

# UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI FERRARA

**C.A.R.I.D**

(CENTRO DI ATENEUM PER LA RICERCA, L'INNOVAZIONE DIDATTICA E L'ISTRUZIONE A DISTANZA)

e

**FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA**

DIPARTIMENTO DI SCIENZE CHIRURGICHE, ANESTESIOLOGICHE E RADIOLOGICHE

Master Universitario in

*Terapia compressiva e metodiche di riparazione tissutale*

Unità didattica

**ASPETTI FISICI DELLA TERAPIA COMPRESSIVA**

di

**Marcello Izzo**

Professore a contratto, Scuola di specializzazione in Chirurgia Vascolare  
Università degli Studi di Ferrara

**Direzione del Master** Paolo Frignani

**Coordinamento scientifico** Paolo Zamboni

**Coordinamento didattico** Mariasilvia Accardo, Francesca Pancaldi

**Direzione del corso:** Paolo Frignani  
**Autore:** Marcello Izzo, Docente del Master, Università degli Studi di Ferrara

L'edizione del presente volume costituisce parte integrante del Master in  
"Terapia compressiva e metodiche di riparazione tissutale".  
Non è pertanto destinata a circolazione commerciale.

Gennaio 2004 - C.A.R.I.D.©  
Via Savonarola, 27 - 44100 Ferrara  
Tel.: +39 0532 293439 - Fax: +39 0532 293412  
E-mail: [carid@unife.it](mailto:carid@unife.it)  
<http://carid.unife.it>

## INTRODUZIONE

La patologia veno-linfatica trova da millenni nella compressione una risposta terapeutica efficace ed è noto l'aforisma "la compressione rappresenta la prima e l'ultima terapia nella patologia venolinfatica" infatti può rappresentare una terapia preventiva nella genesi delle flebopatie (prima terapia) ma anche un'ultima terapia in presenza di ulcere venose. La storia della compressione si perde nella notte dei tempi tanto che le prime segnalazioni risalgono al neolitico (5000-2500 a.C.) con i noti ritrovamenti nelle grotte del Tassili nel Sahara, con Ippocrate (450-350 a.C.) che descrisse tecniche dettagliate di bendaggio ecc. Tuttavia la base scientifica della compressione si delineò solo nel XX secolo e quindi in epoca recente rispetto alle prime segnalazioni. Operarono in questo senso il gruppo di Wilkins (1952) e Van der Molen (1967) che furono pionieri nello studio delle pressioni realizzate sotto un bendaggio o calze elastiche, similmente gli studi flebografici di Fischer (1972) delinearono le modificazioni morfologiche venose sotto una compressione. Indubbiamente segnano la storia europea personaggi come K. Sigg in Svizzera, i coniugi Haid in Germania, R. Tournay e il suo allievo R. Stemmer in Francia, G. Bassi in Italia ed è proprio grazie a questi uomini che la compressione ha assunto nel tempo dignità scientifica.

### Obiettivi

#### Questa unità didattica affronterà:

- il concetto di elasticità-isteresi;
- la legge di Laplace;
- i fattori influenzanti la legge di Laplace;
- la pressione di lavoro e di riposo;
- le altre leggi della compressione;
- le forme di compressione: eccentrica e concentrica;
- le conseguenze della compressione: sull'emodinamica venolinfatica, sulla funzione di pompa, sui meccanismi coagulativi-fibrinolitici;
- compressione: indicazioni e contro indicazioni.

## CONCETTO DI ELASTICITÀ E DI ISTERESI

Tale concetto indica la proprietà di un materiale di recuperare la sua dimensione originale e/o forma dopo la rimozione di una forza deformante. Per poter valutare tale proprietà lo si sottopone ad una serie di cicli di trazione (applicazione della forza deformante) e di detrazione (annullamento della forza deformante) mediante l'ausilio di un dinamometro che registra un diagramma di carico (forza)/allungamento e la curva di tali sollecitazioni nel tempo. Tale andamento viene espresso nella variazione percentuale tra il campione allo stato di partenza e il campione dopo essere stato sottoposto al ciclo di isteresi. In generale il ciclo di isteresi definisce le proprietà visco-elastiche di un materiale.

Dare una esatta *definizione di terapia compressiva* non è semplice tuttavia la si può intendere come la terapia meccanica della flebo-linfostasi consistente nell'applicazione sulla superficie cutanea di una pressione esterna mediante l'ausilio di materiali con diverso grado di estensibilità (come riferito nelle linee guida della terapia compressiva del CIF). La pressione sviluppata sulla superficie cutanea sotto compressione (bende, calze ecc.) risponde essenzialmente alla *legge di Laplace*; in realtà tale legge sembra sia stata descritta indipendentemente da Thomas Young (1773-1829) e da Pierre Simon, Marquis de Laplace (1749-1827) nel 1805.

## LA LEGGE DI LAPLACE E I FATTORI CHE LA INFLUENZANO

La legge di Laplace afferma che esiste, in un cilindro, un rapporto inversamente proporzionale tra raggio (r) e pressione (P), cioè che la pressione teorica esercitata da un bendaggio su un ipotetico arto cilindro (quindi con raggio costante) è direttamente proporzionale alla tensione parietale (T) e inversamente proporzionale al raggio di curvatura (r):

$$P = T/r$$

**P = pressione    T = tensione esercitata    r = raggio**

Nel nostro caso se l'arto fosse ipoteticamente cilindrico, quindi con un raggio costante, la pressione esercitata sotto bendaggio dipenderebbe unicamente dalla tensione esercitata, quindi direttamente dalle caratteristiche della benda utilizzata.

La stessa legge di Laplace applicata in altri settori della medicina come negli organi cavi ci spiega perché a parità di tensione la pressione interna (organo cavo come l'intestino ecc.) aumenta con il diminuire del raggio o diametro (2r), o ancora che un cuore dilatato (in cui il ventricolo sinistro tende ad assumere una forma sferica) è svantaggiato perché le fibre miocardiche debbono sviluppare una tensione contrattile maggiore per produrre una determinata pressione intraventricolare ( $T = rP/2$ ). Quindi bisogna riflettere sul fatto che la forma di una gamba o dell'intero arto è ben diversa da quella di un cilindro avendo diversi raggi per ogni altezza considerata, con raggi più elevati sulle zone convesse e minori nelle concave.

In base a tali considerazioni si evince che il voler applicare semplicemente tale legge alla terapia compressiva è fallace. Infatti, si dovrebbe poter asserire semplicemente che la pressione esercitata con un bendaggio applicato con una tensione costante su un determinato distretto dipenda unicamente dal raggio; così aumentando il raggio dalla caviglia alla radice della coscia la pressione progressivamente si riduce (rapporto inversamente proporzionale tra Pressione e raggio). Questa legge, applicata con tali modalità semplicistiche, per anni ha indotto a convinzioni errate come il voler stabilire con precisione la pressione esercitata sotto il bendaggio considerando unicamente la maggiore o minore distensione della benda, senza considerare le variazioni del raggio dell'arto.

È palese, a questo punto, che la legge di Laplace deve essere rivista e aggiornata considerando tutta una serie di nuove variabili influenzanti alla fine la pressione esercitata sotto il bendaggio.

