

UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TERAMO

Fisica

Medicina Veterinaria — Semestre Aperto
2026

Prof. Francesco de Pasquale

Lezioni 31 e 32

Outline

Lezione 31

- Applicazione circolazione sanguigna (stenosi e aneurisma)
- Esercizi

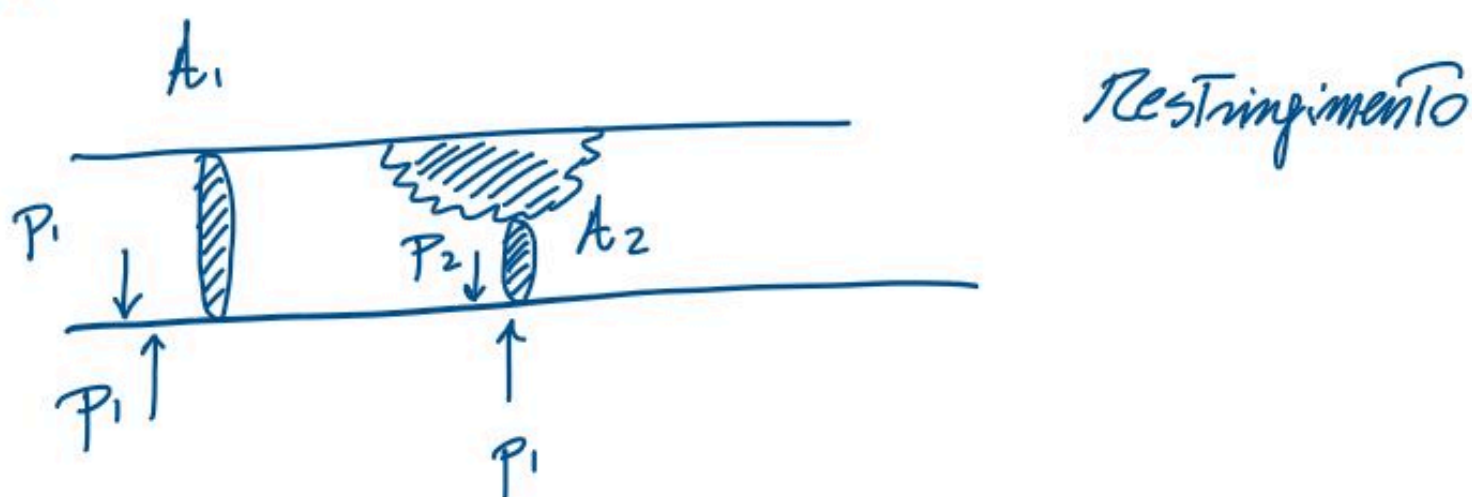
Lezione 32

- Fluidi reali e viscosità:
- analisi del moto laminare, profilo parabolico della velocità, concetto di gradiente di velocità
- Legge di Poiseuille e resistenze idrauliche in serie e in parallelo.

Esempio Clinico: Stenosi e Aneurisma

STENOSI

Arteria



1) Eq^{ne} di continuità: $Q = \text{cost.}$
 $A_1 v_1 = A_2 v_2$ se $A_2 < A_1$
 $\Rightarrow v_2 > v_1$

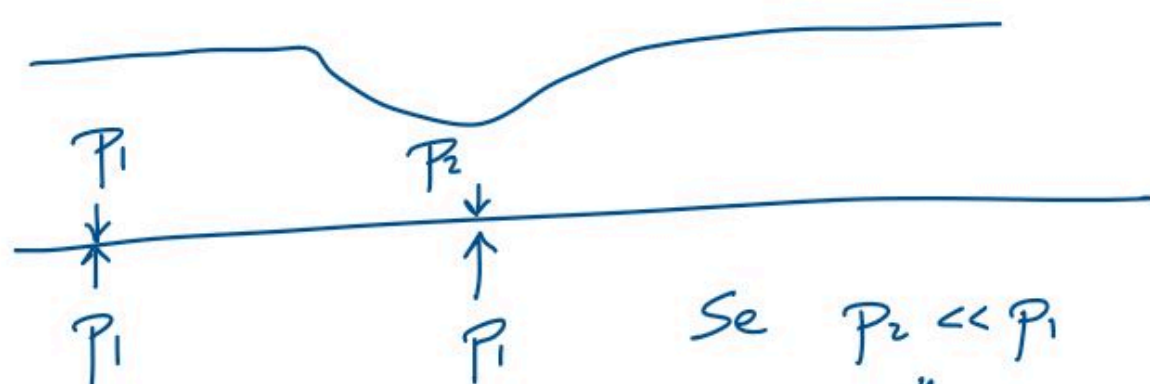
2) Bernoulli:

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 + \cancel{\rho g h_1} = P_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2 + \cancel{\rho g h_2}$$

$$h_1 \approx h_2 \Rightarrow$$

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 = P_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2$$

Se $v_2 > v_1 \Rightarrow P_2 \ll P_1$



Se $P_2 \ll P_1$

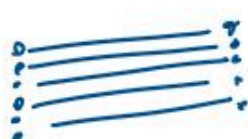


Stenosi arteriosa

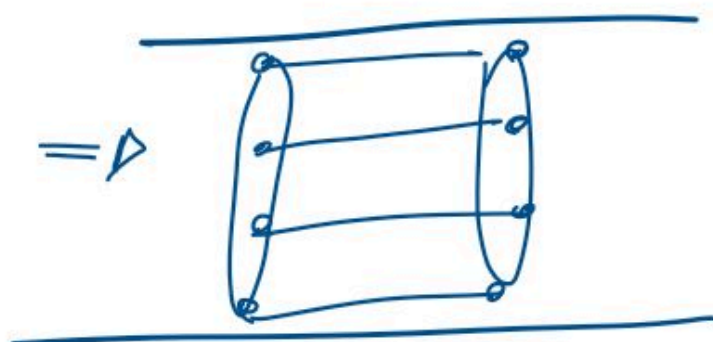


arterie si chiudono!!

