

Fisica

Leonello Servoli

Leonello.servoli@pg.infn.it

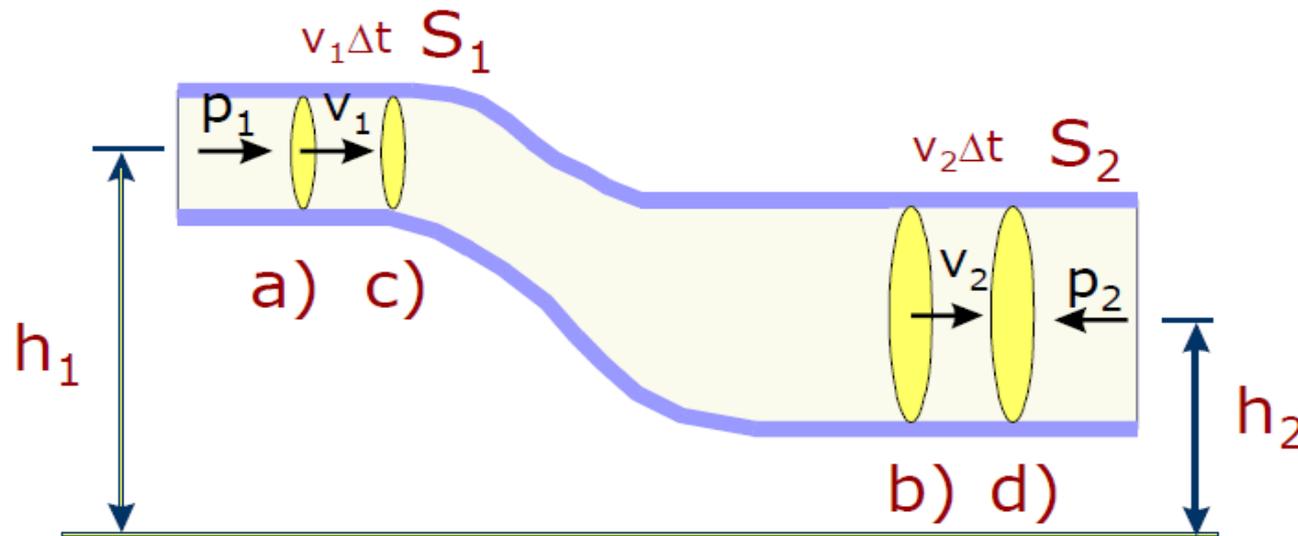
Tel.: 0039-348-3345847

<http://www.fisica.unipg.it/~servoli>

8 novembre	5	
11 novembre	6	
15 novembre	7	
25 novembre	8	
29 novembre	9	
6 dicembre	10	
9 dicembre	11	
13 dicembre	12	
20 dicembre	13	Simulazione compito scritto
20 dicembre	10:00	esame
13 gennaio	10:00	esame
27 gennaio	10:00	esame
10 febbraio	10:00	esame
21 febbraio	10:00	esame

TEOREMA DI BERNOULLI (1)

Si applica al moto di un fluido ideale (senza viscosità e incompressibile) in moto stazionario in un condotto a pareti rigide

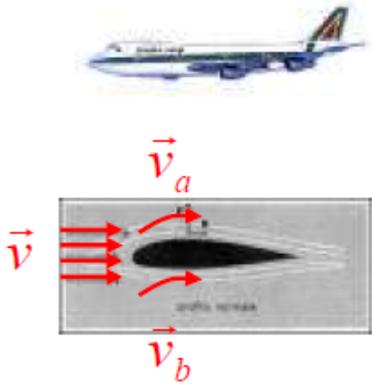


Su qualunque sezione del condotto

$$\frac{1}{2} dv^2 + dgh + p = \text{cost}$$

ESEMPI: volo orizzontale (1)

