

Università degli Studi di Milano
Facoltà di Medicina e Chirurgia

Corso di laurea: Tecniche Ortopediche

Corso di Fisica A.A. 20202-2023
Docente: Marie Claire Cantone

MECCANICA DEI FLUIDI NEI SISTEMI BIOLOGICI

CIRCUITO IDRODINAMICO - SANGUE

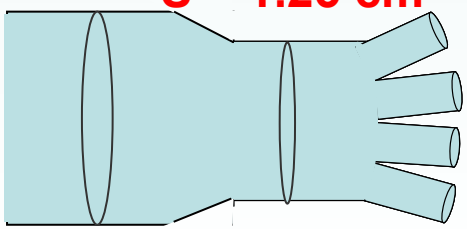
Esistono diversi livello di modellizzazione:

- sangue fluido ideale che scorre in condotto a pareti rigide
- sangue fluido reale (viscosità sangue circa 4 volte quella dell'acqua)
- sangue che scorre in vasi distensibili
- moto pulsatile del sangue

SISTEMA IDRODINAMICA CHIUSO

- $V_{tot} \approx 6$ litri $Q_{tot} \approx 5$ litri / minuto = 83 cm^3/s
- Q è costante, quindi se la sezione diminuisce la velocità aumenta e viceversa.
- Quando un condotto si dirama bisogna tener conto della SEZIONE COMPLESSIVA