$\rightarrow$ STENT

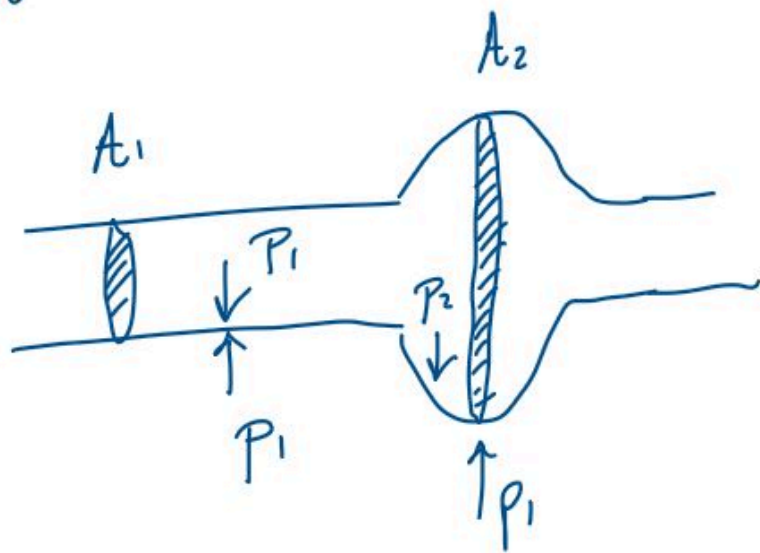


$\Rightarrow$



Riepilogando: le patologie vascolari sono applicazioni dirette della legge di Bernoulli. In un'arteria con **restringimento (stenosi)**: per continuità $A_2 \ll A_1 \Rightarrow v_2 \gg v_1$, e per Bernoulli $P_2 \ll P_1$.

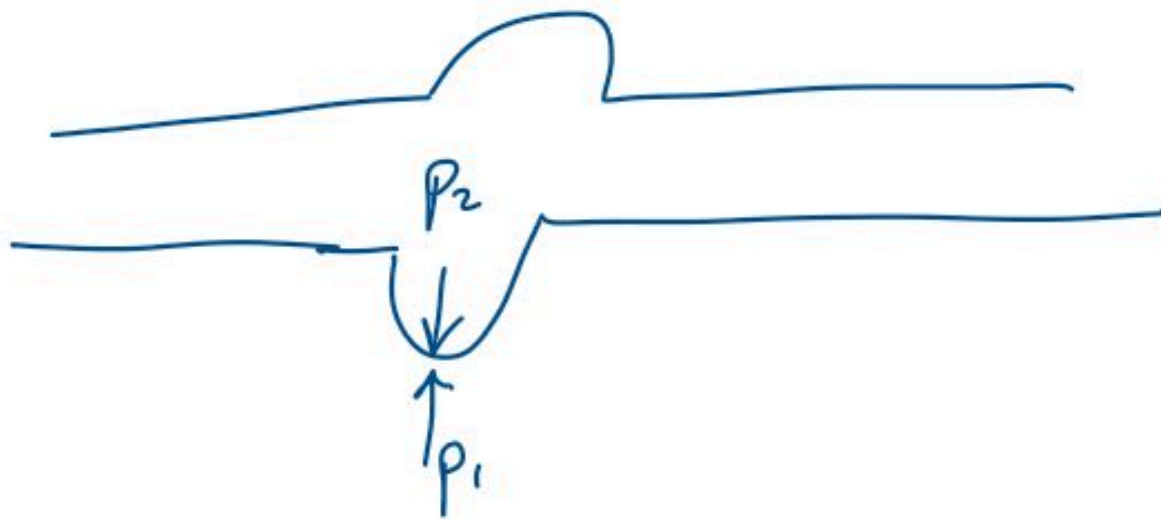
ANEURISMA



$E_p^{me} \text{ cont.} + \text{Bernoulli} \Rightarrow E_p^{me} \text{ di co}$

$$A_2 \gg A_1 \Rightarrow v_2 \ll v_1$$

$\Rightarrow \text{Bernoulli se } v_2 \ll v_1 \Rightarrow P_2 \gg P_1$



Se $P_2 \gg P_1 \Rightarrow$ rottura dell'arteria
 $\Downarrow$

emorragie

Riepilogando: dilatazione: $A_1 \ll A_2 \Rightarrow v_2 \ll v_1$, quindi $P_2 \gg P_1$. La spinta interna non bilanciata causa espansione e rischio di rottura ed emorragia.

Stenosi vs Aneurisma: Confronto

Stenosi

$$A_2 \ll A_1$$

$$v_2 \gg v_1$$

$$P_2 \ll P_1$$

Rischio: collasso del vaso

Aneurisma

$$A_2 \gg A_1$$

$$v_2 \ll v_1$$

$$P_2 \gg P_1$$

Rischio: rottura del vaso

 In entrambi i casi, la legge di Bernoulli spiega il meccanismo fisico alla base della patologia vascol

Esercizi su Bernoulli (Tommasi)

Esercizio #902



$$A_2 = \frac{1}{20} A_1$$

$$\Delta P = 125 \text{ cm H}_2\text{O}$$

$$v_2 = ?$$

- A) 5 m/s ←
- B) 2,5 m/s
- C) 50 cm/s
- D) 25 cm/s
- E) 15 cm/s

$$\text{cm H}_2\text{O} \rightarrow \text{mmHg} \quad .0,73$$

$$0,73 \cdot \text{cm H}_2\text{O} = 1 \text{ mmHg}$$

eq^{re} di con^t. $\Rightarrow A_1 v_1 = A_2 v_2 = \frac{1}{20} A_1 v_2$

$$\boxed{v_2 = 20 v_1}$$

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 = P_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2$$

$$(P_1 - P_2) = \frac{1}{2} \rho v_2^2 - \frac{1}{2} \rho v_1^2$$

$$\Delta P = \frac{1}{2} \rho (v_2^2 - v_1^2) \quad (v_2 = 20v_1)$$

$$\Delta P = \frac{1}{2} \rho (400v_1^2 - v_1^2) = \frac{1}{2} \rho 399v_1^2$$

$$\Delta P = 125 \text{ cm H}_2\text{O} \quad \begin{matrix} \nearrow \text{ mmHg} \rightarrow \text{Pa} \\ \searrow \end{matrix}$$

