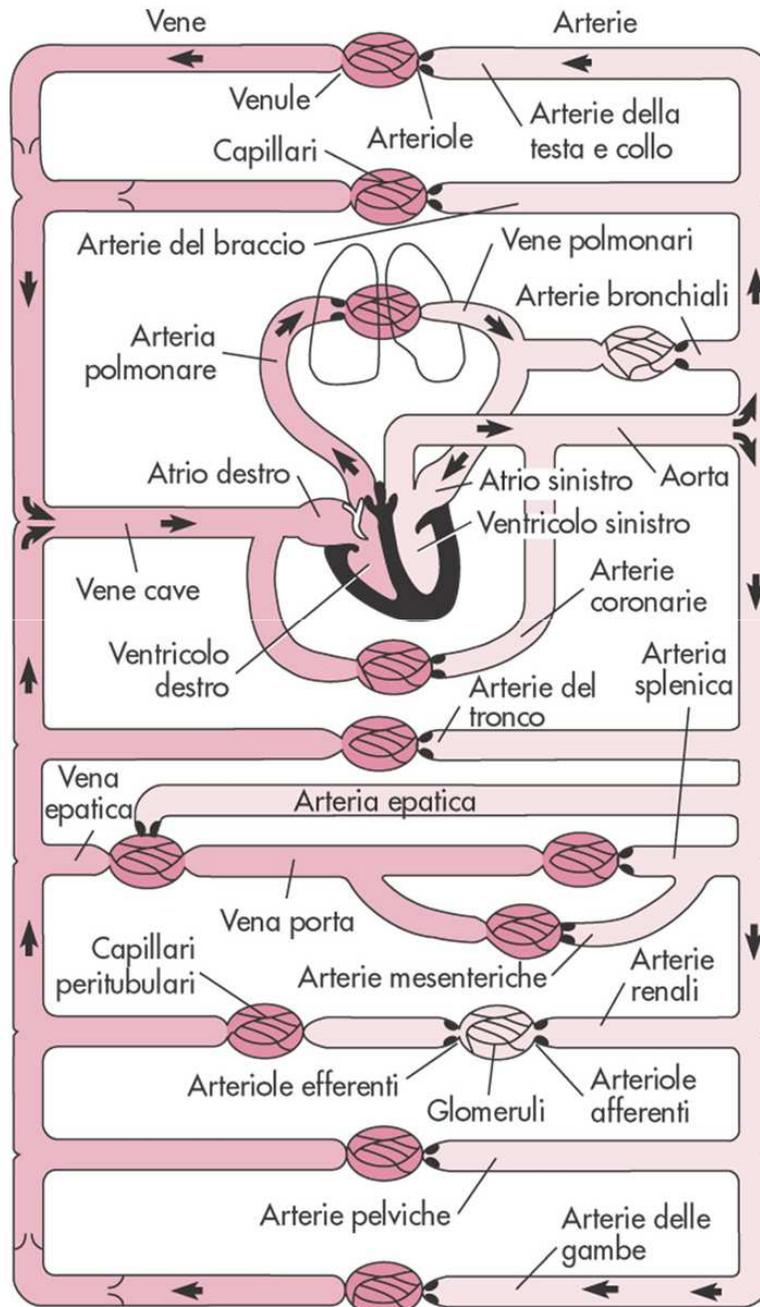


## Schema disposizione in serie ed in parallelo vasi nel sistema circolatorio



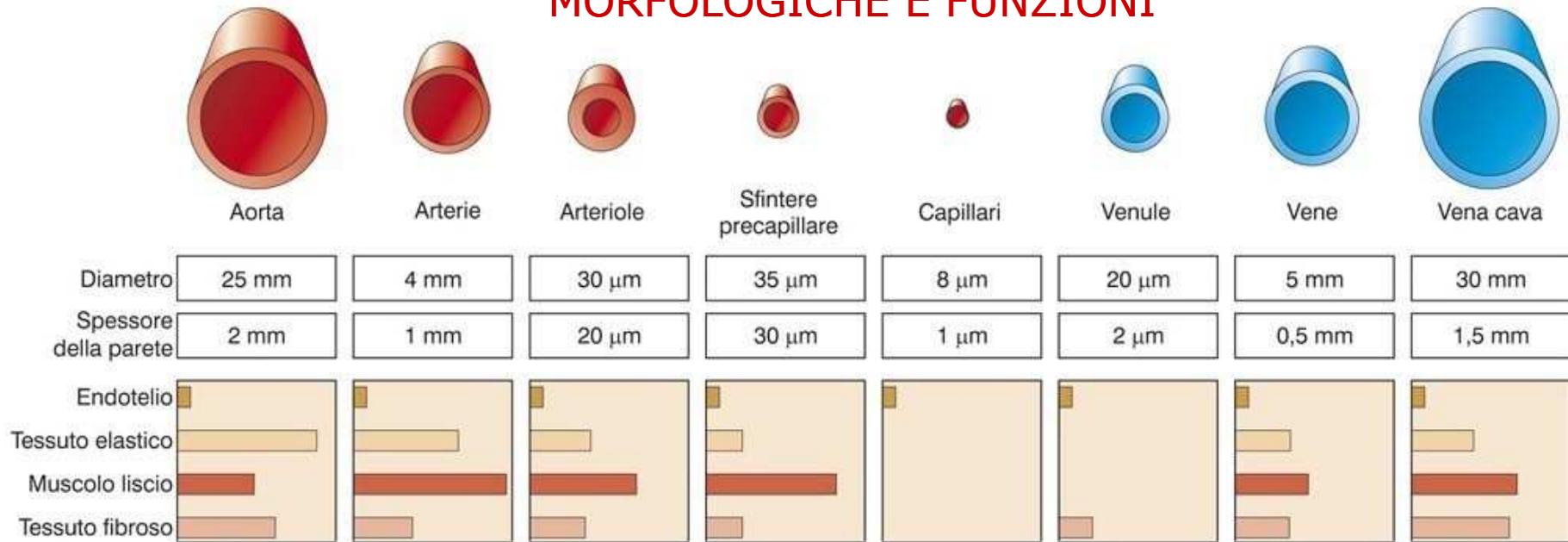
## SISTEMA CIRCOLATORIO

Permette, attraverso il sangue, il trasporto di  $O_2$ , sostanze nutritive ed ormoni ai tessuti e la rimozione di  $CO_2$  e cataboliti, per mantenere costante la composizione del liquido extracellulare (**LEC**).

Consente di mantenere costante il LEC con un basso volume circolante ( $\cong$  **5l**).

E' costituito da condotti elastici (vasi) che formano due circuiti idraulici chiusi (**circolo sistemico e polmonare**) disposti in serie ed alimentati da una pompa intermittente, il **cuore**, che fornisce energia per il movimento del sangue.

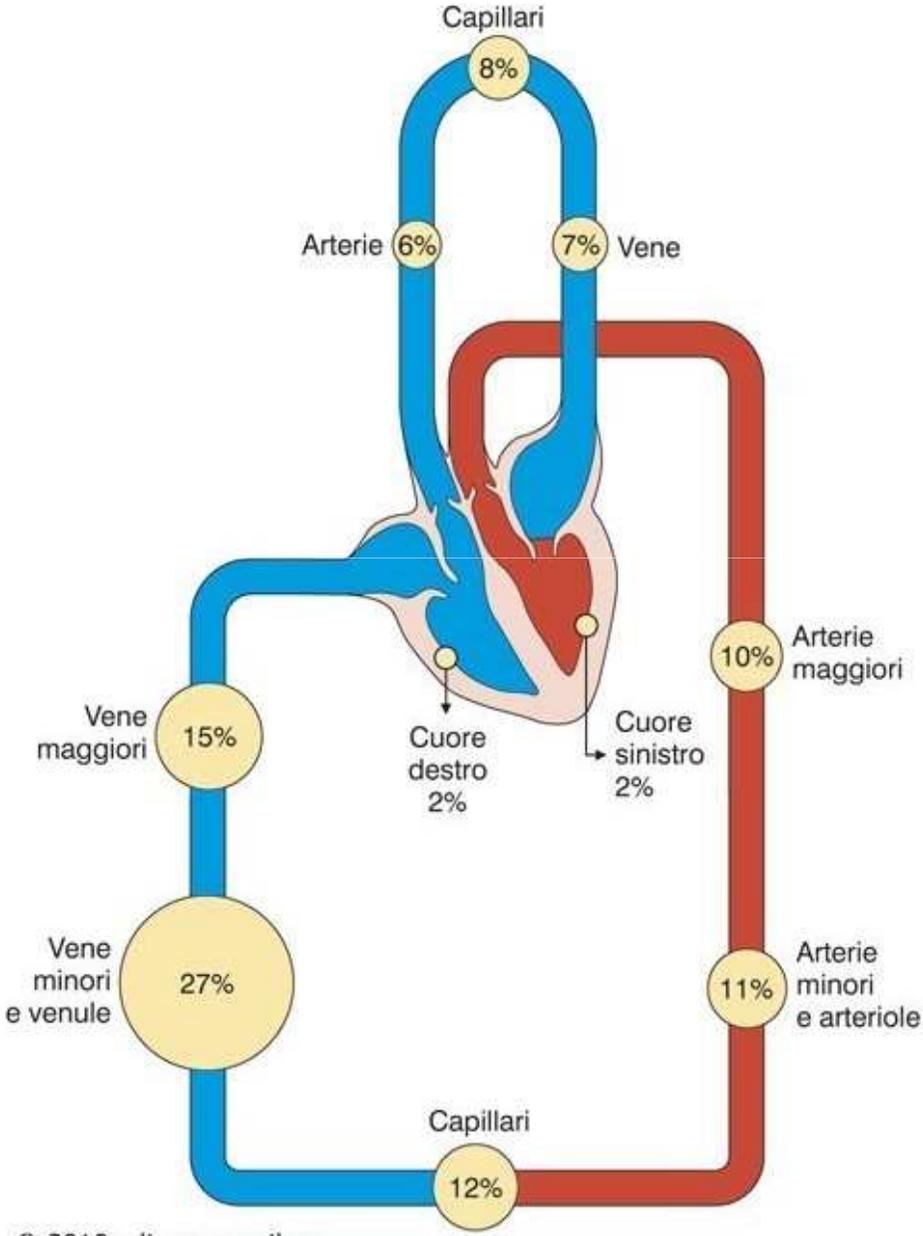
## VASI DEL SISTEMA CIRCOLATORIO: CARATTERISTICHE MORFOLOGICHE E FUNZIONI



© 2010 edi.ermes milano

- **Arterie:** pareti spesse ed elastiche → trasportano sangue ad alta pressione (**serbatoi di pressione**)
- **Arteriole:** pareti con componente muscolare che consente variazioni di calibro (**controllano il passaggio di sangue ai capillari**)
- **Capillari:** pareti sottili e permeabili (**scambi plasma – LEC**)
- **Venule:** vasi di raccolta del sangue in uscita dai capillari
- **Vene:** pareti sottili ed elastiche con componente muscolare che consente variazioni calibro → trasportano sangue a bassa pressione, **funzionano da serbatoi di volume**

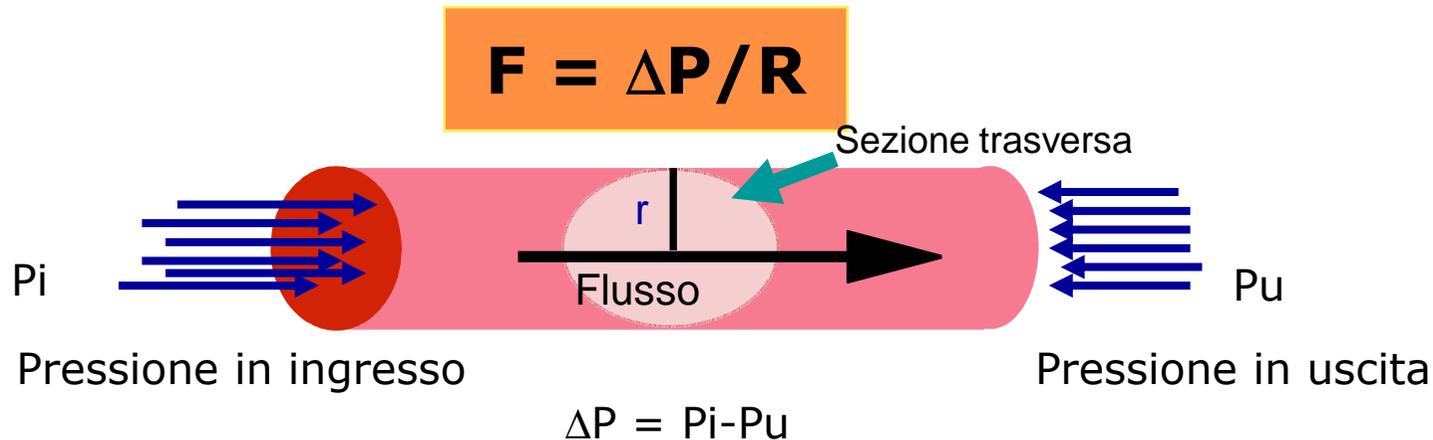
# DISTRIBUZIONE DEL VOLUME EMATICO NEI DIVERSI DISTRETTI DEL SISTEMA CIRCOLATORIO



# Organizzazione funzionale del sistema cardio-circolatorio



Fluido in movimento ha energia cinetica ( $E_c = 1/2 \rho v^2$ ) generata dalla **Pressione**. Grandezze basilari per studiare un fluido in movimento sono: Flusso ( $F$ , l/min); Pressione ( $P$ , mmHg); Resistenza ( $R$ , mmHg/l/min). La relazione tra queste grandezze è espressa dall'equazione del flusso:



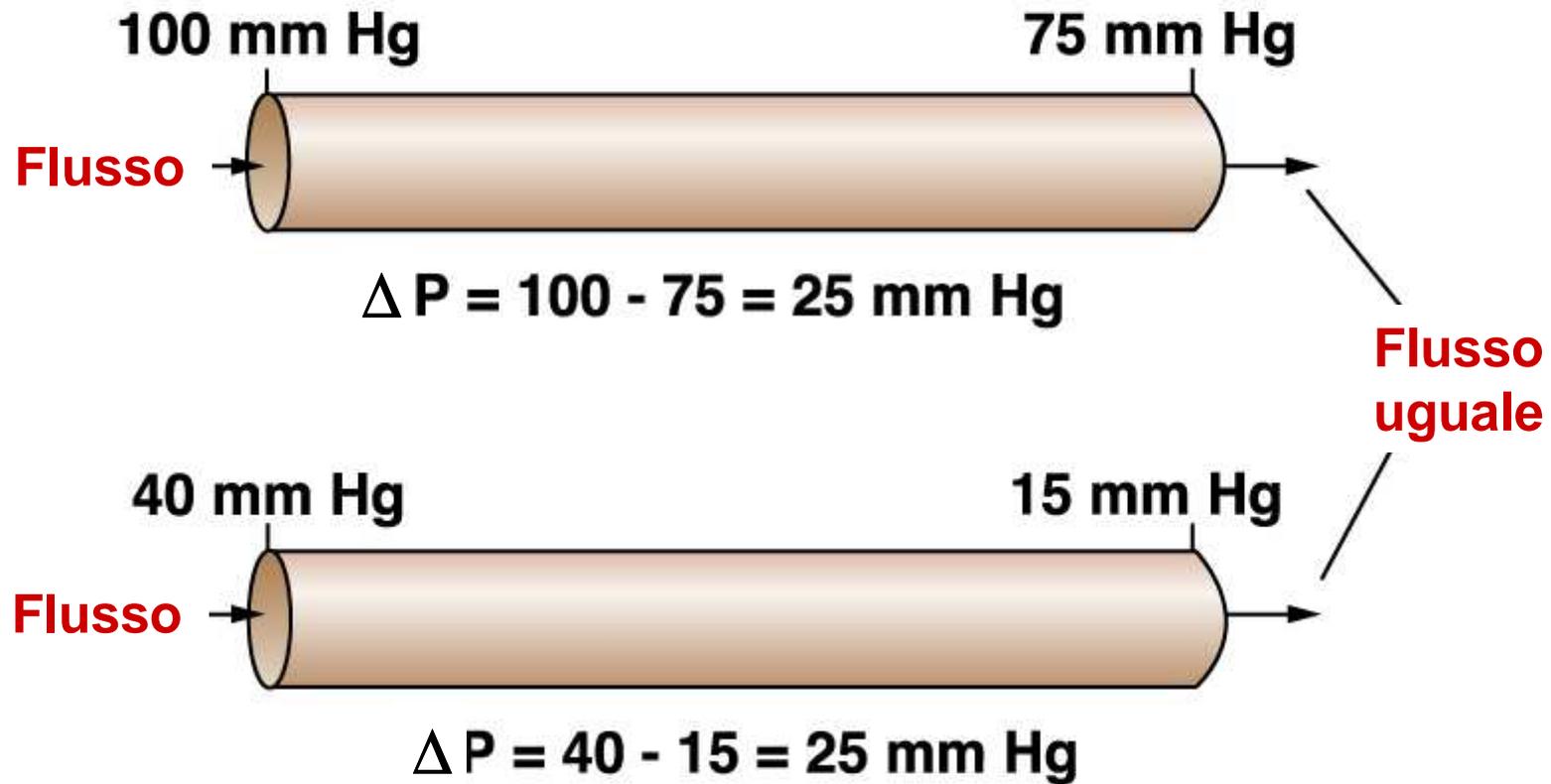
La resistenza (**R**), che si oppone allo scorrimento di un fluido attraverso un condotto, dipende da:

- caratteristiche geometriche del condotto (**lunghezza** e **raggio**)
- caratteristiche reologiche del fluido (**densità** e **viscosità**).