CONDOTTI – sezione e velocità

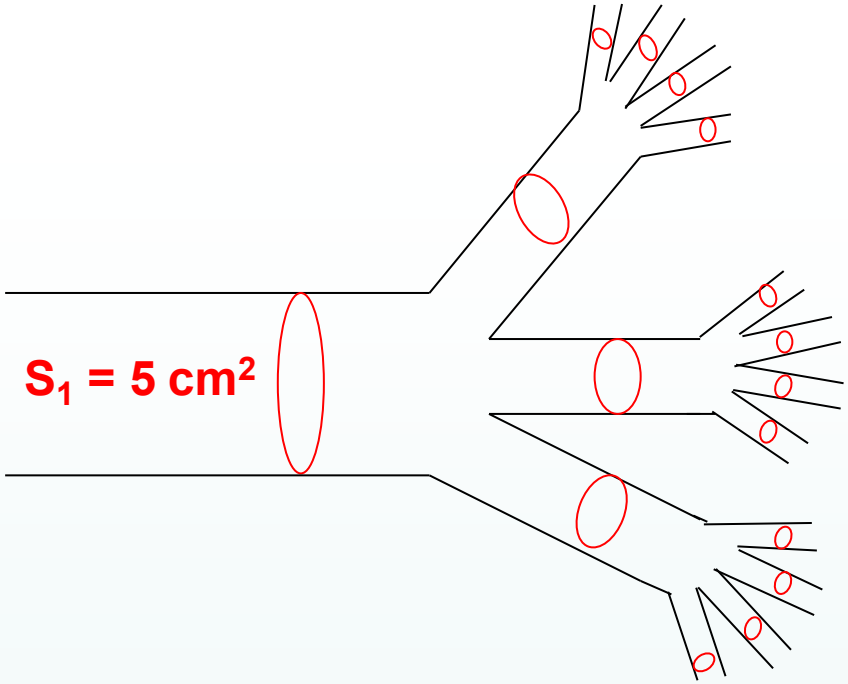


Sezione complessiva

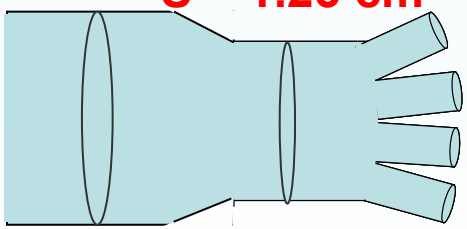
$S_{tot} = 2.5\ cm^2$

$Q = S_{tot}\ v$

$v = 40\ cm/s$

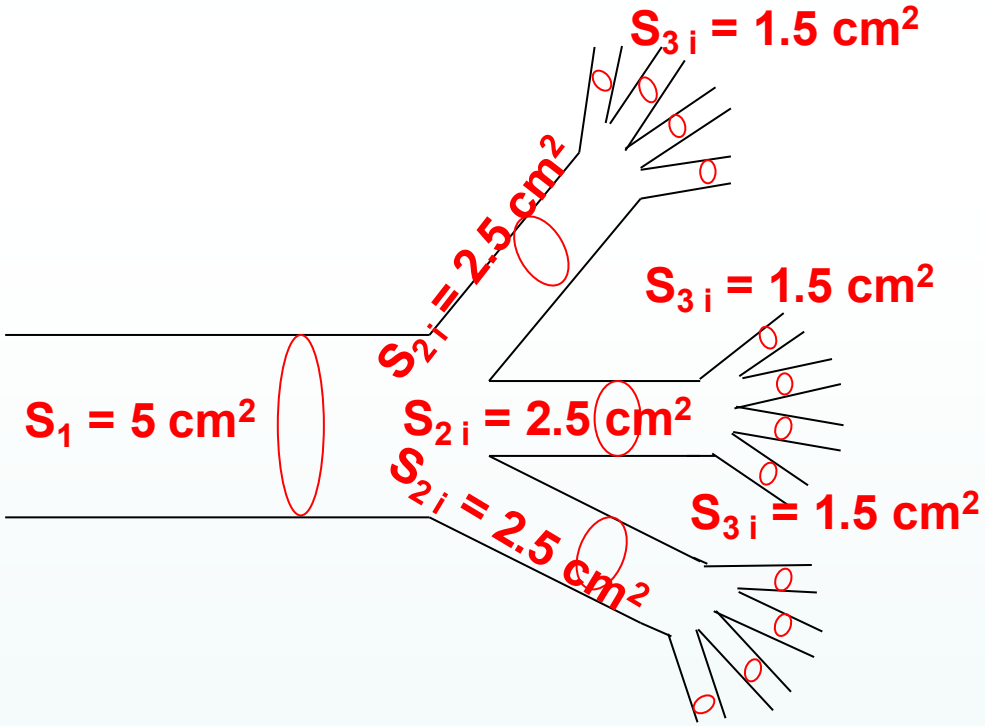


CONDOTTI – sezione e velocità



$S_{tot} = 2.5\ cm^2$

v = 40 cm/s



$S_1 = 5\ cm^2$

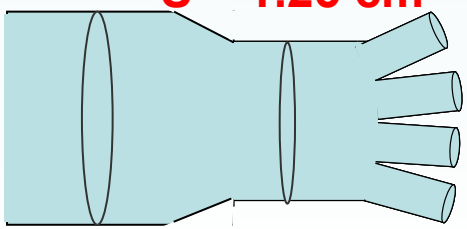
$S_{2i} = 2.5\ cm^2$

$S_{2\,tot} = 7.5\ cm^2$

$S_{3i} = 1.5\ cm^2$

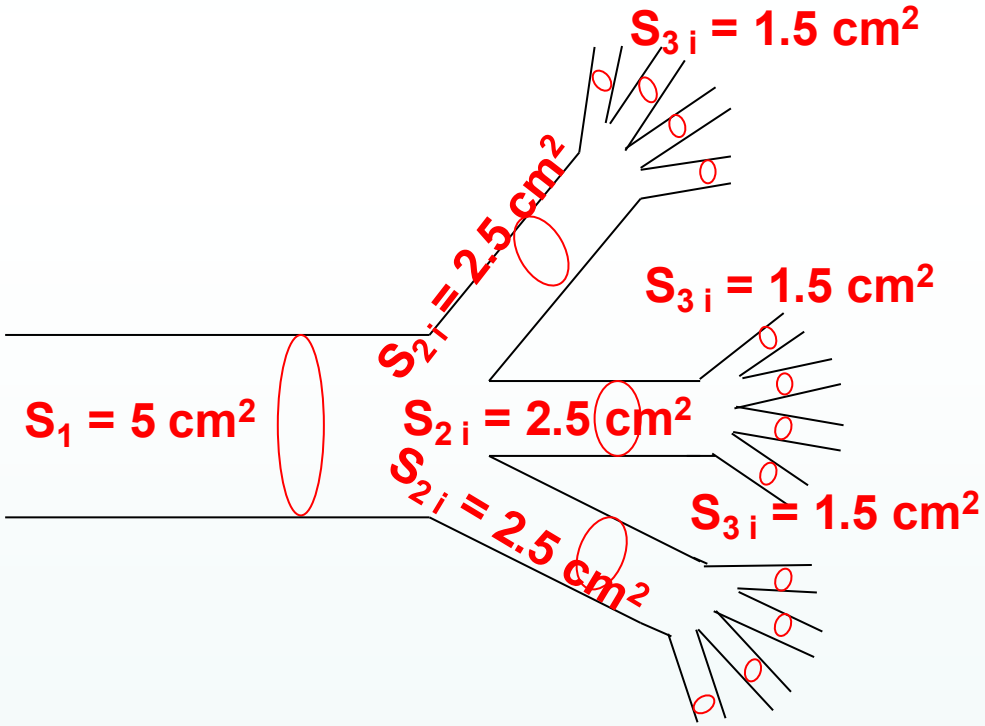
$S_{3\,tot} = 18\ cm^2$

CONDOTTI – sezione e velocità



$S_{tot} = 2.5\ cm^2$

v = 40 cm/s



$S_1 = 5\ cm^2$ $v_1 = 20\ cm/s$

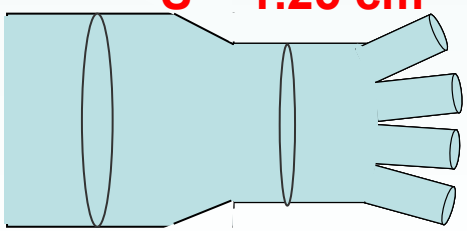
$S_{2i} = 2.5\ cm^2$

$S_{2\ tot} = 7.5\ cm^2$

$S_{3i} = 1.5\ cm^2$

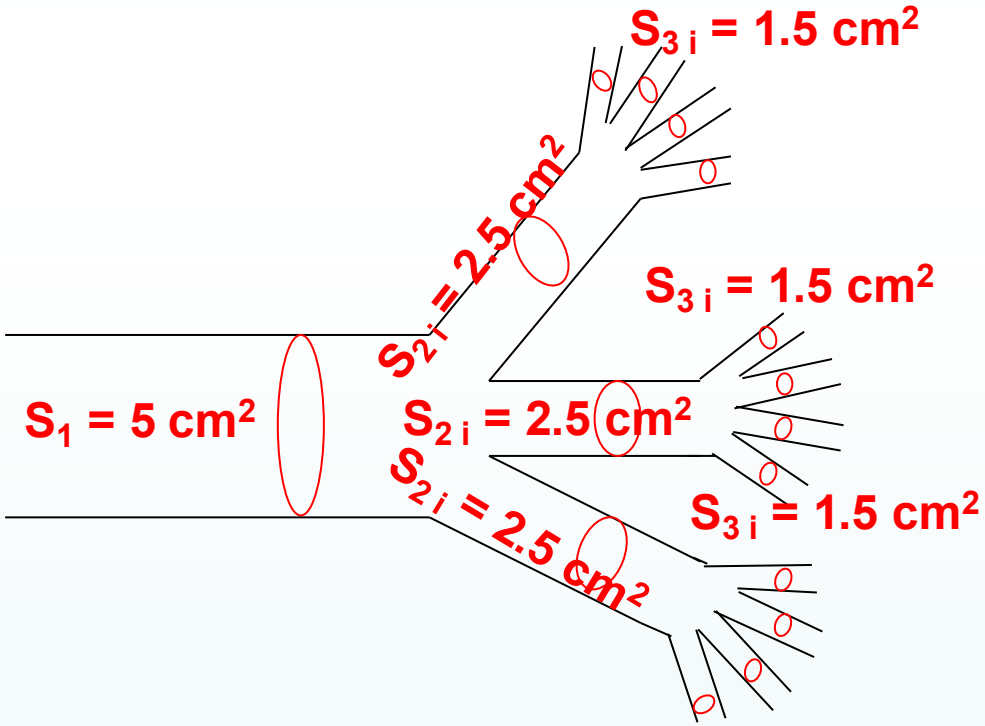
$S_{3\ tot} = 18\ cm^2$

CONDOTTI – sezione e velocità



$S_{tot} = 2.5\ cm^2$

$v = 40\ cm/s$



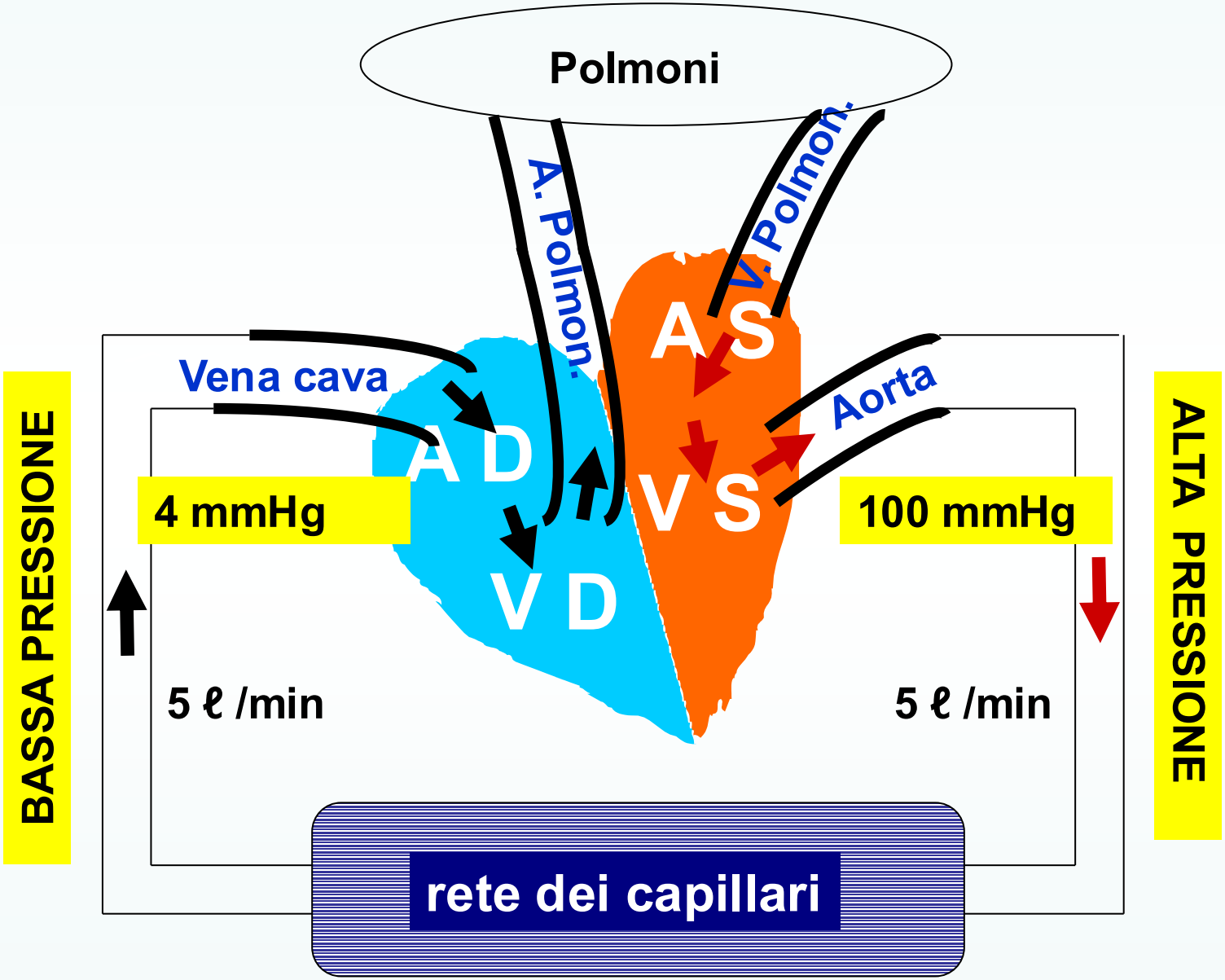
$S_1 = 5\ cm^2$ $\quad v_1 = 20\ cm/s$

$S_{2i} = 2.5\ cm^2$

$S_{2\ tot} = 7.5\ cm^2$ $\quad v_2 = 13.3\ cm/s$

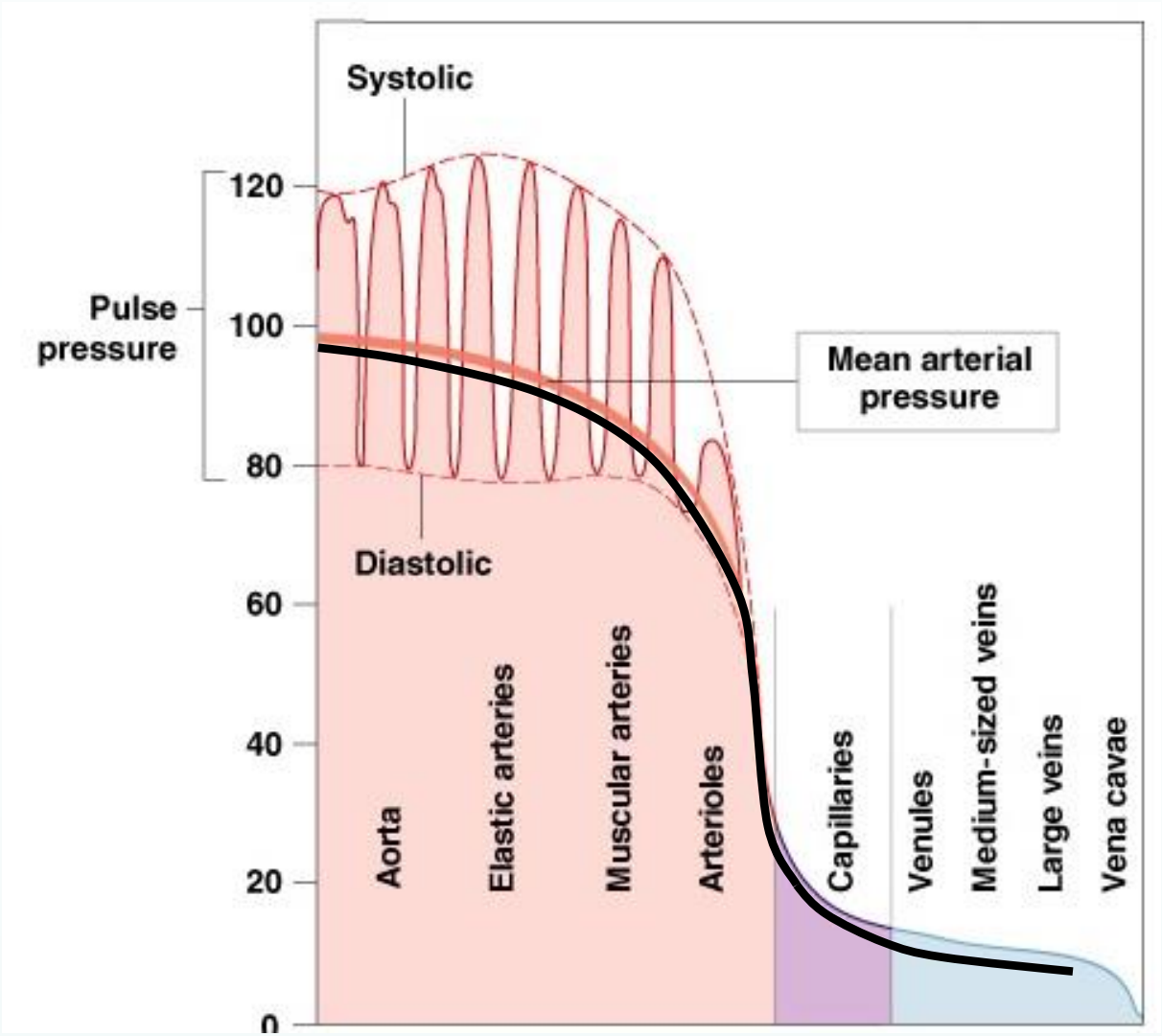
$S_{3i} = 1.5\ cm^2$

$S_{3\ tot} = 18\ cm^2$ $\quad v_3 = 5.5\ cm/s$


Polmoni
A. Polmon.
V. Polmon.
A S
Vena cava
Aorta
A D
V S
4 mmHg
100 mmHg
V D
5 ℓ /min
5 ℓ /min
BASSA PRESSIONE
ALTA PRESSIONE
rete dei capillari

PRESSIONE NEI DISTRETTI

Per far circolare il sangue da VS a AD bisogna applicare una Δp sufficientemente elevata per vincere l'attrito interno.