$$\Delta P = \rho g h = (10^3)(10)(1,25)$$

$$\boxed{\Delta P = 12500 \text{ Pa}}$$

$$\frac{25}{12500} = \frac{1}{2} 399 \cdot 10^3 v_1^2$$

$$25 \frac{1}{399} = v_1^2 \Rightarrow v_1 = \frac{5}{20} = \frac{1}{4} \text{ m/s}$$

$$v_2 = 20v_1 = 20 \frac{1}{4} = 5 \text{ m/s}$$

$$\boxed{v_2 = 5 \text{ m/s}}$$

A) ✓

Esercizio # 915

$$\rho = 10^3 \text{ kg/m}^3$$

$$v_1 = 2 \text{ m/s}$$

$$P_1 = 150 \text{ kPa}$$

$$A_2 = \frac{1}{4} A_1$$

$$P_2 = ?$$

- A) 158 kPa
- B) 150 kPa
- C) 142 kPa
- D) 120 kPa
- E) 90 kPa

$$A_1 v_1 = A_2 v_2$$

$$v_2 = \frac{A_1}{A_2} v_1 = 4 v_1$$

$$v_2 = 4 \cdot 2 = 8 \text{ m/s}$$

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 = P_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2$$

$$P_2 = P_1 + \frac{1}{2} \rho (v_1^2 - v_2^2) \quad (v_2 = 4v_1)$$

$$= P_1 + \frac{1}{2} \rho (v_1^2 - 16v_1^2)$$

$$P_2 = P_1 - \frac{1}{2} \rho \cdot 15 v_1^2 = 150 \text{ kPa} - \frac{500}{4} \cdot 15 v_1^2$$

$$P_2 = 150 \text{ kPa} - \frac{7500}{4} \cdot 3000$$

$$= 150 \cdot 10^3 - 30000 = 120 \cdot 10^3 \text{ Pa}$$

$$P_2 = 120 \cdot 10^3 \text{ Pa} = 120 \text{ kPa} \quad \text{D) } \checkmark$$

Fluidi Reali (Definizione)

Un fluido reale è un fluido che presenta comportamenti fisici non ideali, in particolare resistenza interna al moto (**viscosità**) e interazioni tra le molecole. A differenza del fluido ideale (incomprimibile, non viscoso), il fluido reale **dissipa energia** durante il moto.

1

Viscosità (η)

Resistenza interna al moto relativo tra strati di fluido.
Misurata in Pa·s. Causa dissipazione di energia.

2

Comprimibilità

I fluidi reali sono leggermente comprimibili. Nei liquidi è trascurabile, nei gas è significativa.

3

Tensione superficiale (τ)

Forza per unità di lunghezza sulla superficie del fluido, dovuta alle forze di coesione intermolecolare.

4

Attrito viscoso

Forza che si oppone al moto relativo tra strati adiacenti. Proporzionale alla velocità: $F_A = 8\pi\eta lv$.

5

Profilo di velocità

In un condotto la velocità è massima al centro e nulla alle pareti: profilo parabolico nel moto laminare.

6

Regime di flusso

Dipende dal numero di Reynolds (Re): **laminare** per $Re < 2300$, **turbolento** per $Re > 4000$.

 Tutti i fluidi reali soddisfano la **legge di Poiseuille** in regime laminare: $Q = \Delta P \cdot \pi r^4 / (8\eta L)$

Fluidi Ideali vs. Fluidi Reali

Fluido Ideale

Viscosità nulla ($\eta = 0$). Nessuna resistenza al moto. L'energia si conserva perfettamente. Descritto dall'equazione di Bernoulli. Modello teorico, non esiste in natura.

Fluido Reale

Viscosità non nulla ($\eta \neq 0$). Resistenza al moto tra gli strati. L'energia si **dissipa** per attrito interno. Il sistema è **dissipativo**. Esempi: sangue, linfa, urina, bile.

Nei fluidi reali, l'equazione di Bernoulli non è più valida nella sua forma classica: occorre aggiungere un termine di energia dissipata.



Moto Laminare

Nel moto laminare, il fluido scorre in strati paralleli (lamine) senza mescolamento trasversale. Ogni strato scorre con velocità diversa: massima al centro del condotto, nulla a contatto con la parete (condizione di non-scorrimento).

