

Le leggi dell'idrostatica e dell'idrodinamica spiegano i principi fisici che sono alla base del funzionamento del sistema cardio-circolatorio, ma le caratteristiche particolari di questo sistema impediscono una descrizione quantitativa precisa.

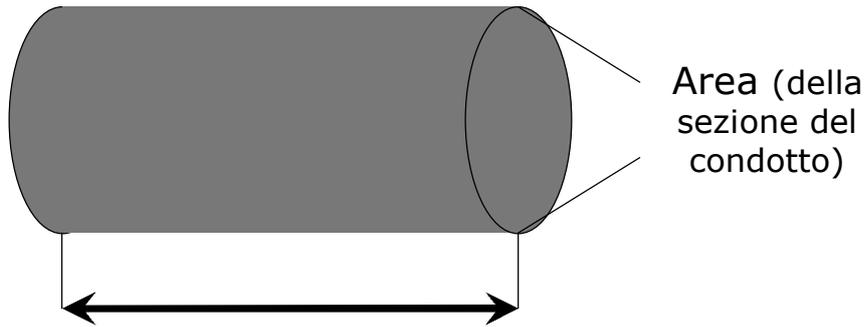
Infatti il sistema cardio-circolatorio presenta:

- Condotti elastici e non rigidi
- Tratti (capillari) che consentono la fuoriuscita e l'ingresso di liquido
- Una pompa con attività intermittente a frequenza variabile
- Variazioni della pressione esterna ai condotti da distretto a distretto e da momento a momento, variazioni che, essendo i condotti elastici, modificano il calibro del condotto
- Il sangue non è un fluido newtoniano, cioè è caratterizzato da una viscosità che varia al variare della velocità

Fluidi in movimento

Flusso = Volume di fluido che passa
nell'unità di tempo



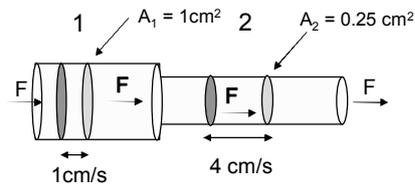


Lunghezza / tempo = velocità

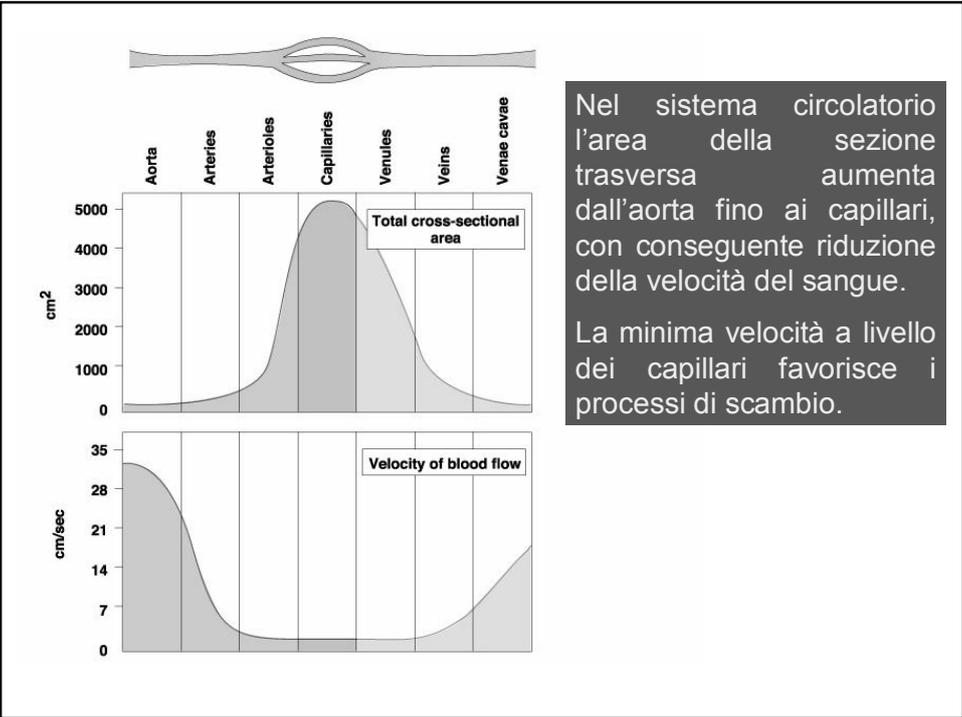
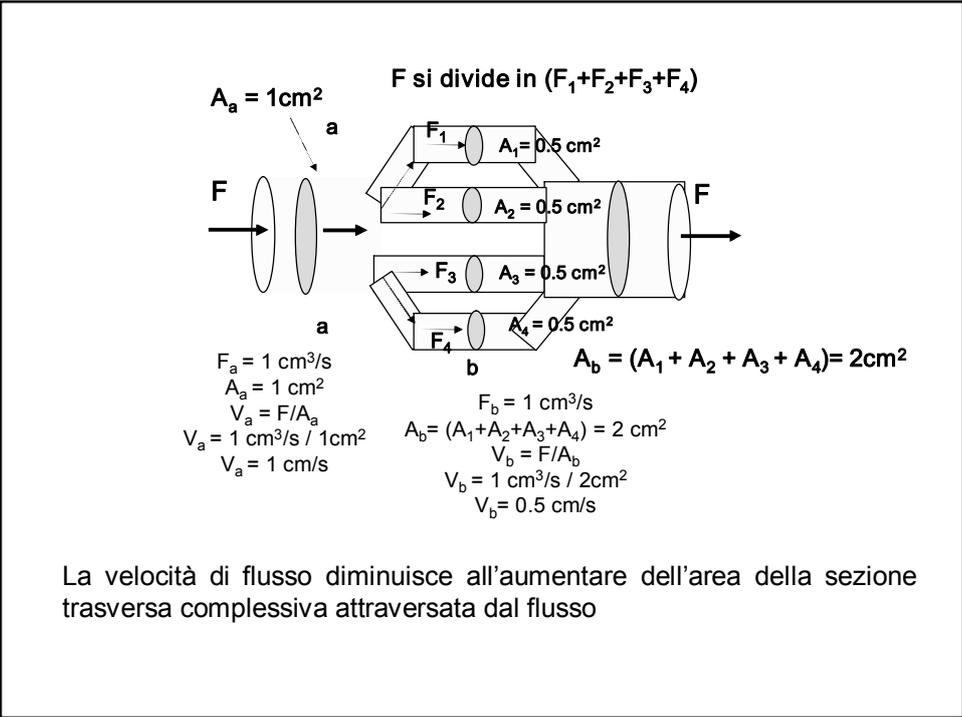
$$F = V \times A$$