Trascurando lo spessore dell'ala rispetto alla quota dell'aereo, per il teorema di Bernoulli abbiamo



$$\frac{1}{2} \rho v_a^2 + p_a = \frac{1}{2} \rho v_b^2 + p_b$$

e quindi poichè

$$v_a > v_b \quad \Rightarrow \quad p_b > p_a$$

l'aereo si sostiene

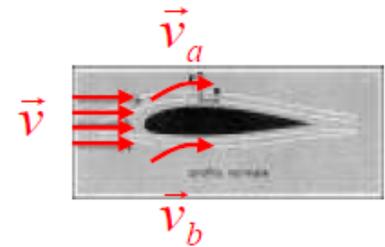
ESEMPI: volo orizzontale (2)

Per il teorema di Bernoulli possiamo scrivere

$$p_b - p_a = \frac{1}{2} \rho (v_a^2 - v_b^2)$$

Per la forza di *portanza* F abbiamo

$$F = (p_b - p_a)A = \frac{1}{2} \rho A (v_a^2 - v_b^2)$$



dove A è la superficie dell'ala.

Non si conoscono v_a e v_b , ma si conosce v

$$v_a, v_b \propto v \quad \Rightarrow \quad F = C \frac{\rho}{2} A v^2$$

dove C è detto *coefficiente di portanza*

ESEMPI: volo orizzontale (3)

I piccoli uccelli (passeri) decollano in maniera diversa da quella usata da volatili più grandi (anitre). I piccoli uccelli saltano e cominciano a volare subito, mentre gli altri sono costretti a correre per raggiungere una velocità di decollo

Modello di scaling \longrightarrow $P \propto l^3$ e $F \propto l^2 v^2$ per il volo $F \propto P$
 $l^2 v^2 \propto l^3 \Rightarrow v \propto \sqrt{l}$

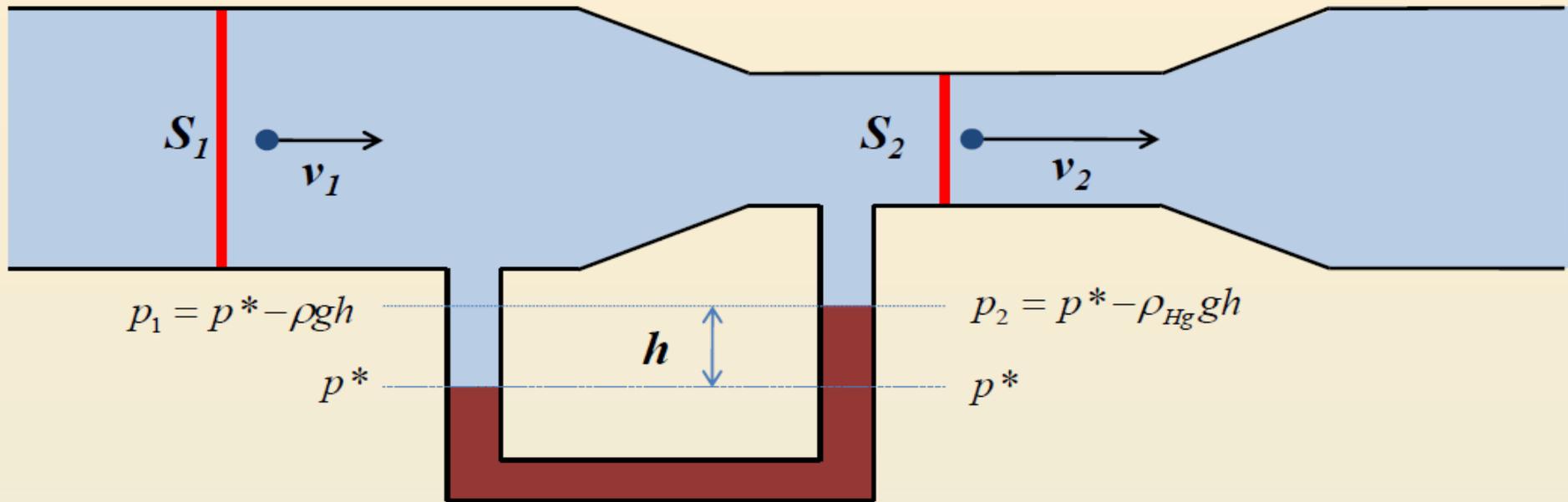
Quindi un volatile grande ha una velocità di volo minima più grande di quella di un uccello piccolo