Strati paralleli

Il fluido si muove in lamine ordinate senza turbolenza

Gradiente di velocità

Velocità massima al centro, zero alle pareti

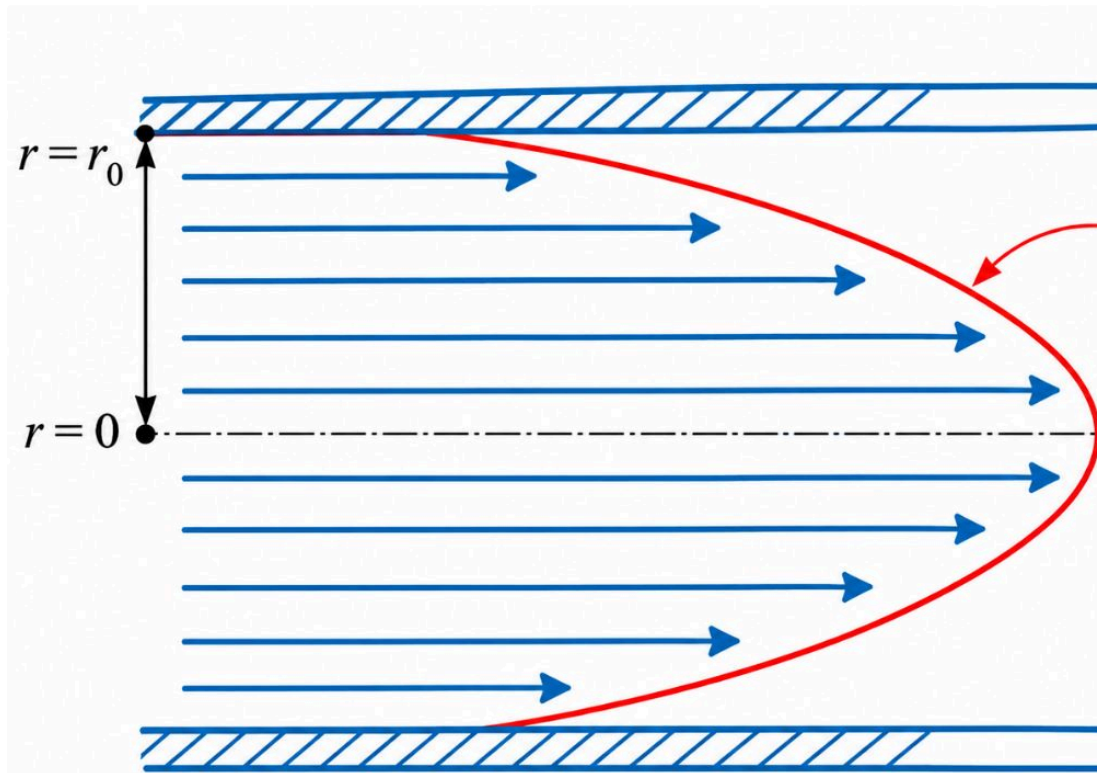
Forza viscosa

Proporzionale al gradiente di velocità tra gli strati

i Il moto laminare è il regime fisiologico normale nei vasi sanguigni sani. Quando diventa turbolento, si generano soffi cardiaci udibili all'auscultazione.

Profilo Parabolico di Velocità nel Moto Laminare

In un condotto cilindrico con moto laminare, il profilo di velocità è **parabolico**: la velocità è massima al centro e si annulla alla parete. Questo significa che gli strati fluidi più vicini alla parete subiscono il maggiore attrito.



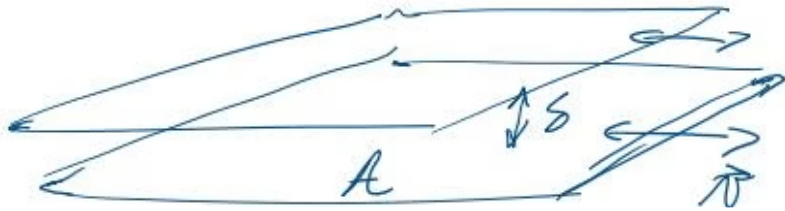
Il profilo di velocità è **parabolico**: la velocità è massima al centro e si annulla alle pareti. Questo è il risultato diretto della viscosità del fluido.

$$v(r) = v_{max} \left(1 - \frac{r^2}{r_0^2} \right)$$

r è la distanza dal centro ed r_0 è sulla parete

Il profilo parabolico è una firma del moto laminare. La velocità media vale esattamente metà della velocità massima al centro.

Forza di Attrito Viscoso



Nel moto laminare tra due piastre piane, le lamine scorrono tra loro con un attrito legato alla viscosità. La forza di attrito viscoso è:

$$F_A = -\eta \cdot A \cdot \frac{v}{s}$$

dove A è la superficie della lamina, v la velocità relativa, s la distanza tra le lamine e η il **coefficiente di viscosità**. Il segno negativo indica che la forza si oppone al moto.

Il Coefficiente di Viscosità η

Dimensioni e Unità

Le dimensioni di η si ricavano dalla formula della forza viscosa:

$$[\eta] = \frac{[F]}{[A][v/s]} = \frac{N}{m^2} \cdot \frac{m}{m/s} = \frac{kg}{m \cdot s}$$

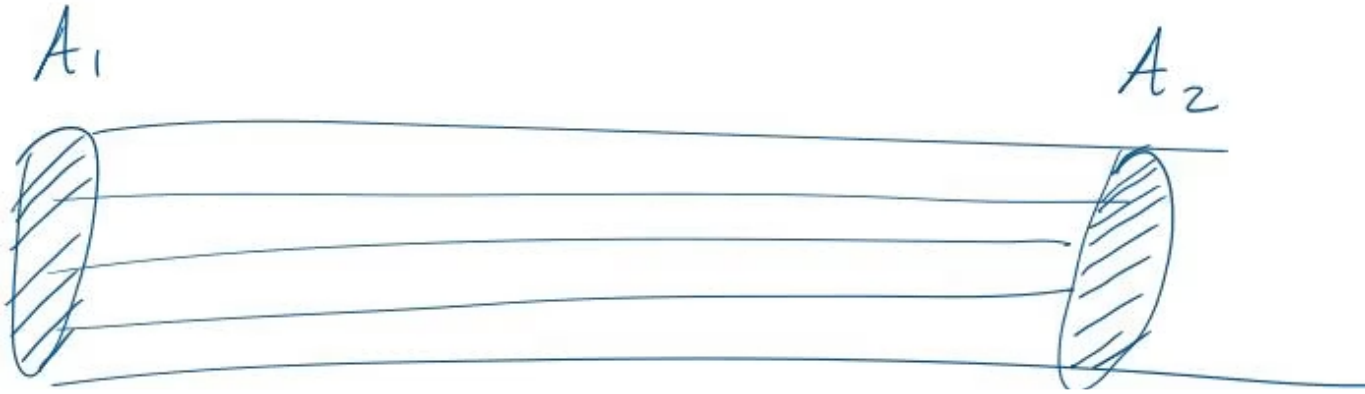
L'unità nel sistema SI è il **Pascal·secondo (Pa·s)**. L'unità tradizionale è il **Poise**: $1 \text{ P} = 0.1 \text{ Pa} \cdot \text{s}$.

Valori Tipici in Veterinaria

- Acqua (37°C): ~0.7 mPa·s
- Sangue umano: ~3–4 mPa·s
- Sangue bovino: ~4–5 mPa·s
- Sangue equino: ~3.5 mPa·s
- Miele: ~2000–10000 mPa·s

Il sangue è circa 4 volte più viscoso dell'acqua pura.