Per vincere questa **R**, e garantire un determinato **flusso** (**F**, volume/minuto), è necessaria una **differenza di pressione** ( $\Delta P$ ) tra inizio e fine del condotto.

**R determina il  $\Delta P$  necessario per garantire un determinato flusso.**

Il **flusso** dipende dal  $\Delta P$  e non dal valore assoluto di P



In condizioni basali il **flusso** complessivo di sangue nel sistema circolatorio è imposto dalle esigenze metaboliche dell'organismo ed è

**5l/min:**

**5l/min** escono dal cuore come **GITTATA CARDIACA**, si distribuiscono ai vari organi in percentuale che dipende dalle singole esigenze metaboliche e tornano al cuore come **RITORNO VENOSO**.

Il flusso **F** nel circolo sistemico e polmonare è generato dal  **$\Delta P$**  esistente tra ingresso ed uscita del circolo:

circolo sistemico: **AORTA-ATRIO DESTRO**

circolo polmonare: **A. POLMONARE-ATRIO SINISTRO**

L'entità del  **$\Delta P$**  dipende dalla **resistenza (R)** offerta dal sistema.

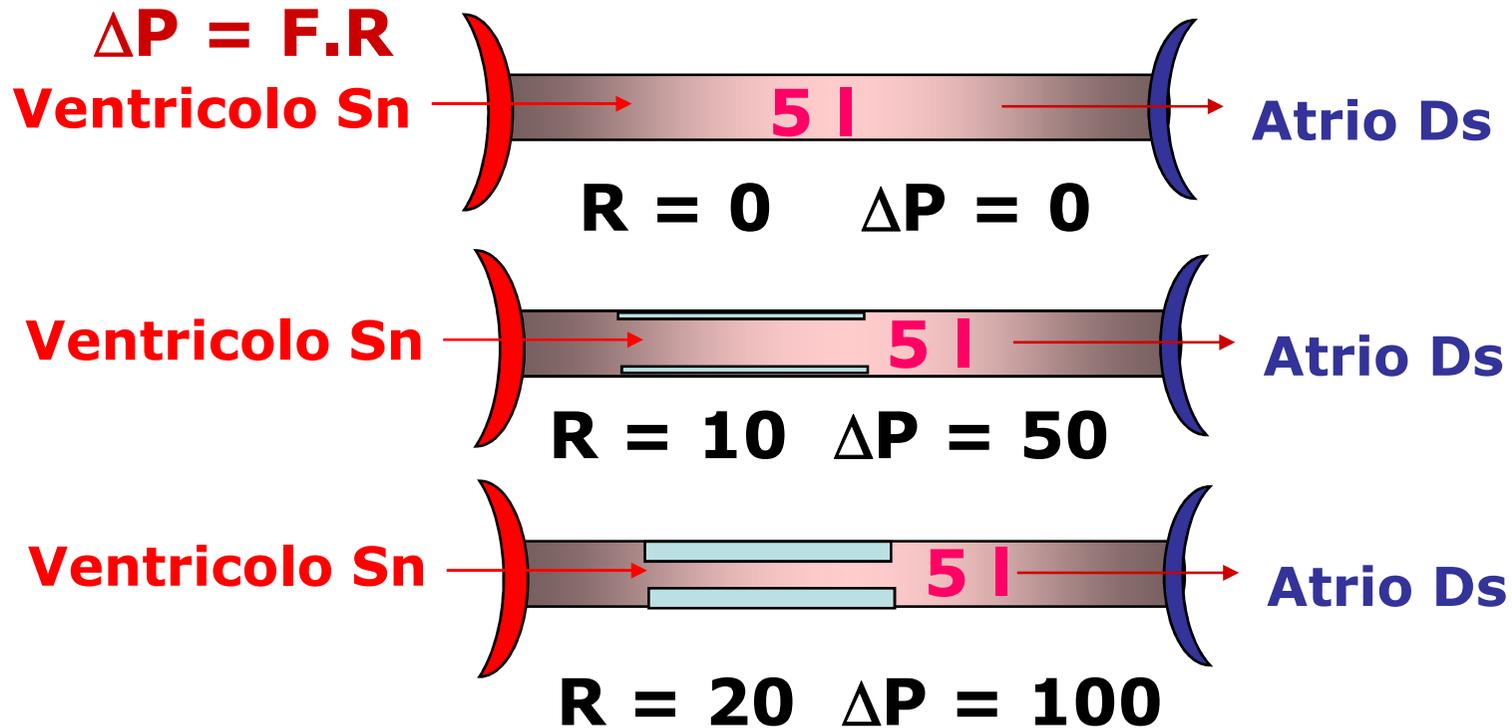
**R** circolo sistemico =  $\sim 20$  mmHg/l/min (0.02 PRU, unità resistenza periferica)

**R** circolo polmonare =  $\sim 2$  mmHg/l/min (0.002 PRU)

$$F = \Delta P / R$$

quindi per avere  **$F = 5$  l/min**,  **$\Delta P$**  deve essere **100 mmHg** nel circolo sistemico e **10 mmHg** nel circolo polmonare

E' la **R** del sistema che determina il  $\Delta P$  necessario per garantire un determinato **flusso**.



- **Cuore:** pompa a volume che assicura un'energia cinetica ( $\frac{1}{2}\rho v^2$ ) in grado di mantenere un **flusso** costante in relazione al fabbisogno energetico.
- Per la presenza delle **resistenze** del circolo deve svilupparsi anche energia potenziale (P)

$$E_t = E_c + E_p$$

Il  $\Delta P$  si crea grazie:

- all'azione del cuore, che immette un certo volume di sangue nel sistema arterioso e lo sottrae dal sistema venoso.
- alla diversa **distensibilità (compliance)** della parete di arterie e vene, che si comportano, rispettivamente, come sistemi ad **alta** e a **bassa** pressione.

La **P** arteriosa rappresenta una riserva di energia potenziale disponibile immediatamente per spingere il sangue in periferia.

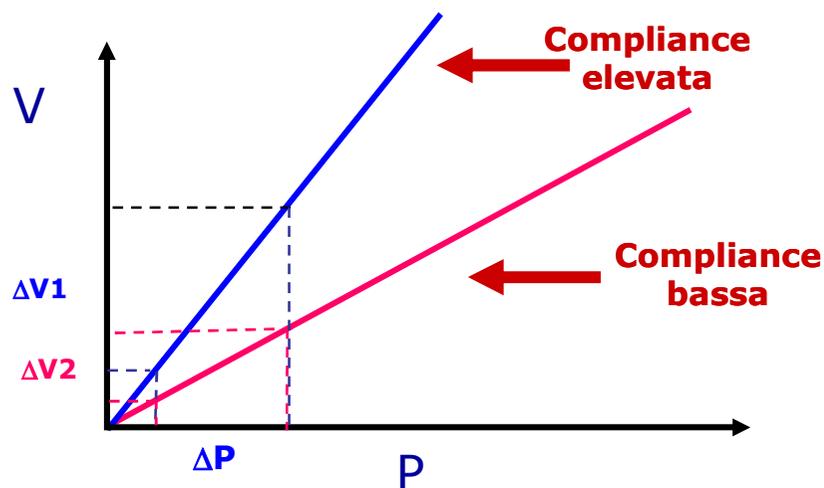
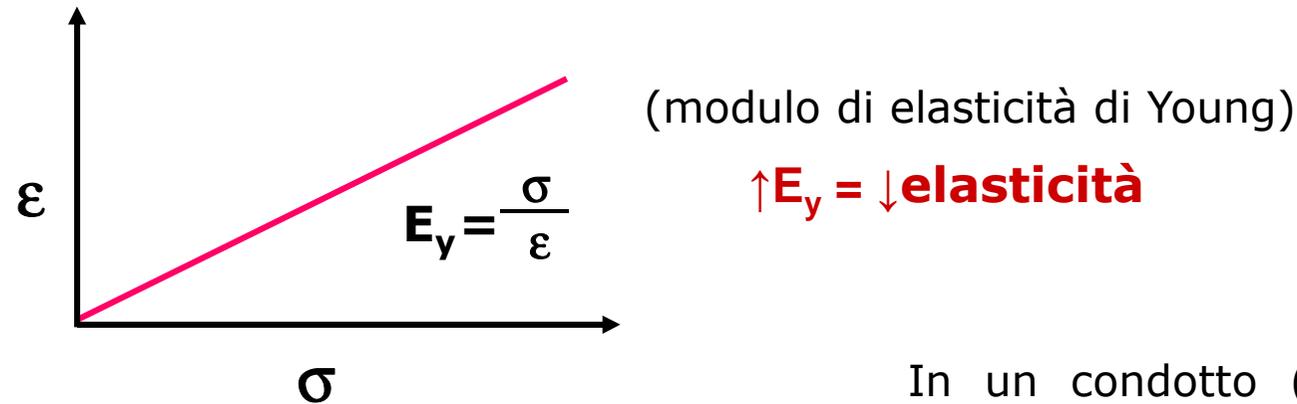
### Distensibilità dei vasi sanguigni (Compliance)

La **distensibilità** di un vaso dipende dal comportamento elastico della sua parete e determina:

- variazioni di **volume** per variazioni della **pressione** esercitata sulla parete.
- variazioni di **pressione** per modificazioni di **volume** all'interno del vaso.

In generale, il grado di **distensibilità** di un condotto a parete elastica si valuta analizzando le variazioni di **volume** ( $\Delta V$ ) provocate da variazioni della **pressione** ( $\Delta P$ ), ed è spiegabile con le leggi che definiscono l'elasticità.

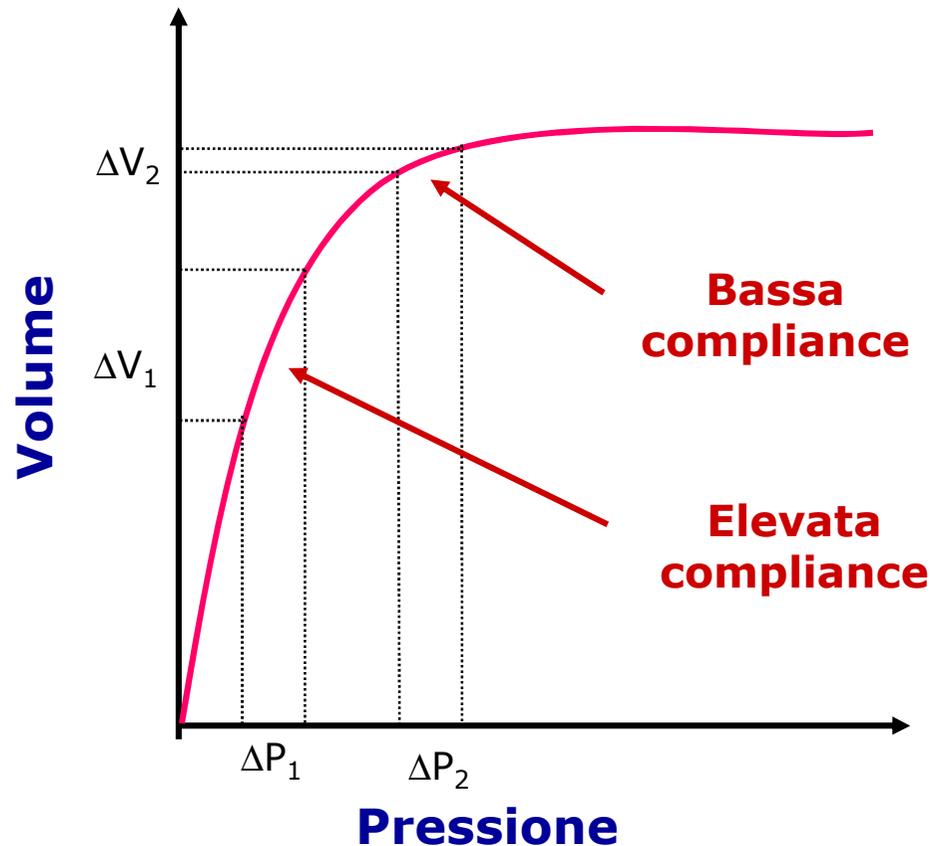
**Elasticità:** proprietà di un materiale di deformarsi sotto l'azione di una forza e di riacquistare la sua forma originale al venir meno della forza.  
 La relazione tra la forza applicata per unità di superficie (**tensione**,  $\sigma$ ) e la **deformazione** ( $\epsilon$ ) è descritta dalla **Legge di Hooke:**



In un condotto (cilindrico) la forza che determina distensione è la **pressione trasmurale ( $P_{tm}$ ) = P interna - P esterna**.  $P_{tm}$  causa una tensione circonferenziale che determina variazione di volume del vaso. In condotti con parete ad elasticità costante la deformazione (variazione di volume) è istantanea e proporzionale alla tensione (pressione).

La pendenza della retta ( $\Delta V / \Delta P$ ) misura il grado di **distensibilità (COMPLIANCE)** del sistema

Nei vasi sanguigni la relazione deformazione (volume)-tensione (pressione) non è lineare perchè l'elasticità della parete decresce con l'aumento di P, e a parità di P si riduce con l'età.



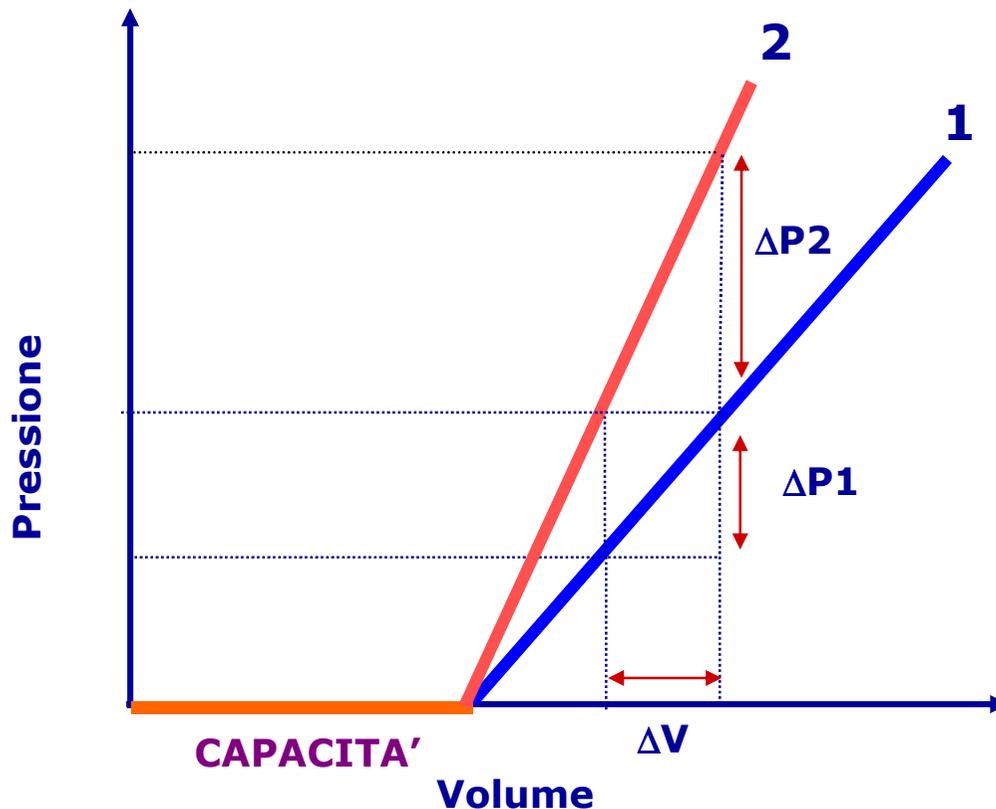
La stessa variazione di P ( $\Delta P$ ), a partire da P diverse, determina variazioni di volume ( $\Delta V$ ) diverse.

La differente pendenza nei due tratti della curva indica una diversa compliance:

**elevata alle basse P**  
**bassa alle alte P**

determinata dal diverso comportamento delle fibre elastiche e collagene della parete del vaso, che sviluppano tensione diversa in risposta allo stiramento.

In un vaso sanguigno la distensione provocata da un dato volume di sangue determina sviluppo di P all'interno del vaso, espressione della tensione di parete (forza resistente). Il valore di P a parità di volume dipende dalla **compliance** ( $\Delta V/\Delta P$ ).