Le variabili da considerare (*Legge Laplace aggiornata*) sono:

- *la tensione con cui si applica una bendaggio, operatore-dipendente;*
- *esperienza dell'operatore;*
- *tipologia della benda (estensibilità della benda);*
- *numero di strati della benda applicati (stratificazione o numero di spire);*
- *larghezza della benda (8-10-12 cm ecc.);*
- *densità dei tessuti (grado di imbibizione del tessuto o edema franco).*

**Pressione (sulla cute) = tensione x abilità operatore x elasticità della benda x numero di strati  
raggio x larghezza benda x densità tessuti**

Semplificando ulteriormente i nostri calcoli avremo:

$$P = \frac{4630 \times N \times T}{R \times W}$$

P: pressione sotto il bendaggio

N: numero strati

T: tensione bendaggio (Kgf/cm<sup>2</sup> = chilogrammiforza)

R: raggio

W: larghezza benda

4630: costante K dei materiali

Facciamo un esempio pratico considerando una tensione costante della benda in monostrato.

Con una caviglia di 20 cm avremo:

$$P = \frac{4630 \times 1 \times 0,78}{20 \times 10} = 18,05 \text{ mmHg}$$

Invece con una caviglia di 25 cm avremo:

$$P = \frac{4630 \times 1 \times 0,78}{25 \times 10} = 14,44 \text{ mmHg}$$

È evidente che con un raggio più piccolo avremo pressioni più elevate alla caviglia, a parità di tensione applicata, e incrementandosi il raggio dalla caviglia alla coscia alla fine avremo ottenuto una “compressione graduata o decrescente”. In realtà anche questa asserzione non è completamente esatta perché, ad esempio, l'arto inferiore ha delle variazioni del raggio con delle zone che possiamo definire “strozzature” (il raggio aumenta dalla caviglia al polpaccio, ma prima del ginocchio si riduce per poi riaumentare alla coscia, o ancora per arti dismorfici).

A tutte le “variabili statiche” considerate (tipo di benda, sua larghezza, numero di spire ecc.) si devono aggiungere anche le “variabili dinamiche”, che entrano in funzione durante il movimento o più semplicemente la contrazione muscolare. Infatti quando camminiamo produciamo delle variazioni segmentarie volumetriche (e con esse anche del raggio) dell'arto:

- durante la sistole muscolare il volume del polpaccio aumenta (sistole muscolare) mentre la circonferenza della caviglia si riduce (stiramento tendineo);
- durante la diastole muscolare il volume del polpaccio si riduce mentre la circonferenza della caviglia aumenta (rilassamento tendineo).

È ovvio che a tali variazioni continue sisto-diastoliche muscolari deambulatorie corrispondano delle variazioni pressorie sotto il bendaggio o la calza elastica.

## LA PRESSIONE DI LAVORO E DI RIPOSO

Queste variazioni pressorie studiate e misurate sono denominate rispettivamente “pressione di lavoro” e “pressione di riposo”:

*Pressione di lavoro* (PdL): pressione esercitata durante la sistole muscolare verso il sistema compressivo utilizzato (benda, calza ecc.).

*Pressione di riposo* (PdR): pressione sviluppata durante la diastole muscolare e il suo valore dipende essenzialmente dal grado di elasticità del sistema compressivo usato.

I valori di queste pressioni non dipendono solo dalla deambulazioni, ma anche dal grado di elasticità del sistema utilizzato (benda, calza ecc.). In base a tali pressioni possiamo distinguere due grandi tipologie di mezzi compressivi:

1. Materiali in elastici (bende anelastiche);
2. Materiali elastici (bende a corta, media o lunga elasticità).

La compressione attuata con bende rigide anelastiche è caratterizzata dalla “invariabilità del sistema”, cioè la benda non si distende seguendo la sistole muscolare (invariabilità nell’adattamento volumetrico dell’arto). Tali bende avranno una *bassa Pressione di riposo* e un’*alta Pressione di lavoro* perché ostacolano l’espansione verso l’esterno del muscolo creando una sorta di effetto barriera. Proprio tale barriera rigida si estrinseca migliorando la pompa venosa muscolare. Viceversa le bende elastiche seguiranno l’espansione volumetrica muscolare sistolica lasciandosi estendere. Non opponendo l’effetto barriera dei sistemi rigidi avranno una *bassa Pressione di lavoro* e una *alta Pressione di riposo*.

In generale quanto più inestensibile è una benda tanto maggiore sarà la pressione di lavoro con azione in profondità, le bende a corta elasticità hanno una azione in profondità meno evidente ma spesso già sufficiente e quelle a lungo allungamento hanno una azione superficiale che spesso deve essere supportata da una compressione eccentrica.

Il concetto di pressione di lavoro e di riposo ci consente di comprendere le differenze esistenti tra Contenzione e Compressione elastica (spesso tali termini erroneamente vengono usati come sinonimi).

### ◆ Contenzione

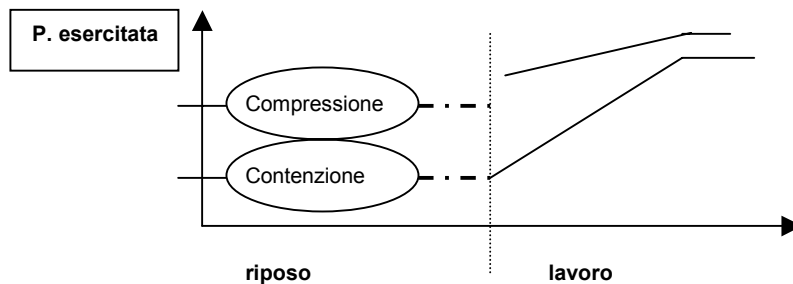
Azione passiva (statica) di un sistema di compressione rigido che essendo più o meno inestensibile si oppone alla dilatazione sistolica muscolare sviluppando un’elevata pressione di lavoro (effetto di rinforzo sulle pompe venose); *la gamba è contenuta, ma non compressa*.

### ◆ Compressione

Azione attiva esercitata a riposo su un arto per le caratteristiche più o meno elastiche del sistema utilizzato con sviluppo di alte pressioni di riposo; *la gamba è compressa a riposo, ma non contenuta*.

Questi tipi di bendaggio sono mal tollerati a riposo proprio in virtù dell'alta pressione di riposo (non tollerati di notte ecc.).

I concetti di compressione e contenzione in rapporto alle pressioni di riposo e lavoro sono esemplificate nel seguente schema:



Le bende elastiche, a differenza delle rigide-anelastiche, subiscono un allungamento per opera di forze che vengono applicate su di esse (la distensione sistolica muscolare o la tensione-stiramento operatore-dipendente) fino a un valore massimo oltre il quale esauriscono la loro elasticità secondo i diagrammi di forza-allungamento. In base a queste caratteristiche fisiche (elastomero) le bende elastiche vengono suddivise in:

*Bende corto-elastiche* = fino al 70% della lunghezza a riposo (una benda di 1 metro può essere estesa al massimo fino a 1,7 metri)

*Bende medio-elastiche* = 70-140%

*Bende lungo-elastiche* = >140% (tipologia monoelastiche e bi-elastiche con estensione in lunghezza-larghezza)

## LE FORME DI COMPRESSIONE

In riferimento alle variazioni della curvatura di un arto distinguiamo *bendaggi concentrici* ed *eccentrici*, questi ultimi, a loro volta, divisi in *positivi* e *negativi*. Le compressioni concentriche agiscono essenzialmente in funzione del tessuto elastico utilizzato e delle variazioni volumetriche deambulatorie dell'arto, viceversa le compressioni eccentriche (selettive o mirate) prevedono invece l'imbottitura all'interfaccia cute-bendaggio concentrico in grado di modificare il raggio di curvatura. Se per effetto della compressione eccentrica la pressione sotto il bendaggio sarà ridotta si parla di compressione eccentrica negativa, se aumenta sarà compressione eccentrica positiva.