Energia Dissipata nei Fluidi Reali



Consideriamo un tubo orizzontale con due sezioni A_1 e A_2 . Poiché il tubo è orizzontale e la sezione è costante, si ha $h_1 = h_2$ e $v_1 = v_2$. L'equazione di Bernoulli modificata diventa:

$$P_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 + \rho g h_1 = P_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2 + \rho g h_2 + E_2$$

Il termine E_2 rappresenta l'energia dissipata per attrito viscoso. Ne segue che:

$$E_2 = P_1 - P_2 = \Delta P$$

La differenza di pressione ΔP è interamente spesa per vincere la resistenza viscosa del fluido.

Resistenza Idraulica

Definizione

La resistenza idraulica è il rapporto tra la differenza di pressione e la portata volumetrica:

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

dove $Q = A \cdot v$ è la portata. La resistenza si oppone al flusso, analogamente alla resistenza elettrica che si oppone alla corrente.

Analogia Elettrica

L'analogia con i circuiti elettrici è utile in fisiologia:

- $\Delta P \rightarrow$ differenza di potenziale (Volt)
- $Q \rightarrow$ corrente elettrica (Ampere)
- $R \rightarrow$ resistenza (Ohm)

Questa analogia permette di modellare la circolazione sanguigna come un circuito idraulico.

Legge di Poiseuille

Per un condotto cilindrico in regime laminare, la resistenza idraulica vale:

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

e quindi la portata risulta:

$$Q = \frac{\Delta P}{R} = \frac{\Delta P \cdot \pi r^4}{8\eta L}$$

$$r^4$$

Dipendenza dal Raggio

La portata dipende dalla quarta potenza del raggio.
Raddoppiare r aumenta Q di 16 volte!

$$1/\eta$$

Dipendenza dalla Viscosità

Maggiore è la viscosità, minore è la portata a parità di ΔP .

$$1/L$$

Dipendenza dalla Lunghezza

La portata è inversamente proporzionale alla lunghezza del condotto.

$$\Delta P$$

Dipendenza dalla Pressione

La portata è direttamente proporzionale alla differenza di pressione motrice.

Il Ruolo del Raggio: r^4

La dipendenza dalla **quarta potenza del raggio** è la caratteristica più importante della legge di Poiseuille. Una piccola riduzione del raggio causa una drastica riduzione della portata:

$$Q \propto r^4$$

⚠ Se il raggio si dimezza, la portata si riduce di un fattore $2^4 = 16$ volte. Questo spiega perché le stenosi arteriose sono così pericolose.



Resistenze Idrauliche in Serie e in Parallelo

Come si comporta il sistema quando più resistenze idrauliche sono collegate tra loro? Questo è fondamentale per comprendere il sistema cardiocircolatorio.

Resistenze in Serie

Arterie → arteriole → capillari → venule → vene. La portata **Q** è costante, la pressione cade progressivamente. La resistenza totale è la somma delle singole resistenze:

$$R_{tot} = R_1 + R_2 + R_3 + \dots$$

Le arteriole contribuiscono per oltre il **60%** della resistenza periferica totale.

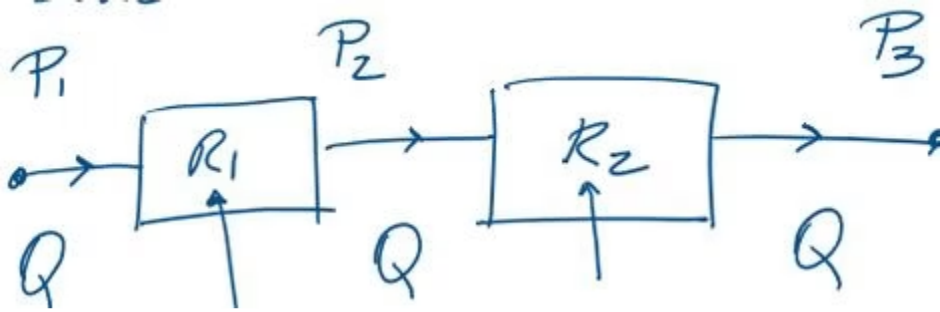
Resistenze in Parallelo

I capillari di uno stesso organo sono disposti in parallelo. La differenza di pressione **ΔP** è la stessa per tutti i rami, la portata si divide. La resistenza totale è inferiore a quella di ogni singolo ramo:

$$\frac{1}{R_{tot}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots$$

Questo permette una perfusione capillare efficiente con bassa pressione.





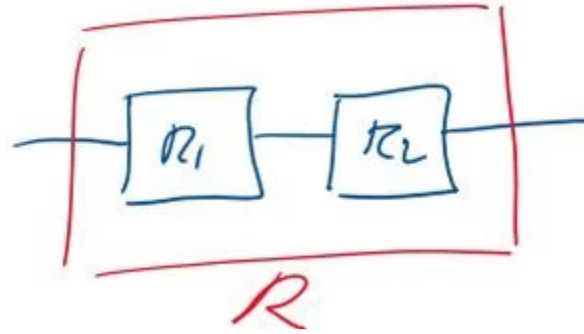
Resistenze in Serie

Quando le resistenze sono collegate in serie, la portata Q è costante in tutti i segmenti, mentre la pressione cade progressivamente:

$$Q = \text{cost.} \quad P \neq \text{cost.}$$

$$R = \frac{(P_1 - P_3)}{Q} = \frac{(P_1 - P_2)}{Q} + \frac{(P_2 - P_3)}{Q} = R_1 + R_2$$

❶ Per resistenze in serie la resistenza totale è la **somma** delle resistenze singole: $R = \sum_{i=1}^n R_i$