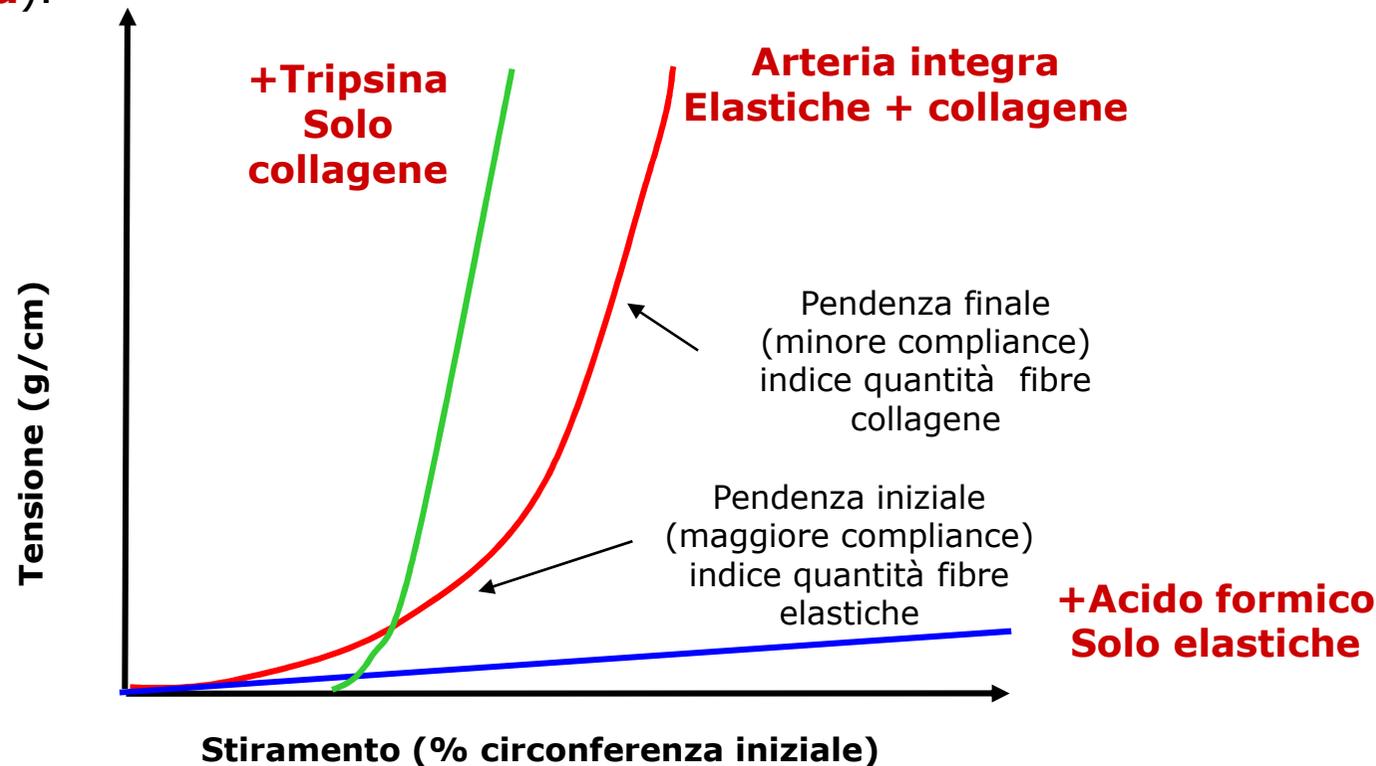
In un contenitore elastico un volume di liquido sviluppa **P** solo quando comincia a distendere le pareti del contenitore.

**CAPACITA'**: massimo volume a **P = 0**. Volumi maggiori della capacità sviluppano **Pressione**.

A parità di  $\Delta V$  maggiore è la **COMPLIANCE** della parete minore è la **P** sviluppata.

**Compliance 1 > Compliance 2 ( $\Delta P_1 < \Delta P_2$ )**

La diversa compliance dei vasi dipende dal contenuto di fibre elastiche e collagene nella loro parete. Fibre elastiche sviluppano bassa tensione e cedono in modo proporzionale alla forza deformante (**elevata elasticità**). Fibre collagene sviluppano tensione elevata a partire da allungamenti maggiori (**ridotta elasticità**).

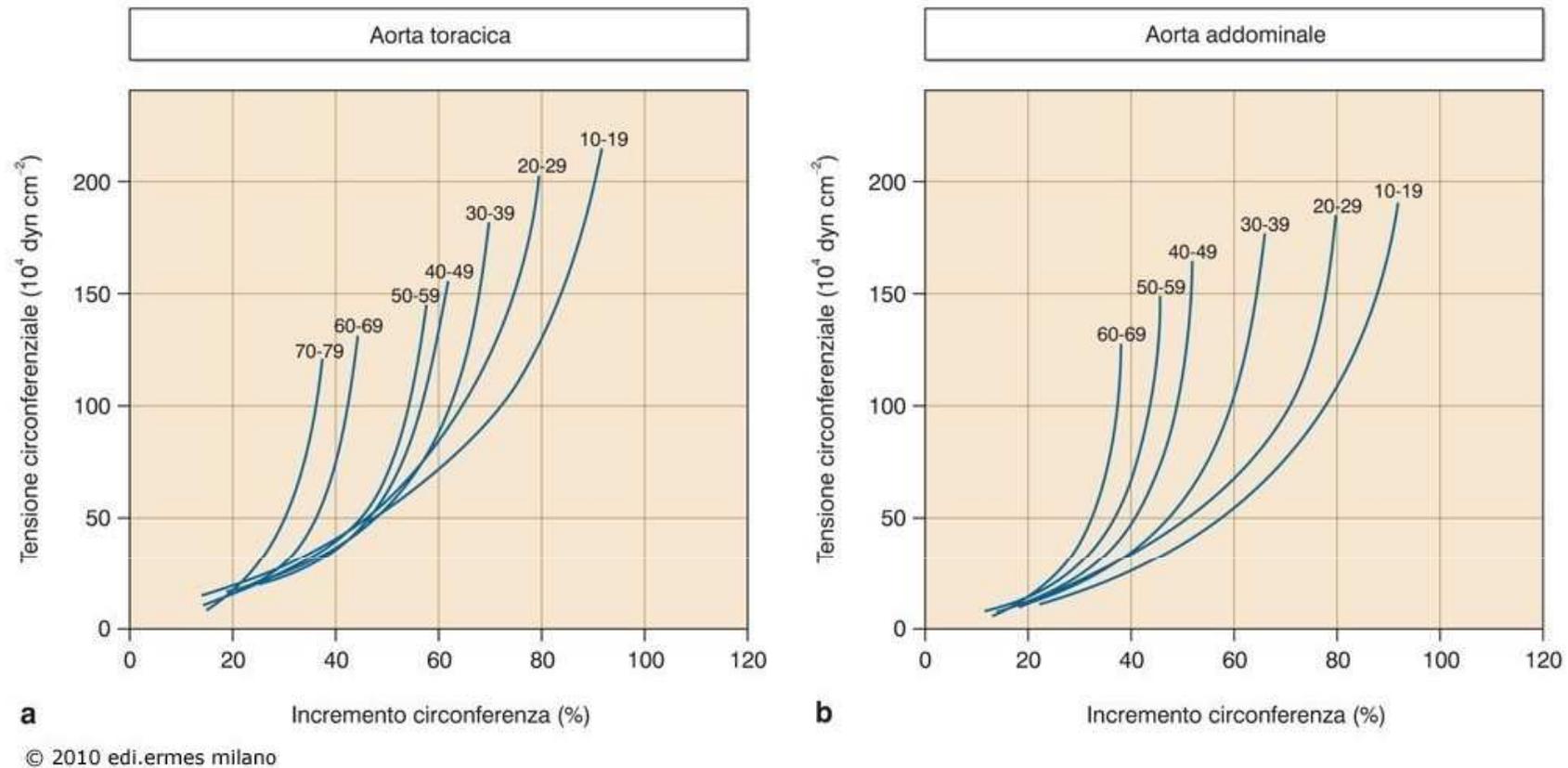


La curva lunghezza-tensione dell'arteria integra è il risultato della diversa resistenza all'allungamento delle componenti elastiche e collagene.

Inizio stiramento → fibre elastiche sviluppano bassa tensione, cedono in modo proporzionale alla forza deformante (**elevata elasticità**).

Fibre collagene sviluppano tensione elevata a partire da allungamenti maggiori (**ridotta elasticità**) contribuiscono all'impennarsi della curva.

## La tensione sviluppata dallo stiramento (elasticità) si modifica con l'età

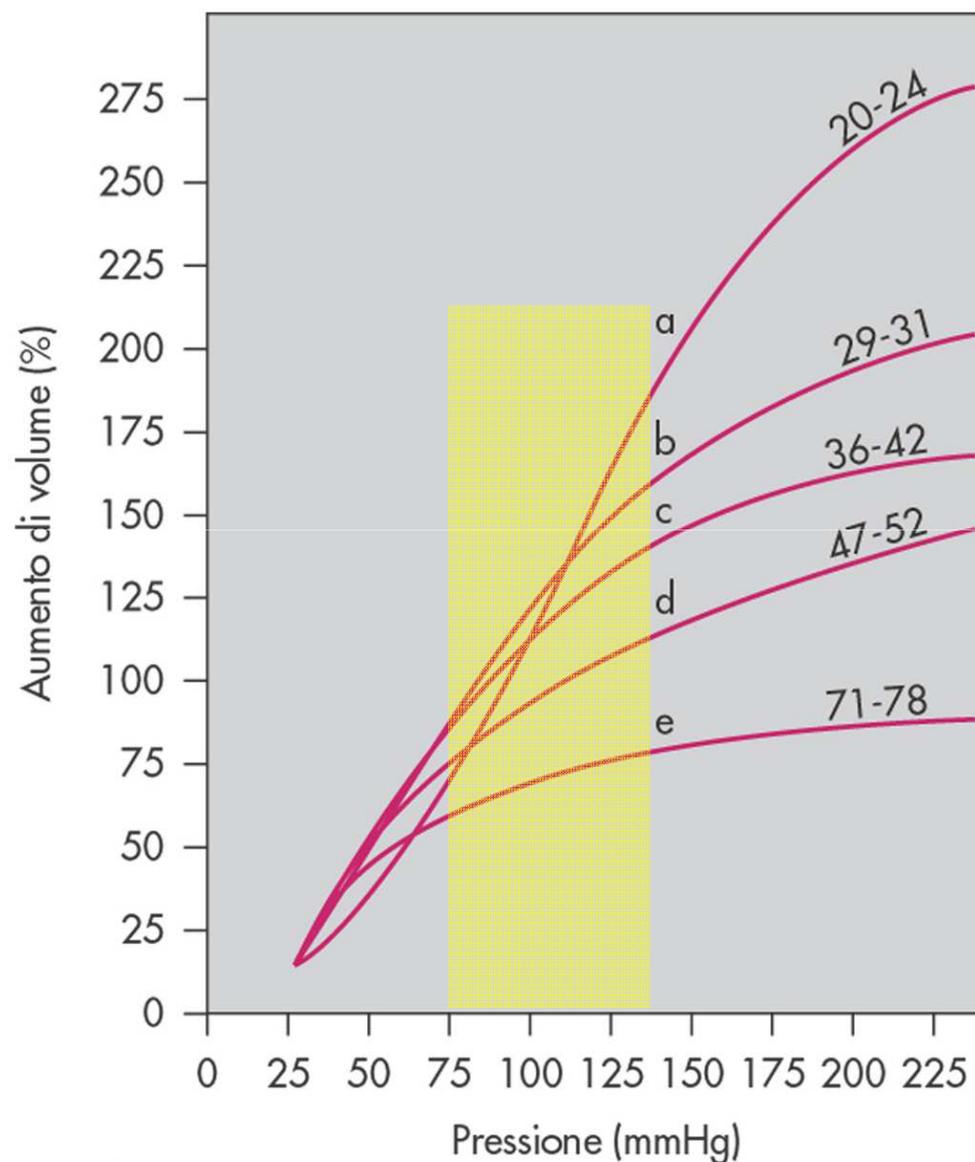


10-40 anni → progressivo aumento componente collagene → progressivo impennarsi della curva nella seconda parte.

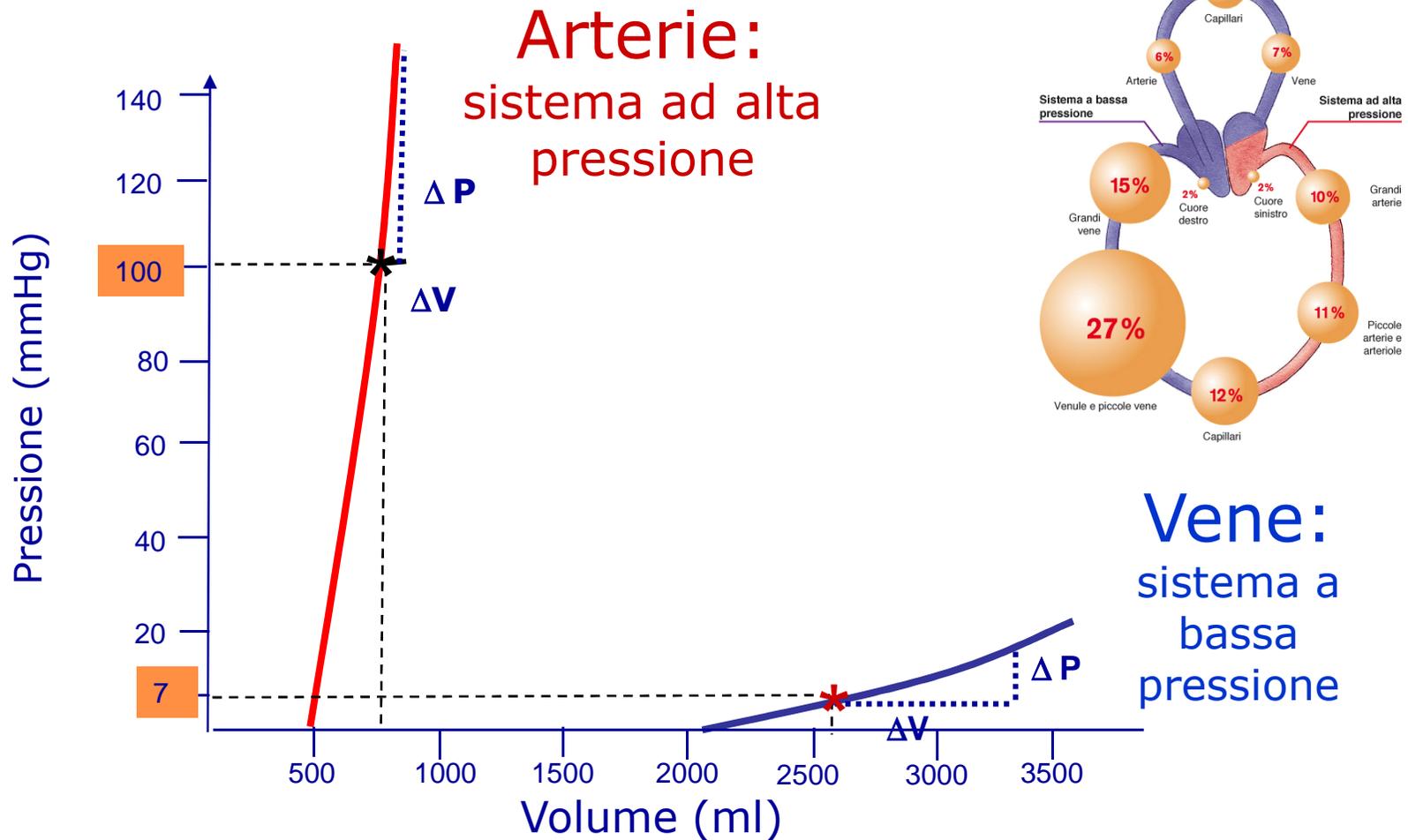
> 40 anni → a parità di distensione → tensione maggiore.

Nell'anziano, riduzione fibre elastiche, le fibre collagene entrano in tensione per distensioni minori → progressivo impennarsi della curva nella prima parte.