Rondone $v_{\min} = 21$ Km/h **Struzzo è circa 25 volte il rondone**

$$v_{\min_{\text{STRUZZO}}} \propto \sqrt{25} \cdot v_{\min_{\text{RONDONE}}} \Rightarrow v_{\min_{\text{STRUZZO}}} = 105 \text{ Km/h}$$

Tubo di Venturi

Misura della velocità di un fluido ideale in moto stazionario in un condotto (tubo di flusso).



teorema
di Bernoulli

$$p_1 + \cancel{\rho gh_1} + \frac{1}{2} \rho v_1^2 = p_2 + \cancel{\rho gh_2} + \frac{1}{2} \rho v_2^2$$

equazione
di continuità

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

legge
di Stevino

$$p_1 - p_2 = (\rho_{Hg} - \rho)gh$$



$$v_1 = \sqrt{\frac{2(\rho_{Hg} - \rho)gh}{\rho(1 - S_2^2/S_1^2)}}$$

FLUIDI REALI

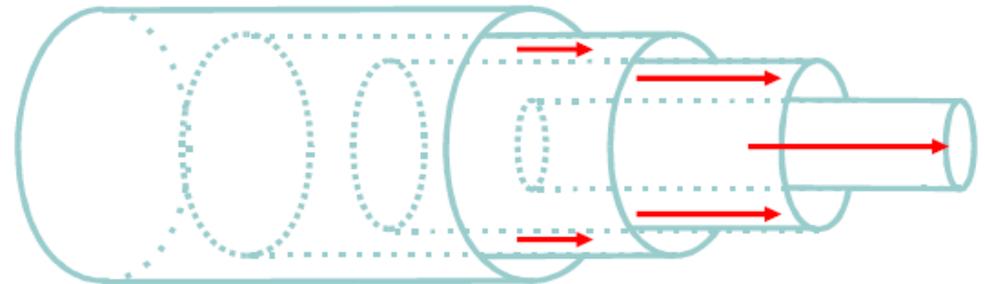
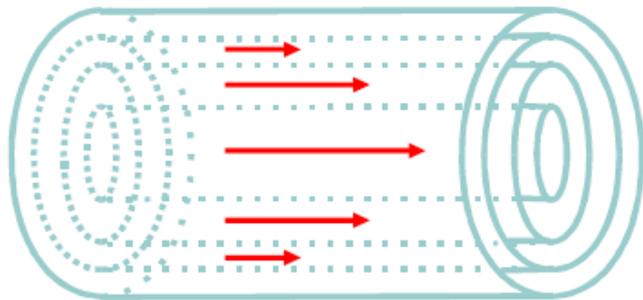
Durante lo scorrimento di un fluido reale in un condotto si manifestano forze di attrito interno che ne ostacolano il moto. Esse sono proporzionali alla velocità (piccole velocità) o al quadrato della velocità (grandi velocità).

Esse sono dovute alle forze di coesione fra le molecole del fluido ed alle forze di attrito fra le molecole del fluido e le pareti del condotto.

Tali forze di resistenza sono l'origine di una proprietà del fluido detta **viscosità** e producono una perdita di energia che si trasforma in calore

FLUIDI REALI

Quando un liquido reale scorre in un condotto cilindrico a bassa velocità (moto laminare), tutto avviene come se cilindri concentrici scorressero l'uno dentro l'altro con velocità decrescente dal centro verso la periferia



VISCOSITA'

Si consideri un liquido viscoso che scorre in un condotto orizzontale a sezione costante, di forma cilindrica e di raggio R .