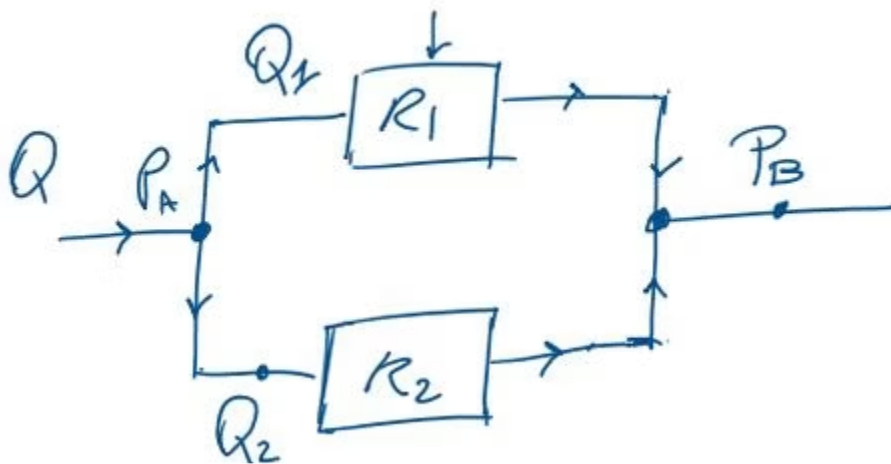


Formula: Resistenze in Serie

La resistenza equivalente di N resistenze in serie è:

$$R = \sum_{i=1}^n R_i = R_1 + R_2 + \cdots + R_n$$

- ❏ La resistenza totale è **sempre maggiore** della singola resistenza più grande. Aggiungere un condotto in serie aumenta sempre la resistenza totale.



Resistenze in Parallelo

Quando le resistenze sono in parallelo, la differenza di pressione ΔP è la stessa per tutti i rami, mentre la portata si divide:

$$Q = Q_1 + Q_2 \quad \Delta P = \text{cost.}$$

$$\frac{\Delta P}{R} = \frac{\Delta P}{R_1} + \frac{\Delta P}{R_2} \Rightarrow \frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}$$

Resistenze in Parallelo

La resistenza equivalente di N resistenze in parallelo è:

$$\frac{1}{R} = \sum_{i=1}^N \frac{1}{R_i} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots + \frac{1}{R_n}$$

- ✔ La resistenza totale in parallelo è **sempre minore** della singola resistenza più piccola. Aggiungere un ramo in parallelo riduce sempre la resistenza totale — questo è il motivo per cui la rete capillare ha bassa resistenza complessiva.

Serie vs Parallelo: Confronto

In Serie

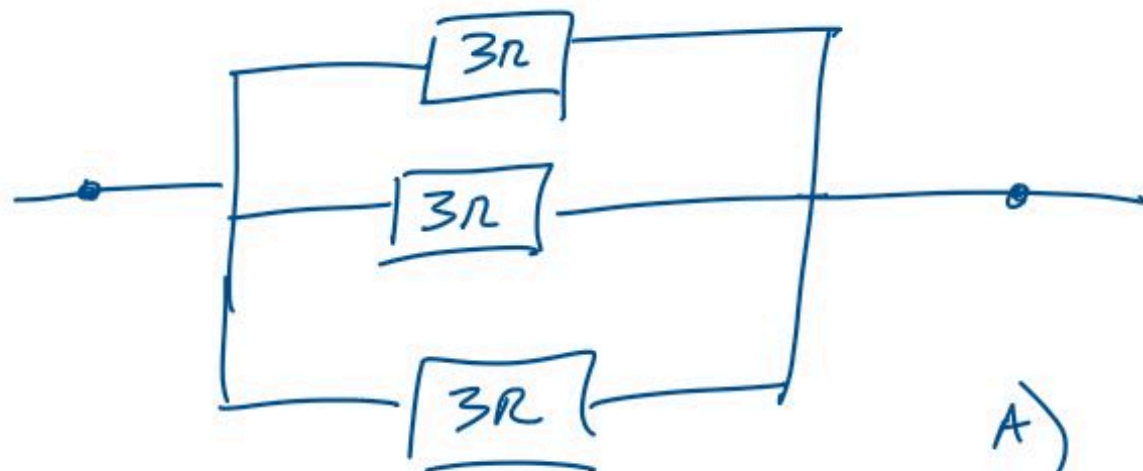
- Q = costante in tutti i rami
- ΔP si somma
- $R_{tot} = R_1 + R_2 + \dots$
- R totale sempre maggiore

In Parallelo

- ΔP = costante in tutti i rami
- Q si divide
- $\frac{1}{R_{tot}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots$
- R totale sempre minore

Esercizi su resistenze in serie e in parallelo (Tommasi)

Esercizio # 991



$R = ?$

- A) R ←
- B) $3R$
- C) $9R$
- D) $R/3$
- E) $R/9$

R in parallelo

$$\frac{1}{R_{TOT}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots + \frac{1}{R_n}$$

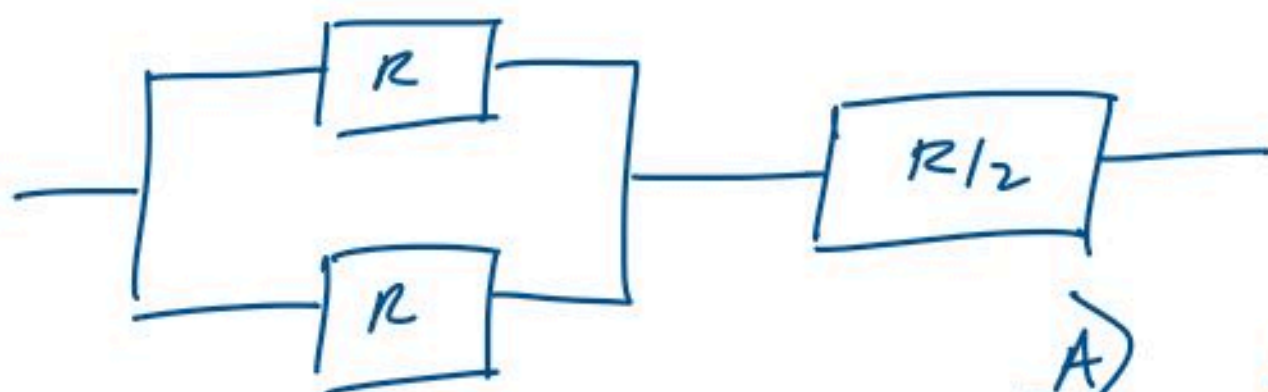
$$\frac{1}{R_{TOT}} = \frac{1}{3R} + \frac{1}{3R} + \frac{1}{3R} = \frac{1+1+1}{3R} = \frac{3}{3R}$$