## Relazione Pressione-Volume per aorte ottenute da autopsie di individui di età diversa

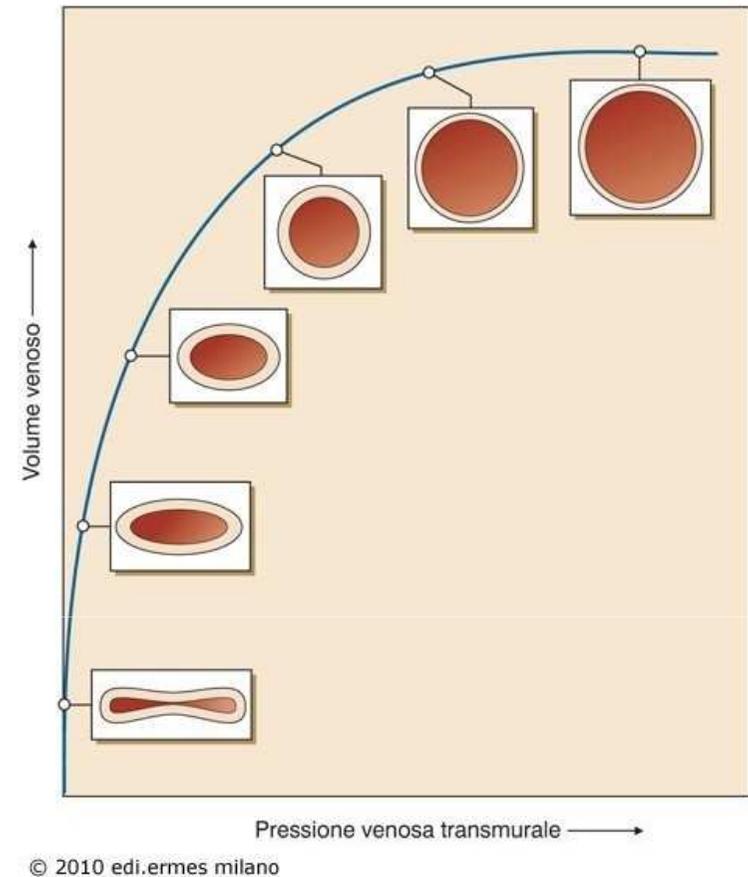
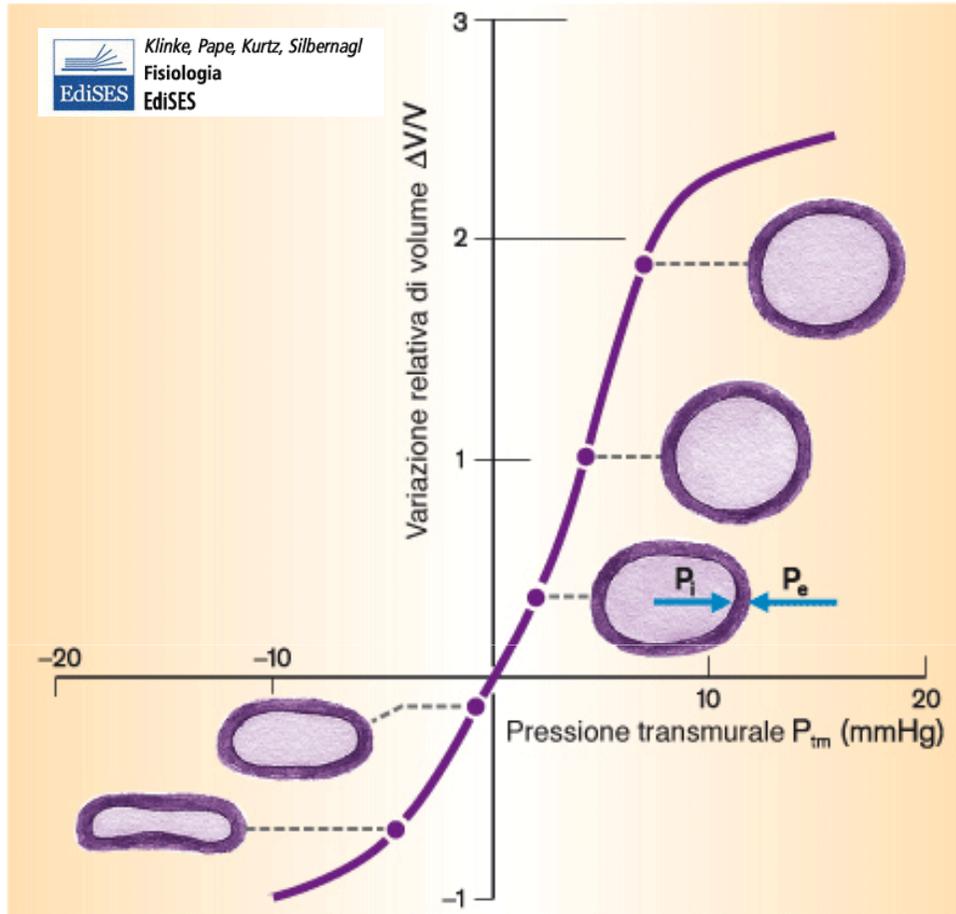


In individui normali, la compliance aortica è massima per P nell'intervallo fisiologico (75-140 mmHg), si riduce a P maggiori e diminuisce con l'età a causa della progressiva modificazione della parete (contenuto di collagene ed elastina)



**Compliance** vene 20-25 volte maggiore di quella delle arterie.

- Vene: elevati volumi di sangue → bassa P
- Arterie: bassi volumi di sangue → alta P

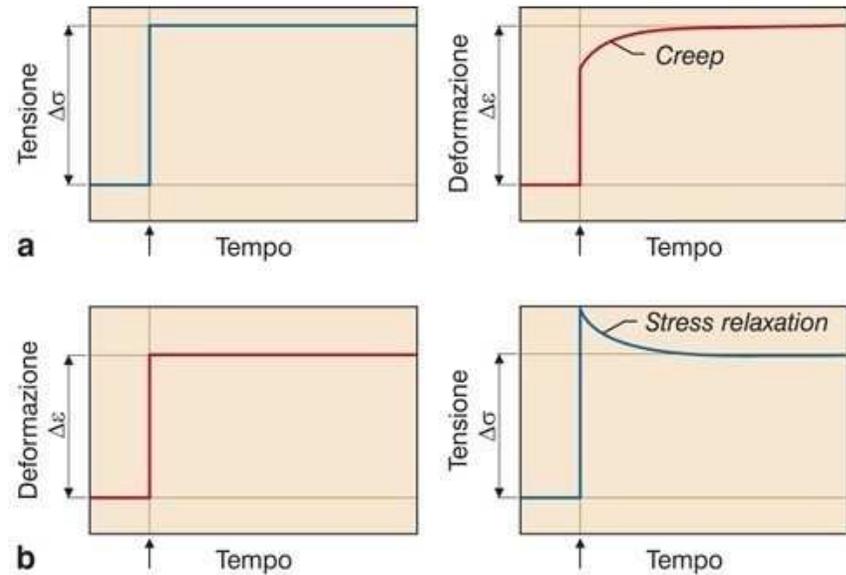


La maggiore **compliance** venosa dipende non solo dall'elevata distensibilità della parete delle vene ma anche dalla loro sezione, che è inizialmente di forma ellittica e poi diventa circolare.

La parete di un vaso sanguigno ha un comportamento **visco-elastico**

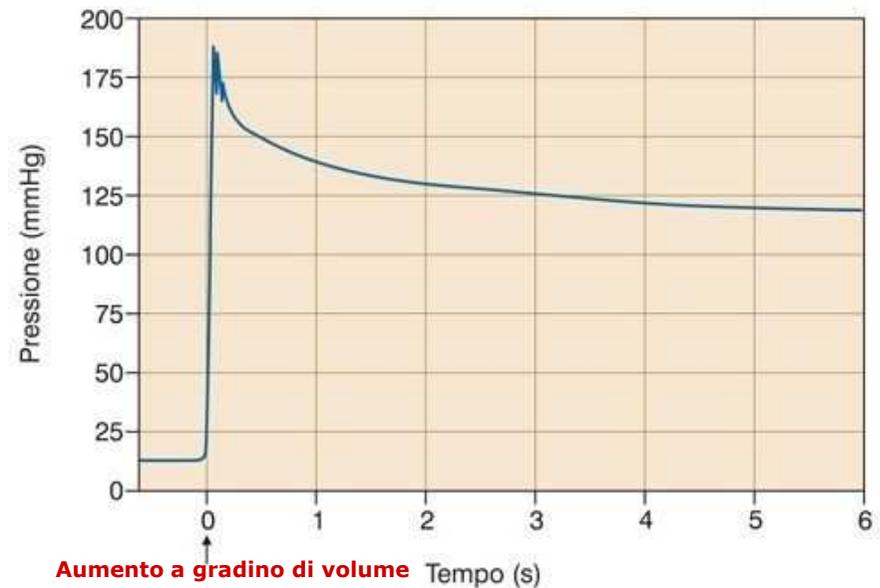
In risposta all'applicazione di un gradino di tensione di ampiezza costante si osserva una rapida deformazione seguita da un aumento più lento (**creep**).

In risposta all'applicazione di un gradino di deformazione si osserva un incremento rapido di tensione seguito da un lento decadimento ad un nuovo stato stazionario (**stress relaxation**).



© 2010 edi.ermes milano

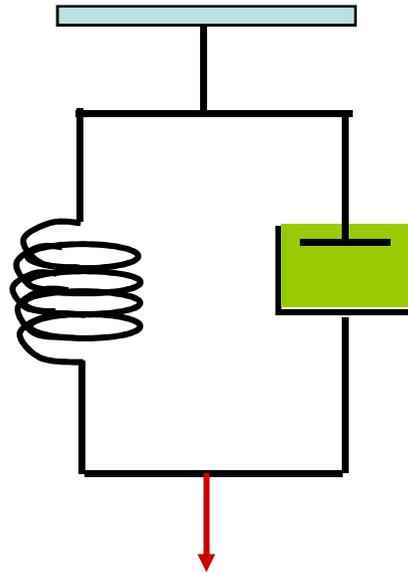
Sress-relaxation nell'arteria carotide di un



© 2010 edi.ermes milano

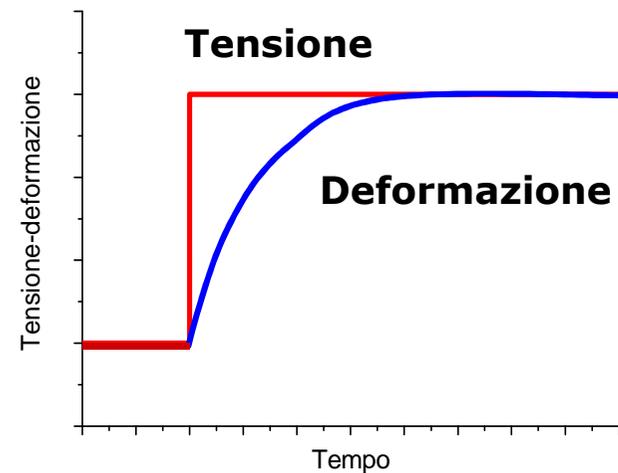
## Modello di visco-elasticità di Woldemar-Voigt

Molla: (Relazione istantanea tensione-deformazione)



Smorzatore (perdite per attrito viscoso nella parete visco-elastica in movimento)

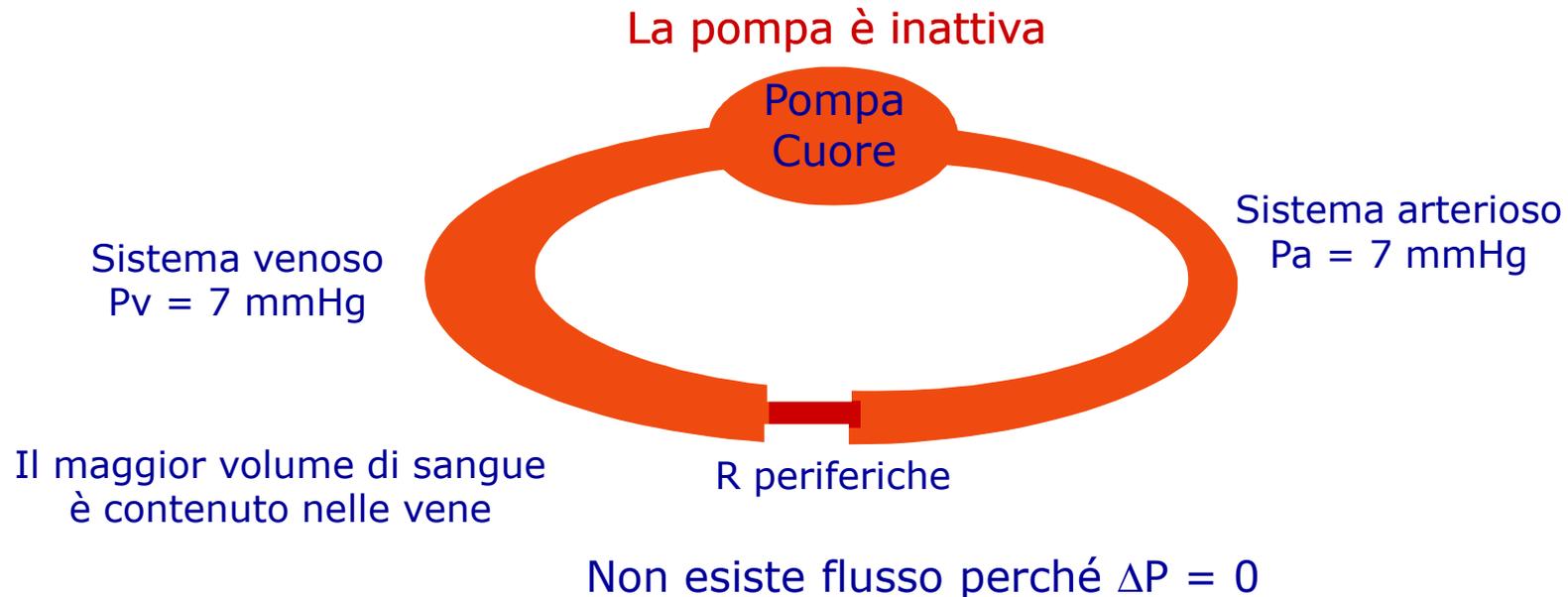
La molla non si può allungare istantaneamente ma deve seguire il lento allungamento dell'elemento viscoso fino a che tensione e deformazione raggiungono un equilibrio.



## Modello sperimentale per spiegare come si crea il $\Delta P$ sistema arterioso-venoso

La pompa (cuore) e i vasi sono collegati a formare un circuito chiuso, in cui ogni distretto è rappresentato da un singolo condotto

- Il sistema è pieno di sangue
- I vasi sono elastici
- Esiste una resistenza periferica
- Il volume di sangue spinto dalla pompa in circolo deve essere uguale a quello che torna dal circolo alla pompa

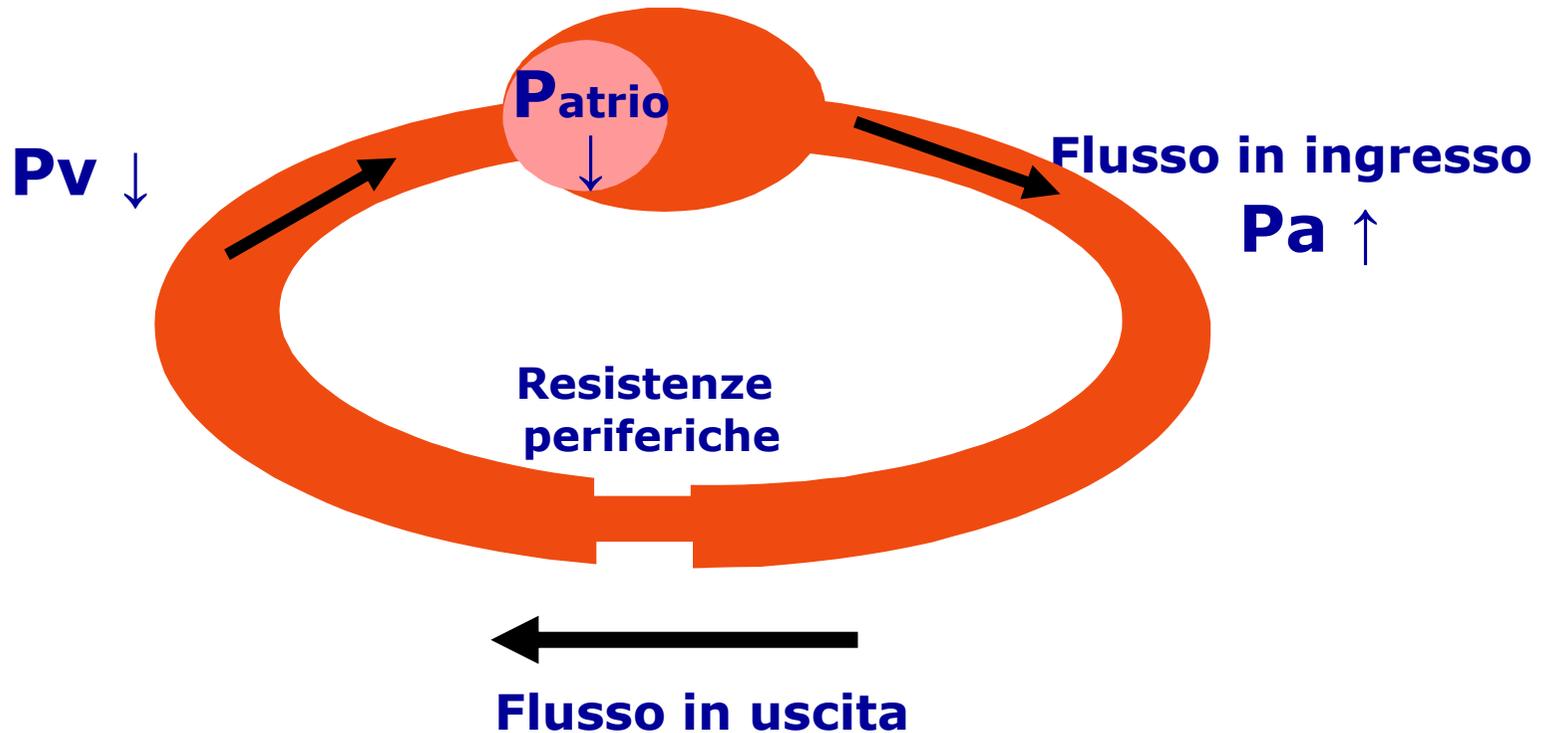


**$P = 7 \text{ mmHg}$** , esprime il grado di riempimento del sistema, ed è definita **pressione circolatoria di riempimento**.