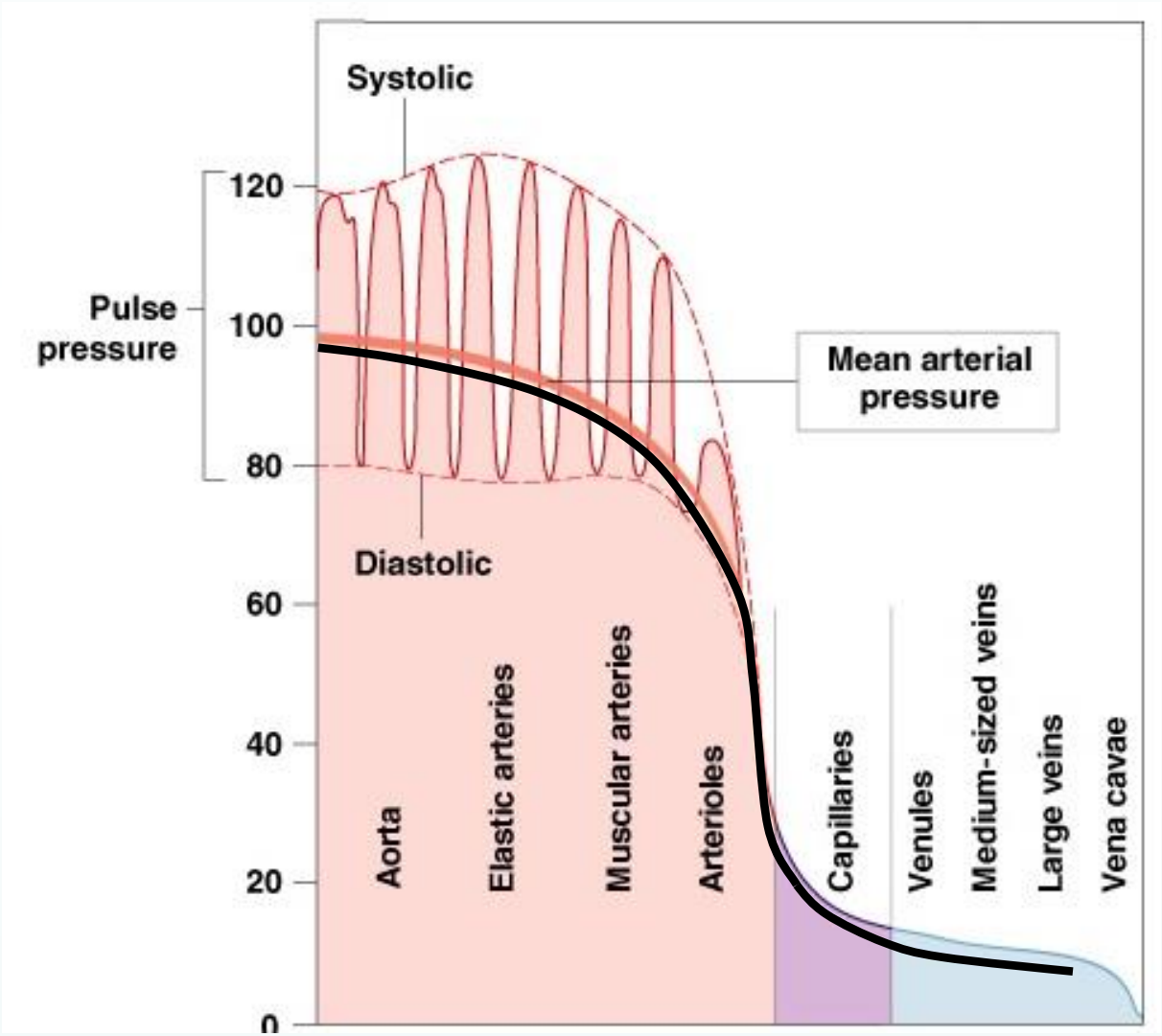


$P_{VS} \approx 100$ mm Hg

$P_{AD} \approx 4$ mm Hg

PRESSIONE NEI DISTRETTI

Per far circolare il sangue da VS a AD bisogna applicare una Δp sufficientemente elevata per vincere l'attrito interno.



$P_{VS} \approx 100$ mm Hg

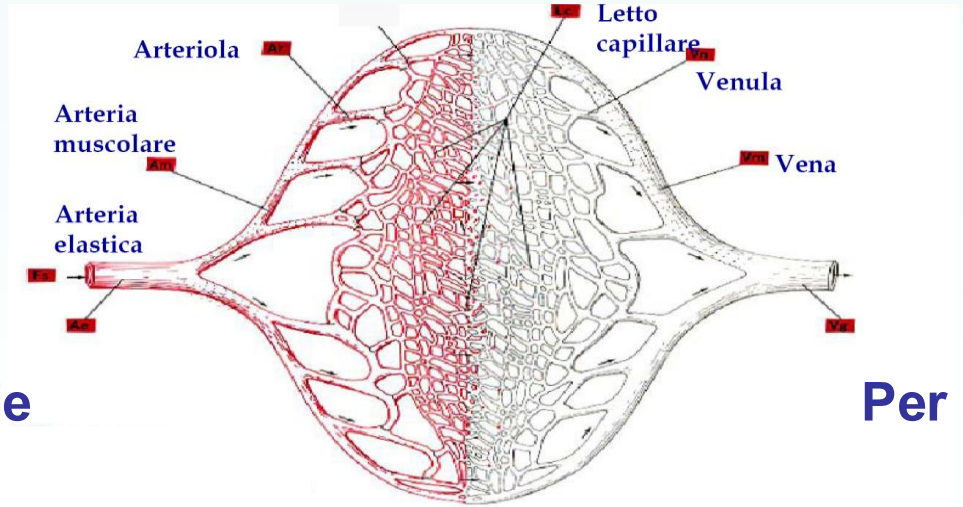
$P_{AD} \approx 4$ mm Hg

Nel regime laminare per i grandi vasi la resistenza è bassa, mentre per i capillari (raggio piccolo) la resistenza è elevata (legge di Poiseuille).

Bisogna però tener conto del collegamento in parallelo.

$$\mathcal{R} = \frac{8\,\eta\,L}{\pi\,r^4}$$

RESISTENZE IDRAULICHE

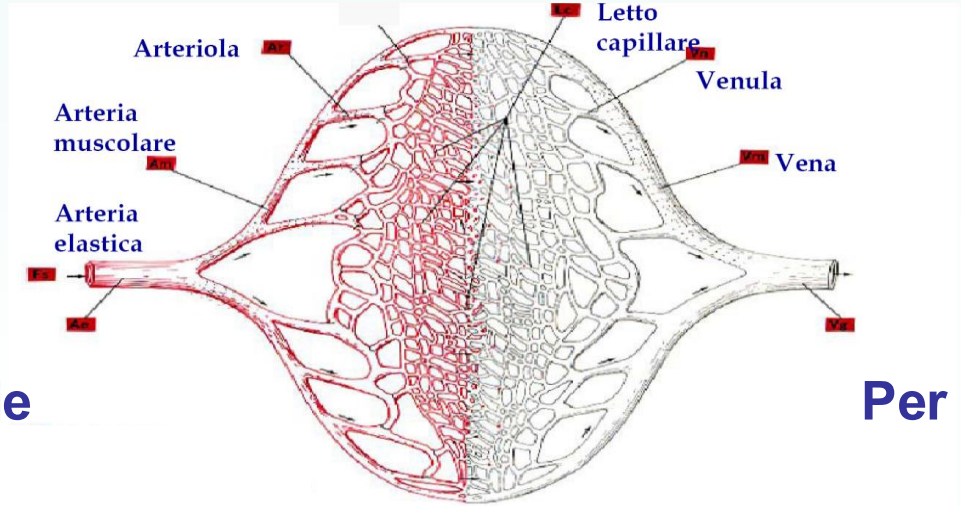


Per le arterie **Per i capillari**

$$\frac{1}{R_{A\,tot}} = \frac{1}{R_A} + \frac{1}{R_A} + \ldots = \frac{N_A}{R_A}$$

$$R_{A\,tot} = \frac{R_A}{N_A}$$

RESISTENZE IDRAULICHE



Per le arterie

$$\frac{1}{R_{A\,tot}} = \frac{1}{R_A} + \frac{1}{R_A} + \ldots = \frac{N_A}{R_A}$$

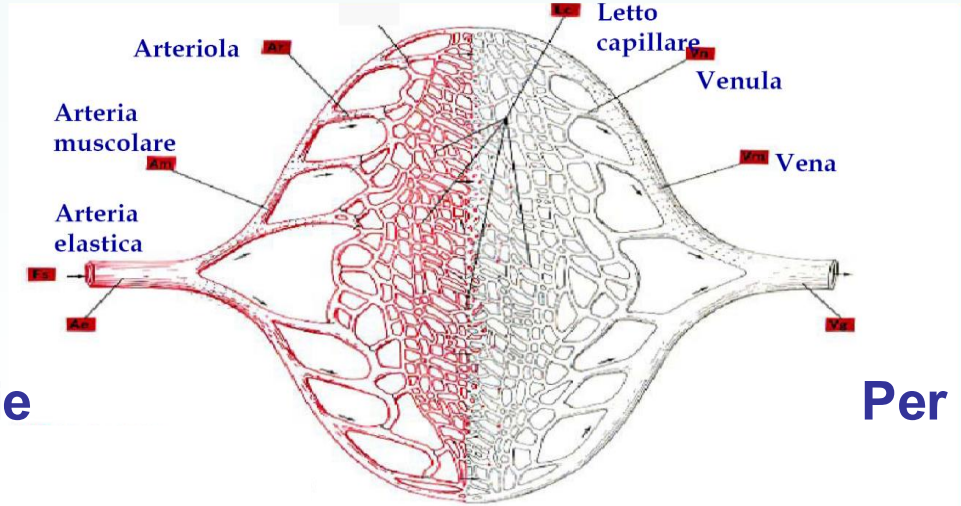
$$R_{A\,tot} = \frac{R_A}{N_A}$$

Per i capillari

$$\frac{1}{R_{C\,tot}} = \frac{1}{R_C} + \frac{1}{R_C} + \ldots = \frac{N_C}{R_C}$$

$$R_{C\,tot} = \frac{R_C}{N_C}$$

RESISTENZE IDRAULICHE



Per le arterie

$$\frac{1}{R_{A\,tot}} = \frac{1}{R_A} + \frac{1}{R_A} + \ldots = \frac{N_A}{R_A}$$

$$R_{A\,tot} = \frac{R_A}{N_A}$$

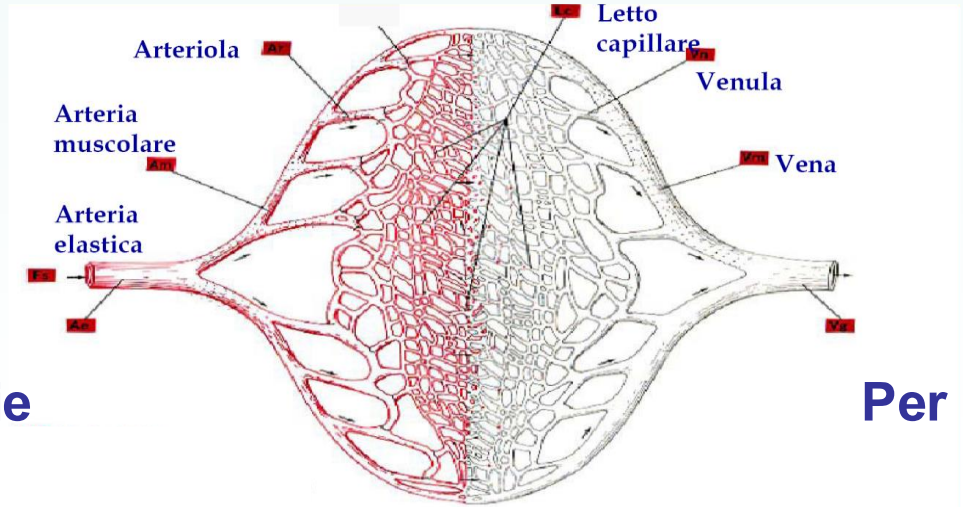
Per i capillari

$$\frac{1}{R_{C\,tot}} = \frac{1}{R_C} + \frac{1}{R_C} + \ldots = \frac{N_C}{R_C}$$