$$V = F / A$$

- La legge della continuità (o legge di Leonardo) sostiene che il flusso è sempre costante in qualsiasi punto di un sistema di condotti.
- Questo comporta variazioni di velocità al variare della sezione trasversa complessiva attraversata dal flusso.



$F_1 = 1\text{cm}^3/\text{s}$	$F_2 = 1\text{cm}^3/\text{s}$
$A_1 = 1\text{cm}^2$	$A_2 = 0.25\text{cm}^2$
$V = F/A$	$V = F/A$
$V_1 = 1\text{cm}^3/\text{s}/1\text{cm}^2$	$V_2 = 1\text{cm}^3/\text{s}/0.25\text{cm}^2$
$V_1 = 1\text{ cm/s}$	$V_2 = 4\text{ cm/s}$



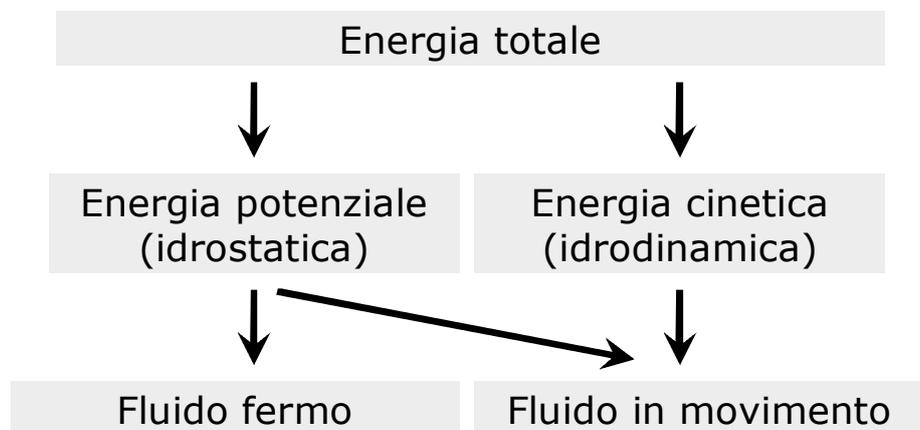
ENERGIA TOTALE

- L'elasticità dei vasi nel sistema circolatorio e l'intermittenza della pompa cardiaca comportano continue accelerazioni e decelerazioni del sangue con variazioni dell'energia cinetica.

- La gravità terrestre influenza il sistema vascolare 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**

Energia di un fluido

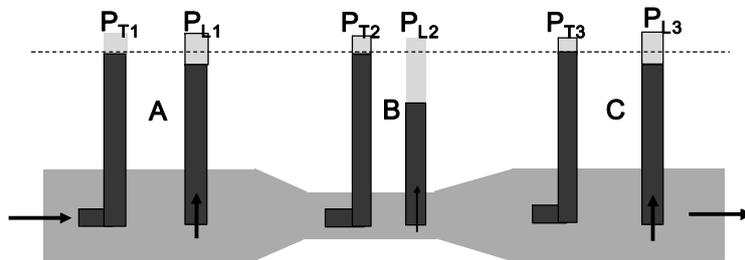


Il Principio di Bernoulli stabilisce che l'energia totale in un sistema di condotti deve rimanere costante.

$$E_T = E_s + E_d$$

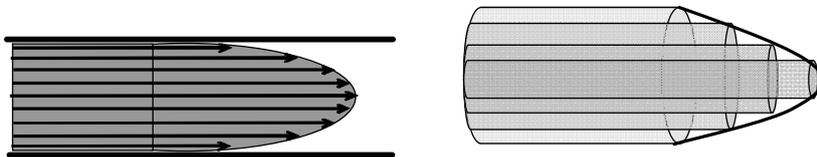
$$E_s = P_L = 1/2 \rho gh$$

$$E_d = E_c = 1/2 \rho v^2$$



Nella sezione **B**, la velocità del fluido, e quindi l'energia cinetica ($1/2 \rho v^2$), aumenta perché il diametro è minore. Poiché l'energia totale E_T , rimane costante lungo il condotto ($P_{T1} = P_{T2} = P_{T3}$) l'aumento di E_d nella sezione **B**, comporta una riduzione della P_L rispetto alle sezioni **A** e **C** ($P_{L2} < P_{L1} = P_{L3}$).