Nonostante il sistema arterioso contenga un volume di sangue minore rispetto al sistema venoso, la  $P$  è uguale a causa della diversa compliance di arterie e vene.

## La pompa è attiva

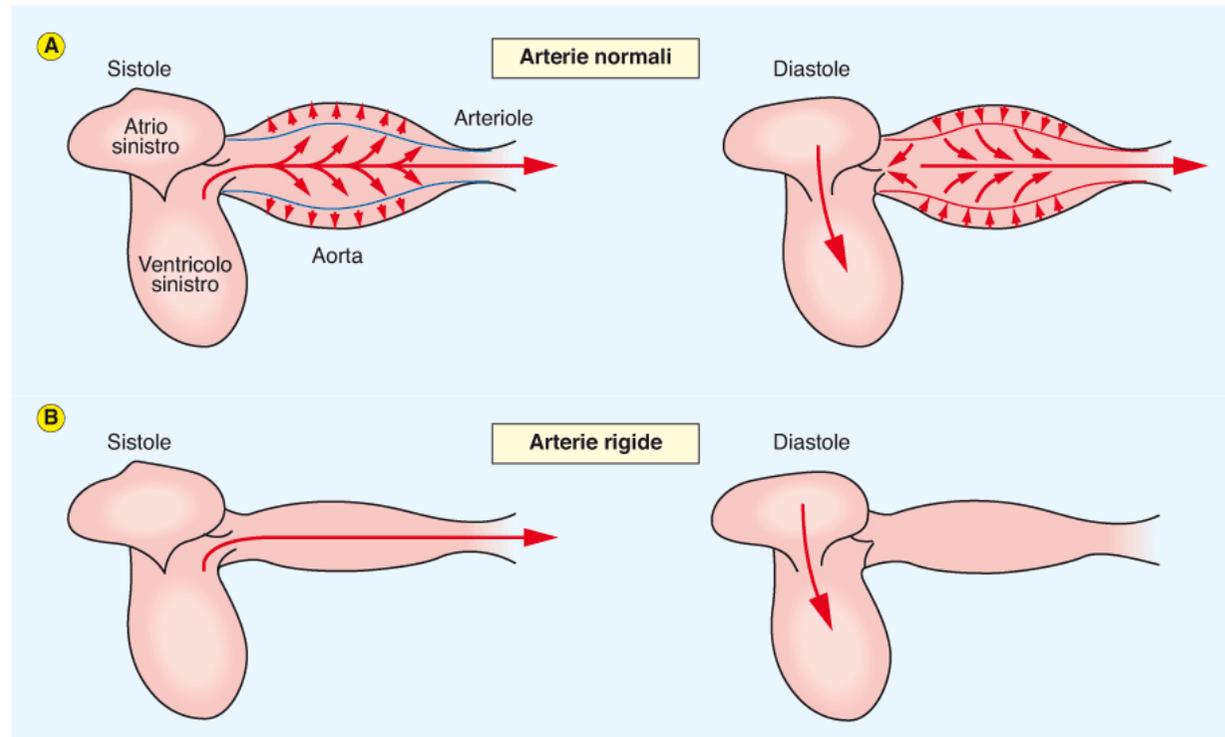
A parità di volume spostato, la  $P_a$  sale più di quanto scenda la  $P_v$ , perché le arterie hanno una **compliance** minore delle vene.



Quando la differenza tra  **$P_a$**  e  **$P_v$**  è tale da vincere le resistenze periferiche, il sangue passa dal versante arterioso a quello venoso.

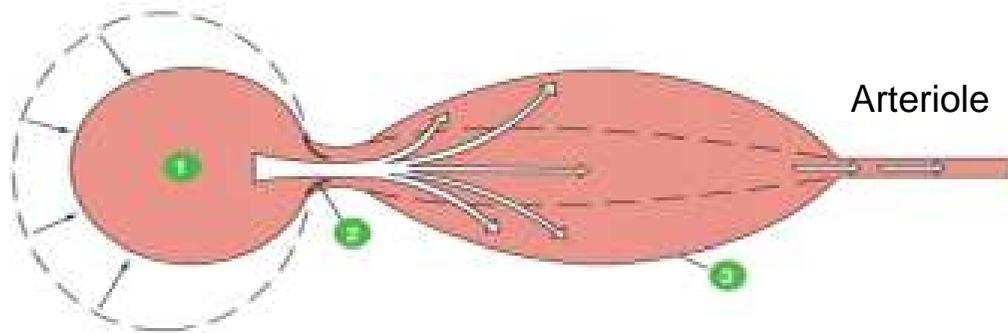
**Flusso** attraverso resistenze periferiche (**Flusso in uscita**) = flusso generato dal cuore (**Flusso in ingresso**).

- Il **flusso** di sangue nel sistema circolatorio è continuo nonostante la pompa cardiaca abbia attività intermittente.
- La continuità di flusso è garantita dal fatto che le arterie funzionano come **serbatoio di pressione**.



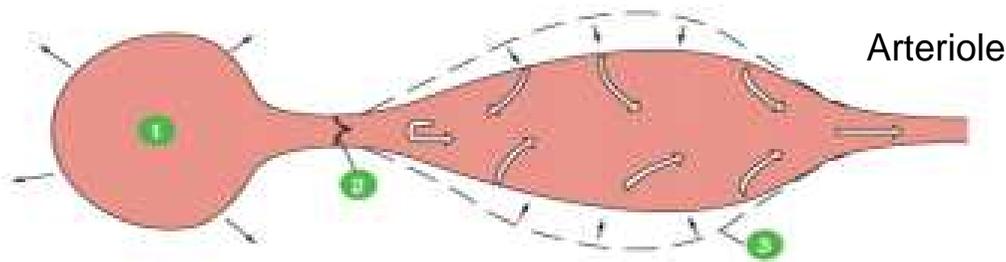
**Figura 9.38** Effetto windkessel. **(A)** L'arco dell'aorta e le grandi arterie hanno la capacità di accumulare l'energia del ventricolo in sistole e di restituirla in diastole, smorzando così il flusso intermittente in uscita dal ventricolo; **(B)** quando le pareti delle arterie si irrigidiscono, l'effetto windkessel si riduce e aumentano le oscillazioni del flusso sanguigno.

## Contrazione (sistole) ventricolare



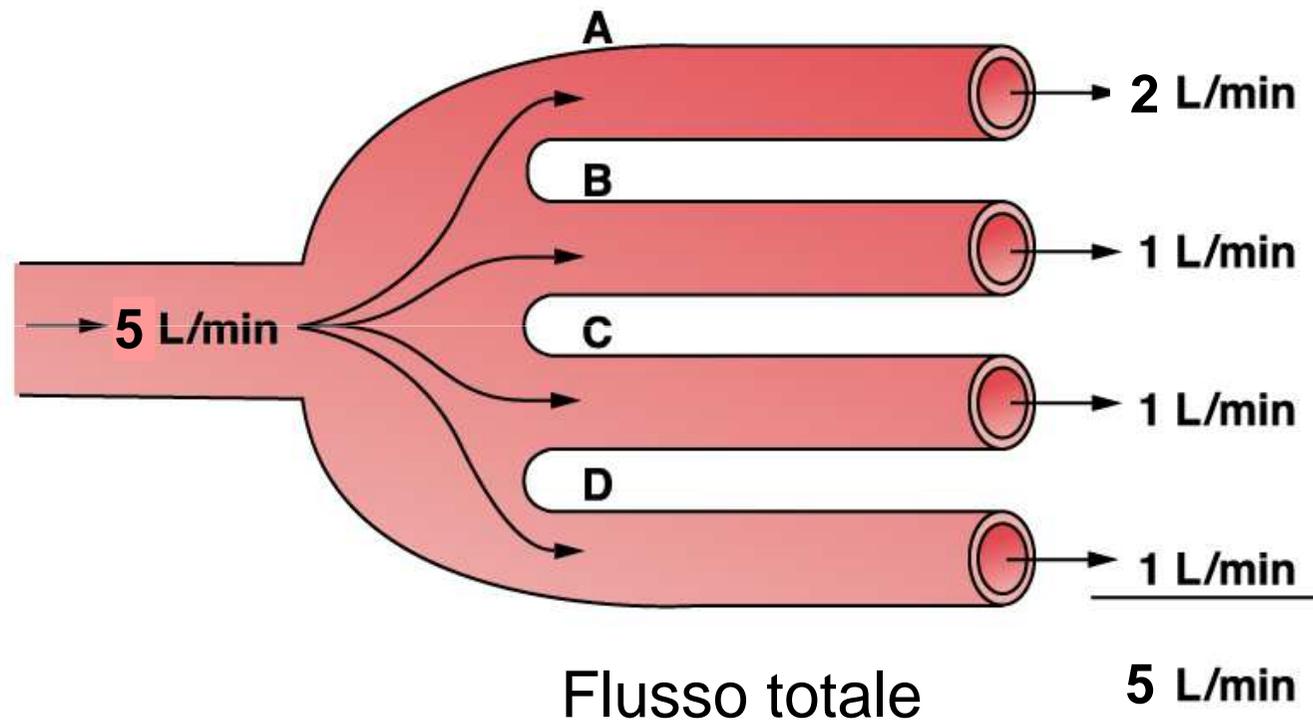
1. **Sistole ventricolare**
2. Il sangue è spinto nelle arterie
3. A causa delle **resistenze periferiche**, solo una parte del volume sistolico è trasferita in periferia, il rimanente distende le pareti dell'arteria. Si accumula **energia potenziale sotto forma di energia elastica**.

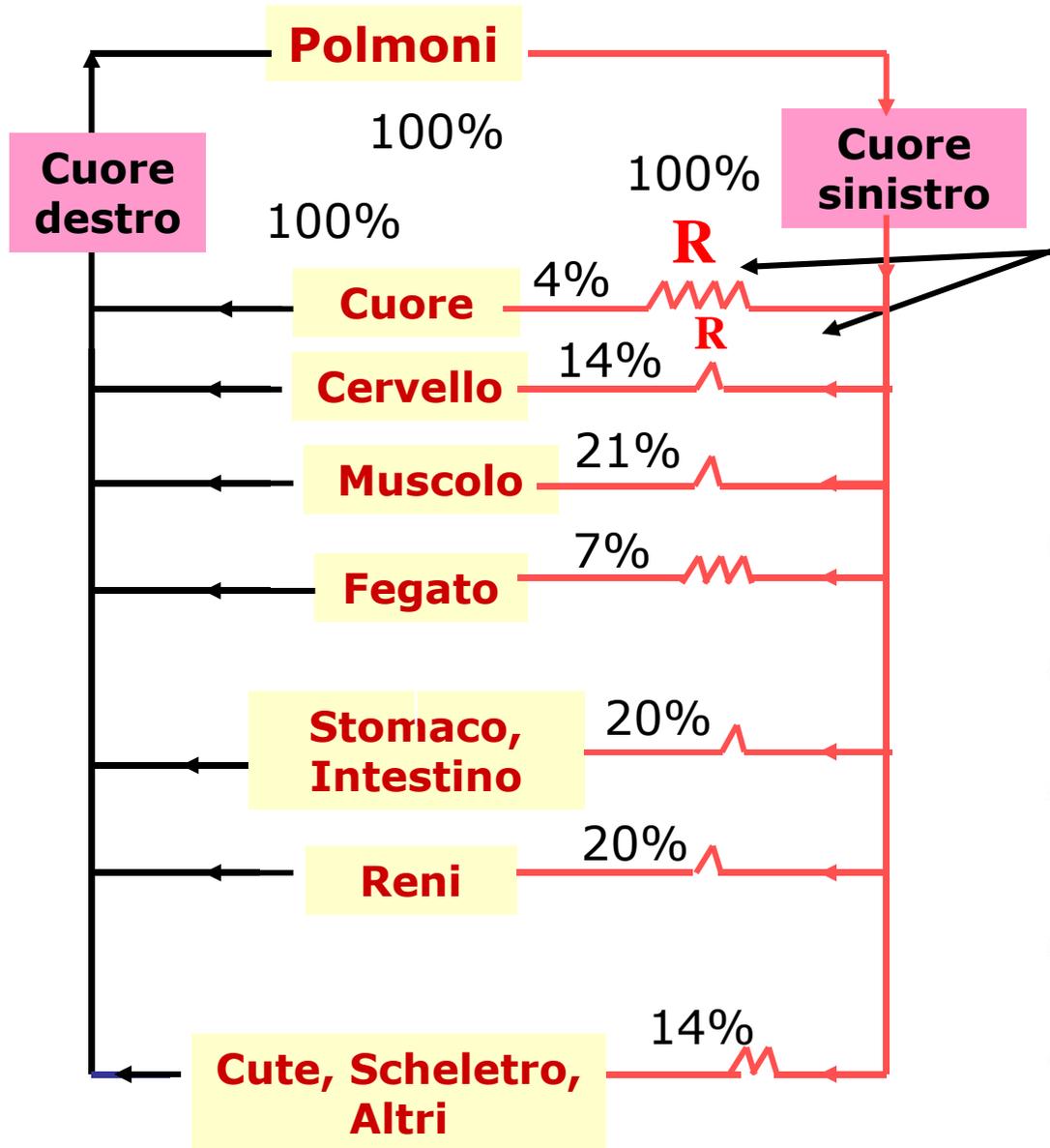
## Rilasciamento (diastole) ventricolare



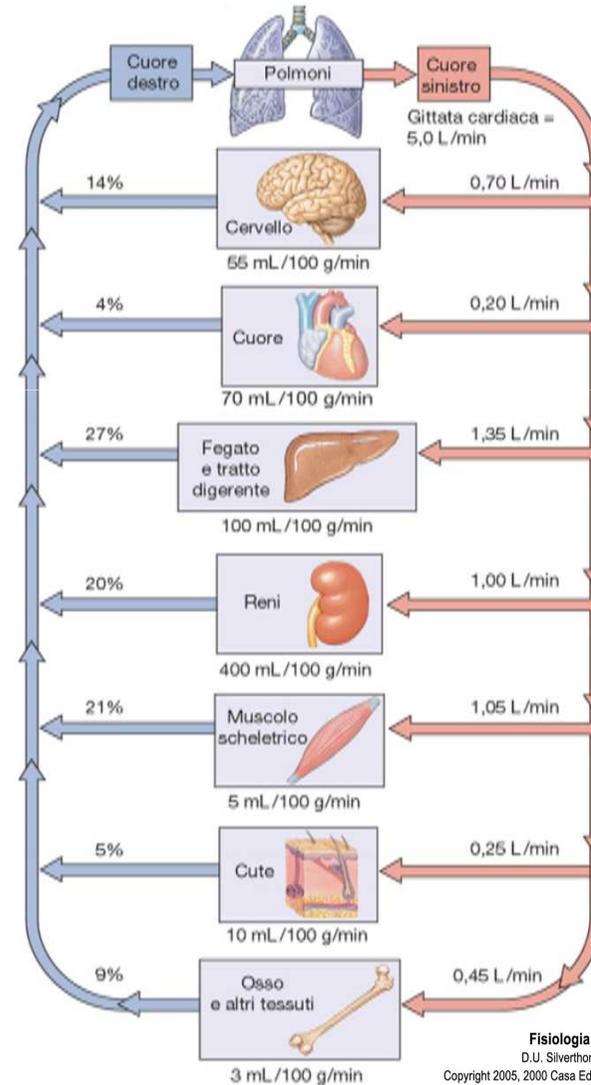
1. **Diastole ventricolare**
2. Le valvole semilunari si chiudono
3. Il ritorno elastico della parete arteriosa (energia elastica → energia cinetica) spinge il sangue che continua a fluire in periferia, nonostante il cuore sia in diastole.

Il **flusso** di sangue in uscita dal cuore **GITTATA CARDIACA (5l/min)** si distribuisce ai vari organi in percentuale diversa, a seconda delle singole esigenze metaboliche. In ogni sezione del sistema circolatorio il flusso totale è **5l/min**





La resistenza dei vasi che distribuiscono il sangue ad un organo (arteriole) determina la quantità di flusso che irrorà l'organo stesso. **A parità di  $\Delta P$ :**  
 $\uparrow R \rightarrow \downarrow F$



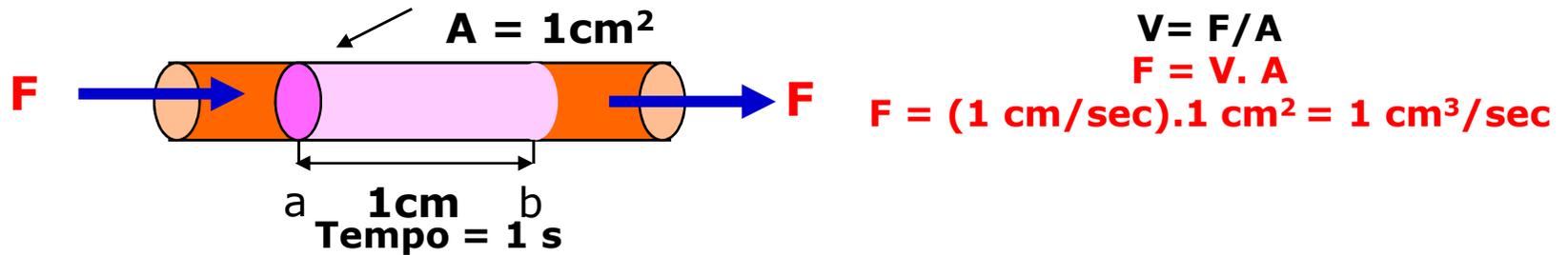
## PRINCIPI DI EMODINAMICA

I principi fisici dell'idrostatica-idrodinamica possono spiegare il funzionamento del sistema cardio-circolatorio, anche se alcune delle sue caratteristiche non ne permettono una precisa descrizione quantitativa.

