

BASI FISICHE della TERAPIA COMPRESSIVA.

Fabrizio Mariani (Siena)

Professore a contratto Scuola di Specializzazione in Chirurgia Generale
Università degli Studi di Siena

Elasticità e isteresi.

La elasticità è 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 retrazione (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.

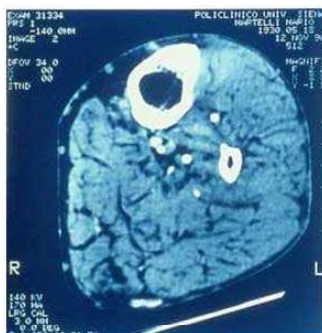
Dare una esatta definizione di terapia compressiva non è semplice, tuttavia la si può intendere come la terapia meccanica della flebo-linfostasi consistente nell'applicazione sulla superficie cutanea di una pressione esterna mediante l'ausilio di materiali con diverso grado di estensibilità (come riferito nelle linee guida della terapia compressiva del CIF). La pressione sviluppata sulla superficie cutanea sotto compressione risponde essenzialmente alla **legge di Laplace**.

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 cilindrico (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 il nostro bendaggio dipenderebbe unicamente dalla tensione esercitata, quindi direttamente dalle caratteristiche della benda utilizzata. La forma di una gamba o dell'intero arto è però 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.



Le variabili da considerare 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) = $\frac{\text{tensione} \times \text{abilità operatore} \times \text{elasticità della benda} \times \text{numero di strati}}{\text{raggio} \times \text{larghezza benda} \times \text{densità tessuti}}$

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/cm² = 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.:

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

con una caviglia di 25 cm.:

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

E' evidente che con un raggio più piccolo avremo pressioni più elevate alla caviglia, a parità di tensione applicata, e incrementandosi fisiologicamente il raggio dalla caviglia alla coscia alla fine avremo ottenuto una "**compressione graduata o decrescente**" solo mantenendo una tensione costante della benda. In realtà anche questa asserzione non è completamente esatta perché l'arto inferiore presenta delle variazioni del raggio disomogenee: ad esempio aumenta dalla caviglia al polpaccio, ma prima del ginocchio si riduce per poi riaumentare alla coscia.

In aggiunta a tutte le variabili considerate si devono considerare anche le "**variabili dinamiche**", che entrano in funzione durante il movimento o più semplicemente la contrazione muscolare.

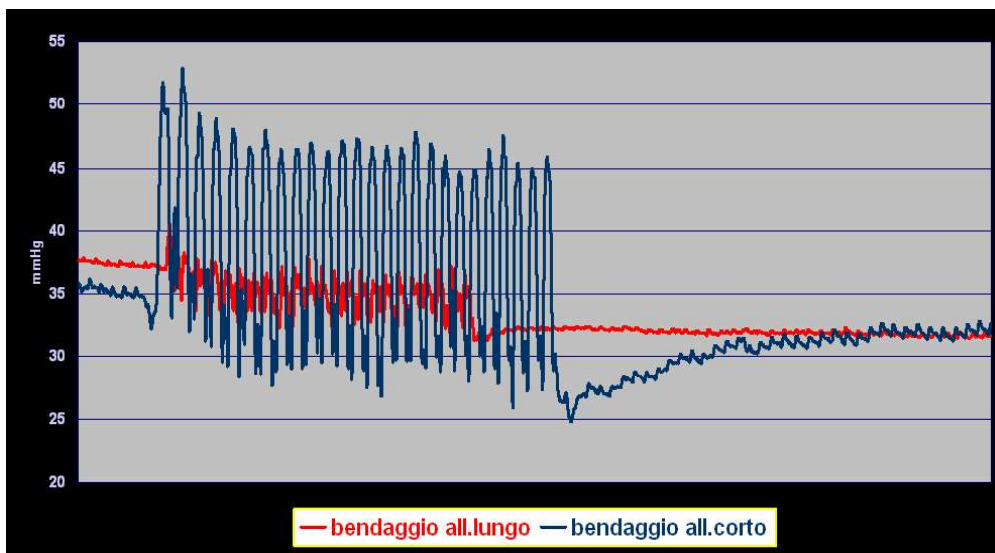
Infatti quando camminiamo si producono delle variazioni segmentarie volumetriche (e con esse anche del raggio) dell'arto:

- 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).