$$R_{C\,tot} = \frac{R_C}{N_C}$$

$R_C > R_A$ ma $N_C >> N_A$

RESISTENZE IDRAULICHE



Per le arterie

$$\frac{1}{R_{A\,tot}} = \frac{1}{R_A} + \frac{1}{R_A} + \ldots = \frac{N_A}{R_A}$$

$$R_{A\,tot} = \frac{R_A}{N_A}$$

Per i capillari

$$\frac{1}{R_{C\,tot}} = \frac{1}{R_C} + \frac{1}{R_C} + \ldots = \frac{N_C}{R_C}$$

$$R_{C\,tot} = \frac{R_C}{N_C}$$

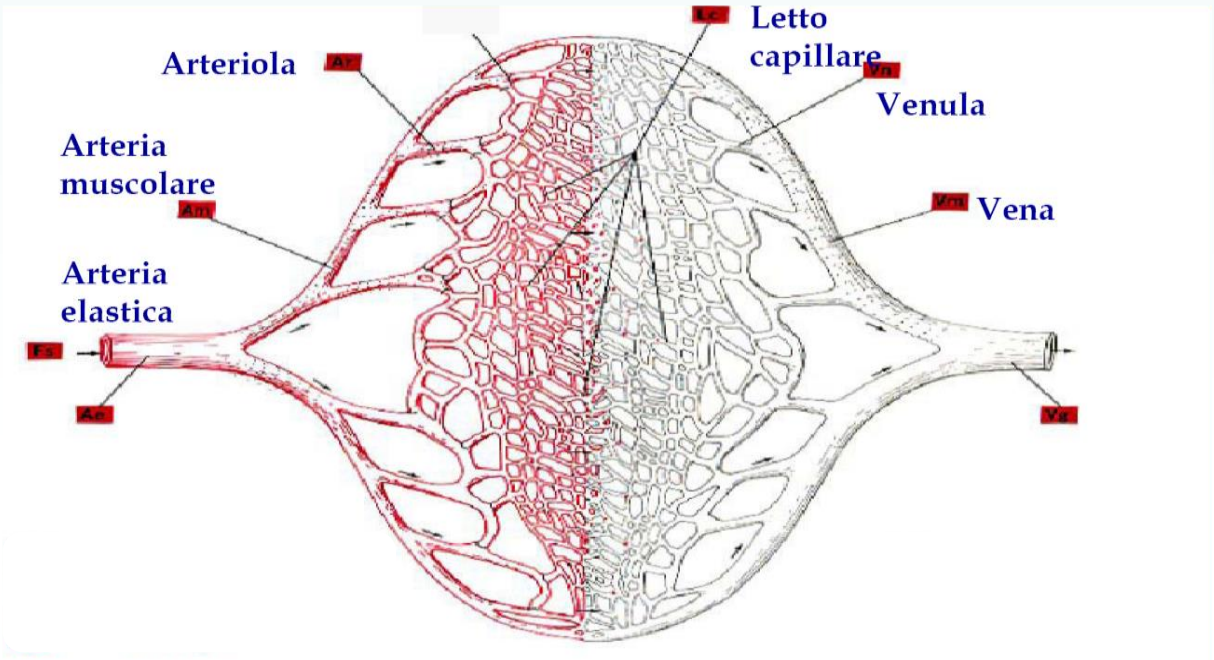
$R_C > R_A$ **ma** $N_C >> N_A$

$$\frac{R_C}{N_C} < \frac{R_A}{N_A}$$

$$R_{C\,tot} < R_{A\,tot}$$

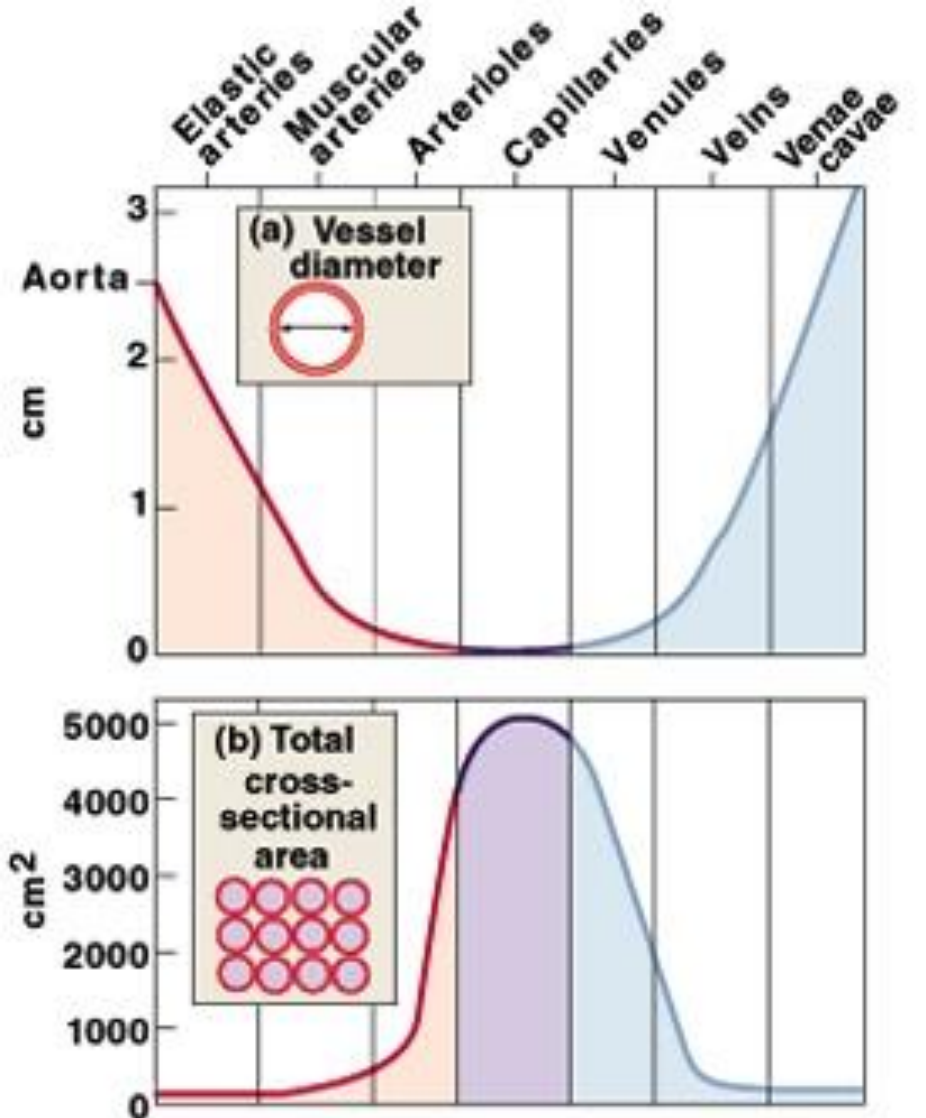
capillari arterie

MICROCIRCOLO CAPILLARE

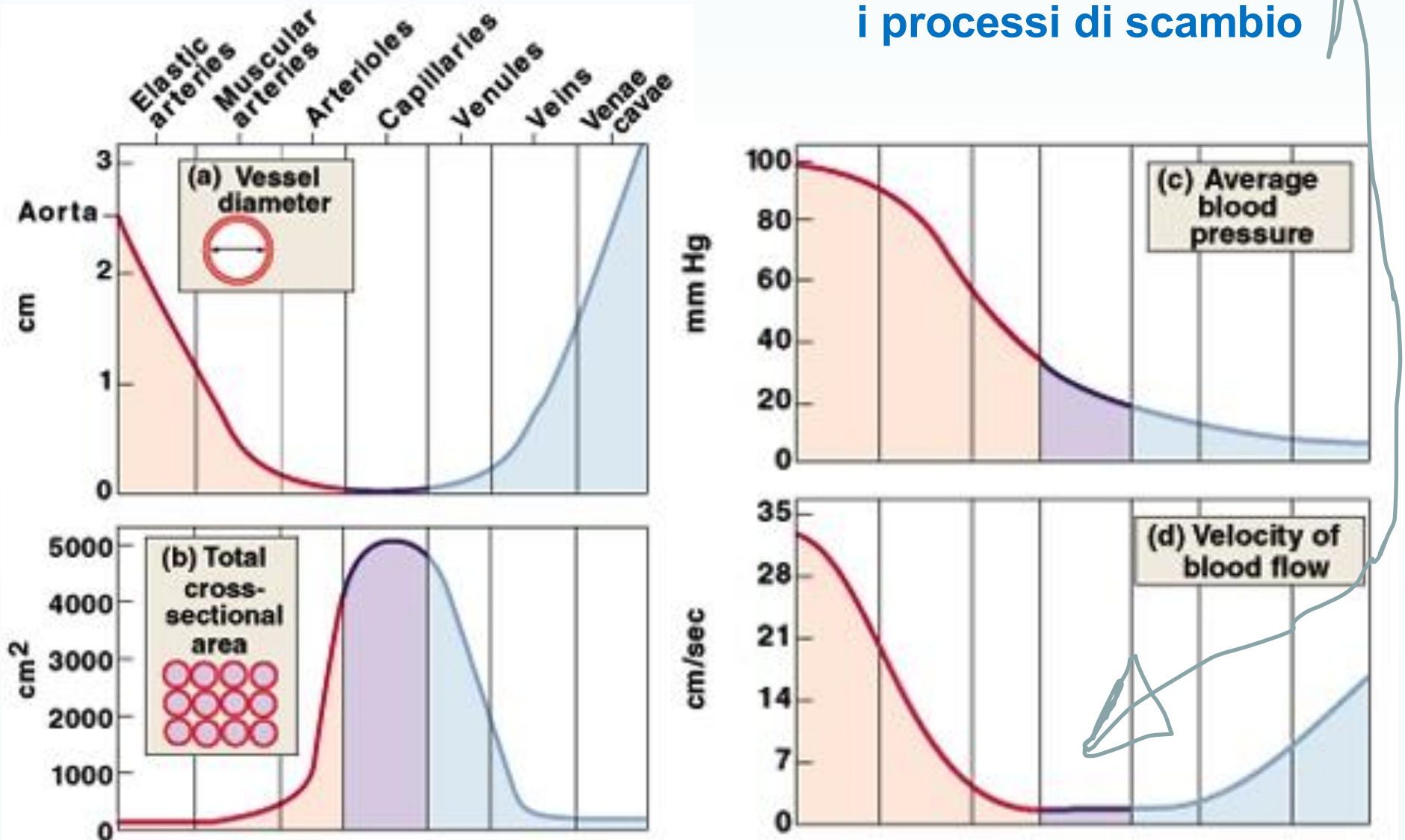


La rete capillare con l'organizzazione in parallelo consente una riduzione della resistenza totale e un aumento della superficie di scambio.