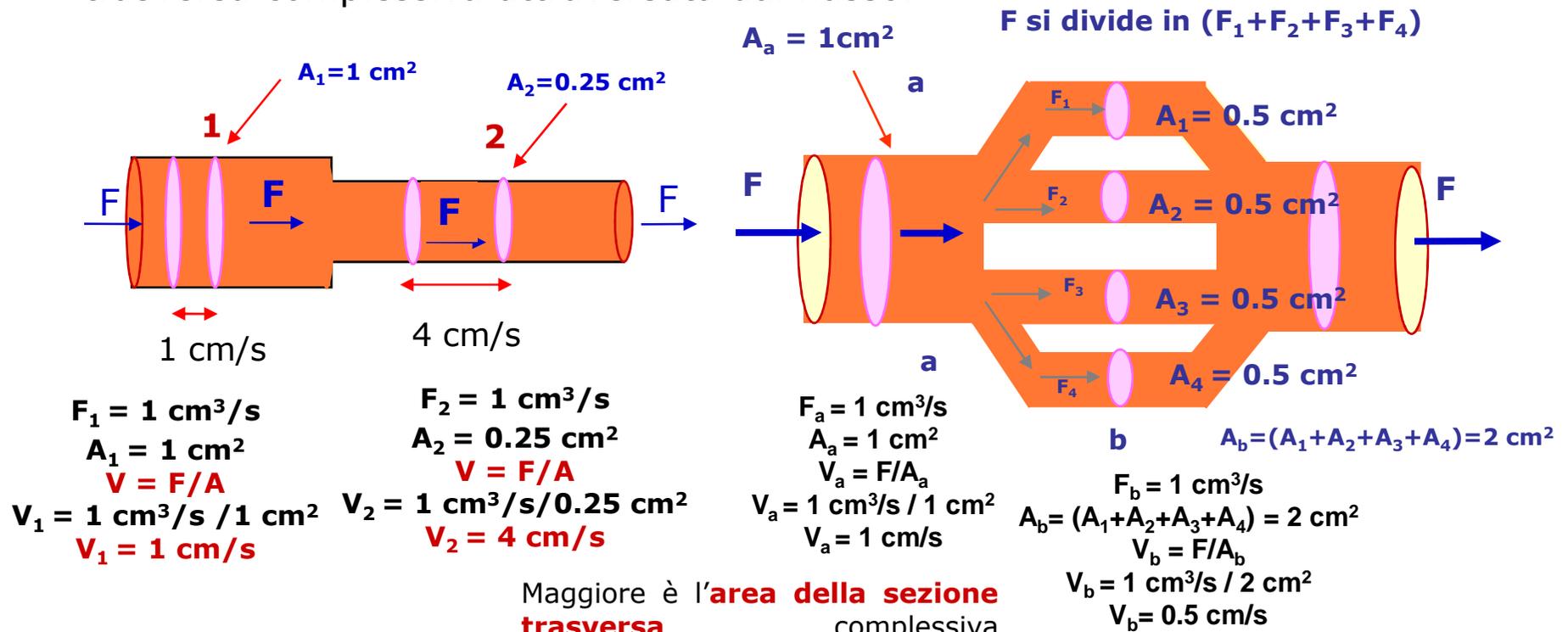
Infatti il sistema cardio-circolatorio presenta:

- Condotti elastici e non rigidi
- Tratti (capillari) che consentono fuoriuscita ed ingresso di liquido
- Una pompa (cuore) con attività intermittente
- Pressione esterna ai condotti che può determinare, a causa dell'elasticità, modificazioni di calibro
- Un fluido in movimento (sangue) non-newtoniano, cioè con viscosità che varia al variare della velocità

## Flusso e velocità di flusso

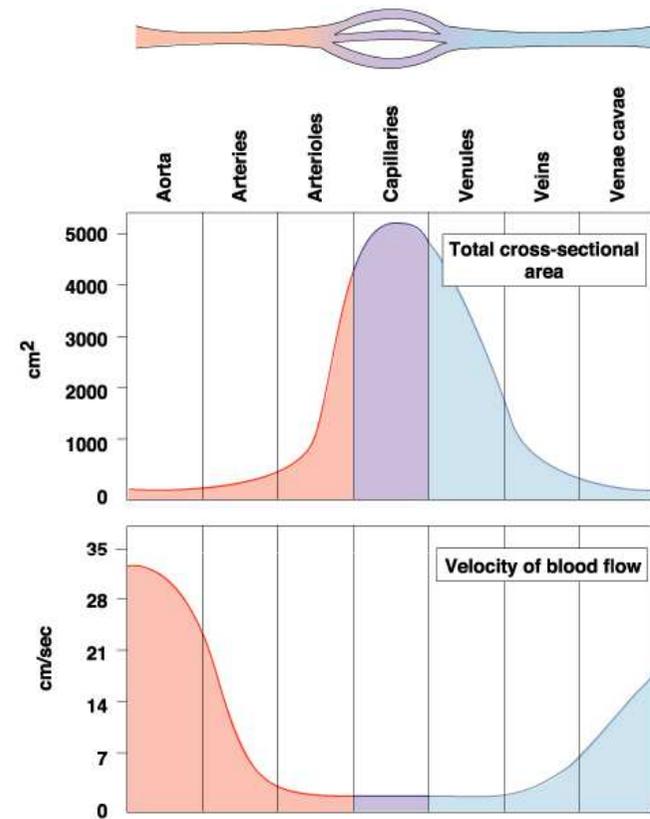
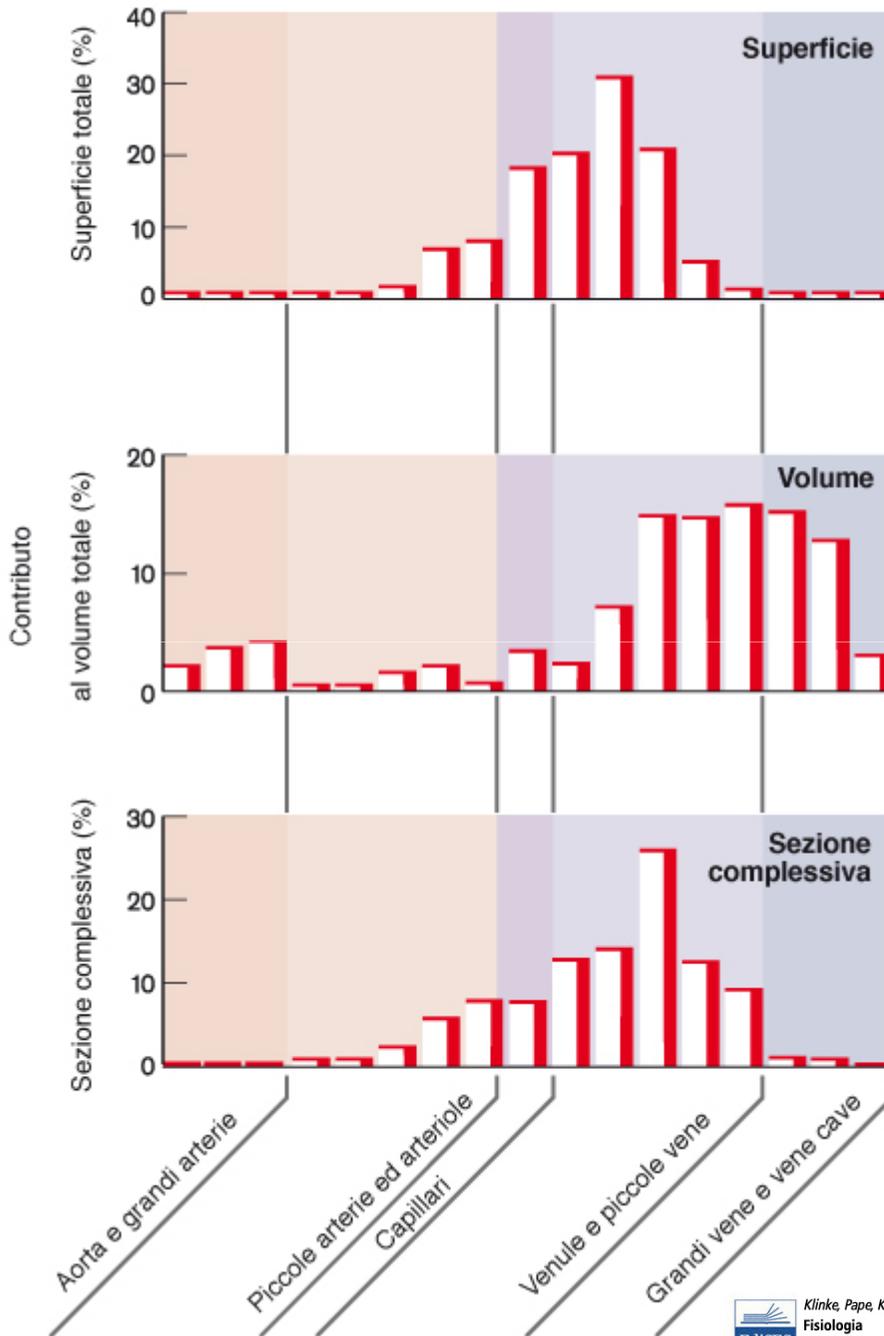


- Per il principio della **conservazione di massa (legge della continuità)** il flusso, attraverso successive sezioni trasverse di un condotto, è costante.
- Questo comporta che la **velocità** varia inversamente con l'area della sezione trasversa complessiva attraversata dal flusso.



Maggiore è l'**area della sezione trasversa** complessiva attraversata dal flusso, minore è la **velocità di flusso**

↑ **Area sezione** complessiva attraversata dal flusso → ↓ **velocità di flusso**



L'aumento dell'area della sezione dall'aorta ai capillari → ↓ velocità del sangue. La minima velocità nel distretto capillare favorisce gli scambi.

## ENERGIA TOTALE

- L'**energia totale** in un sistema idraulico è costituita da tre componenti: **pressione, gravità e velocità**.
- Nel sistema circolatorio, la **velocità** del flusso sanguigno può avere importanti effetti sulla **pressione** all'interno del condotto.
- L'elasticità dei vasi e l'intermittenza della pompa cardiaca comportano continue accelerazioni e decelerazioni del sangue con variazioni dell'**energia cinetica**.
- La gravità terrestre influenza il sistema circolatorio determinando variazioni di flusso, in relazione alla posizione del corpo nello spazio.

Pertanto è importante considerare l'energia totale del sistema in ogni punto della corrente ematica, applicando il **Principio di Bernoulli**.

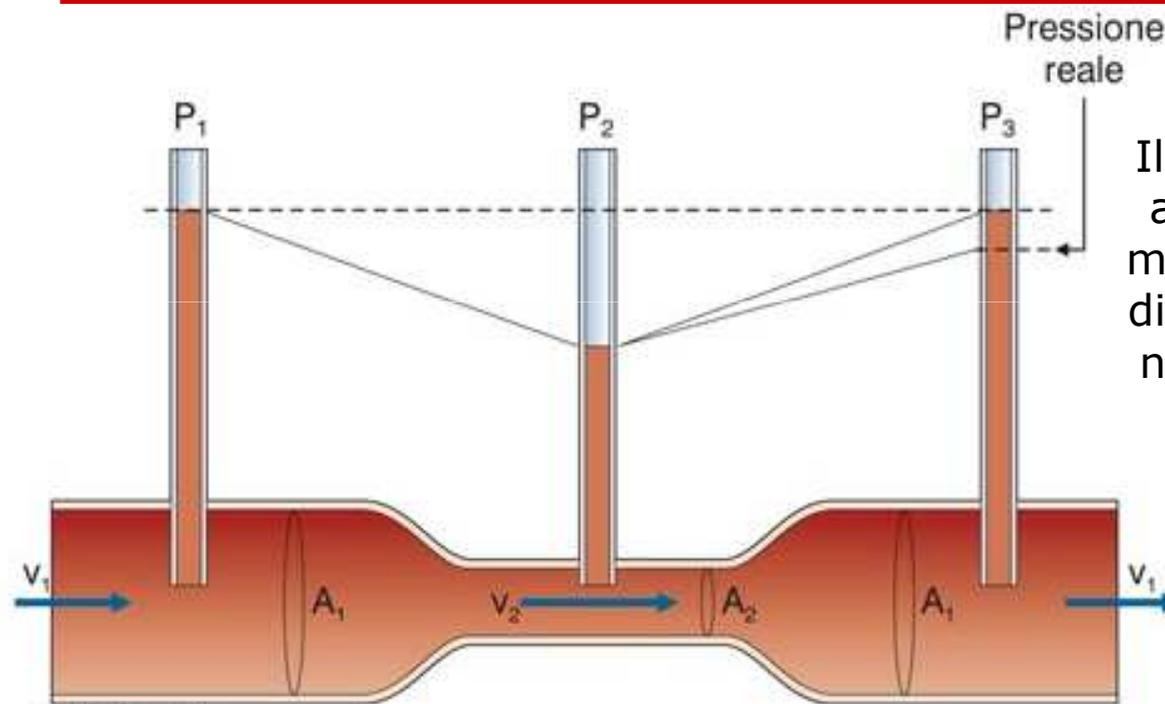
- In gran parte delle arterie, la componente dinamica è una frazione trascurabile della P totale, ma in sedi arteriose ristrette o ostruite, l'elevata velocità di flusso (elevata energia cinetica) comporta riduzione della pressione statica (laterale), con diminuzione della perfusione dei segmenti distali.
- **Es:** stenosi valvola aortica → riduzione della P che garantisce la perfusione coronarica.

## Effetti velocità su P in condotti con aree di sezione diverse

Per il **Principio di Bernoulli** l'energia totale deve rimanere costante.

$$\begin{aligned} E_T &= E_s + E_d \\ P_T &= P_s + P_d \\ P_s &= P_L \\ E_d &= E_c = \frac{1}{2}\rho v^2 \end{aligned}$$

(la componente gravitazionale è trascurabile perché il condotto è orizzontale)



Il valore di  $P_3$  risale ad un valore reale minore di  $P_1$  a causa di perdite di energia non considerate da Bernoulli

© 2010 edi.ermes milano

Sezione  $A_2$  minore  $\rightarrow$   $\uparrow$  velocità flusso  $\rightarrow$   $\uparrow E_d$  ( $\frac{1}{2}\rho v^2$ )

Poichè  $E_T$  è costante ( $P_{T1} = P_{T2} = P_{T3}$ ):

$\uparrow E_d \rightarrow \downarrow P_L$  rispetto alle sezioni  $A_1$  e  $A_3$

La legge che descrive il **flusso** dei fluidi attraverso condotti cilindrici in termini di **flusso, pressione, dimensioni del condotto, viscosità** del fluido è stata ricavata da **Hagen-Poiseuille**. Valida per un fluido omogeneo (**newtoniano**), che scorre con **flusso laminare** e continuo (non pulsatile) in condotti cilindrici rigidi, è ottenuta integrando la velocità di tutti gli anelli concentrici di fluido in scorrimento e moltiplicando per le loro aree.

Condizioni di flusso nel sistema vascolare:

- Il sangue scorre nel sistema circolatorio con **moto laminare**.
- Nella maggior parte dei vasi il **flusso** non è continuo, ma pulsatile.
- L'albero circolatorio è ramificato.
- A causa dell'**elasticità** il diametro dei vasi varia con la **pressione**.
- Il sangue è un liquido eterogeneo (sospensione di corpuscoli nel plasma) quindi **non-Newtoniano**.

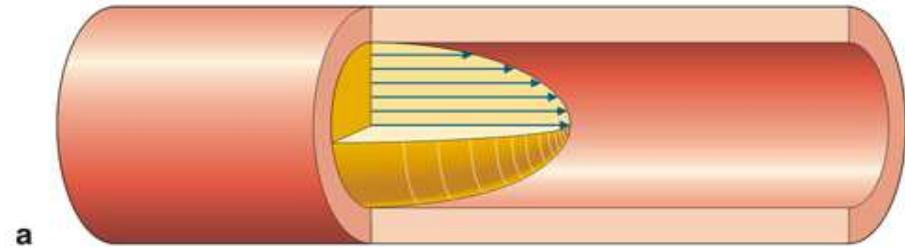
$$F = \frac{\pi \Delta P r^4}{8 \eta l} \quad \pi/8 = \text{costante di proporzionalità}$$

Dall'equazione  $F = \Delta P/R$  si ricava:  $R = \frac{8 \eta l}{\pi r^4}$

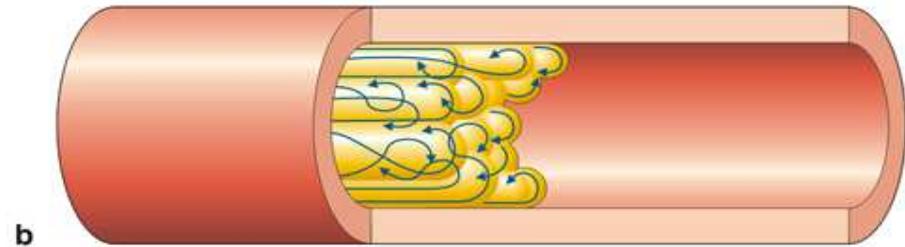
Il **raggio** del condotto (nell'equazione alla quarta potenza) rappresenta il parametro le cui variazioni incidono maggiormente nel modificare la **resistenza** e quindi il **flusso**.