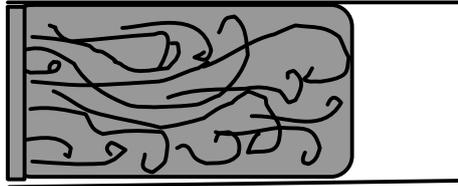
MOTO LAMINARE



Le particelle di liquido si muovono secondo lamine di scorrimento di spessore infinitesimo (cilindri di scorrimento), che avanzano parallele l'una all'altra con velocità che aumenta dalla periferia verso il centro. La lamina più centrale ha la velocità maggiore.

Il flusso laminare ha quindi un fronte di avanzamento di forma parabolica.

MOTO TURBOLENTO



Le particelle di liquido si muovono con moto vorticoso. Il flusso turbolento genera rumori e determina un aumento della resistenza allo scorrimento.

Per garantire lo stesso flusso in condizioni di turbolenza è necessario un gradiente pressorio maggiore.

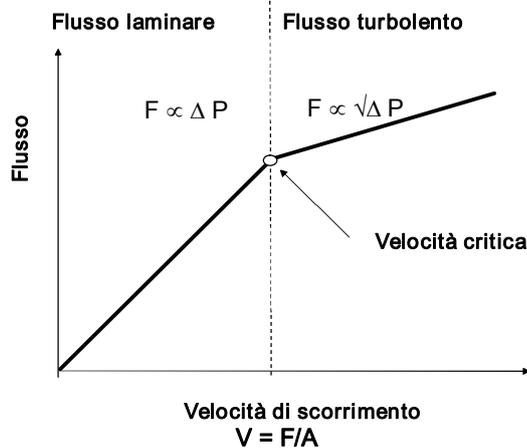
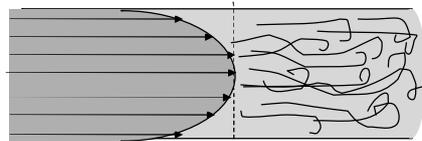
- Il sangue scorre nel sistema circolatorio con moto laminare. In condizioni fisiologiche si ha turbolenza solo a livello delle valvole cardiache.
- Si ha moto turbolento in un vaso stenotico, a valle della stenosi.
- Il moto turbolento essendo rumoroso, può essere rilevato mediante auscultazione.
- Il moto turbolento aumenta il lavoro cardiaco e favorisce la formazione di trombi.

Il passaggio da moto laminare a turbolento dipende dalle caratteristiche del condotto, dalla velocità di scorrimento e dalla natura del liquido (viscosità, η e densità, ρ). L'espressione che lega le diverse grandezze che influenzano il tipo di scorrimento è:

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

N_R è una costante adimensionale detta **numero di Reynolds**. Per un liquido che scorre in un condotto cilindrico:

si ha moto laminare per $N_R < 1000$ e moto turbolento per $N_R > 2000$



Nel moto laminare:

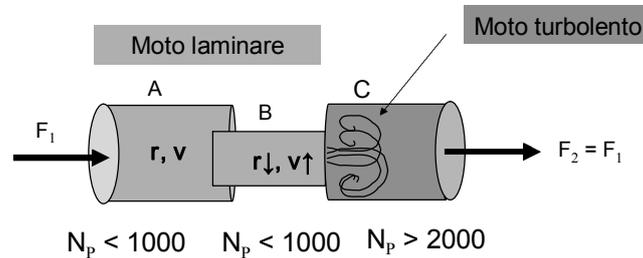
$$F \propto \Delta P$$

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.

STENOSI E TURBOLENZA



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

CONDIZIONI CHE GENERANO MOTO TURBOLENTO NEL SISTEMA CIRCOLATORIO

Si ha moto turbolento:

- Nel primo tratto dell'aorta, durante la fase di eiezione rapida, e per aumenti della gittata cardiaca (esercizio fisico). L'aumento di gittata cardiaca determina infatti un aumento della velocità.
- Per stenosi di un vaso, a valle della stenosi.
- Nell'anemia, dove si verifica la riduzione della viscosità η per diminuzione dell'ematocrito, e l'aumento di v per aumento della gittata cardiaca.

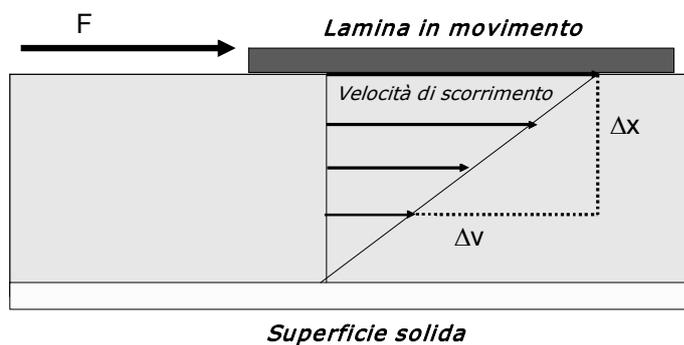
VISCOSITA'

La viscosità è una proprietà fondamentale dei fluidi e rappresenta la resistenza che si oppone allo scorrimento di strati adiacenti di liquido. Si misura in poise.

Newton ha descritto questo fenomeno come una “mancanza di scorrevolezza” tra le parti di un fluido.

Secondo Newton, la resistenza interna di un fluido è proporzionale alla velocità con cui gli strati scorrono gli uni sugli altri.

La viscosità di un fluido newtoniano resta costante al variare della velocità, mentre per fluidi non newtoniani tende ad aumentare al ridursi della velocità.

