema, il primo e più significativo sintomo, seguito poi dagli altri ben noti. E' in tale sede che avviene l'inversione di flusso da profondo a superficiale e viceversa durante la stasi o la deambulazione nel piede e nel polpaccio.

E' a questo livello quindi che, rompendosi il meccanismo sincrono ed efficace della pompa muscolare del piede e del polpaccio, una calza elastica efficace potrà venire incontro a meccanismi fisiologici che non sono più in grado di esplicare la propria funzione.

La funzione quindi di opposizione alla colonna idrostatica è sostenuta da una compressione esterna esercitata da una calza che mantenga elasticità e rigidità riferita ad uno o più punti della stessa circonferenza. I valori pressori evidenziati dalle nostre misurazioni, relativi alla caviglia in stazione eretta ed in dorsiflessione del piede, testimoniano una tenuta della tensione esercitata su ogni punto della caviglia, anche durante l'aumento del suo diametro in flessione del piede. Infatti , i valori medi in „Hg registrati,



relativi ad ogni modello, testimoniano che una invariabilità di compressione dipende dall'adattarsi della calza alla caviglia stessa.

Tale precisione di comportamento è dovuta alla fusione di elasticità e rigidità contemporaneamente ottenuta grazie alla presenza del "tallone" della calza.

Questa struttura fa sì che anche durante la massima estensione della caviglia la calza aderisca senza spostamenti significativi alla cute, mantenendo inalterato tutto il proprio potere medicamentoso, ciò è testimoniato dai riscontri dei valori di compressione ottenuti, sempre maggiori in fase di deambulazione che in ortostasi, quando cioè il diametro alla caviglia aumenta.

Questi valori sono stati reperiti anche dopo i lavaggi, dato ancor più rilevante, che manifesta la validità terapeutica nel tempo del prodotto preso in esame. Rammentiamo che per il British Standard vengono analizzati i prodotti con le loro caratteristiche tensiometriche, dopo tre, cinque e dieci lavaggi.

In considerazione del fatto che il nostro campione non vuole e non può rientrare nella classificazione del British Standard, abbiamo ritenuto necessario e sufficiente un controllo dopo tre lavaggi a garanzia della ripetibilità della azione terapeutica elastocompressiva.

In buona sostanza, quindi la presenza del tallone in questa maglieria riveste una centralità non solo geometrica ed anatomica ma soprattutto funzionale, mantenendo una compressione elastica sulla caviglia e sul piede assolutamente costante.

Tale dato così saliente non ci risulta sia stato rilevato a tutt'oggi da altri studi o da produttori di maglieria elastocompressiva, il che rende SEGRETA IBICI 40 e 70 uniche nella loro categoria.

## BIBLIOGRAFIA

- Arnoldi, C.C. – Venous pressure in the leg of healthy human subjects at rest and during muscular exercise in the nearly erect position – *Acta kir. Scand.* 130: 570-583, 1965
- Arnoldi, C.C. – La pompe veineuse du mollet – *Phlebologie* 22: 231,, 1969
- Bassi, G. ; Stemmer R. – Traitements mecaniques fonctionnels en phlebologie – Ed. Piccin, 1983
- BS 6612 – Specification for graduated compression hosiery – Milton Keynes, British Standard Institution, 1985
- Cornu-Tenard, A. – Un Extenseur au service de la contention – *Jou. Mal. Vasc.*, 5 : 73-74, 1980
- Cornu-Tenard, A. – Reduction d'un oedeme veineux par bas elastiques, unique ou superposes – *Phlebologie*, 38, (1), 159-168, 1985
- Cornu-Tenard, A. – La pression est une indication necessaire mais insuffisante pour apprecier les caracteristiques d'un bas elastique : la courbe d'hysteresis est obligatoire – *Suiss med.*, 10, 4, 64-66, 1988
- Dodd, H. ; Cockett, F.B. – The pathology and surgery of the veins of the lower limb – 2 nd. Edn, Edinburgh, Churchill Livingstone, p.38, 1976
- Fentem, P.H., Goddard, N.; Gooden, P.A. – The pressure exerted on superficial veins by support hosiery – *J. Physiol.* 263: 151-152, 1976
- Flynn, W.R. et al. – Photoplethysmography in the assesment of chronic venous insufficiency – *Investigation of vascular disorders* eds. Nicolaides New York, Churchill Livingstone, 1981
- Gay, J. – On varicose disease of the lower extremities – *Lettsomian Lectures of 1867*, London Churchill, 1868

- Goslion, R. G. et al. – The quantitative analysis of occlusive peripheral arterial disease by a non-obstructive ultrasonic technique – *Angiology* 22: 52-55, 1991
- Negus, D.; Cockett, F.B. – Femoral vein pressures in post-phlebotic iliac vein obstruction – *Br. J. Surg.* 54: 522-525, 1976
- Negus, D. – Perforating vein interriction in post-phlebotic syndrome – Grune and Stratton New York, p. 195, 1989
- Negus, D. – Calf pain in the post-thrombotic syndrome – *Br. Med. J.*, 156-158, 1986
- Skidmore, R. et al. – Physiological interpretation of Doppler-shift waveforms – *Ultrasound Med. Biol.* 227-231, 1990
- Struckmann, J. – Compression stockings and their effects on the venous pump: a comparative study phlebology – 1: 37-45, 1994
- Tulesius, O. et al. – Foot volumetry a new method for objective assessment of edema and venous function – *Vasa* 2: 325-329, 1993
- Udoff, E. J. et al. – Hemodynamic significance of iliac artery stenosis. Pressure measurements during angiography – *Radiology* 132: 289-293, 1993
- Van Der Molen, K.R. – Mesure de la compression en therapeutique phlebologique et notamment de la pression permanente efficace a pres reduction d'oedeme – *Phlebology* 13, 105, 1960
- Van Der Molen, K.R. et al. – Hemodynamic effects of elastic and non elastic of pressure – In: "Lympho-kinetics", Birkhauser Base, 1979
- Whitney, R.J. – Measurement of volume changes in the human limbs – *J. Physiol, London*, 121: 1-27, 1993

Dott. Maurizio Cappuccino  
Specialista in Chirurgia Vascolare  
Università di Milano  
Vice Primario Chirurgia Generale  
Ospedale V. Buzzi Milano

Prof. Enrico Kuncle  
Professore Ass. Clinica Chirurgia Vascolare  
Ospedale Maggiore Policlinico Milano

Dott. Paolo De Amicis  
Aiuto Chirurgia Vascolare  
Ospedale Bassini Milano

Dott. Dario Coviello  
Ass. Chirurgia Generale  
Ospedale Maggiore Niguarda Milano