Sperimentalmente per mantenere costante la velocità occorre applicare una forza che eguagli in modulo la forza d'attrito F_{attrito} , per la quale vale vale

$$F_{\text{attrito}} = \eta A \frac{dv}{dr}$$

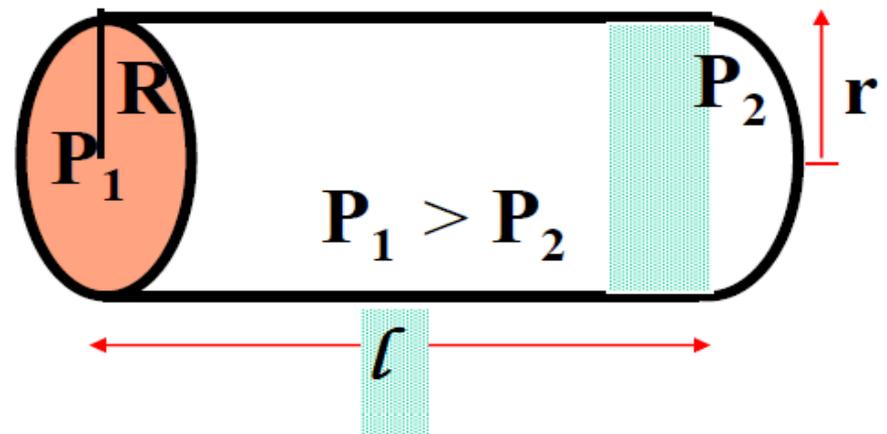
dove A è la superficie laterale del cilindretto di fluido di raggio r e lungo l .

η **coefficiente di viscosità**

$$[\eta] = \left[\frac{F/A}{v/\delta} \right] = \frac{MLT^{-2}L^{-2}}{LT^{-1}L^{-1}} = ML^{-1}T^{-1}$$

mks **kg/(s•m) = Pa s**

cgs **g/(s•cm) = poise**



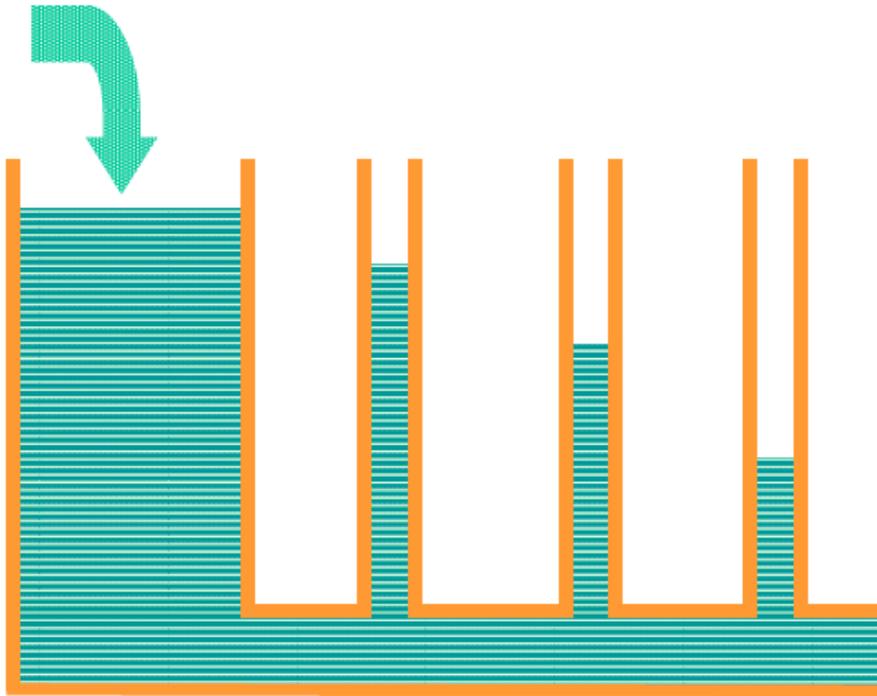
1 poise = 0.1 Pa s

REGIME LAMINARE

η funzione della temperatura

	t (°C)	η (poise)
acqua	0°C 0.0178
	10°C 0.0130
	20°C 0.0100 \approx plasma
alcool	20°C 0.0125
etere	20°C 0.0023
mercurio ..	20°C 0.0157
glicerina ...	15°C 2.340
aria	15°C 0.00018
sangue		0.0400
(valore ematocrito 40%)		