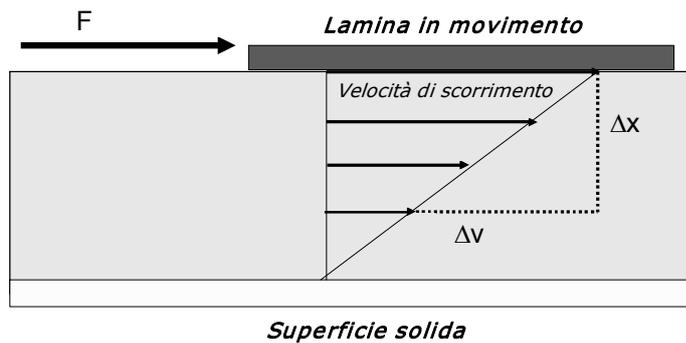


Se si considera il movimento dell'acqua in un condotto aperto, si vede che lo strato di acqua che bagna il fondo è praticamente immobile, mentre gli altri strati si muovono con velocità crescente fino allo strato superficiale, che presenta la massima velocità. Si può calcolare il rapporto tra le velocità di lamine distanti come **gradiente di velocità γ** (velocità di scorrimento tangenziale o di taglio, shear rate).

$$\text{Gradiente di velocità tra due lamine } \gamma = \Delta v / \Delta x$$

Δv = differenza velocità tra le due lamine

Δx = distanza tra le due lamine



Il rapporto tra la forza tangenziale F applicata sulla superficie libera e l'area A della superficie è detto **sforzo di taglio** τ (shear stress) .

Secondo Newton la viscosità η è data dal rapporto tra sforzo di taglio (τ) e gradiente di velocità (γ) secondo l'equazione:

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

Il sangue è un fluido composto da:

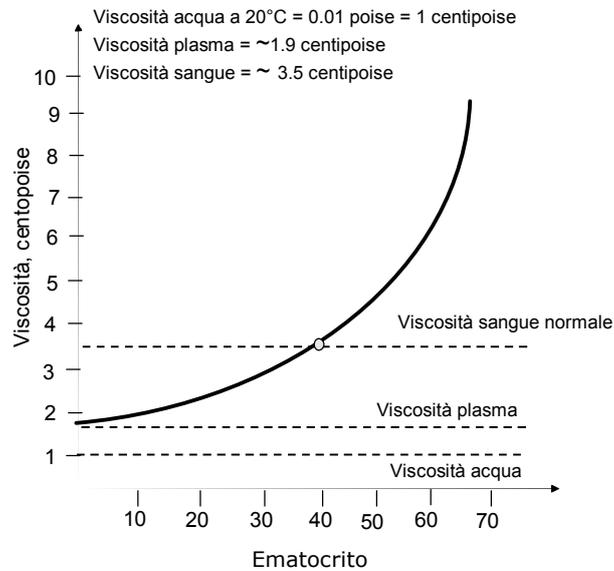
- componente liquida (plasma)
- componente corpuscolare.

Il suo comportamento viscoso varia quindi 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.

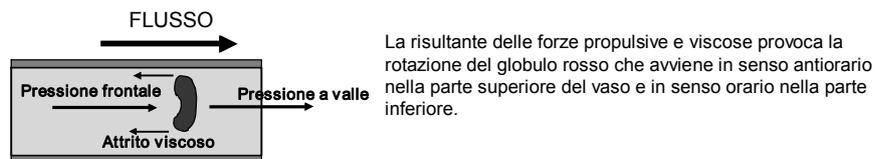
LA VISCOSITA' DEL SANGUE DIPENDE DALL'EMATOCRITO



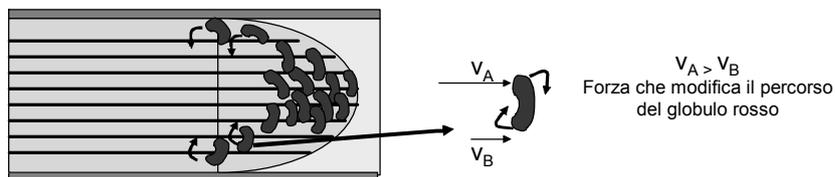
LA VISCOSITÀ DEL SANGUE DIPENDE DALLA VELOCITÀ DI SCORRIMENTO

La η aumenta al diminuire della velocità del sangue, per aggregazione reversibile dei globuli rossi (forma a rouleaux o pila di monete). L'aggregazione degli eritrociti è facilitata dalla presenza di molecole plasmatiche come il fibrinogeno. Nelle condizioni di stasi circolatoria l'aumento di η comporta aumento della resistenza al flusso.

Nel determinare la resistenza totale dovuta alla viscosità ha maggior importanza il fluido che si trova in prossimità delle pareti rispetto a quello che si trova in prossimità dell'asse di un vaso.



ACCUMULO ASSIALE DEI GLOBULI ROSSI



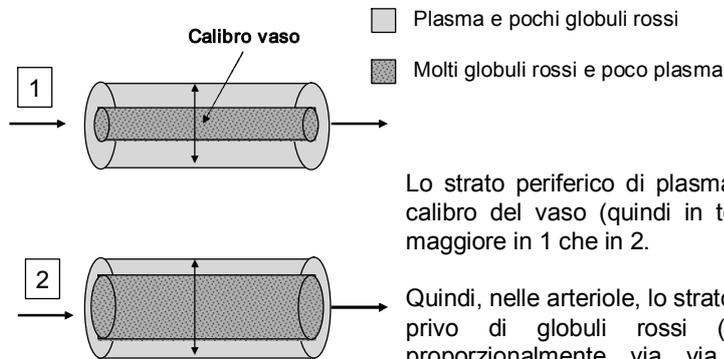
I globuli rossi, dispersi in un fluido che scorre con moto laminare a velocità sufficientemente elevata, vengono spinti verso l'asse centrale del vaso, dove la velocità di scorrimento è maggiore (**accumulo assiale**). La velocità di migrazione del globulo rosso è direttamente proporzionale al gradiente di velocità $\Delta v / \Delta x$.