L'area della sezione trasversa totale aumenta dall'aorta verso i capillari per poi diminuire di nuovo dai capillari verso le vene. La velocità del sangue diminuisce all' aumentare della sezione totale e diventa minima ai capillari per favorire i processi di scambio



L'area della sezione trasversa totale aumenta dall'aorta verso i capillari per poi diminuire di nuovo dai capillari verso le vene. La velocità del sangue diminuisce all' aumentare della sezione totale e diventa minima ai capillari per favorire i processi di scambio



RESISTENZE IDRAULICHE

In condizioni normali

$\Delta p = 100$ mm Hg $= 1.3 \cdot 10^5$ barie

$Q = 60\ cm^3/s$

$R = \Delta p / Q$

$R = 1.3 \cdot 10^5$ barie $/ 60\ cm^3 s^{-1}$

$R = 2.2 \cdot 10^3$ barie s $/cm^3$

In condizioni di sforzo fisico

$\Delta p = 140$ mm Hg $= 1.9 \cdot 10^5$ barie

$Q = 150\ cm^3/s$

$R = \Delta p / Q$

$R = 1.9 \cdot 10^5$ barie $/ 150\ cm^3 s^{-1}$

$R = 1.2 \cdot 10^3$ barie s $/cm^3$

Sotto sforzo la R è diminuita in quanto aumenta la sezione complessiva di qualche distretto (arteriole).

La capacità di diminuire la R è importante per evitare un aumento di potenza cardiaca sotto sforzo.

RESISTENZE IDRAULICHE

In condizioni normali

$\Delta p = 100$ mm Hg $= 1.3 \cdot 10^5$ barie

$Q = 60\ cm^3/s$

$R = \Delta p / Q$

$R = 1.3 \cdot 10^5$ barie $/ 60\ cm^3 s^{-1}$

$R = 2.2 \cdot 10^3$ barie s $/cm^3$

In condizioni di sforzo fisico

$\Delta p = 140$ mm Hg $= 1.9 \cdot 10^5$ barie

$Q = 150\ cm^3/s$

$R = \Delta p / Q$

$R = 1.9 \cdot 10^5$ barie $/ 150\ cm^3 s^{-1}$

$R = 1.2 \cdot 10^3$ barie s $/cm^3$

In condizioni di ipertensione

$\Delta p = 200$ mm Hg $= 2.6 \cdot 10^5$ barie

$Q = 60\ cm^3/s$

$R = \Delta p / Q$

$R = 2.6 \cdot 10^5$ barie $/ 60\ cm^3 s^{-1}$

$R = 4.4 \cdot 10^3$ barie s $/cm^3$

Sotto sforzo la R è diminuita in quanto aumenta la sezione complessiva di qualche distretto (arteriole).

La capacità di diminuire la R è importante per evitare un aumento di potenza cardiaca sottosforzo.

In un soggetto iperteso anche la resistenza è elevata.

TENSIONE ELASTICA

$L = \tau \Delta A$

Per la lamina di liquido
τ non dipende da A

Per la membrana elastica
τ è funziona di A

Se si tende una membrana elastica si sviluppano **forze di reazione** (come la forza di richiamo della molla elastica) che sono tangenti alla superficie e normali ai bordi.

VASI SANGUIGNI

- **Membrana elastica che si dilata sotto l'azione della pressione del sangue.**
- **La reazione elastica del vaso si oppone alla dilatazione.**
- **Forma cilindrica.**

Legge di Laplace

$$\Delta p = \frac{\tau}{r}$$

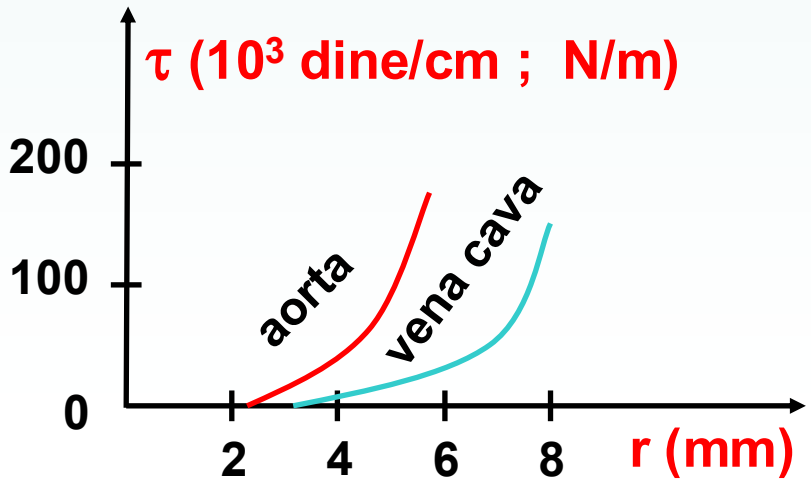
Tensione elastica

$$\tau = \tau (r)$$

r, raggio del vaso

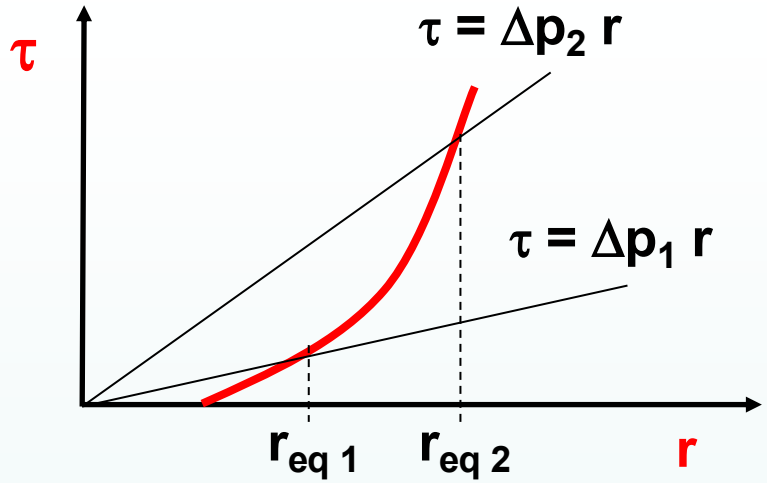
Δp, pressione transmurale

VASI SANGUIGNI



$\tau = \tau(r)$

Le pereti venose sono molto distensibili all'interno, mentre presentano una guaina rigida che contiene dilatazioni eccessive.

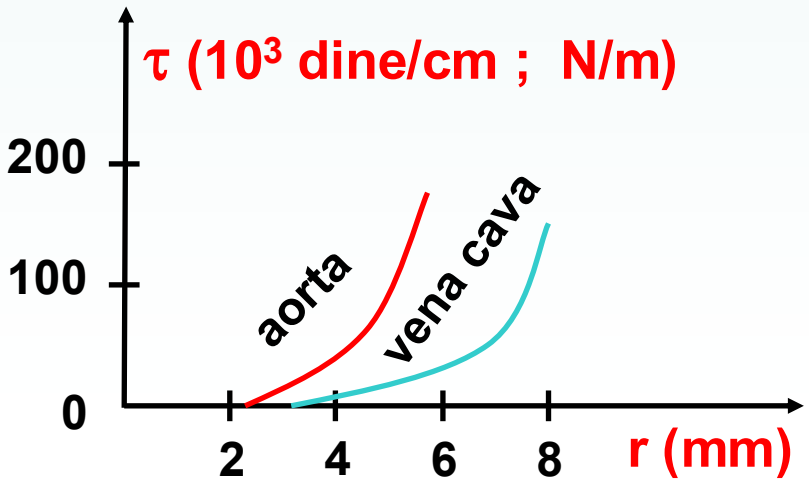


$$\Delta p = \frac{\tau}{r}$$

$\tau = \Delta p\ r$

Se Δp trasmurale aumenta allora anche il raggio di equilibrio r_{eq} aumenta.

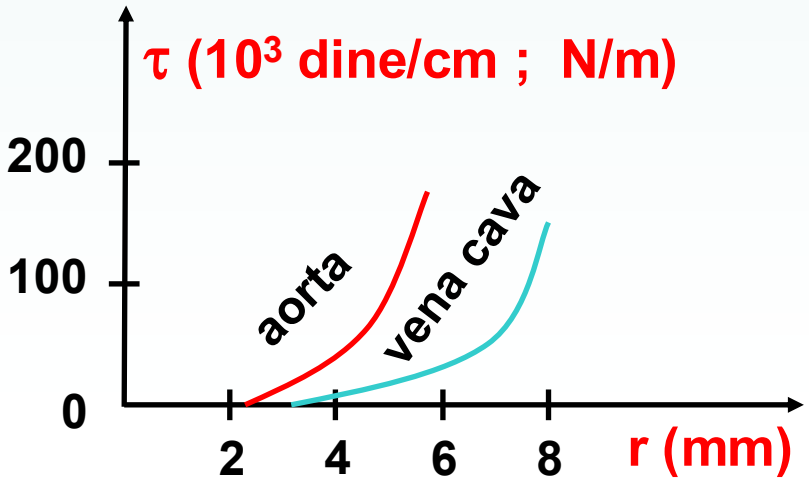
VASI SANGUIGNI



$\tau = \tau(r)$

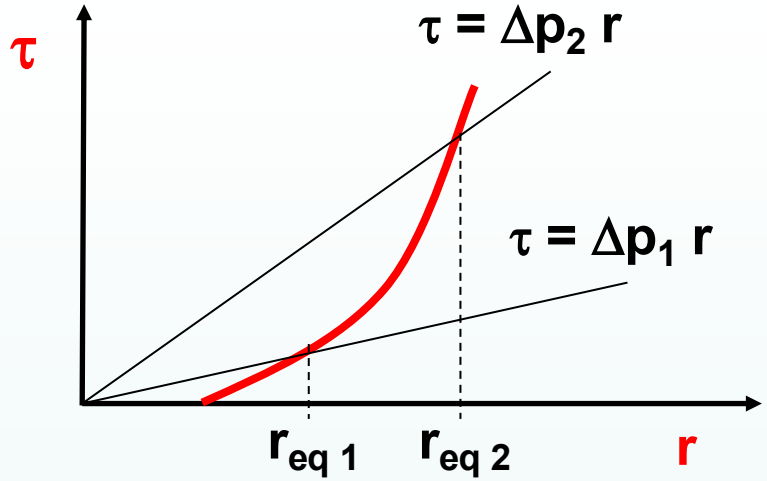
Le pareti venose sono molto distensibili all'interno, mentre presentano una guaina rigida che contiene dilatazioni eccessive.