### ◆ Compressione concentrica

Tipo di bendaggio di comune esecuzione in cui il segmento bendato presenta un raggio teorico di curvatura uniforme (l'arto non possiede raggi di curvatura costanti). La compressione concentrica esprime fisicamente un valore costante di compressione in qualsiasi punto di una circonferenza che come ribadito, non è realizzabile nell'arto bendato. Tale tipo di compressione potrà essere nulla ad esempio nelle fossette retromalleolari o di contro troppo forte sulla cresta tibiale; una imbottitura per uniformare i raggi risolverà l'inconveniente, ma in tal modo il nostro bendaggio sarà divenuto eccentrico negativo. Un'ulteriore applicazione di tale modalità compressiva sono i bendaggi concentrici multistrato (*Compressione concentrica multistrato*) in cui mediante bende a corto o medio allungamento si può alla fine modificare la qualità finale del bendaggio. Così con un bendaggio in

più strati utilizzando una benda ad allungamento corto si otterrà alla fine un bendaggio quasi inestensibile, mentre con una benda a media elasticità otterremo un bendaggio a corto allungamento.

#### ◆ **Compressione eccentrica**

In alcune regioni di un arto (fossette retromalleolari) il raggio varia e quindi varierà per la legge di Laplace anche la nostra pressione esercitata. Per ovviare a tale inconveniente queste zone possono essere imbottite con cuscinetti di vario materiale di modesto spessore e su ampie superfici (garza, lattice ecc.), in modo da uniformare i raggi (*c. eccentrica negativa*), viceversa modificando il raggio nel senso di una sua riduzione mediante imbottiture piccole e dure si ottiene un aumento della pressione, in particolare a riposo (*c. eccentrica positiva*). In generale quindi la compressione eccentrica esprime fisicamente valori pressori diversi nei diversi punti in cui sono state utilizzate imbottiture di vario tipo.

I materiali che si utilizzano in ausilio alla compressione sono denominati *mezzi compressivi accessori* e sono di vario tipo (garza, ovatta, schiuma di latex, silicone ecc.); essi possono essere più o meno areati (lesioni umide), anallergici o dare lesività cutanea ai bordi.

Materiali	Areata	Immodificabile	Anallergica	Lesiva
Cotoni	+	-	+	-
Garze	+	-	+	+
Silicone schiumato	+/-	+	+	-
Latex schiuma	-	+	+/-	+/-
Silicone sagomato	-	+	+	+/-

Questi materiali aggiuntivi trovano utilità nelle protezioni di aree delicate come il tendine di Achille, le fossette retromalleolari, la cresta tibiale, o attuare una *c. eccentrica positiva* come dei difetti fasciali delle perforanti patologiche, in scleroterapia ecc., e hanno un razionale nell'associazione alla tipologia di allungamento delle bende.

Tipologia bende:	< 40%	40-70%	70-140%
Garze	-	+	++
Schiume	++	++	+
Silicone sagomato	++	+	-

Tanto più duro-immodificabile è il materiale aggiuntivo utilizzato tanto più il tandem con bende inestensibili darà una compressione eccentrica positiva, viceversa, materiali più soffici daranno compressioni eccentriche negative sempre in associazione con bende inestensibili. Se invece utilizziamo bende a medio allungamento le pressioni si riducono o addirittura diventano negative con materiali come il silicone.

#### **LE ALTRE LEGGI FISICHE DELLA TERAPIA COMPRESSIVA**

Quando estendiamo una benda elastica applichiamo una forza, ovvero una forza tensiva che modificherà le caratteristiche del materiale originario (elastomero = unità elastica della benda). Analizziamo brevemente il comportamento meccanico dei materiali rifacendoci alla terza legge della dinamica di Isaac Newton (1642-1727) nota anche come “ principio di azione e reazione”.



“Quando esiste una interazione fra due corpi la forza esercitata dal primo sul secondo è a ogni istante uguale e opposta alla forza esercitata dal secondo sul primo”.

Questa legge fondamentale della dinamica fu ulteriormente avvalorata dal britannico Robert Hooke (1635-1702) che pubblicò un saggio intitolato *De potentia restitutiva or of a spring*, 1679, come ulteriore conferma della terza legge di Newton.

La legge di Hooke (teoria dell'elasticità) dimostra che:

*Ogni solido si deforma (accorciandosi o allungandosi) quando è sollecitato e la deformazione si annulla se si rimuove la sollecitazione; è proprio questa deformazione (tensio) che consente al solido di sviluppare l'azione opposta (vis) alla sollecitazione.*

$$F = E \times \Delta L$$

F = forza di reazione

E = costante di Young tipica di ogni materiale (pendenza della retta) misurata in gigapascal (Gpa) in megapascal (Mpa).

(1Mpa = 100 N/cm<sup>2</sup>; 1 Gpa = 100.000 N/cm<sup>2</sup> o a 1000Mpa ).

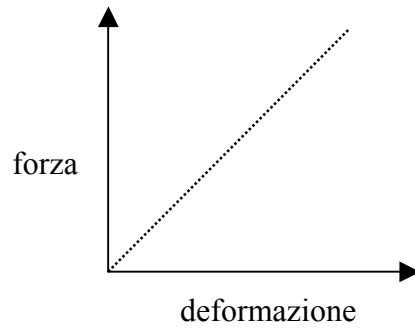
ΔL = allungamento subito

MATERIALE	E (GPA)
Diamante	1000
Carburo di Silicio	450
Nichel	215
Acciai	195-215
Titanio	85-130
Alluminio	70-80
Calcestruzzo	20-40
Materie plastiche	0,1-5
Gomma	0,001-0,01

Modulo elastico (E) di alcuni materiali (costante di Young).

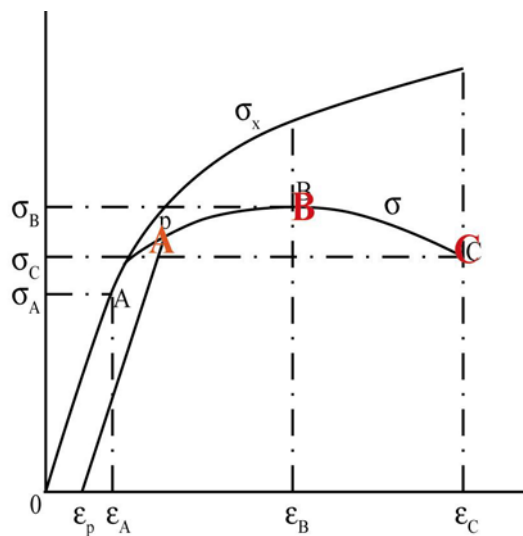
Lo stesso Hooke usò il noto aforisma *ut tensio, sic vis* (tanta la deformazione, tanta la forza) per sottolineare il concetto enunciato. Così se noi estendiamo un elastico (o una benda elastica) percepiamo la forza (vis) che abbiamo impiegato per distendere, e questa percezione visiva dell'allungamento elastico ha generato una deformazione reattiva (tensio). Bisogna chiarire il significato di *tensio*: dal latino tendere, originariamente significava "deformazione" nell'aforisma di Hooke, mentre oggi il termine "tensione" significa sforzo. Così tensione (tensio) nel linguaggio di Hooke significava "deformazione" reattiva che rappresenta oggi lo sforzo (vis).