Poiché il gradiente di velocità è maggiore vicino alla parete del vaso, e si riduce dalla periferia verso il centro, i globuli rossi si accumulano al centro del vaso.

L'accumulo assiale rende la viscosità relativa del sangue 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

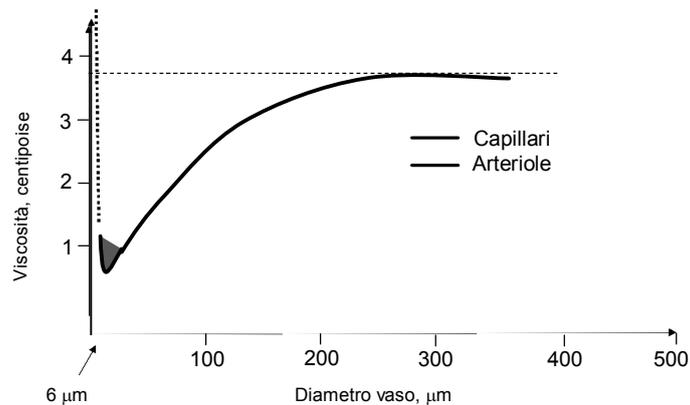
Il gradiente di velocità per i globuli rossi posti in periferia è maggiore nei vasi piccoli che in quelli più grandi. Questo fa sì che la porzione periferica di sangue, povero di globuli rossi, rappresenti una quota percentualmente maggiore nei vasi di calibro ridotto.



Lo strato periferico di plasma è, rispetto al calibro del vaso (quindi in termini relativi), maggiore in 1 che in 2.

Quindi, nelle arteriole, lo strato relativamente privo di globuli rossi (bassa η) è proporzionalmente via via maggiore al decrescere del calibro del vaso. Questo fa sì che la η apparente del sangue diminuisca.

LA VISCOSITA' DEL SANGUE DIPENDE DAL CALIBRO DEL VASO



La viscosità del sangue diminuisce con il calibro del condotto (Effetto Fahraeus-Lindqvist).

Il fenomeno si osserva per calibri inferiori ai 300 μm (arteriole). La η apparente tende nuovamente ad aumentare nei vasi con diametro vicino a quello dei globuli rossi (7-8 μm).

La riduzione di viscosità nei vasi con diametro inferiore a 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 infatti 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 una riduzione dell'ematocrito nei vasi più piccoli.

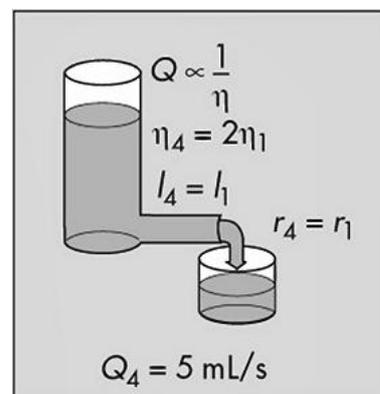
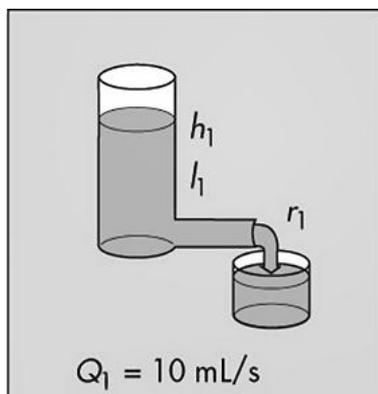
Nei capillari gli eritrociti attraversano il vaso solo deformandosi, grazie alla loro elevata flessibilità.

Se la velocità di flusso si riduce si formano aggregati che ostruiscono i capillari.

La deformabilità degli eritrociti è modificata da variazioni del pH ematico. L'alcalosi determina un aumento mentre l'acidosi una riduzione della deformabilità eritrocitaria.

- La riduzione di viscosità nel microcircolo comporta una riduzione della resistenza al flusso. Questo permette un mantenimento del flusso con pressioni propulsive minori.
- La riduzione di viscosità dovuta all'accumulo assiale, permette di mantenere la fluidità del sangue anche con ematocriti superiori al 60% (policitemie).
- Nelle patologie associate a riduzione dell'elasticità dei globuli rossi, come le anemie emolitiche (anemia falciforme), l'accumulo assiale è ridotto con conseguente aumento della viscosità del sangue.

Fattori che modificano il flusso



La legge di Poiseuille

$$Q = \frac{\pi \Delta P r^4}{8 \eta l}$$

Il flusso quindi è:

- Direttamente proporzionale alla pressione (ΔP);
- Direttamente proporzionale alla quarta potenza del raggio;
- Inversamente proporzionale alla lunghezza;
- Inversamente proporzionale alla viscosità.

La legge che descrive il flusso attraverso tubi cilindrici è stata ricavata da Hagen-Poiseuille. Questa legge è valida per un fluido omogeneo (newtoniano), che scorre con flusso laminare in un condotto cilindrico rigido a sezione circolare.