VASI SANGUIGNI



$\tau = \tau(r)$

Le pereti venose sono molto distensibili all'interno, mentre presentano una guaina rigida che contiene dilatazioni eccessive.

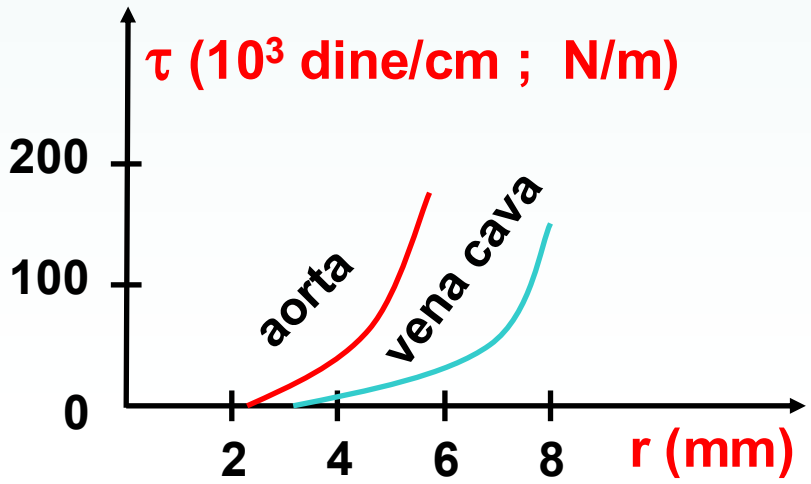


$$\Delta p = \frac{\tau}{r}$$

$\tau = \Delta p\ r$

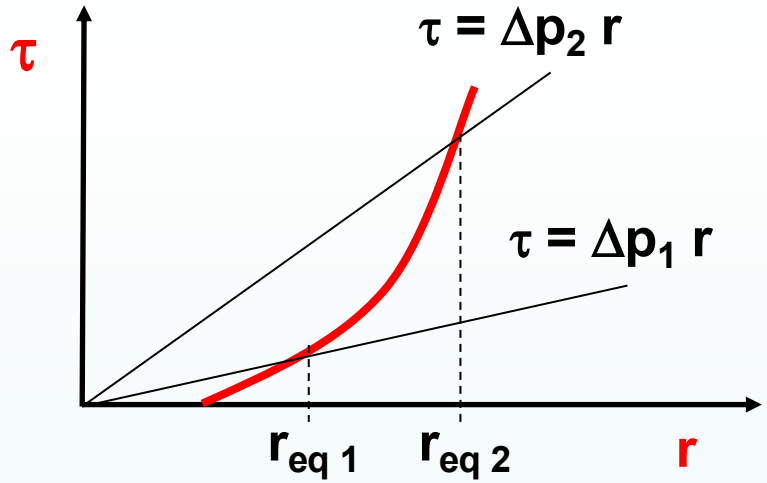
Se Δp trasmurale aumenta allora anche il raggio di equilibrio r_{eq} aumenta.

VASI SANGUIGNI



$\tau = \tau(r)$

Le pereti venose sono molto distensibili all'interno, mentre presentano una guaina rigida che contiene dilatazioni eccessive.



$$\Delta p = \frac{\tau}{r}$$

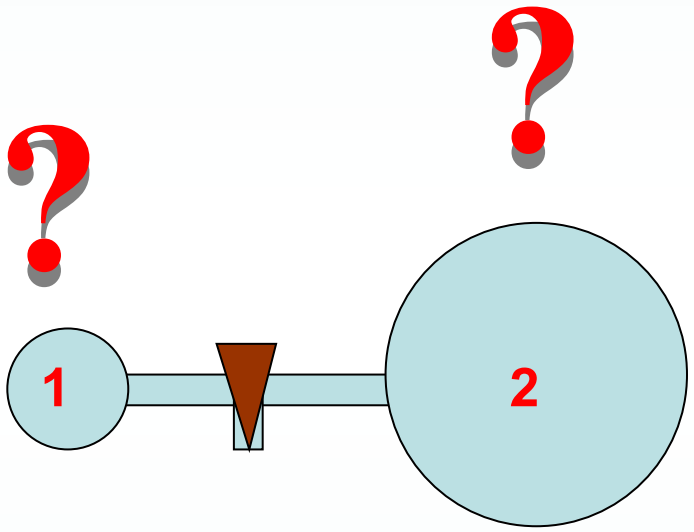
$\tau = \Delta p\ r$

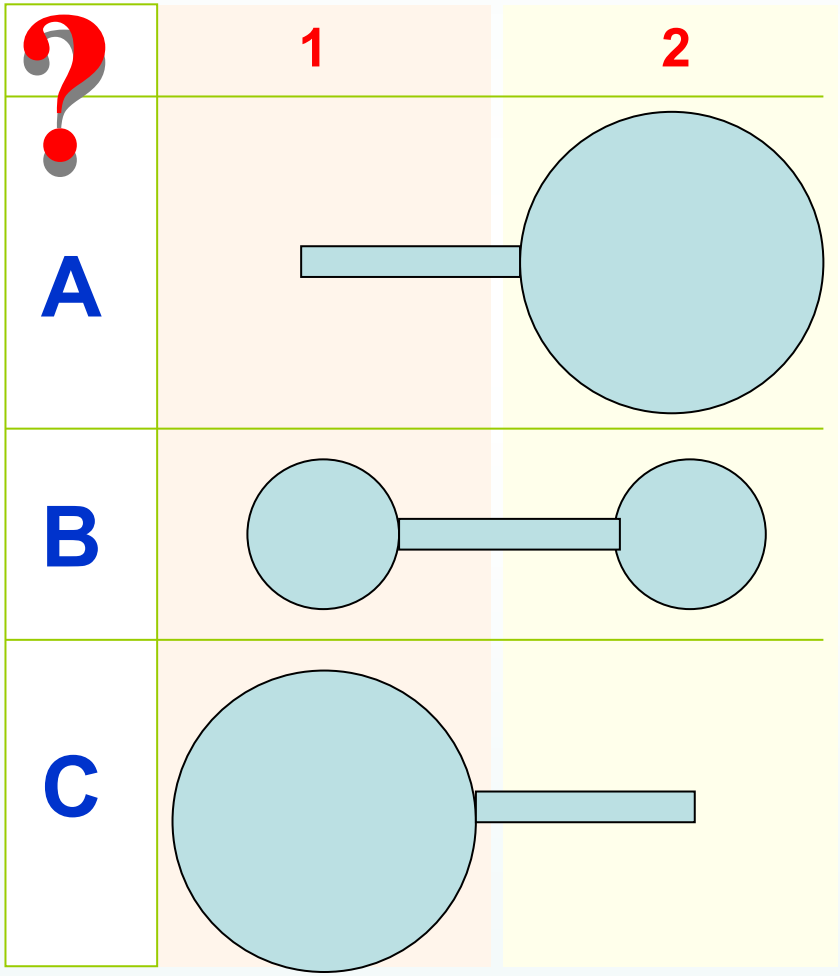
Se Δp trasmurale aumenta allora anche il raggio di equilibrio r_{eq} aumenta.

BOLLE COLLEGATE

Bolle di diverso raggio si sono formate alle due estremità di un tratto orizzontale chiuso da un rubinetto.

Se il rubinetto viene aperto . . . . . .



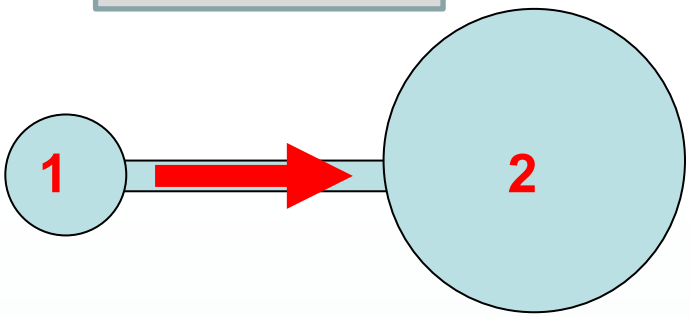


BOLLE COLLEGATE

Bolle di diverso raggio si sono formate alle due estremità di un tratto orizzontale chiuso da un rubinetto.

Se il rubinetto viene aperto . . . . . .

$$\Delta p = \frac{\tau}{r}$$

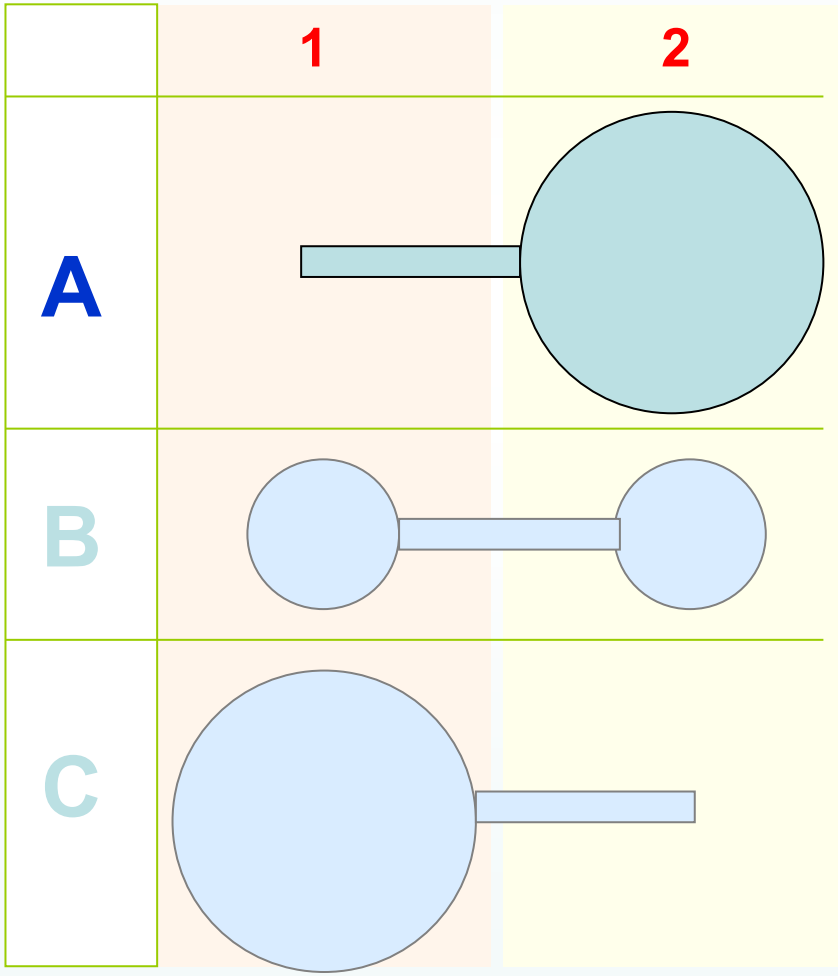


$R_2 > R_1$ $\Delta P_2 < \Delta p_1$

GAS passa 1 → 2

R_1 diminuisce

R_2 aumenta



ALVEOLI POLMONARI

Alveoli come sferette collegate fra loro

- Uno strato liquido interno, più uno strato elastico.
- La sola configurazione di bolle liquide collegate fra loro portano al collasso degli alveoli piccoli e l'eccessiva crescita degli alveoli grandi