Se un corpo si deforma sotto l'azione di forze esterne e al cessare di queste riprende la configurazione primitiva il corpo si dice elastico; se la deformazione di un corpo, prodotta da una forza applicata gradualmente crescente varia proporzionalmente alla stessa forza applicata, si dice che il materiale segue la legge di Hooke, cioè *il materiale ha un comportamento lineare*. Quindi la legge di Hooke è applicabile ai corpi elastici, cioè deformabili se sottoposti a forze, ma che ritornano allo stato originario quando si eliminano le forze applicate.



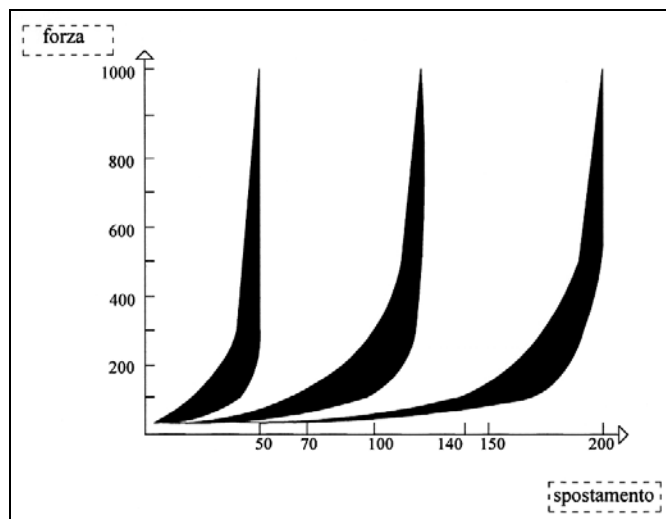
Un materiale elastico (bende mono-bielastiche) si chiama *isotropo* (bielastica) se le sue proprietà elastiche sono uguali in tutte le direzioni, viceversa, si dice *anisotropo* quando le sue proprietà elastiche non sono uguali in tutte le direzioni.

Ogni materiale elastico è sottoposto ai *diagrammi di tensione-deformabilità* :



Da tale diagramma si ricavano: A = limite elastico; B = tensione massima; C = tensione di rottura.

Se noi tendiamo una benda elastica il rapporto lineare tra tensione (forza) applicata e allungamento ovviamente sarà differente a seconda dell'elastomero della benda in questione (benda corto o lungo elastica). Partendo così dalla terza legge della dinamica e legge di Hooke, siamo giunti ai diagrammi di tensione-deformazione, comprendendo l'importanza delle caratteristiche del modulo elastico considerato (benda corto o lungo elastica). Questi concetti ci introducono nei "diagrammi di forza-allungamento" esplicitati nel diagramma sottostante (diagrammi di Von Gregory):



Se misuriamo la deformazione elastica (benda) indotta da una forza progressivamente crescente (stiramento manuale dell'operatore), essa inizialmente varierà in maniera praticamente proporzionale alla forza applicata, per poi crescere sempre più rapidamente nell'unità di tempo, e, se non superiamo il limite di proporzionalità, la deformazione prodotta sarà proporzionale alla forza applicata, altrimenti questa proporzionalità cesserà (*limite elastico della benda o dell'elastomero con cui è costruita la benda*).

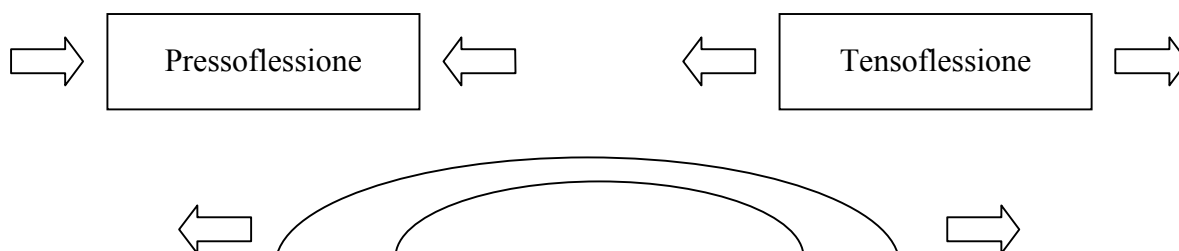
Da tale diagramma si evince il diverso comportamento delle bende a corta elasticità (1° curva a sinistra), di quelle a media elasticità (curva centrale) e infine di quelle a lunga elasticità (ultima curva a destra).

Il diverso comportamento di una benda o più in generale di un sistema di compressione dipende quindi dalle caratteristiche "dell'unità elastica della benda o elastomero".

Il termine elastomero (sinonimo di gomma) indica un polimero che da solo o opportunamente trasformato presenta proprietà elastiche per cui, se sottoposto a trazione (tensoflessione), può raggiungere diversi gradi di allungamento (diverse volte la propria lunghezza originaria) e rimuovendo la tensoflessione recupera lo stato originario in tempi brevi.

Esistono elastomeri di tipo naturale o sintetici (polibutadiene, gomme nitriliche, gomme acriliche ecc.), elastomeri reticolabili o termoplastici (la reticolazione è un processo da cui derivano le proprietà elastiche mediante la genesi di nuovi doppi legami, è il processo della vulcanizzazione dei pneumatici ideata da Charles Goodyear nel 1839; viceversa gli elastomeri termoplastici modificano le loro caratteristiche elastiche in base alla temperatura). Abbiamo utilizzato il termine di tensoflessione per indicare l'applicazione di una forza per tendere una benda, come si può immaginare con un elastico stirato tra le mani.

Il concetto di *Tenso-flessione* o *trazione eccentrica* e di *Presso-flessione* o *compressione eccentrica* sono riportati nella seguente figura:



Nell'ultimo schema si può notare che la benda distesa ha raggi di curvatura diversi fra interno ed esterno, pertanto anche le tensoflessioni applicate sono diverse.

In conclusione a questa breve esposizione sulla fisica possiamo fare alcune riflessioni che ci consentiranno di capire meglio le azioni cliniche e quindi l'impiego pratico dei diversi tipi di bendaggio:

1. la legge di Laplace va corretta con tutta una serie di variabili;
2. le caratteristiche dei materiali sono fondamentali per attuare una certa azione;
3. si può parzialmente modificare il risultato finale di un bendaggio mediante una multistratificazione della benda;
4. l'arto non avendo raggi costanti in pratica non può sottostare al concetto fisico di un bendaggio concentrico che quindi sarà anche sempre eccentrico in talune regioni anatomiche;
5. non si può e non si deve pretendere di attuare con unica tipologia di materiale diversi tipi di bendaggio;
6. il bendaggio elastico (medio-lungo allungamento) è di più facile esecuzione, mentre per quello rigido è necessaria una buona pratica;
7. più il bendaggio è rigido più agiremo in profondità.

<b>Parametri</b>	<b>Unità correntemente usata</b>	<b>Unità alternativa</b>	<b>Fattori di conversione</b>
Pressione	Pascal	mmHg	0,0075
Forza	Newton	Kgf( Kg-forza)	0,102
Lunghezza	Metro	Centimetro	100
	Raggio	Circonferenza	$2 \pi = 2 \times 3,14 r$

Tabella di conversione alcune Unità di misura.