**ES:** a parità degli altri fattori, una riduzione del raggio a metà, determinerà diminuzione del flusso ad 1/16 del suo valore originale.

## MOTO LAMINARE



## MOTO TURBOLENTO



© 2005 edi.ermes milano

**Moto laminare:** movimento delle particelle di liquido secondo lamine cilindriche coassiali di spessore infinitesimo che scivolano l'una sull'altra con velocità crescente dalla periferia verso il centro. La velocità è massima al centro (doppio della velocità media in tutto il condotto) e il **profilo della velocità longitudinale assume forma parabolica.**

**Moto turbolento:** movimento vorticoso delle particelle di liquido che genera rumori e determina aumento della resistenza allo scorrimento (per garantire lo stesso flusso è necessario un  $\Delta P$  maggiore).

Le **Resistenze al flusso** nel sistema circolatorio dipendono da:

- Calibro dei vasi
- Tipo di scorrimento (laminare o turbolento)
- Viscosità del sangue
- Disposizione dei vasi in serie e in parallelo

### CALIBRO DEI VASI

- Le **arteriole** controllano l'ingresso del sangue ai diversi tessuti, e per il loro calibro (inferiore a quello delle arterie) e la loro disposizione sono i vasi che contribuiscono maggiormente alla resistenza del sistema circolatorio.
- Lo stato di contrazione della muscolatura liscia della loro parete può essere modificato da impulsi nervosi (sistema simpatico) od ormoni circolanti, con conseguente variazione del calibro e quindi della **resistenza al flusso**.

# TIPO DI SCORRIMENTO

- Il sangue scorre nel sistema circolatorio con **moto laminare**. In condizioni fisiologiche esiste turbolenza solo a livello delle valvole cardiache.

Il passaggio **moto laminare** → **moto turbolento** dipende da:

- diametro del condotto (d)
- velocità media di scorrimento (v)
- natura del liquido (viscosità,  $\eta$  e densità,  $\rho$ ).

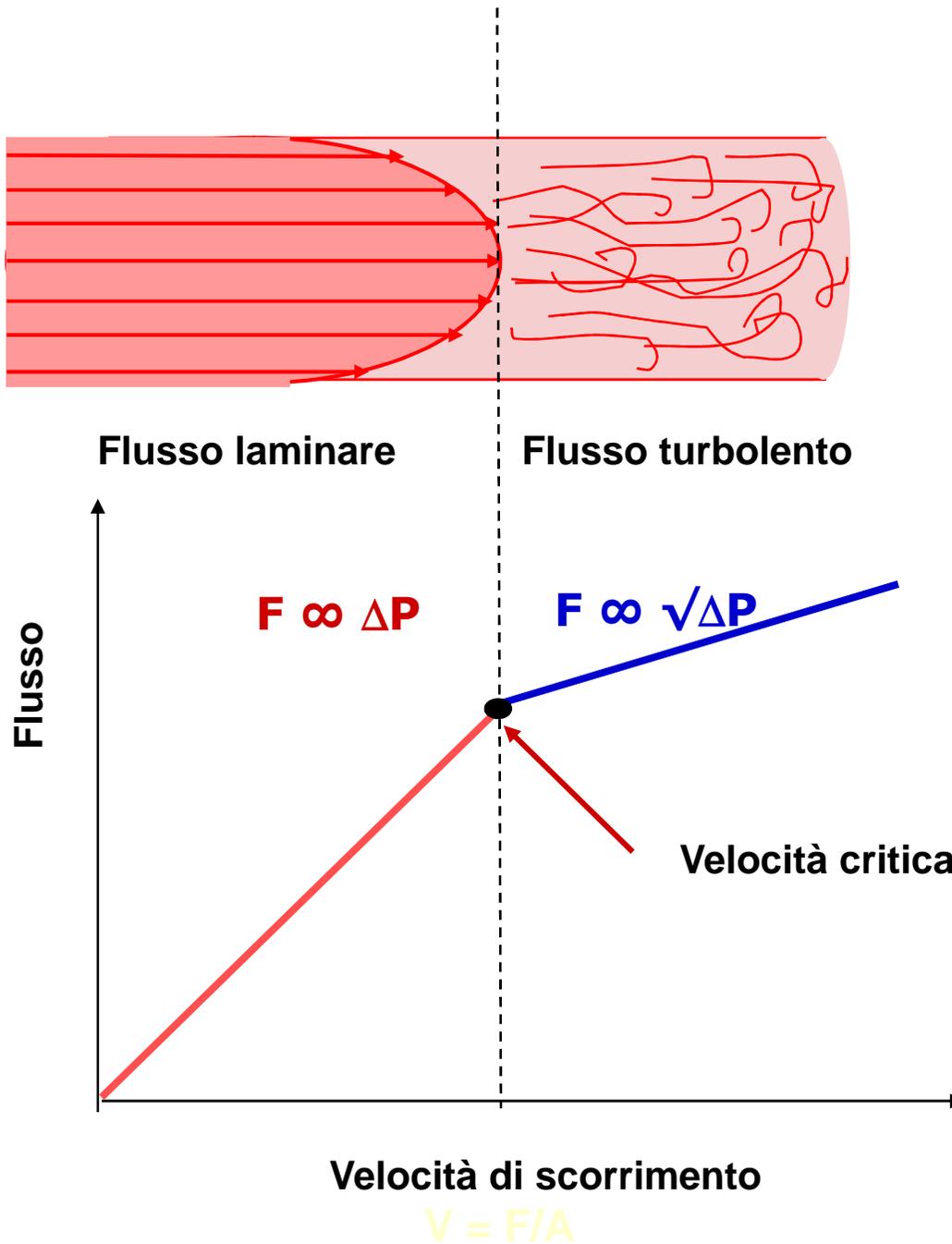
Mediante un numero adimensionale (**numero di Reynolds,  $N_R$** ), si può stabilire se il flusso di un fluido, che scorre in un condotto cilindrico, è laminare o turbolento.

$$N_R = d v \rho / \eta$$

Per  $N_R \leq 2000$  flusso laminare

Per  $N_R > 3000$  flusso turbolento

Per  $N_R \langle \rangle 2000-3000$  flusso intermedio tra laminare e turbolento



Nel **moto laminare**:

$$F \propto \Delta P$$

Nel **moto turbolento**:

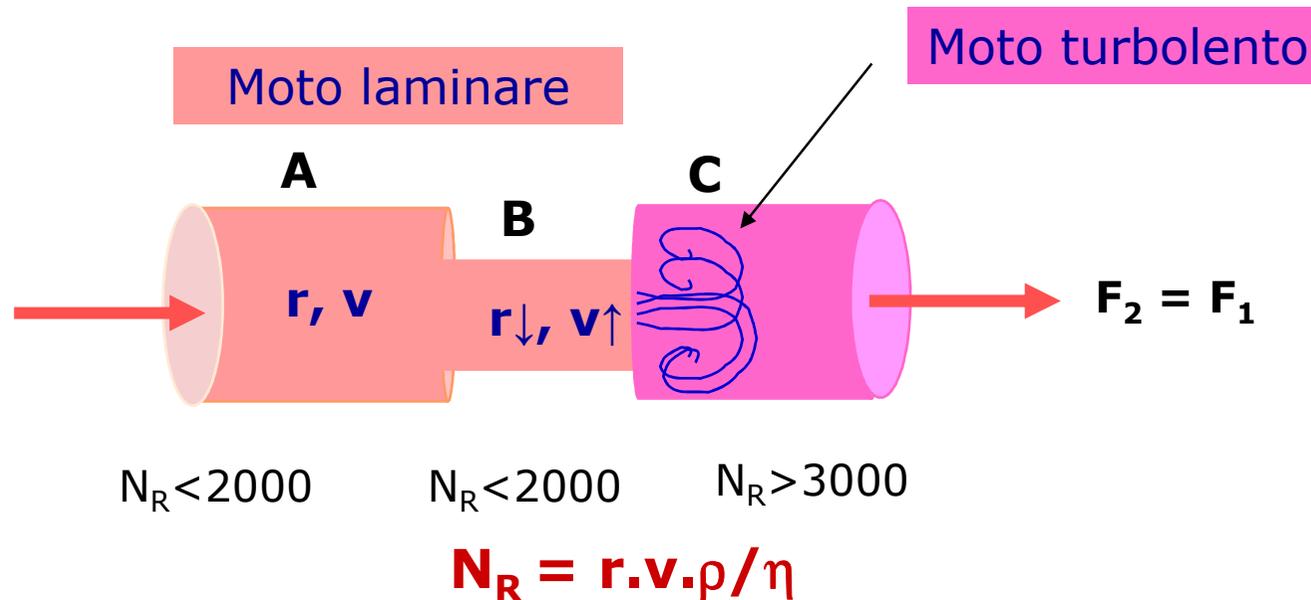
$$F \propto \sqrt{\Delta P}$$

a causa dei vortici che dissipano una maggior quota di energia negli urti tra le molecole di liquido.

- Il **moto turbolento** aumenta la resistenza al flusso e favorisce la formazione di trombi. Quindi comporta aumento del lavoro cardiaco.

- Il **moto turbolento** si genera in un vaso stenotico, a valle della stenosi. Genera rumori ed è quindi rilevabile mediante auscultazione

### STENOSI E TURBOLENZA



Nel sistema circolatorio si ha moto turbolento:

- Nel primo tratto dell'aorta durante la fase di eiezione rapida.
- In caso di aumento della gittata cardiaca (esercizio fisico).  $\uparrow$ gittata cardiaca  $\rightarrow$   $\uparrow$ velocità.
- Per stenosi di un vaso, a valle della stenosi.
- Nell'anemia, perché si riduce la viscosità  $\eta$  (diminuzione ematocrito) ed aumenta la velocità  $v$  del sangue (aumento della gittata cardiaca).

## VISCOSITA'

**Viscosità (unità di misura poise):** proprietà fondamentale dei fluidi, descritta da Newton come "mancanza di scorrevolezza" tra le parti di un fluido. Rappresenta la resistenza che si oppone allo scorrimento di strati adiacenti di liquido ed è proporzionale alla velocità con cui gli strati scorrono gli uni sugli altri.

**Fluido newtoniano:** **viscosità** rimane costante al variare della velocità.

**Fluido non-newtoniano:** **viscosità** inversamente proporzionale alla velocità (aumenta al diminuire della velocità).

Il sangue è un fluido composto da:

**componente liquida (plasma) + componente corpuscolata**

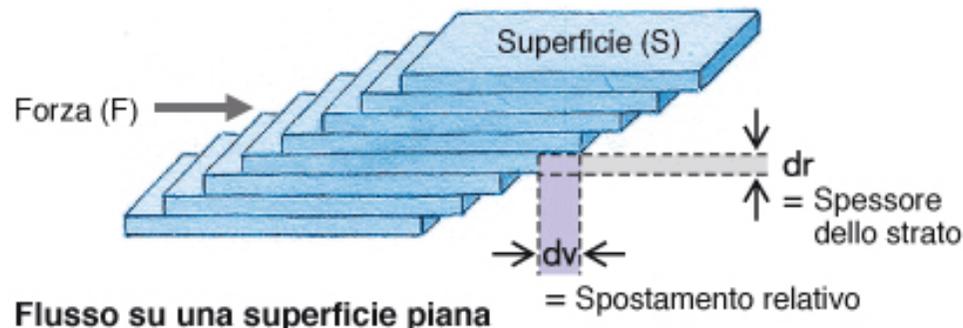
Il suo comportamento viscoso varia al variare di diversi parametri come:

- velocità di flusso
- diametro dei vasi
- quantità e qualità delle cellule ematiche.

Il sangue è quindi un fluido **non newtoniano**.

$\eta$  apparente = valore  $\eta$  ricavato da equazione di Hagen-Poiseuille

$\eta$  relativa = rapporto tra  $\eta$  apparente del sangue (non-newtoniano) e  $\eta$  del plasma (newtoniano).



Velocità lamine di liquido in movimento in un condotto aperto cresce dal fondo verso la superficie.

**Gradiente di velocità** (velocità di taglio, shear rate)  $\gamma = dv/dr$

$dv$  = differenza di velocità tra le lamine

$dr$  = distanza tra le lamine

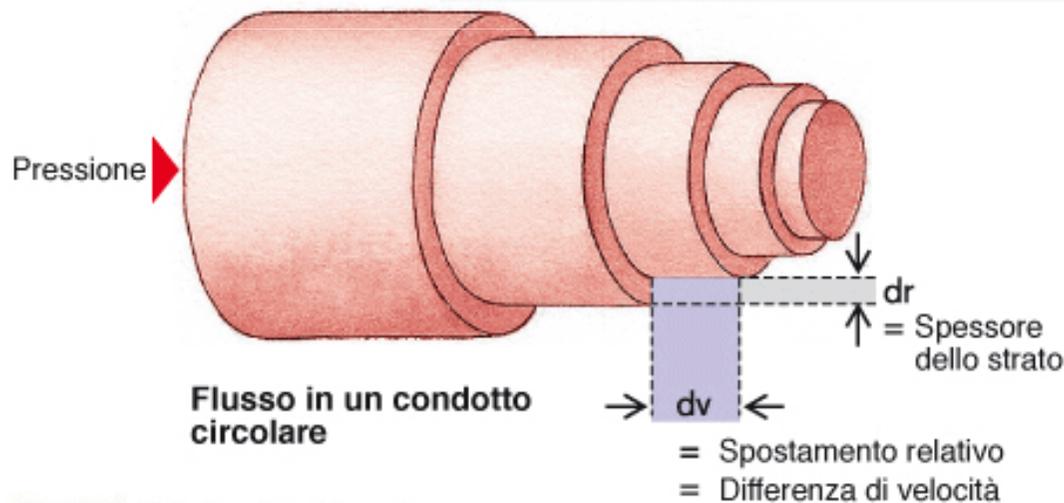
Sforzo di taglio per unità di superficie  $\tau = F/S$   
 Gradiente di velocità  $\gamma = dv/dr$   
 Viscosità  $\eta = \tau/\gamma$

**Sforzo di taglio** (shear stress)  $\tau = F/S$

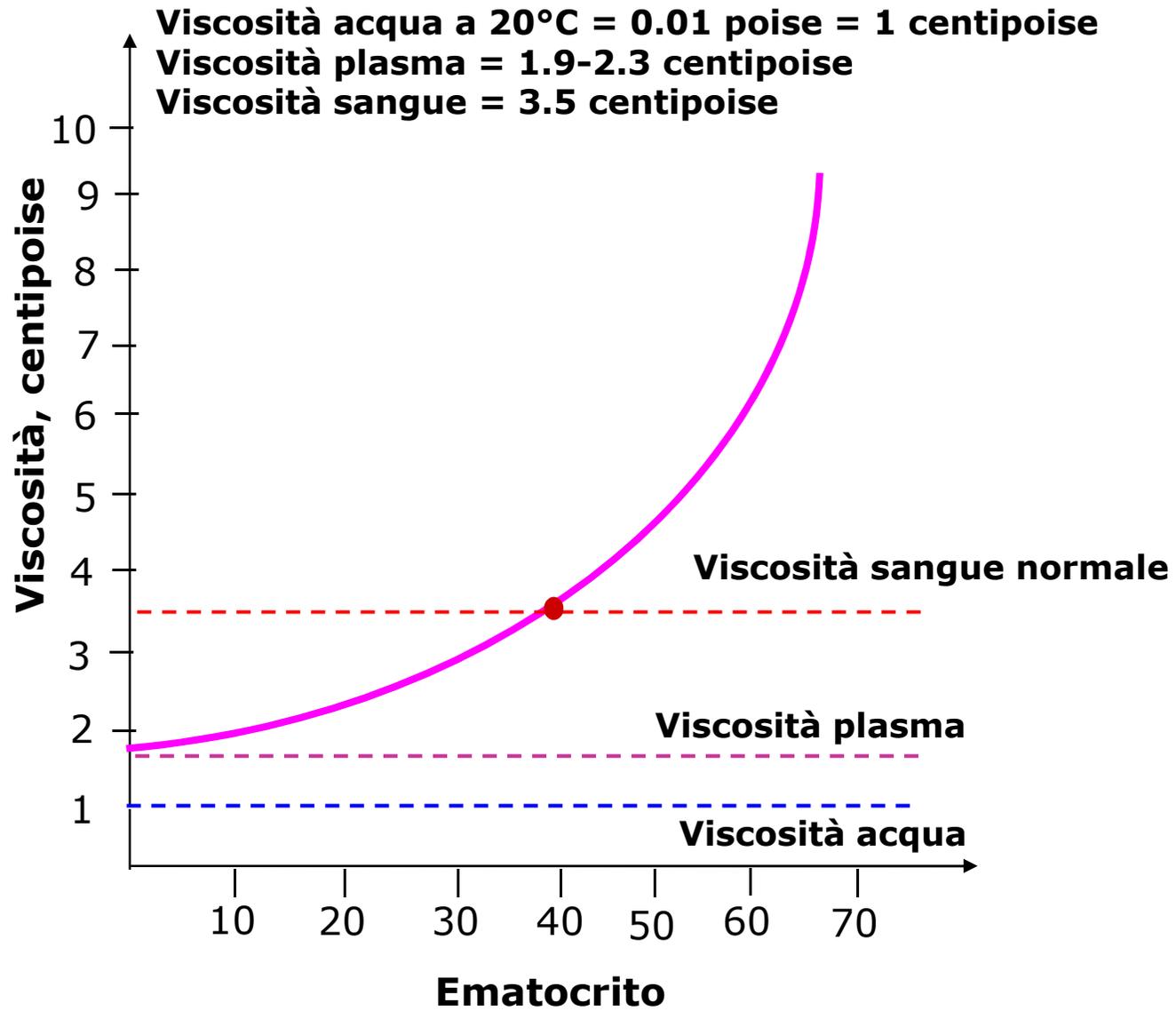
$F$  = forza tangenziale applicata alla superficie  
 $S$  = superficie