ALVEOLI POLMONARI

Alveoli come sferette collegate fra loro

- Uno strato liquido interno, più uno strato elastico.
- La sola configurazione di bolle liquide collegate fra loro portano al collasso degli alveoli piccoli e l'eccessiva crescita degli alveoli grandi
- La reazione elastica prodotta dallo strato esterno si oppone a questo collasso

ALVEOLI POLMONARI

Alveoli come sferette collegate fra loro

- Uno strato liquido interno, più uno strato elastico.
- La sola configurazione di bolle liquide collegate fra loro portano al collasso degli alveoli piccoli e l'eccessiva crescita degli alveoli grandi
- La reazione elastica prodotta dallo strato esterno si oppone a questo collasso

EQUILIBRIO FRA GLI ALVEOLI

L'andamento pressione-volume per l'alveolo si ottiene sommando gli andamenti ottenuti per i due strati separatamente.

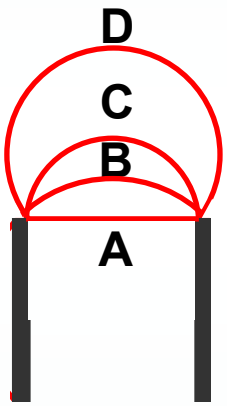
ALVEOLI curve pressione-volume

curva pressione-volume per lo strato liquido

Una lamina liquida all'estremità di un condotto si espande a formare una bolla.

-relazione fra r raggio della lamina e V volume racchiuso

-relazione fra Δp e r ($\Delta p = \tau / r$)



A lamina piatta
B lamina si incurva
C lamina calotta di ½ sfera
D lamina calotta

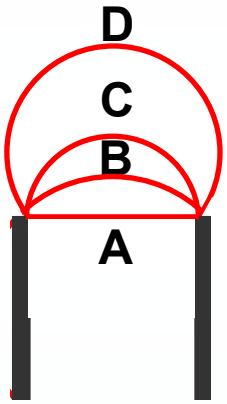
ALVEOLI curve pressione-volume

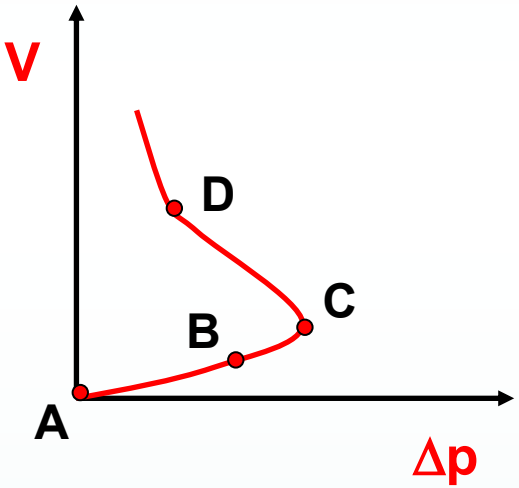
curva pressione-volume per lo strato liquido

Una lamina liquida all'estremità di un condotto si espande a formare una bolla.

-relazione fra r raggio della lamina e V volume racchiuso

-relazione fra Δp e r ($\Delta p = \tau / r$)





A lamina piatta $R_A = \infty$ **V= 0** **Δp =0**

B lamina si incurva

C lamina calotta di ½ sfera

D lamina calotta

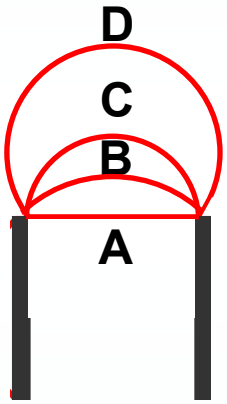
ALVEOLI curve pressione-volume

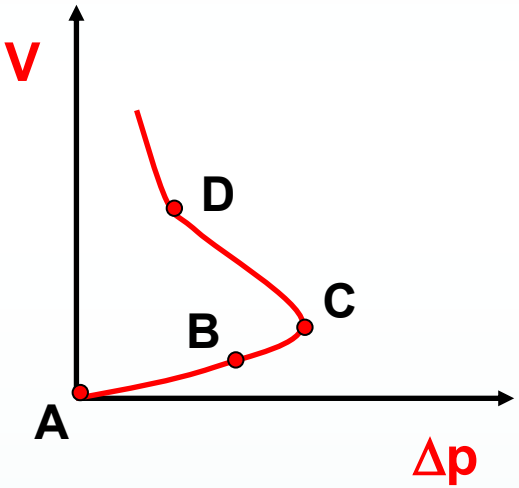
curva pressione-volume per lo strato liquido

Una lamina liquida all'estremità di un condotto si espande a formare una bolla.

-relazione fra r raggio della lamina e V volume racchiuso

-relazione fra Δp e r ($\Delta p = \tau / r$)





A lamina piatta	**$R_A = \infty$**	**V= 0**	**Δp =0**
B lamina si incurva	**$R_B < R_A$**	**V cresce**	**Δp cresce**
C lamina calotta di ½ sfera	**$R_C = R_{min}$**	**V cresce**	**Δp massimo**
D lamina calotta	**$R_D > R_C$**	**V cresce**	**Δp diminuisce**

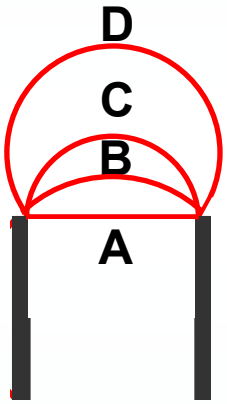
ALVEOLI curve pressione-volume

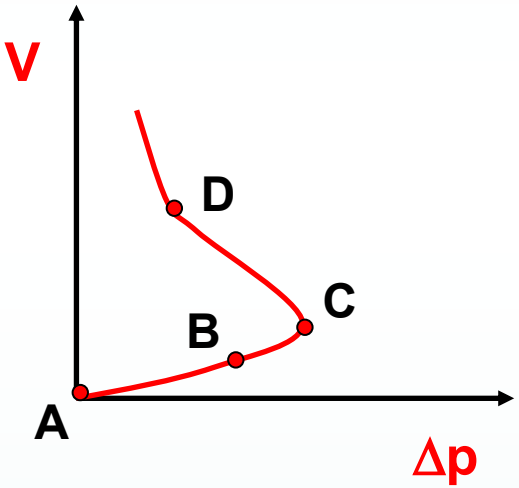
curva pressione-volume per lo strato liquido

Una lamina liquida all'estremità di un condotto si espande a formare una bolla.

-relazione fra r raggio della lamina e V volume racchiuso

-relazione fra Δp e r ($\Delta p = \tau / r$)





A lamina piatta	$R_A = \infty$	V= 0	$\Delta p = 0$
B lamina si incurva	$R_B < R_A$	V cresce	Δp cresce
C lamina calotta di ½ sfera	$R_C = R_{min}$	V cresce	Δp massimo
D lamina calotta	$R_D > Rc$	V cresce	Δp diminuisce

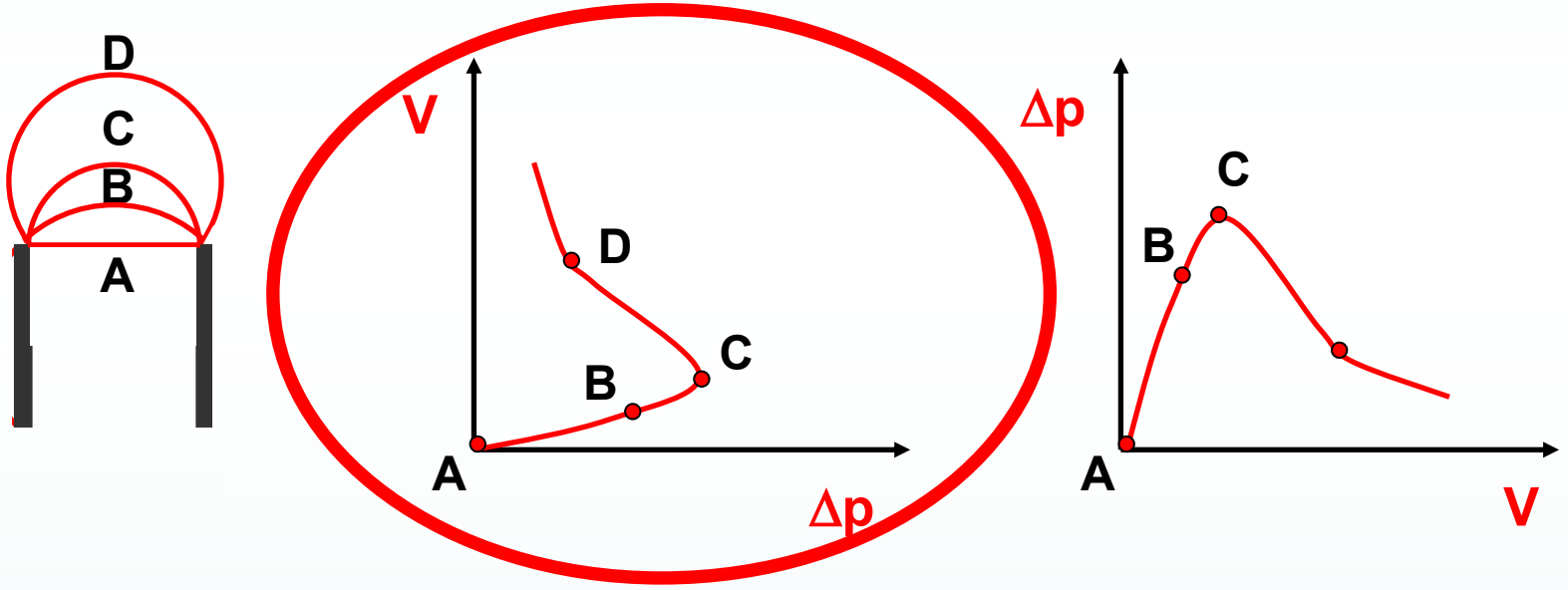
ALVEOLI curve pressione-volume

curva pressione-volume per lo strato liquido

Una lamina liquida all'estremità di un condotto si espande a formare una bolla.