## GLI EFFETTI DELLA COMPRESSIONE

Sicuramente negli ultimi decenni la correzione chirurgica della malattia varicosa degli arti inferiori ha fatto grandi passi, grazie alle tecniche mini-invasive (flebectomia secondo Muller, CHIVA ecc.) e rapidissima mobilizzazione del paziente, sminuendo così il peso della terapia compressiva rispetto al passato. Tuttavia in alcuni settori della flebologia come le turbe trofiche, la prevenzione del tromboembolismo, la sindrome post-trombotica, l'edema veno-linfatico ecc. tale terapia riveste ancora un ruolo fondamentale. Oggi esistono nuovi filati sottilissimi con grande vestibilità delle calze elastiche impensabile solo pochi decenni or sono. Nuovi tutori antitrombo vengono utilizzati sempre più frequentemente al posto dei bendaggi nella pratica chirurgica (profilassi tromboembolismo post-operatorio, chirurgia venosa ecc.) e ciò ha migliorato sicuramente la compliance della terapia compressiva da parte dei pazienti.

La compressione interessa l'intera circonferenza dell'arto su cui è applicata e agisce in definitiva riducendo il volume dell'arto. Tuttavia non tutte le strutture sono compressibili (ossa, muscoli ecc.) e quindi è intuitivo che i compartimenti più comprimibili sono proprio i distretti venosi superficiale-profondo e linfatico, distretti notoriamente a bassa pressione. Il circolo arterioso avendo pressioni più elevate si oppone alla compressione elastica sebbene una compressione superiore ai 25-35 mmHg in un soggetto sano, a riposo clinostatico (mancanza assoluta di mobilizzazione) possa ridurre la perfusione arteriosa a riposo (ecco spiegato il limite assunto di 25-35 mmHg per le calze anti-trombo). Gli effetti clinici benefici della terapia compressiva in numerose flebolinfopatie dipendono essenzialmente da quelli sull'emodinamica (miglioramento della funzione pompa, modificazioni del sistema coagulativo-fibrinolitico, miglioramento microcircolatorio ecc.).

### ◆ Emodinamica veno-linfatica

Tutto il sistema circolatorio sanguigno può essere considerato come un unico compartimento idraulico chiuso e la dinamica cardiaca obbedisce alle esigenze dell'estrema periferia "le esigenze tessutali". Tuttavia i regimi pressori, ad eccezione del piccolo circolo polmonare, sono diversi nel distretto circolatorio arterioso rispetto al venoso. Il punto chiamato "di indifferenza pressoria", situato subito sotto l'atrio destro (noto anche come piano flebostatico), corrisponde a zero perché i valori pressori non si modificano né in clino né in ortostasi immobili.

Ricordiamo rapidamente i valori pressori medi (mmHg) di tali distretti in clinostatismo.

<b>Ventricolo sinistro =</b>	<b>Sistole 140 mmHg e Diastole 80 mmHg</b>
<b>Versante arterioso capillare =</b>	<b>circa 35 mmHg</b>
<b>Versante venoso capillare =</b>	<b>circa 15 mmHg</b>
<b>Vene al malleolo =</b>	<b>circa 10-12 mmHg</b>
<b>Vena cava Inferiore =</b>	<b>5 mmHg</b>
<b>Punto di indifferenza pressoria (poco sotto l'atrio destro) =</b>	<b>0 mmHg</b>

Queste pressioni, in posizione clinostatica cioè con il sistema circolatorio posto sullo stesso piano del cuore (indifferenza gravitazionale), sono ovviamente destinate a modificarsi essenzialmente per due ordini di fattori: le variazioni posturali; le pompe osteo-muscolari.

#### ◆ **Le variazioni posturali**

Le variazioni posturali (clino-ortostasi ecc.) modificano i valori pressori (rilevati sempre nel medesimo punto), così alla pressione clinostatica (cuore-vasi sullo stesso piano) bisognerà aggiungere la pressione idrostatica (data dalla altezza della colonna ematica tra suolo e punto di indifferenza pressoria) oltre a considerare altri parametri come i valori della densità media del sangue ecc. Conseguentemente un uomo di taglia-altezza media avrà una pressione di circa 90 mmHg in safena interna al malleolo in ortostasi immobile sia si tratti di un soggetto normale sia di uno varicoso. Durante la marcia questi valori pressori rapidamente si riducono a valori < 30 mmHg (pressione venosa ortodinamica o deambulatoria per distinguerla dalla pressione ortostatica o non deambulatoria). La pressione deambulatoria può ad esempio restare alta, al di sopra di 30 mmHg come nelle ostruzioni del sistema venoso profondo e/o nei reflussi importanti. È intuibile che tale parametro pressorio dinamico è marker della severità dell'insufficienza venosa cronica e differenzia il sano dal malato, mentre l'elevazione della pressione trasmurale innesca la sofferenza istangica (microcircolatoria) con l'insorgenza di edema e turbe trofiche.

#### ◆ **Le pompe venose osteo-muscolari o muscolo-venose**

Le pompe venose osteo-muscolari o muscolo-venose trasformano il sistema venoso degli arti inferiori da sistema a bassa pressione in un sistema a pressioni elevate intermittenti (durante la sistole muscolare). Quando noi camminiamo la contrazione ritmica dei muscoli del polpaccio ecc. determina essenzialmente la spremitura delle vene profonde (vene tibioperoniere) e il sangue dai seni venosi muscolari viene così spinto nelle vene profonde e verso il cuore. Con la fase di riposo muscolare (diastole) queste pressioni si abbassano rapidamente e quelle venose superficiali diventano più elevate delle profonde, indirizzando il flusso sanguigno verso il sistema venoso profondo. Quanto sommariamente descritto ci rende ragione del nome dato a tale tipo di pompa venosa del polpaccio: pompa aspirante-premente. Durante la marcia, a causa dell'aumento di flusso arterioso (da 1-2ml/100ml di tessuto a riposo a 20-30ml/100ml durante la marcia), si determina una iperemia fisiologica che viene smaltita proprio mediante l'ausilio di tali pompe venose. Il ruolo dell'apparato valvolare è fondamentale nel regolare la direzionalità dei flussi con prevalenza dei medesimi dal sistema venoso superficiale al profondo e da questo al cuore (flusso sisto-diastolico delle perforanti). L'azione combinata della spremitura muscolare e direzionalità valvolare consente la frammentazione della colonna ematica e determina il grado di vacuità venosa dell'arto. La massima caduta pressoria durante la marcia si ottiene al 7° passo con una gamba (in deambulazione bipodolica 14 passi) che corrisponde grosso modo a circa 10-12 metri per un individuo di taglia media (da tener presente quando si consiglia ai pazienti di passeggiare per lunghi tratti senza soste).

La terapia compressiva-contenitiva, graduale dal piede verso la radice dell'arto, determina tutta una serie di modificazioni macro-microcircolatorie dell'emodinamica descritta:

- aumento della velocità ematica di circa 5 volte, riduzione dell'ipertensione venosa e conseguentemente della pressione trasmurale con riassorbimento degli edemi;
- riduzione dei calibri venosi profondi-superficiali con riavvicinamento dei lembi valvolari (ripristino continenza valvolare) e riduzione dei reflussi di circa il 40%;
- riduzione delle ectasie capillo-venulari, aumento del flusso linfatico, diminuzione della pressione endolinfatica;
- azione aponeurotica (soprattutto ben i bendaggi poco estensibili) in cui si crea una sorta di fascia artificiale con riduzione di reflussi venosi profondi e trans-perforanti oltre che ovviamente superficiali (miglioramento dell'effetto pompa venosa),
- modificazioni coagulative-fibrinolitiche.