Condizioni di flusso nel sistema vascolare:

- Nella maggior parte dei vasi il flusso non è continuo ma pulsatile.
- L'albero circolatorio è ramificato
- Essendo i vasi elastici, il diametro dei vasi può variare al variare della pressione
- Il sangue costituisce una sospensione di corpuscoli in un liquido, quindi è un liquido eterogeneo (non Newtoniano)

Equazione del flusso

$$R = \frac{\Delta P}{Q}$$

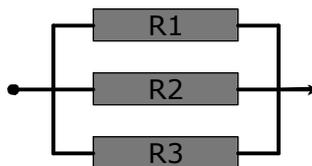
$$Q = \frac{\pi \Delta P r^4}{8 \eta l}$$

$$R = \cancel{\Delta P} \frac{8 \eta l}{\pi \cancel{\Delta P} r^4} \quad R = \frac{8 \eta l}{\pi r^4}$$

Resistenze in serie o in parallelo

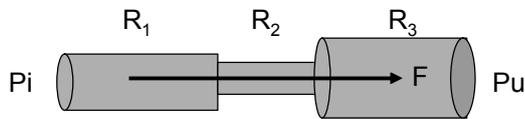


$$R = R1 + R2 + R3$$



$$1/R = 1/R1 + 1/R2 + 1/R3$$

RESISTENZE IN CONDOTTI POSTI IN SERIE



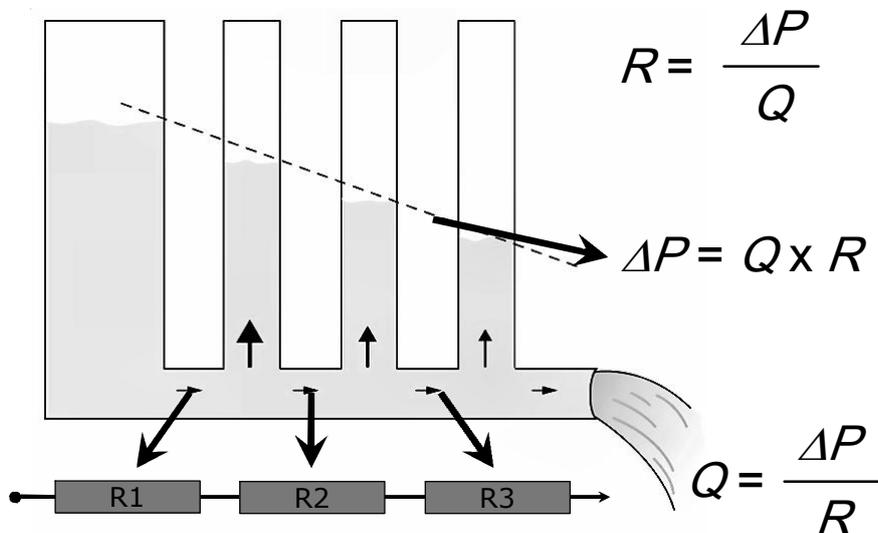
La caduta di pressione attraverso l'intero sistema, ΔP ($P_i - P_u$), è la somma delle cadute di pressione attraverso ogni resistenza.

$$R_t = R_1 + R_2 + R_3$$

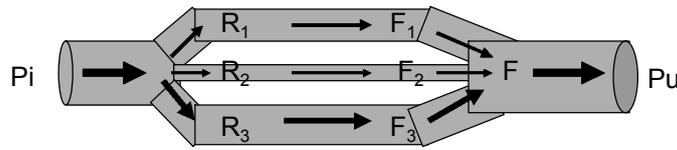
Il flusso F , in condizioni di equilibrio, è uguale in tutti i condotti, per cui la resistenza totale risulta dalla somma delle singole resistenze.

Le resistenze dei singoli segmenti della circolazione sistemica si sommano e determinano la Resistenza vascolare sistemica

Resistenze in serie



RESISTENZE IN CONDOTTI POSTI IN PARALLELO



Essendo il ΔP uguale in tutti i condotti, e il flusso F la somma dei flussi attraverso i singoli elementi, risulta:

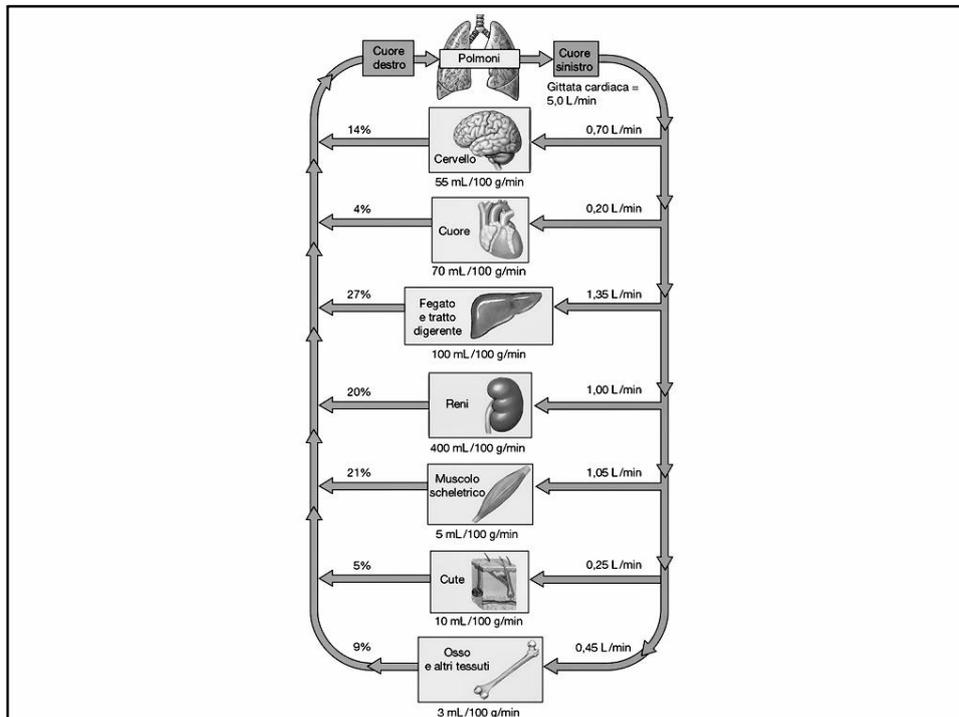
$$1/R_t = 1/R_1 + 1/R_2 + 1/R_3$$

La resistenza totale è inferiore alle resistenze dei singoli segmenti e si riduce proporzionalmente al numero dei condotti in esame.

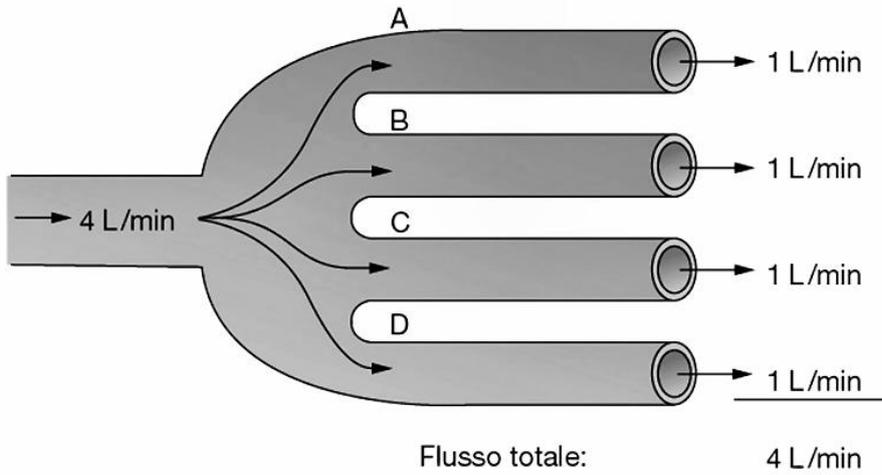
Se n vasi posti in parallelo, hanno la stessa resistenza R :

$$R_t = R/n$$

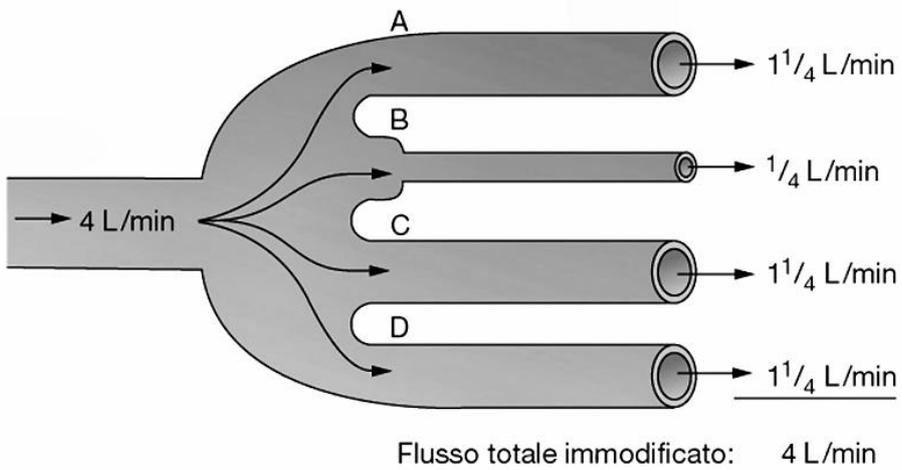
La Resistenza vascolare sistemica totale è inferiore ad ogni singola resistenza degli organi (sistemi vasali in parallelo)