E' ovvio che a tali variazioni continue sisto-diastoliche muscolari deambulatorie corrispondano delle variazioni pressorie sotto il bendaggio o la calza elastica. Queste variazioni sono denominate rispettivamente pressione di **“lavoro”** e pressione di **“riposo”**:

Pressione di lavoro =
pressione esercitata durante la sistole muscolare

Pressione di riposo =
pressione sviluppata durante la diastole muscolare



Pressioni di lavoro e di riposo di bendaggi con elasticità diversa

I valori di queste pressioni non dipendono solo dalla deambulazione ma anche dal grado di elasticità del sistema utilizzato. In base a tali pressioni possiamo distinguere due grandi tipologie di mezzi compressivi:

- 1) Materiali inelastici (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 ed 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 l’efficienza della 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 sufficiente, e infine quelle a lungo allungamento hanno una azione superficiale che spesso deve essere supportata da una compressione eccentrica.

Il concetto di pressione di lavoro e riposo ci consente di comprendere le differenze esistenti tra **contenzione e compressione elastica**:

Contenzione: azione passiva (statica) di un sistema di compressione rigido, che essendo più o meno inestensibile si oppone alla dilatazione sistolica muscolare sviluppando una elevata pressione di lavoro (effetto di rinforzo sulle pompe venose).

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

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 viceversa aumenta sarà compressione eccentrica positiva.

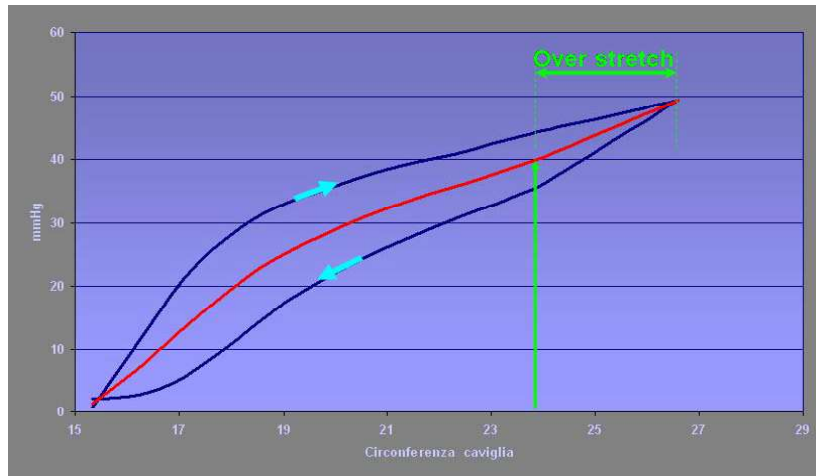
Compressione concentrica: tipo di bendaggio di comune esecuzione in cui il segmento bendato presenta un raggio teorico di curvatura uniforme (l'arto non possiede raggi di curvatura costanti). La compressione concentrica esprime fisicamente un valore costante di compressione in qualsiasi punto di una circonferenza che, come ribadito, non è realizzabile nell'arto bendato. Tale tipo di compressione potrà essere nulla, ad esempio nelle fossette retromalleolari, o troppo forte sulla cresta tibiale. Una ulteriore applicazione di tale modalità compressiva sono i bendaggi concentrici multistrato (*compressione concentrica multistrato*) in cui mediante l'uso sovrapposto di bende a corto o medio allungamento si può alla fine modificare la qualità finale del bendaggio. Così un bendaggio in più strati con 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 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 (cotone, lattice ecc.) in modo da uniformare i raggi (*compressione 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 (*compressione 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.