Tutti questi effetti se da un lato ci spiegano i benefici clinici di tale terapia, dall'altro ci devono far riflettere su alcuni punti inerenti, in particolare, ai bendaggi contenitivi-compressivi (*vedi* fisica compressione) per gli ovvi risvolti pratici:

- la stabilità nel tempo di un bendaggio è migliore sia per quelli elastici (caduta pressoria di circa il 6% ogni 4 ore o del 36% in 24 ore nel decubito; del 28% ogni 4 ore in ortostasi) sia per quelli rigidi (37% in 4 ore in decubito e del 56% in 4 ore in ortostasi). A tal proposito altri autori (Raj, 1980) dimostrano che la pressione del bendaggio si riduce di circa il 50% dopo 8 ore;
- necessità di rinnovare il bendaggio nel tempo, soprattutto per quelli rigidi che in alcune condizioni andrebbero rinnovati giornalmente (questo handicap è stato superato in parte con il bendaggio multistrato che ha mostrato una maggiore stabilità e costanza pressoria temporale).

#### ◆ **Azione sul calibro venoso-svuotamento venoso a riposo**

Numerose evidenze sperimentali cruento o incruente (flebografia, Ecocolordoppler, pletismografie ecc.) hanno evidenziato, ad esempio con calze antitrombo, una riduzione del calibro delle vene gemellari e poplitea a riposo rispettivamente del 50% e 34% e tali modificazioni, sebbene attenuate, si manterrebbero anche in ortostasi. Una terapia compressiva di 30 mmHg riduce il calibro delle vene peroniere a riposo e magnifica la spremitura muscolare venosa durante la sistole muscolare (come si evince dal rapido allontanamento del mezzo di contrasto durante attivazione muscolare in corso di flebografie con tutori elastici, o mediante esami strumentali come Ecocolordoppler, pletismografie ecc.).

#### ◆ **Riduzione della volemia distrettuale dell'arto a riposo**

Si è evidenziato, utilizzando calze elastiche di 2° classe, mediante tecniche isotopiche, che il sequestro di sangue nel passaggio dal clino all'ortostasi si riduce rispettivamente del 31% al polpaccio e del 48% al piede (Emter, 1991) (altri autori -Parsch, 1994- raggiungono conclusioni simili con indagini diverse). Se da un lato, nei cambiamenti posturali si realizza una riduzione del sequestro periferico di sangue venoso, dall'altro, vi sarà un aumentato precarico cardiaco con aumento del ritorno venoso al cuore, e tale effetto è più marcato in orto che in clinostasi. I cambiamenti del precarico creano, in alcune condizioni come la gravidanza, sensibile tachicardia secondaria al cambiamento posturale (clino-ortostasi, conosciuta anche come sindrome uterocinetica) e talora ipotensione posturale, sintomi, questi, ridotti con l'ausilio di calze elastiche di II classe (30 mmHg).

#### ◆ **Variazioni emodinamiche in corso di attività fisica**

Con numerose tecniche strumentali, cruento e incruente (flebografia, tecniche isotopiche, tecniche pletismografiche, volumetria piede – foot-volume) è stato dimostrato, durante l'attività motoria (deambulazione), quanto segue:

- miglioramento dell'efficienza della pompa venosa con migliore svuotamento venoso a parità di intensità della sistole muscolare;
- aumento del volume ematico eiettivo (EV: ejection volume) e riduzione del volume ematico residuo nella gamba (VRT: volume refilling time);
- aumento del volume eiettivo (EV) con calze di compressione medio-forte (II-III classe di compressione) nell'insufficienza venosa superficiale di circa il 20-30%, mentre non cambia significativamente nel soggetto normale (Belcaro, 1991). Nell'insufficienza venosa profonda solo una forte compressione (III classe di compressione) riesce ad aumentare significativamente il volume eiettivo (EV);
- il tempo di riempimento venoso (VRT) dopo esercizio fisico (deambulazione) mentre sembra, in tutti gli studi, aumentare in corso di insufficienza venosa superficiale con contenzione medio-forte, di contro, nell'insufficienza venosa profonda mostra risultati contraddittori (alcuni studi lo

affermano altri lo negano). Tale contraddizione può sicuramente essere spiegata sia per le diverse tecniche usate sia perché la stessa classe di compressione ha di fatto valori spesso diversi nelle differenti nazioni europee. Tutti gli studi concordano, ai fini del miglioramento emodinamico, nel ribadire una sorta di dogma della terapia compressiva: “la compressione deve essere gradualmente decrescente verso l’alto senza strozzature ecc.”, dogma non sempre rispettato e controllato dalle aziende produttrici;

- la pressione venosa deambulatoria sembra migliorata in alcuni studi (Belcaro, 1991: riduzione nell’insufficienza venosa superficiale, con calza compressiva di 18-27 mmHg, del 48% mentre nella profonda del 18%) ma non in altri (Sommerville, 1974);
- riduzione dei reflussi venosi patologici di circa il 40%;
- la contenzione elastica non crea riduzioni del flusso arterioso se l’indice di Winsor è > 70% (prudenza tra 55-70%, sconsigliata < 55%).

#### ◆ **Azione antiedema e sul compartimento microcircolatorio**

Oltre alle azioni descritte, la terapia compressiva-contenitiva si comporta come una sorta di *vis a latere* sul micro-istangio con aumento del flusso venulo-linfatico, riassorbimento dei liquidi (riduzione degli edemi venolinfatici) e decongestionamento della cute con guarigione di eczemi, delle turbe trofiche ecc. L’azione antiedema descritta è stata indagata con siero marcato iniettato sottocute ed ha confermato l’aumentato drenaggio venolinfatico. Alcuni autori (Curri, 1989) hanno evidenziato, il stadio di Widmer, che la compressione elastica riduce l’ectasia venulo-capillare, l’ispessimento della membrana basale, dell’edema interstiziale; altri, mediante studi microlinfografici, hanno dimostrato un miglioramento della pressione endolinfatica o miglioramento della ossigenazione cutanea.

#### ◆ **Azioni coagulative-fibrinolitiche**

Vi sono numerose evidenze scientifiche sulla modificazione coagulativa in senso profibrinolitico in corso di terapia compressiva. La riduzione della stasi venosa con miglioramento della viscosità (la viscosità del sangue, liquido non Newtoniano, è inversamente proporzionale alla velocità del flusso ematico) è il parametro fondamentale su cui si basa l’utilizzo della compressione nella prevenzione del tromboembolismo venoso. Le alterazioni della fibrinolisi in corso di IVC è stata documentata in svariati studi sia mediante il tempo di lisi delle euglobuline, che mediante il dosaggio del tPa e del suo inibitore PAI-I ecc.

Modificazioni emoreologiche migliorative sono state documentate in corso di terapia compressiva come una riduzione dell’aggregazione eritrocitaria. Altri studi evidenziano elevati livelli di trombomodulina solubile, cuffia peri-vasale di fibrina, valori aumentati di attivatore tissutale del plasminogeno e diminuzione della via inibitoria del fattore tessutale (TFPI) creandosi così una pendenza della bilancia coagulativa in senso trombogenico. A tal proposito uno studio recente (Arcelus, 1995) evidenzia un aumento del TFPI (*Tissue Factor Pathway Inhibitor*) in corso di terapia compressiva con calze elastiche terapeutiche con importanti risvolti nella prevenzione del tromboembolismo venoso.