-relazione fra r raggio della lamina e V volume racchiuso

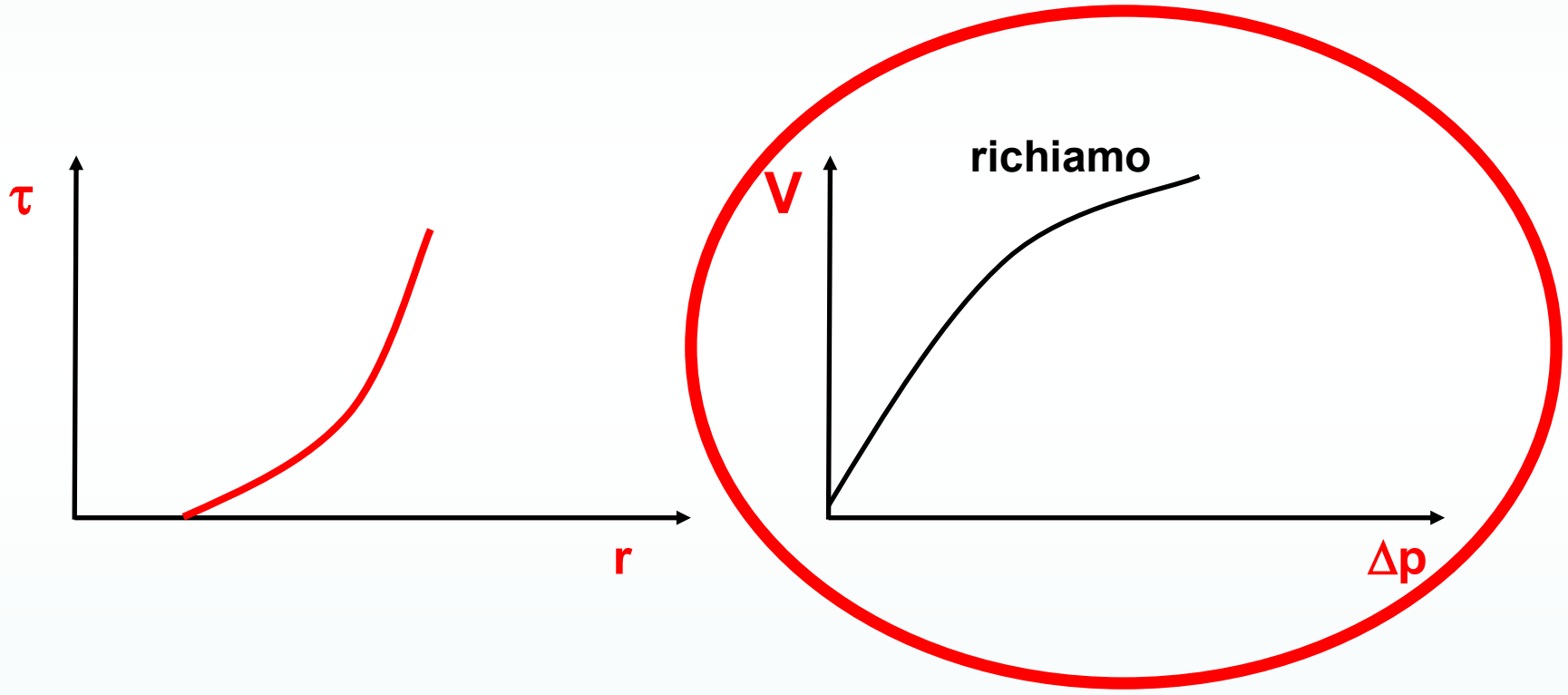
-relazione fra Δp e r ($\Delta p = \tau / r$)



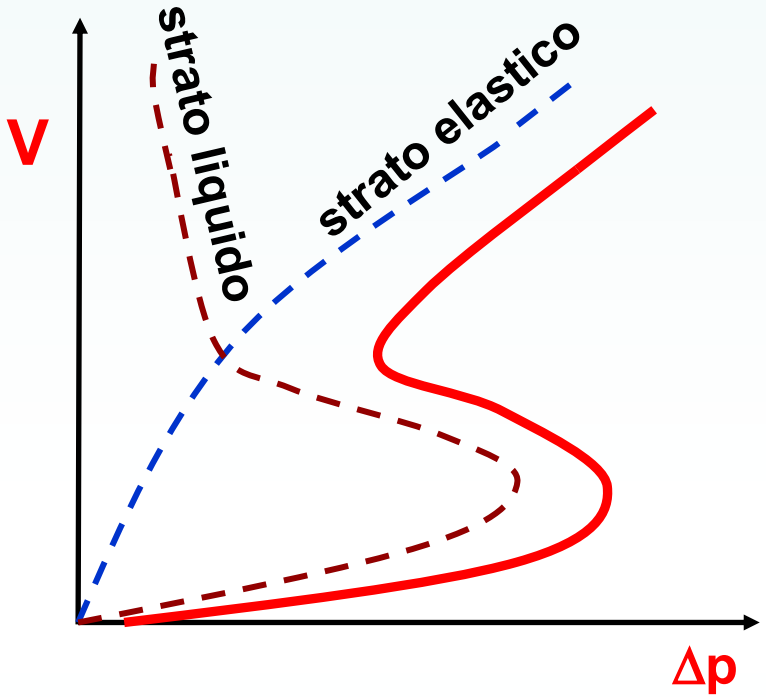
A lamina piatta	$R_A = \infty$	V= 0	$\Delta p = 0$
B lamina si incurva	$R_B < R_A$	V cresce	Δp cresce
C lamina calotta di ½ sfera	$R_C = R_{min}$	V cresce	Δp massimo
D lamina calotta	$R_D > Rc$	V cresce	Δp diminuisce

ALVEOLI curve pressione-volume

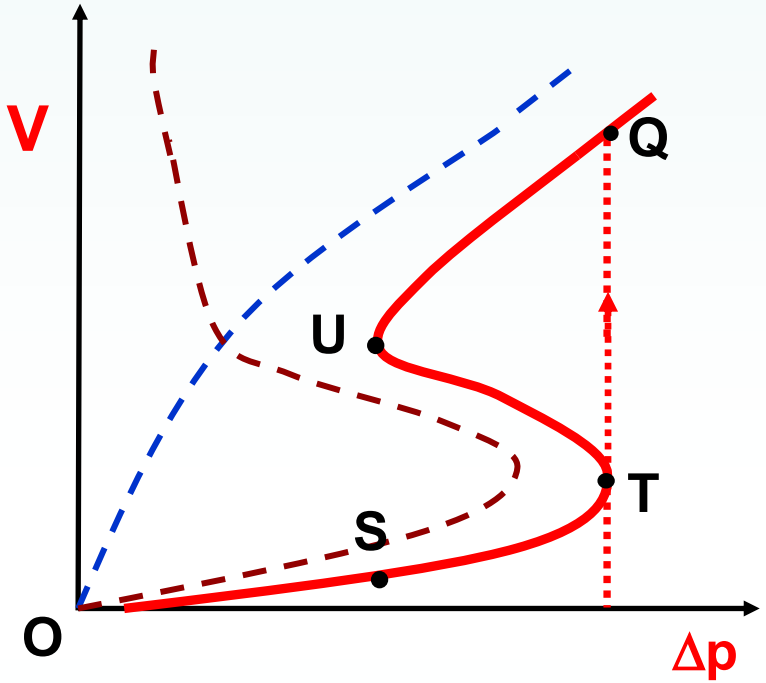
curva pressione-volume
per lo strato elastico



ALVEOLI e tensioattivi



ALVEOLI e tensioattivi



ALVEOLO SI GONFIA

Da O a S V cresce lento
Δp cresce

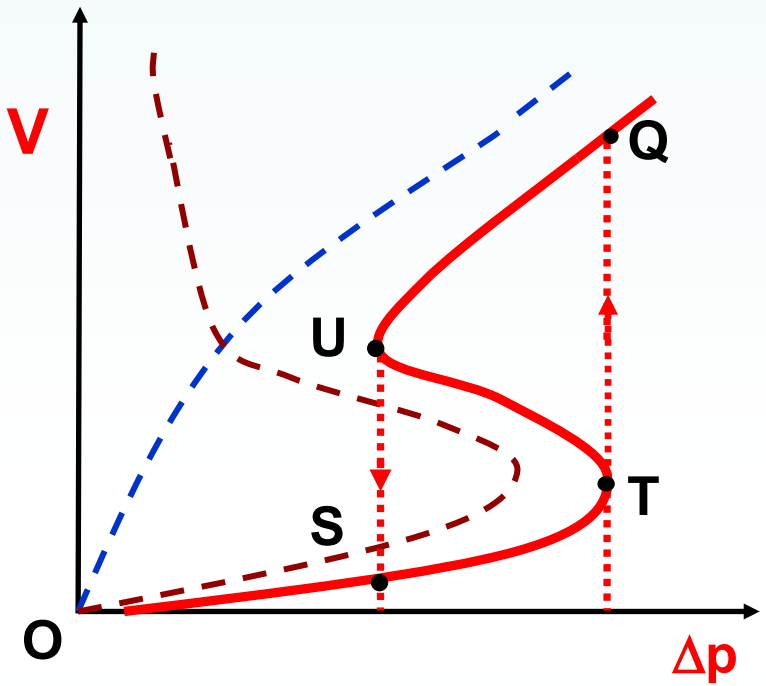
in T Δp critica di apertura

ALVEOLO "SCOPPIA"

raggiunge equilibrio al volume Q

dopo Q comportamento quasi elastico

ALVEOLI e tensioattivi



ALVEOLO SI GONFIA

Da O a S V cresce lento
Δp cresce

in T Δp critica di apertura

ALVEOLO "SCOPPIA"

raggiunge equilibrio al volume Q
dopo Q comportamento quasi elastico

ALVEOLO SI SGONFIA

Da Q verso U V diminuisce
Δp diminuisce

in U Δp critica di chiusura

ALVEOLO "COLLASSA"

raggiunge equilibrio al volume S

ALVEOLI e tensioattivi

Δp critica di apertura calcolata per lo strato liquido

Δp 15 mm Hg

TROPPO !

ALVEOLI e tensioattivi

Δp critica di apertura calcolata per lo strato liquido

Δp 15 mm Hg

TROPPO !

Le pareti alveolari producono tensioattivi che riducono la Δp (Δp 1 mmHg)

- Alte concentrazioni di tensioattivi per alveolo sgonfio
- Basse concentrazioni di tensioattivi per alveolo gonfio