$$\frac{1}{R_{TOT}} = \frac{1}{R}$$

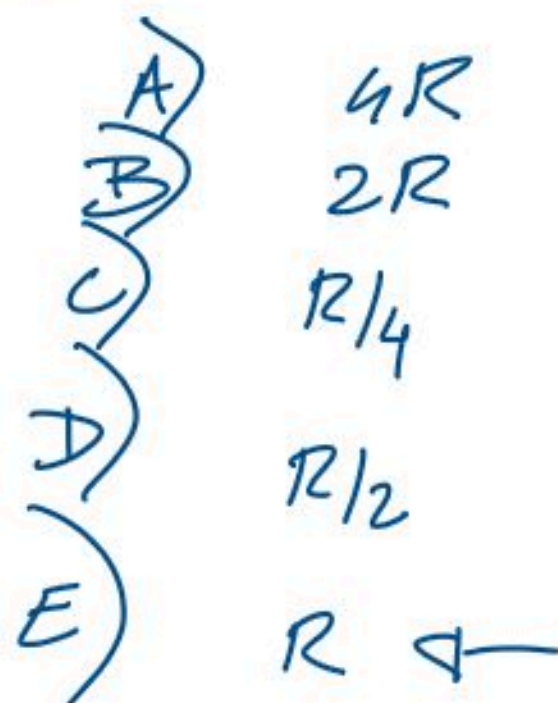
$\Rightarrow$

$R_{TOT} = R \quad A) \checkmark$

Esercizio # 384

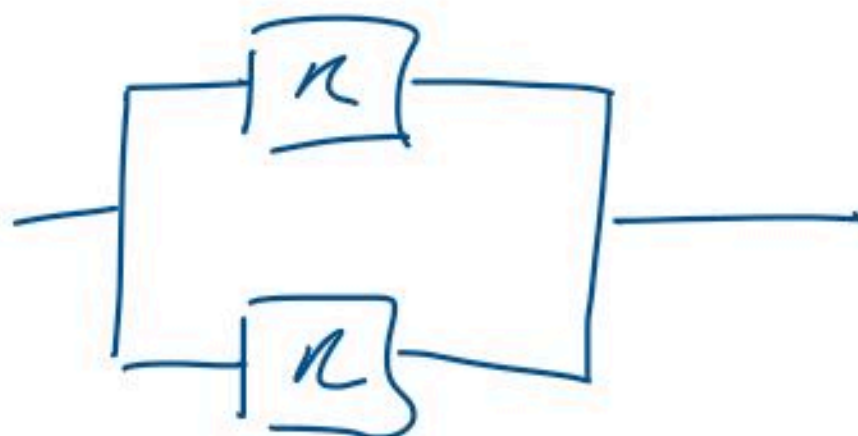


$$R_{TOT} = ?$$



$$R_{TOT} = R_{TOT,1} + R_{TOT,2}$$

$$R_{TOT,1}$$



$$\frac{1}{R_{TOT,1}} = \frac{1}{R} + \frac{1}{R} = \frac{2}{R} \Rightarrow R_{TOT,1} = \frac{R}{2}$$



$$R_{TOT} = \frac{R}{2} + \frac{R}{2} = R \quad \text{E) } \checkmark$$



Applicazione: Circolazione Sanguigna

La legge di Poiseuille è fondamentale per comprendere la fisiologia cardiovascolare veterinaria. Il cuore genera una differenza di pressione ΔP che spinge il sangue attraverso i vasi. La **resistenza periferica totale** dipende principalmente dal raggio delle arteriole, che possono variare il loro diametro tramite vasocostrizione e vasodilatazione, regolando così la portata sanguigna agli organi.

Il raggio del condotto è il parametro chiave



Vasodilatazione

Un aumento del 19% del raggio ($r \times 1.19$) raddoppia la portata ($1.19^4 \approx 2$). Il sistema nervoso autonomo e i farmaci vasodilatatori sfruttano questo principio per aumentare la perfusione tissutale negli animali in shock.



Vasocostrizione

Una riduzione del 16% del raggio dimezza la portata. Nei gatti con cardiomiopatia ipertrofica, la riduzione del lume aortico aumenta enormemente la resistenza e il lavoro cardiaco.



Stenosi Vascolare

Una stenosi che riduce il raggio del 50% aumenta la resistenza di 16 volte ($1/0.5^4 = 16$). Questo spiega perché le stenosi valvolari nei cani richiedono intervento chirurgico urgente.

Viscosità del Sangue negli Animali

La viscosità del sangue non è costante: dipende dall'**ematocrito** (percentuale di globuli rossi), dalla temperatura e dalla velocità di scorrimento. Negli animali con policitemia (eccesso di globuli rossi), come nei cani con shunt cardiaci congeniti, la viscosità aumenta significativamente, riducendo la portata e aumentando il lavoro cardiaco. Al contrario, nell'anemia grave la viscosità si riduce, ma la capacità di trasporto dell'ossigeno diminuisce.



Il Numero di Reynolds

Il numero di Reynolds (Re) è un numero adimensionale che descrive il regime di flusso di un fluido in un condotto. Rappresenta il rapporto tra le **forze inerziali** e le **forze viscosi**.

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot D}{\eta}$$

ρ = densità (kg/m^3) | v = velocità media (m/s) | D = diametro del condotto (m) | η = viscosità dinamica ($\text{Pa}\cdot\text{s}$)

$Re < 2300$ — Moto Laminare

Strati fluidi paralleli, nessuna miscelazione trasversale.

Silenzioso, efficiente, fisiologico.

Descritto dalla legge di Poiseuille.

Presente nei vasi sanguigni normali.

$2300 < Re < 4000$ — Regime di Transizione

Coesistenza instabile di moto laminare e turbolento. Il flusso è imprevedibile e dipende dalle condizioni al contorno.

$Re > 4000$ — Moto Turbolento

Vortici e miscelazione caotica. Rumoroso (soffi, rantoli).