Le altre leggi fisiche della terapia compressiva.

Se noi tendiamo una benda elastica il rapporto lineare tra tensione (forza) applicata e l'allungamento ottenuto sarà differente a seconda dell'elastomero della benda in questione (benda corto o lungo elastica).

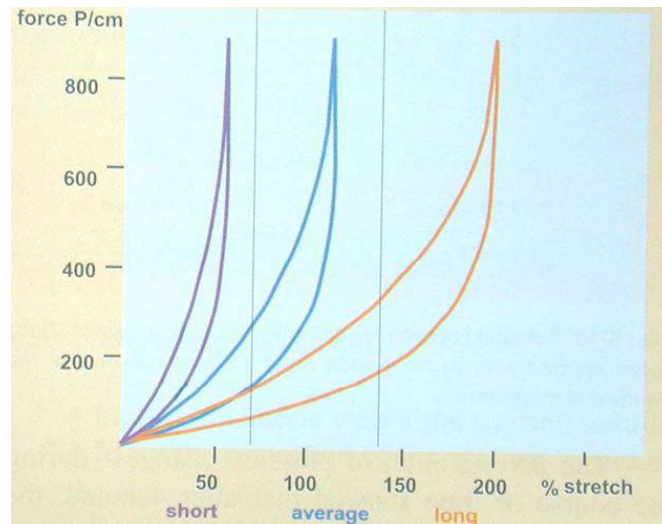
I “*diagrammi di allungamento-retrazione (isteresi)*” che risultano sono esplicitati nella figura sottostante:



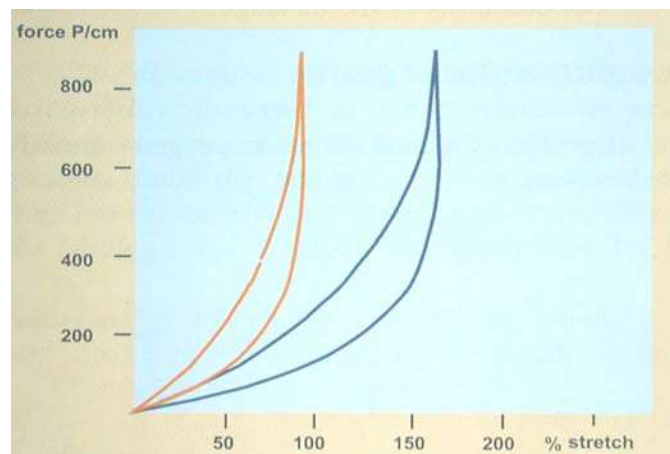
Se misuriamo la deformazione elastica (benda) indotta da una forza progressivamente crescente (ad esempio lo stiramento manuale dell'operatore) e la pressione applicata, essa inizialmente varierà in maniera praticamente proporzionale alla forza applicata per poi crescere sempre più rapidamente nell'unità di tempo. La deformazione prodotta sarà proporzionale alla forza applicata in un range ottimale di estensione (di solito è per estensioni di circa il 50%), altrimenti questa proporzionalità cesserà e a tensioni maggiori non corrisponderanno aumenti significativi della pressione esercitata sino al cosiddetto “*over-stretch*” (limite elastico della benda o dell'elastomero con cui è costruita la benda).

La benda, a parità di allungamento e di circonferenza compressa, eserciterà pressioni maggiori nella fase di estensione rispetto a quella di retrazione, quindi l'andamento del rapporto tra deformazione elastica e pressione sarà diverso nelle fasi di estensione e rilasciamento. Questo significa che durante le fasi di estensione e rilasciamento del materiale elastico impiegato, che si ripeteranno ciclicamente durante l'attività muscolare, le pressioni esercitate potranno variare sensibilmente e diminuire con l'uso ripetuto durante l'arco della giornata. Materiali con una “buona” isteresi come il caucciù manterranno più a lungo la pressione rispetto ad altri (a parità di classe compressiva).