Infine, va menzionata l’azione bloccante sul trombo da parte bendaggio (soprattutto a corta elasticità) in corso di trombosi venose acute per l’azione favorente di adesione del trombo a parete. A tal proposito recentemente alcuni autori (Partsch, 1997) mostrano che in pazienti affetti da TVP in grado di deambulare trattati con contenzione elastica hanno una incidenza minore di TVP se trattati con bendaggio + mobilizzazione + eparina *versus* la sola mobilizzazione + eparina.



## LE INDICAZIONI ALLA TERAPIA COMPRESSIVA

Le indicazioni alla terapia compressiva in corso di insufficienza venosa cronica, oggi meglio stadiabile con la classificazione CEAP, vertono sugli effetti emodinamici della terapia compressiva descritti e riassumibili essenzialmente in:

- *riduzione dell'edema veno-linfatico* secondario alla flebostasi, soprattutto in corso di bendaggi a corta-estensibilità associato alla deambulazione. Questa combinazione risulta in grado di ridurre anche di molti centimetri nel corso dei giorni l'edema. Ovviamente come già accennato migliora il microcircolo veno-linfatico e l'istangio, si riduce la filtrazione capillare con il riassorbimento dei liquidi. I bendaggi multistrato si sono dimostrati particolarmente validi nel ridurre l'edema;
- *la lipodermatosclerosi* mediante una compressione a corta estensibilità + compressione eccentrica positiva (*vedi* aspetti fisici della terapia compressiva) notoriamente si riduce migliorando anche l'aspetto cutaneo. Ciò è stato ampiamente dimostrato con svariate metodiche (TAC, ecografia ecc.);
- *la velocizzazione dei flussi venosi con la riduzione della volemia venosa dell'arto*, con un bendaggio a corta estensibilità o calze terapeutiche di compressione medio-alta si è dimostrato un aumento della velocità del circolo venoso, e per il riavvicinamento valvolare una riduzione dei reflussi con miglioramento del volume eiettivo e riduzione di quello residuo o ancora allungamento del tempo di riempimento venoso (indagini pletismografiche ecc.);
- *aumento del precarico cardiaco* con aumento della portata trans-tricuspidalica cosa questa di cui bisogna tener conto se il paziente è cardiopatico (NYHA > II, soprattutto se si tratta di uno scompenso prevalentemente diastolico e con varici voluminose).

In definitiva migliora la circolazione venosa di ritorno dall'arto inferiore.

Tutti questi effetti della terapia compressiva ci rendono ragione delle principali indicazioni e controindicazioni cliniche di tale terapia:

## PRINCIPALI INDICAZIONI CLINICHE ALLA TERAPIA COMPRESSIVA

1. Profilassi della trombosi venosa profonda (come riportato dalle Linee guida del Collegio Italiano di Flebologia nei pazienti a basso rischio = compressione graduata; rischio moderato = calze elastiche + terapia eparinica o in alternativa alla terapia eparinica; alto rischio = terapia eparinica + compressione elastica. La compressione consigliata è di 25 mmHg alla caviglia generalmente mediante calze antitrombo). La contenzione elastica graduata viene oggi considerata come un completamento della profilassi del tromboembolismo insieme alla terapia anticoagulante, alla compressione pneumatica intermittente ecc.
2. Terapia della TVP acuta in cui non vi sono accordi fra i sostenitori del bendaggio e mobilizzazione + eparinoterapia e quelli che non la utilizzano o la sconsigliano. In genere i sostenitori del bendaggio rigido nella TVP acuta bendano le trombosi che non superano la linea inguinale per il rischio di poter favorire l'embolizzazione.
3. Tromboflebite superficiale o linfangiti (dalle Linee guida prima citate sempre compressione-deambulazione a eccezione delle tromboflebiti safeniche ascendenti *juxta-crosses* a rischio emboligeno in cui si considera la terapia chirurgica + eparina) in cui spesso si utilizza il bendaggio rigido all'ossido di zinco.
4. Interventi di chirurgia venosa maggiore (stripping ecc.) o flebectomie ambulatoriali in cui sempre più prende piede (rispetto ad un passato recente in cui si utilizzava bendaggio compressivo adesivo con o senza calza elastica diurna) la calza (18-21-35 mmHg) a seconda del tipo di intervento. Così ad esempio in un intervento di stripping si possono usare delle calze (Struva 35 mmHg) con metodi compressivi addizionali (tamponi o mousse lungo il decorso della varice o

all'inguine). Per piccole flebectomie si possono usare anche bendaggi coesivi leggeri + calza preventiva da 18 mmHg.

5. Prevenzione della Sindrome post-trombotica con calza elastica di almeno 20 mmHg (alcuni autori riportano 40 mmHg) per un periodo non inferiore ai 2 anni.
6. Scleroterapia e sue varianti tecniche (sclerosi eco-guidata, mediante catetere ecc.) necessità di compressione elastica con calza + tampone compressivo come per le teleangiectasie e varici reticolari o di compressione con bendaggi nelle sclerosi più impegnative.
7. Le varici in gravidanza rientrano nella profilassi del tromboembolismo in gravidanza-puerperio. In gravidanza devono essere considerati 2 aspetti diversi con provvedimenti terapeutici di fondo simili ma con sfaccettature diverse. *Nella prevenzione delle varici in gravidanza* spesso si utilizzano calze premaman, in genere non superiori ad una prima classe, per pazienti senza gravi flebostasi, viceversa, in caso di edema e marcata flebostasi, può essere utile una seconda classe o una prima supportata da un bendaggio mobile. *La prevenzione del rischio tromboembolico durante il parto o nel puerperio* in genere si affronta con calze antitrombo ed eventualmente associata eparinoterapia frazionata.
8. Le angiodisplasie venose in appoggio alla scleroterapia o chirurgia o come unica terapia (in genere calze elastiche di I-II classe).
9. Le turbe trofiche venose (lipodermatosclerosi, ulcera venosa, dermatiti erisipelatose ecc.), e in particolare le ulcere venose, in cui notoriamente accanto alla terapia locale (medicazioni avanzate, debridement ecc.) si utilizza il bendaggio. in genere rigido (talora ossido di zinco), e in tempi più recenti il bendaggio multistrato o una calza o tubulari elastici specifici.
10. Flebedema-Linfedema in cui la compressione può essere di 15-40 mmHg a seconda si tratti di un lieve edema molle o di un edema proteico indurativo.
11. Patologia muscolo-oste articolare in medicina sportiva, ortopedia, fisioterapia ecc. (bendaggi funzionali, taping ecc.).

#### **PRINCIPALI CONTROINDICAZIONI CLINICHE ASSOLUTE ALLA TERAPIA COMPRESSIVA**

1. Scompenso cardiaco significativo.
2. Arteriopatia cronica obliterante (Indice di Winsor < 55%; prudenza tra 55-70%).
3. Paziente non autosufficiente (gravi patologie osteoarticolari, reumatiche, neurologiche ecc.).
4. Malattie dermatologiche che controindicano le forme di occlusione.

#### **PRINCIPALI CONTROINDICAZIONI RELATIVE CLINICHE ALLA TERAPIA COMPRESSIVA**

Esistono una serie di patologie in cui bisogna eventualmente decidere con particolare attenzione se poter attuare la compressione elastica-contenzione:

1. Voluminose linfo-adenomegalie (soprattutto se a sede inguinale-poplitea e pervasali).
2. Cisti di Baker.
3. Fibromialgia.
4. Allergia ai materiali elastici.
5. Lesioni trofiche in corso di vasculiti.
6. Neuropatie sensitive (neuropatia diabetica ecc.).
7. Particolari acrosindromi vascolari (ad esempio nella perniosi digitale di piedi).