**Secondo Newton: viscosità**

$$\eta = \tau/\gamma$$

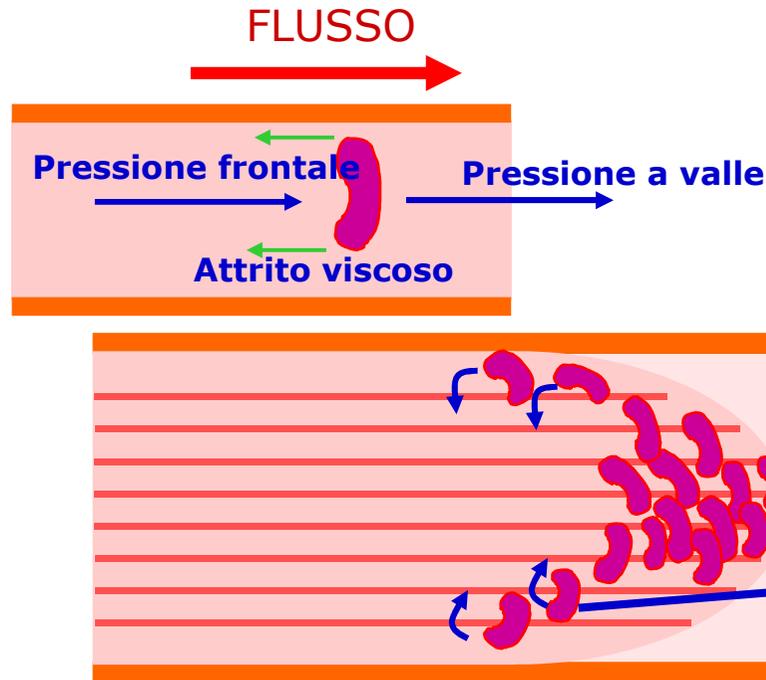


# LA VISCOSITA' DEL SANGUE DIPENDE DALL'EMATOCRITO

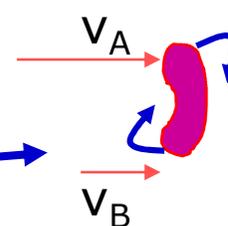


## ACCUMULO ASSIALE DEI GLOBULI ROSSI

Nel determinare la **resistenza totale** dovuta alla **viscosità** bisogna considerare le differenze di viscosità tra il fluido che scorre in prossimità delle pareti e quello che scorre al centro di un vaso.



La risultante delle forze propulsive e viscosi provoca la rotazione del globulo rosso, che avviene in senso antiorario, nella parte superiore del vaso, ed in senso orario nella parte inferiore.



$V_A > V_B$   
Forza che modifica il percorso del globulo rosso

I globuli rossi dispersi in un fluido, che scorre con **moto laminare** a velocità sufficientemente elevata, sono spinti verso l'asse centrale del vaso, dove la velocità di scorrimento è maggiore (**accumulo assiale**).

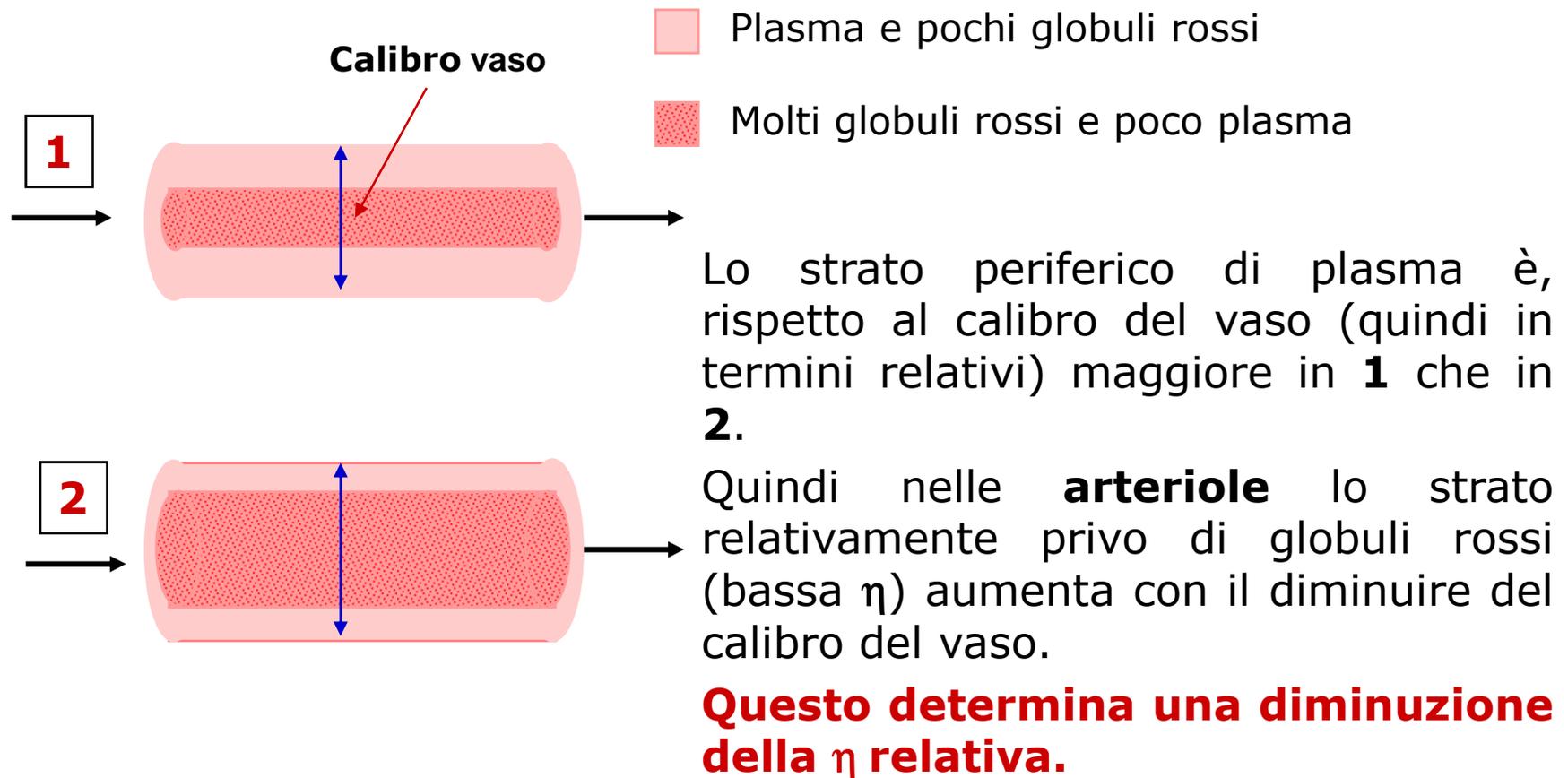
La velocità di migrazione del globulo rosso è proporzionale al gradiente di velocità  $\gamma = dv/dr$  ( $\gamma$  periferia-centro elevato).

Grazie all'**accumulo assiale** la viscosità relativa del sangue è **maggiore** al centro del vaso (elevato ematocrito) e **minore** alla periferia. **La viscosità media risulta così inferiore a quella attesa dal valore dell'ematocrito.**

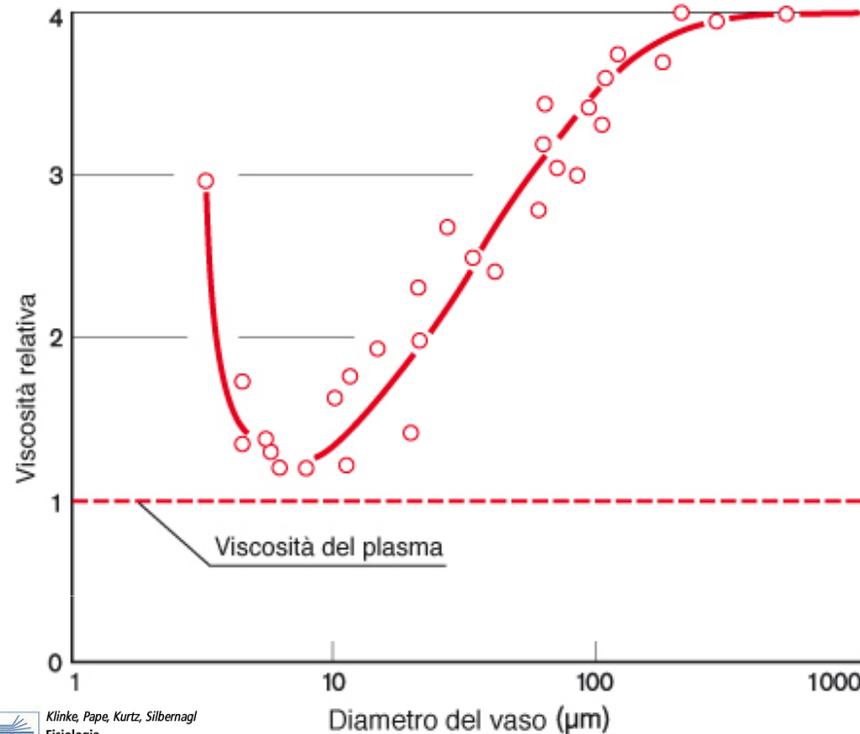
## La viscosità del sangue si riduce con il calibro del vaso

Il gradiente di velocità  $\gamma = dv/dr$  che determina accumulo assiale dei globuli rossi è maggiore nei vasi piccoli rispetto a quelli più grandi, perché  $dr$  è minore.

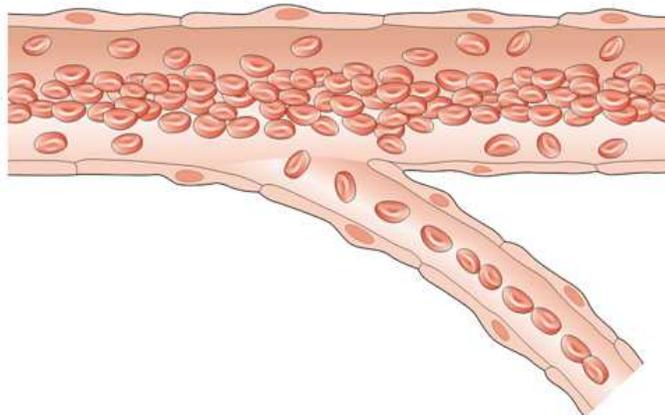
Nei vasi piccoli, quindi, la porzione periferica di sangue, privata di globuli rossi, è percentualmente maggiore.



# LA VISCOSITA' DEL SANGUE DIPENDE DAL CALIBRO DEL VASO



Klinke, Pape, Kurtz, Silbermagl  
Fisiologia  
EdiSES



## Effetto Fahraeus-Lindqvist

diminuzione della viscosità con il calibro del condotto.

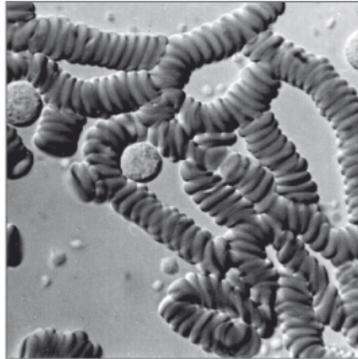
Il fenomeno si osserva per calibri inferiori ai 300 μm (arteriole).

La  $\eta$  relativa aumenta nuovamente nei capillari (diametro vicino a quello dei globuli rossi 7-8 μm).

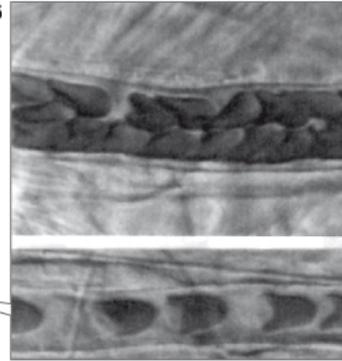
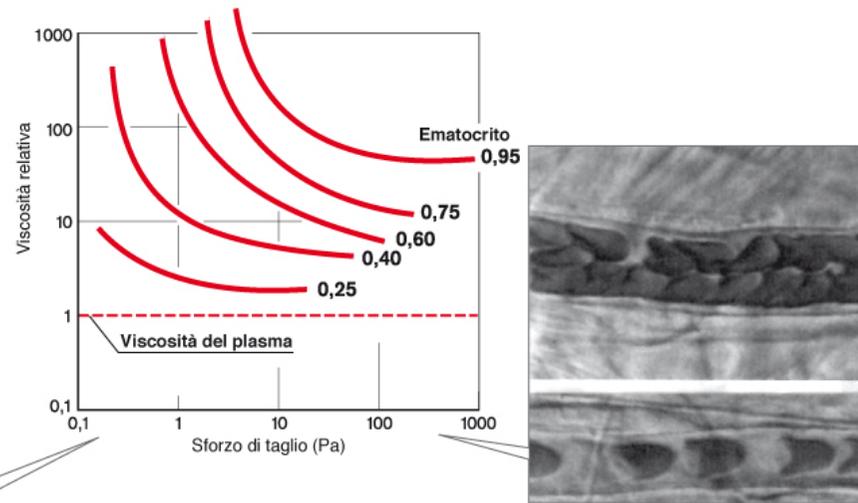
La riduzione di viscosità in vasi con diametro <300 μm è anche dovuta ad un decremento dell'ematocrito legato alla diversa distribuzione degli eritrociti in questi vasi.

A livello delle biforcazioni delle arteriole le linee di scivolamento degli eritrociti fanno sì che la maggior parte di essi rimanga al centro del vaso di diametro maggiore. Solo una minoranza di eritrociti imbocca le diramazioni più piccole, determinando così una riduzione dell'ematocrito.

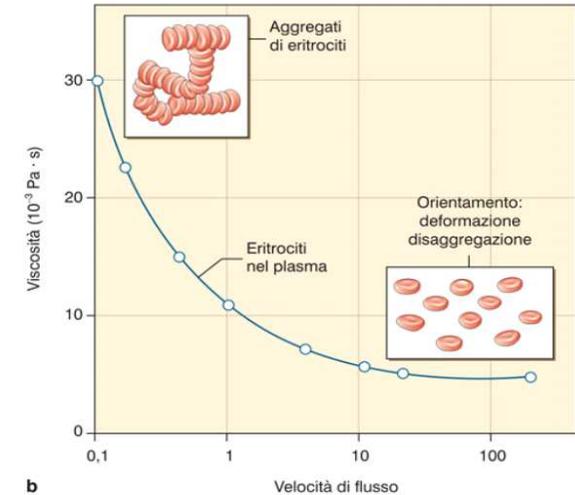
# VELOCITÀ DI SCORRIMENTO E VISCOSITÀ



Sforzo di taglio basso:  
Formazione di aggregati di eritrociti a reticolo tridimensionale



Sforzo di taglio elevato:  
Disaggregazione e deformazione



↓ **velocità** → ↑  $\eta$ : aggregazione globuli rossi (forma a rouleaux o pila di monete) possibile ostruzione dei vasi.

↑ **velocità** → ↓  $\eta$ : maggiore tendenza globuli rossi all'accumulo assiale.

L'aggregazione a basse velocità di flusso dipende dalla concentrazione plasmatica del **fibrinogeno**. Nelle condizioni di stasi circolatoria  $\uparrow \eta = \uparrow R$

Deformabilità eritrociti aumentata in alcalosi e ridotta in acidosi

↓ viscosità per accumulo assiale permette mantenimento fluidità sangue anche con ematocriti superiori al 60% (policitemie).

↓ viscosità microcircolo diminuisce **resistenza al flusso**. Il flusso è garantito da pressioni propulsive minori.

Minore elasticità globuli rossi (anemie emolitiche: anemia falciforme) determina minor accumulo assiale con aumento **viscosità** e **resistenza al flusso**.