Le curve “*di forza-allungamento*” (di Von Gregory) evidenziano il diverso comportamento delle curve di isteresi nelle bende a corta elasticità (curva a sinistra), di quelle a media elasticità (curva centrale) e infine di quelle a lunga elasticità (curva a destra). La curva di isteresi di un materiale elastico si sposterà progressivamente verso sinistra all'aumentare del numero di spire sovrapposte.



Diagrammi di forza-allungamento



La sovrapposizione della benda sposta il diagramma di isteresi verso sinistra (da blu a rosso)
(Partsch H., Rabe E., Stemmer R.: Compression Therapy of the Extremities. Paris 1999)

L'indice di stiffness è stato recentemente introdotto da Stolk R. e coll. (2004) e Partsch H. (2005) come indicatore della rigidità delle bende e delle calze elastiche, in rapporto alle pressioni esercitate. **L'indice statico di stiffness (SSI)** proposto da Partsch è la differenza tra la pressione, esercitata nel punto b_1 dal bendaggio o dalla calza, in ortostatismo e quella in clinostatismo (apparecchio di misurazione Kikuhime). I valori di SSI <10 mmHg. indicano un materiale elastico, mentre valori >10 mmHg. un materiale a corto allungamento o rigido. Il SSI potrebbe essere considerato in futuro come un indice attendibile della capacità compressiva dei materiali.

In conclusione:

- la legge di Laplace è importante ma va corretta con tutta una serie di variabili;
- le caratteristiche dei materiali sono fondamentali per attuare una certa azione;
- si può parzialmente modificare il risultato finale di un bendaggio mediante una multistratificazione della benda o variando la tecnica di applicazione;
- la azione in profondità è maggiore per i materiali poco elastici.

BIBLIOGRAFIA ESSENZIALE.

1. Bassi G : Compendio di terapia flebologica. Minerva Medica Ed.1985.
2. Bassi G, Stemmer R: Traitments mecaniques fonctionnels en phlebologie. Ed. Piccin, 1983
3. British Standards Institute. Specification for the elastic propertiers of flat, nonadhesive,extensible fabric bandages.BS 7505: 1995,London,British Standards Institute,1995.
4. Clark M: Compression bandages: principles and definitions. In Understanding compression therapy :EWMA Position document.London:MEP,2003.
5. Deutsches institut fur Gutesicherung und Kennzeichnung Medizinische Kompressionsstrumpfe RAL-GZ; Beuth, Verlag,1987.
6. Linee guida sulla terapia compressiva .Collegio Italiano di Flebologia (CIF). Acta Phlebologica .Ed. Minerva medica.Vol1.Suppl.1. N°2, Dicembre 2000.
7. Moffatt CJ: Compression bandaging-the state of the art.J Wound Care 1992;1(1):45-50.
8. Mollard CG, Ramelet AA: La contention médicale. Masson, Paris,1999
9. 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.
10. Partsch H, Rabe E, Stemmer R : Traitment compressif des membres.Editions Phlebologiques Francaises, Paris, 2000.
11. Partsch H. The static stiffness index : a simple method to assess the elastic property of compression material in vivo. Dermatol.Surg. 2005 ; 31 :625-30.
12. 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.
13. Staudinger P: La compressione passo dopo passo.Ed. Beiersdorf Medical Bibliothek,1992.
14. Stemmer R.: teorica e pratica del trattamento elasto-compressivo.In Belardi P. : Chirurgia vascolare ,vol II° , 575-93,1995
15. Stolk R., Wegen van der-Franken CPM., Neumann HAM. A method for measuring the dynamic behavior of medical compression hosiery during walking. Dermatol.Surg. 2004 ; 30 :729-36.
16. Thomas S.: Bandages and bandaging.The science behind the art. Care science and Practice,1990;8(2);57-60.