Maggiore resistenza e dissipazione energetica. Si verifica in stenosi e biforcazioni vascolari.

i In fisiologia, il sangue scorre normalmente in regime laminare ($Re \approx 300-500$ nelle arterie). La turbolenza compare in condizioni patologiche come la stenosi, generando i caratteristici soffi cardiaci.

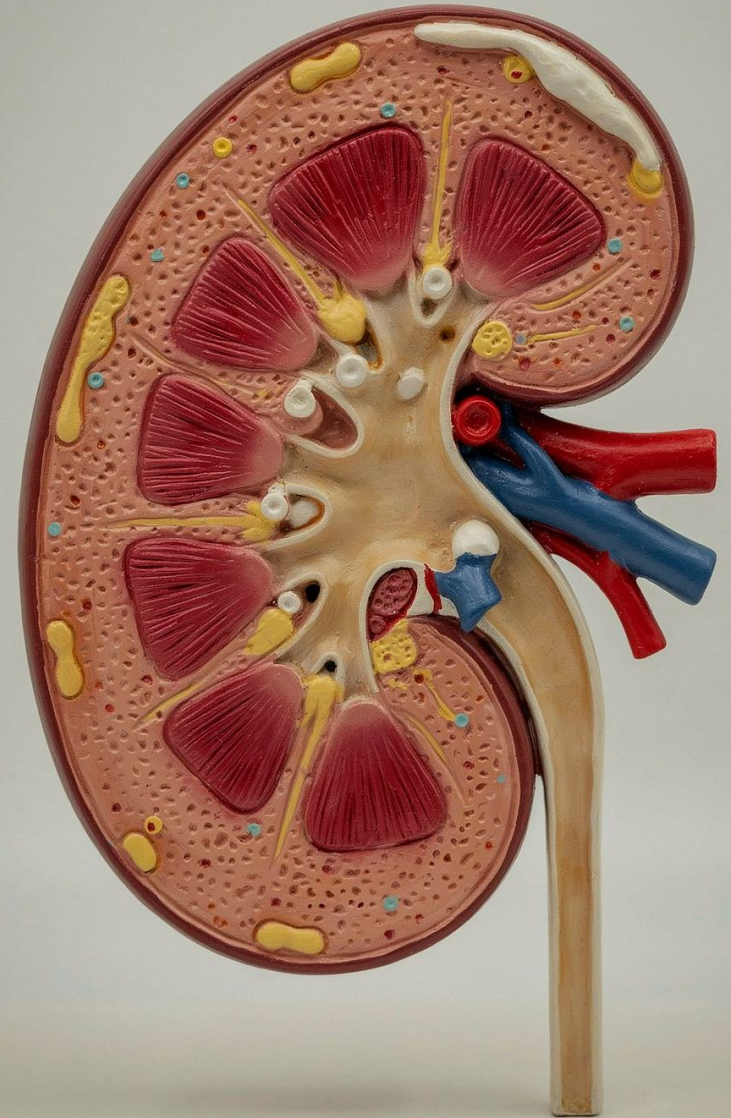
Soffi Cardiaci e Turbolenza

I **soffi cardiaci** sono il suono prodotto dal moto turbolento del sangue. Quando il numero di Reynolds supera la soglia critica — per aumento di velocità (anemia, febbre), riduzione di viscosità o restringimento del lume (stenosi valvolare) — il flusso diventa turbolento e udibile. Nel cavallo da corsa, durante l'esercizio massimale, la portata cardiaca può raggiungere 300 L/min, favorendo la turbolenza anche in vasi sani. La diagnosi ecocardiografica sfrutta proprio la rilevazione del flusso turbolento.



Applicazione: Rene e Filtrazione Glomerulare

Il rene è un esempio straordinario di applicazione della legge di Poiseuille. La **velocità di filtrazione glomerulare (GFR)** dipende dalla pressione netta di filtrazione e dalla resistenza delle arteriole afferente ed efferente. Il rene regola finemente il raggio di queste arteriole per mantenere una GFR costante (autoregolazione renale). Nei cani con insufficienza renale cronica, la riduzione del numero di nefroni funzionanti aumenta la resistenza totale e riduce la GFR, con conseguente accumulo di tossine uremiche.

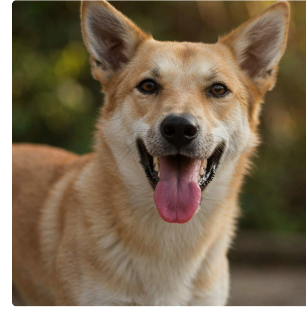


Applicazione: Apparato Respiratorio



Vie Aeree nei Grandi Animali

La resistenza delle vie aeree segue la legge di Poiseuille. Nel cavallo, la stenosi delle narici o della laringe (emiplegia laringea) aumenta enormemente la resistenza respiratoria, limitando le prestazioni atletiche. La tracheotomia d'emergenza bypassa la stenosi aumentando il raggio effettivo.



Brachicefalia nei Cani

I cani brachicefali (Bulldog, Pug) presentano narici stenotiche e palato molle allungato. La riduzione del raggio delle vie aeree superiori aumenta la resistenza di 16 volte per ogni dimezzamento del diametro, causando dispnea cronica e rischio di collasso respiratorio.

Concetti Chiave da Ricordare

Viscosità η

Proprietà fondamentale dei fluidi reali. Determina la resistenza al moto laminare. Nel sangue dipende da ematocrito, temperatura e velocità di flusso.

Raggio r^4

Il parametro più critico nella legge di Poiseuille. Piccole variazioni del raggio producono enormi effetti sulla portata. Base fisiologica della vasoregolazione.

Moto Laminare

Regime fisiologico normale. La turbolenza genera soffi udibili e aumenta il lavoro cardiaco. Il numero di Reynolds discrimina i due regimi.

Applicazioni Cliniche

Circolazione, filtrazione renale, respirazione: tutti i sistemi fluidi degli animali obbediscono alle leggi di Poiseuille. La fisica è la base della fisiopatologia.

- ❏ La comprensione quantitativa dei fluidi reali permette al veterinario di interpretare i segni clinici — soffi, dispnea, oliguria — come conseguenze dirette di alterazioni fisiche misurabili.