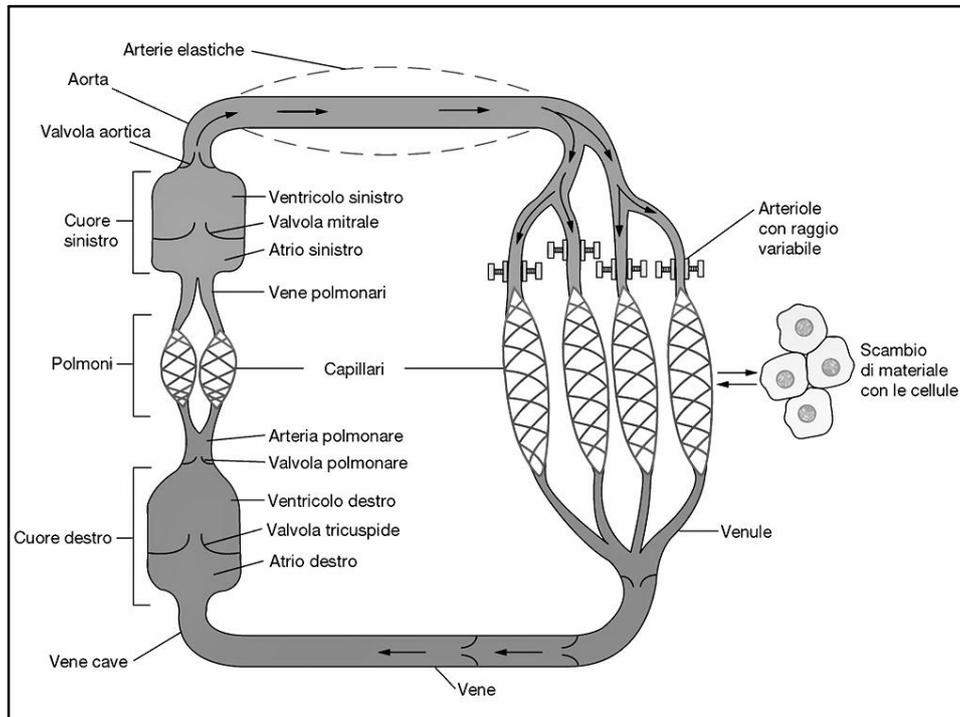
Resistenze in parallelo



Resistenze in parallelo



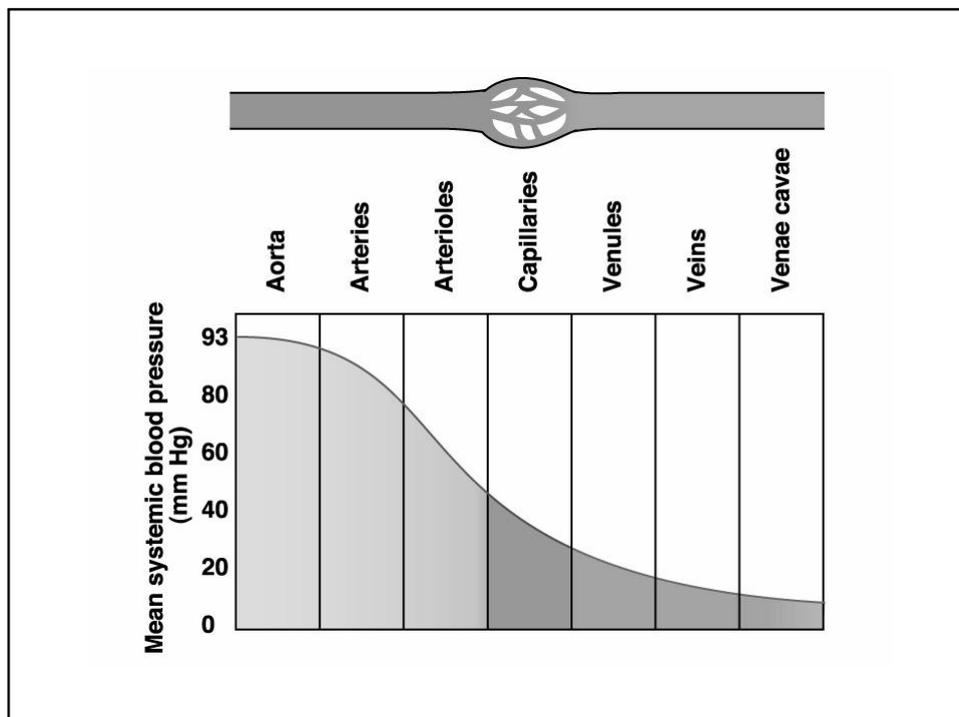
- La distribuzione del sangue alle diverse parti del corpo è controllata soprattutto dalle arteriole, le cui pareti contengono muscolatura liscia.
- Il controllo dello stato di contrazione di questa muscolatura, operato da impulsi nervosi od ormoni circolanti, porta a variazioni del calibro di questi vasi, con conseguente variazione di resistenza al flusso.
- Rimanendo costanti gli altri fattori, una riduzione a metà del calibro, determinerà per esempio una diminuzione del flusso ad 1/16 del suo valore originale.

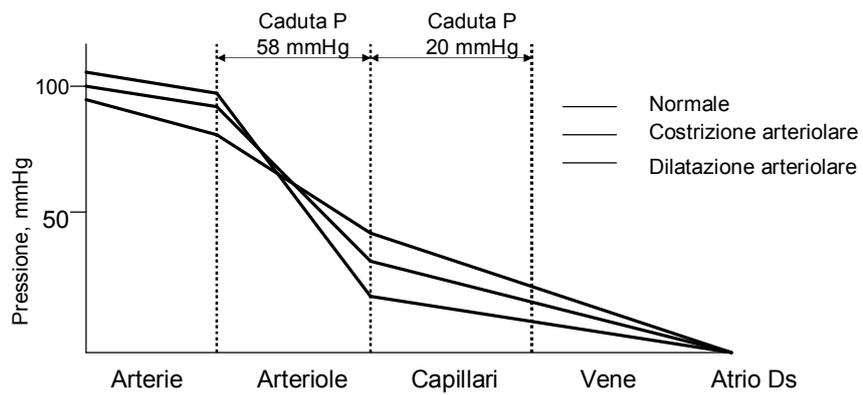


Un'indicazione della R complessiva che il flusso di sangue incontra nel passare da un distretto all'altro si ricava misurando la caduta pressoria che si verifica nei vari distretti.

Nel sistema circolatorio, la Resistenza maggiore al flusso si incontra a livello delle arteriole, che hanno un calibro ridotto rispetto alle arterie.

I capillari pur avendo calibro inferiore a quello delle arteriole non offrono elevata Resistenza perché in numero molto elevato e disposti in parallelo.





La R totale è dovuta per circa:

- 25% all'aorta e alle grandi arterie
- 40% alle arteriole
- 20% al letto capillare
- 15% al letto venoso