



# Question time in wound care

Pozzuoli, 31 Marzo - 2 Aprile 2016

## Cosa dobbiamo conoscere per fare un bendaggio

Francesca Mosella



Università degli Studi di Napoli "Federico II"  
DAI di Endocrinologia, Gastroenterologia e Chirurgia  
Direttore: Prof. P. Forestieri



Conoscere la fisiologia del  
ritorno venoso

Conoscere i materiali

Conoscere le tecniche di  
bendaggio

Valutare il paziente

# Ritorno venoso

## Forze aspirative

Aspirazione cardiaca

Depressione intratoracica legata  
alla dinamica respiratoria

## Forze propulsive

Pressione arteriosa residua (vis a tergo)

Pulsazione delle arterie viciniori (vis a latere)

Pompa plantare

Pompa muscolare del polpaccio (vis a latere)

Pompa articolare della caviglia



## Ritorno Venoso



Prevalentemente forze aspirative  
Vis a tergo ( $\sim 10 \text{ cm H}_2\text{O}$ )  
Tono delle pareti venose

Legge di Laplace:

$$T = \frac{P \times r}{d}$$

T = tensione

P = pressione nel lume vasale

r = raggio del vaso

d = spessore della parete

Pressione nelle vene distali = peso  
colonna di sangue atrio dx al malleolo  
tibiale

Gioco valvolare nullo

Pressione  $\sim 90 \text{ mm Hg}$  al malleolo

Tensione parete venosa è regolata  
dalla Legge di Laplace



Massima espressione meccanismi propulsivi  
Contrazione muscolare → spremitura vene profonde  
Chiusura del sistema valvolare  
Riduzione pressione al malleolo fino 20-30 mm Hg  
Rilasciamento muscolare → nel distretto profondo il sangue proveniente dal sistema superficiale

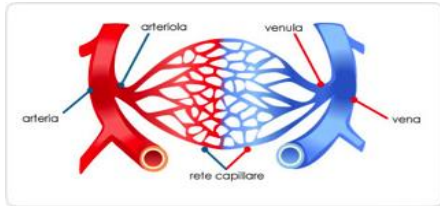


Incontinenza valvolare ed il reflusso venoso determinano una ↓ minore della pressione venosa in fase dinamica fino all'instaurarsi della ipertensione venosa deambulatoria

Ipertensione venosa



↑ pressione idrostatica



Squilibrio pressione  
filtrazione/  
riassorbimento  
liquido interstiziale



edema

{  
Permeabilità parete capillare  
Δ pressione idrostatica  
Δ pressione oncotica

Legge di Starling:

$$J_v = K_f [(P_c - P_i) - \sigma(p_{pc} - p_{pi})]$$

$J_v$  = movimento del liquido (ml/min)

$K_f$  = coefficiente di filtrazione (ml/min mmHg)

$P_c$  = pressione idrostatica del capillare (mmHg)

$P_i$  = pressione idrostatica interstiziale (mmHg)

$\sigma$  = coefficiente di riflessione  
 $p_{pc}$  = pressione oncotica del capillare (mmHg)

$p_{pi}$  = pressione oncotica interstiziale (mmHg)

La correzione dell'ipertensione venosa e dell'edema rappresenta la chiave di volta del trattamento delle manifestazioni cliniche



Facilita il ritorno venoso

Limita il perpetrarsi di uno stato infiammatorio cronico alla base del danno del microcircolo

↓ la filtrazione capillare

↑ il riassorbimento soprattutto di acqua

Stimola il trasporto dei liquidi nelle aree non compresse

Favorisce la contrazione del linfangione

Detende il tessuto fibrosclerotico



*La conoscenza dei materiali è condizione necessaria per confezionare un qualsiasi bendaggio*

La pressione esercitata da un bendaggio dipende da:  
Caratteristiche tessili ed elastomeriche della benda  
Tensione con la quale viene applicata  
Numero degli strati sovrapposti  
Caratteristiche anatomiche dell'arto



Legge Laplace  
rivisitata da  
Thomas:

$$P = Tn/rh$$

P = pressione esercitata sulla superficie cutanea

T = tensione del tessuto elastico

n = numero spire applicate

r = raggio curvatura gamba

h = altezza benda



# La pressione operata dal bendaggio varia al variare dello stato di riposo o movimento



Dipende dalla tensione che diamo alla benda  
Quanto sono sovrapposte le spire  
Raggio di curvatura della gamba  
Altezza della benda



Dipende dalla resistenza che la benda oppone all'espansione dei muscoli in fase di contrazione  
Direttamente proporzionale alla rigidità della benda

# Stiffness

Capacità della benda ad opporsi all'espansione muscolare nell'atto della contrazione

Lo stiffness è inversamente proporzionale all'estensibilità ed all'elasticità della benda

Sistema di bendaggio ad alto stiffness può generare in condizioni di ortostatismo e di movimento picchi pressori (60-80 mm Hg) in grado di "ripristinare" una sorta di meccanismo valvolare

## Elasticità:

Capacità della benda di ritornare alle dimensioni originarie dopo essere stata estesa

## Estensibilità:

Capacità della benda di allungarsi se sottoposta ad una forza traente



# Indice Statico di Stiffness

(Centro Europeo per la standardizzazione)

$$mSSI = \frac{\Delta \text{pressione (ortostatismo - clinistatismo)}}{\Delta \text{polpaccio (ortostatismo - clinistatismo)}}$$

# Indice Statico di Stiffness

(H. Partsch)

$$SSI = \frac{\Delta \text{pressione (ortostatismo - clinistatismo)}}{1}$$

# Classificazione PLACE:

**P** = pressure

**LA** = layers

**C** = components

**E** = elastic properties

## Layers

monostrato:  
multistrato

## Elastic properties

bendaggio elastico: bassa stiffness (< 10)  
bendaggio anaelastico: alta stiffness (> 10)

## Pressure

Esercitata a riposo, in posizione supina, al punto B1, all'applicazione.

leggera: < 20 mm Hg

moderata: 20-40 mm Hg

forte: 40-60 mm Hg

molto forte: > 60 mm Hg

## Components

monocomponente  
multicomponente

# Diagnosi

# Trattamento

Ulcere venose

Compressione forte  
Bendaggio anaelastico multicomponente

Ulcere miste

ABI > 0.8 - compressione media  
Bendaggio anaelastico multicomponente

ABI < 0.8 vedi sotto

Ulcere arteriopatiche

ABI > 0.8 - compressione media  
Bendaggio anaelastico multicomponente

ABI: 0.8-0.5: compressione leggera  
Bendaggio anaelastico multicomponente

ABI < 0.5 no bendaggio

Altre ulcere

Compressione media / leggera  
Bendaggio anaelastico multicomponente