In tutte queste condizioni di volta in volta bisogna decidere se tralasciare la terapia compressiva o, se non vi è scelta, attuarla con particolari accorgimenti. Così in caso di allergia ai materiali bisogna attuare delle protezioni in cotone anallergico o con crema a effetto barriera, tuttavia se le manifestazioni dermatitiche sono importanti e recidivanti, con il rischio quindi di innescare una forma atopica, conviene desistere. In corso di vasculiti bisogna fare molta attenzione soprattutto per la compo-

nente dolorosa aggiuntiva che la compressione può provocare. In corso di soggetto diabetico con patologia varicosa superficiale primitiva importante, senza compromissione arteriosa, ma con turbe parestesiche secondarie a neuropatia diabetica bisogna in genere sottostimare la classe compressiva e non superare una I classe terapeutica.

La Fibromialgia (reumatismo extra-articolare) è tra le malattie reumatiche più frequenti, con una incidenza sulla popolazione sana del 2-4% che sale a 8-10% se riferita alla popolazione femminile, e la compressione elastica può peggiorarne i sintomi. In particolare spesso i fibromialgici all'anamnesi riferiscono di non tollerare nessun tipo di costrizione (“dottore non mi prescriva le calze elastiche perché non le tollero”) anche se lieve e i loro sintomi si accentuano spesso in posizione clinostatica al contrario del flebotatico. Spesso la fibromialgia può accentuare il corredo clinico di un flebotatico lieve trasformandolo in quello più grave (dissociazione clinico-strumentale).

Nel periodo invernale la comparsa di una perniosi digitale del piede in un flebotatico (frequente associazione) può non far tollerare alcun tipo di bendaggio o calza elastica.

#### BIBLIOGRAFIA ESSENZIALE

1. Mollard CG., Ramelet AA., *La contention médicale*. Masson, Paris, 1999.
2. Partsch H., Rabe E., Stemmer R., *Traitement compressif des membres*. Editions Phlebologiques Francaises, Paris, 2000.
3. Bassi G., *Compendio di terapia flebologica*. Minerva medica, 1985.
4. Bassi G., Stemmer R., *Traitements mecaniques fonctionnels en phlebologie*. Ed. Piccin, 1983.
5. Stemmer R., *Teorica e pratica del trattamento elasto-compressivo*. In Belardi P., *Chirurgia vascolare*, vol II, 575-93, 1995.
6. Thomas S., *Bandages and bandaging. The science behind the art*. Care science and Practice, 1990; 8 (2); 57-60.
7. British Standards Institute. *Specification for the elastic propertiers of flat, nonadhesive, extensible fabric bandages*. BS 7505: 1995, London, British Standards Institute, 1995.
8. Deutsches institut fur Gutesicherung und Kennzeichnung, *Medizinische Kompressionsstrumpfe RAL-GZ*, Beuth, Verlag, 1987.
9. Staudinger P., *La compressione passo dopo passo*. Ed. Beiersdorf Medical Bibliothek, 1992.
10. Nicoloff AD., Moneta GL., Porter JM., *Compression treatment of chronic venous insufficiency*. In Gloviczki P and Yao JST - *Handbook of Venous Disorders (Guidelines of the American Venous Forum)*- 2nd. Ed. Arnold, 303-308, 2001.
11. Moffatt CJ., *Compression bandaging-the state of the art*. J. Wound Care 1992; 1 (1): 45-50.
12. Clark M., *Compression bandages: principles and definitions*. In *Understanding compression therapy*. EWMA Position document. London: MEP, 2003.
13. Pellicer J., Garcia-Morales V., Hernandez MJ., *On the demonstration of the Young-Laplace equation in introductory physics courses*. Phy Educ 2000; 35 (2): 126-29.
14. *Linee guida sulla terapia compressiva*. Collegio Italiano di Flebologia (CIF). Acta Phlebologica. Ed. Minerva medica. Vol. 1. Suppl. 1. N° 2, Dicembre 2000.
15. Emter M., *Modifications du flux sanguin dans les veines des membres inférieurs après compression*. Phlébologie; 44 (2): 481-484, 1991.
16. Emter M. et al., *Effets d'un traitement de contention, sur les paramètres circulatoires chez des patients présentant une insuffisance veineuse chronique*. Phlébologie, 44 (2), 477-9, 1991.
17. Belcaro G. et al., *Hémodynamique veineuse des membres inférieurs*. Ann Chir Vasc 1991; 5: 305-309.
18. Sommerville J.J.F. et al., *The effects of elastic stockings on superficiale venous pressures in patients with venous insufficiency*. Br J Surg 1974; 61: 979-981.
19. Curri S.B. et al., *Changes of cutaneous microcirculation from elasto-compression in CVI: Atti X Congresso Mondiale UIP*, Ed Libbey J Eurotex, Strasboug, 2°, 852-4, 1989.

20. Partsch H. et al., *The effect of mobilitation of patients during treatment of thromboembolic disorders with low-molecular-weight heparin*. *Int Angiol*, 1997; 16: 189-92.
21. Partsch H., *Preuves de l'efficacité de la compression par des méthodes de médecine nucléaire, la phléthysmographie et la mesure de pression veineuse*. *Phlébologie*, 32, 179, 1979.
22. Arcelus J.I. et al., *Modifications of plasma levels of tissue factor pathway inhibitor and endothelin-1 induced by a reverse Trendelenburg position: influence of elastic compression—preliminary result*. *J Vasc Surg* 1995, 22 (5): 568-72.
23. Arcelus J.I. et al., *Home use of impulse compression of the foot and compression stockings in the treatment of CVI*. *J Vasc Surg* 2001, 34 (5) ; 805-11.
24. Mollard C.G., Ramelet A.A., *La contention médicale*. Masson, Paris, 1999.
25. Partsch H., Rabe E., Stemmer R., *Traitment compressif des membres*. Editions Phlebologiques Francaises, Paris, 2000.
26. Bassi G., *Compendio di terapia flebologica*. Minerva medica, 1985.
27. Bassi G., Stemmer R., *Traitments mecaniques fonctionnels en phlebologie*. Ed. Piccin, 1983.
28. Stemmer R., *Teorica e pratica del trattamento elasto-compressivo*. In Belardi P., *Chirurgia vascolare*, vol II°, 575-93, 1995.
29. Thomas S., *Bandages and bandaging. The science behind the art*. *Care science and 'Practice'*, 1990; 8 (2); 57-60.
30. Staudinger P., *La compressione passo dopo passo*. Ed. Beiersdorf Medical Bibliothek, 1992.
31. Nicoloff A.D., Moneta G.L., Porter J.M., *Compression treatment of chronic venous isufficiency*. In Gloviczki P. and Yao J.S.T., *Handbook of Venous Disorders (Guidelines of the American Venous Forum)* -2nd. Ed. Arnold, 303-308, 2001.
32. *Linee guida sulla terapia compressiva*. Collegio Italiano di Flebologia (CIF). *Acta*.
33. *Phlebologica*. Ed. Minerva medica. Vol 1. Suppl. 1. N° 2, Dicembre 2000.
34. *Linee guida per la diagnosi e il trattamento della trombosi venosa profonda*, SIAPAV, Siset, SIDV-GIUV, CIF, Minerva Cardioangiologica 2000,48 n7/8.
35. Raj T.B. et al., *How long do compression bandages maintain their pressure during ambulatory treatment of varicose veins?* *Br J Surg*, 1980, 67, 122-4.