LEGGE DI HAGEN-POISEUILLE



Condotto cilindrico

L'attrito interno produce una caduta di pressione secondo la legge di Hagen-Poiseuille

$$\Delta p = p_1 - p_2 = R \cdot Q$$

R = resistenza idraulica

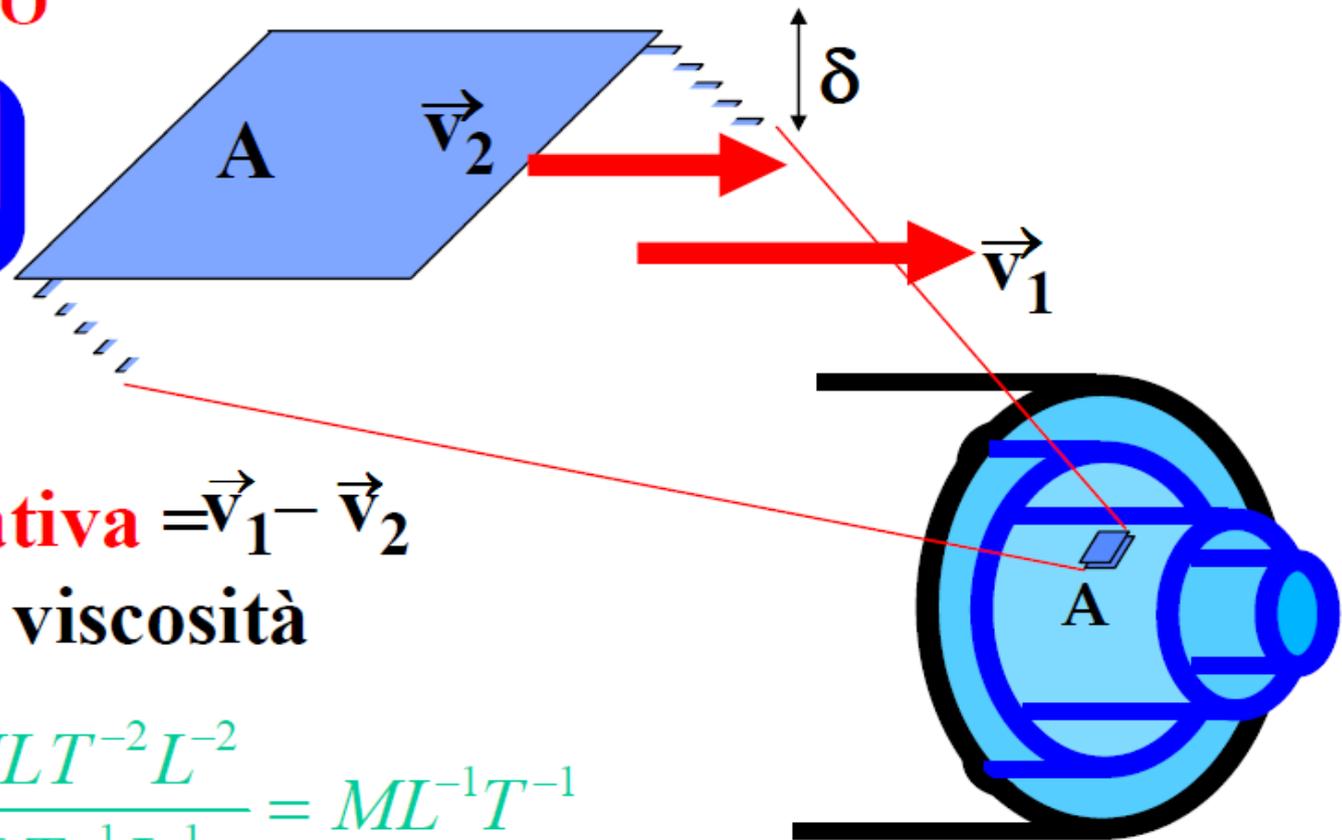
$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot d}{\pi \cdot r^4}$$

η = coefficiente di viscosità
 d = lunghezza del condotto
 r = raggio del condotto

REGIME LAMINARE

FORZE di ATTRITO

$$\vec{F}_A = -\eta A \frac{\vec{v}}{\delta}$$



\vec{v} = **velocità relativa** $= \vec{v}_1 - \vec{v}_2$

η **coefficiente di viscosità**

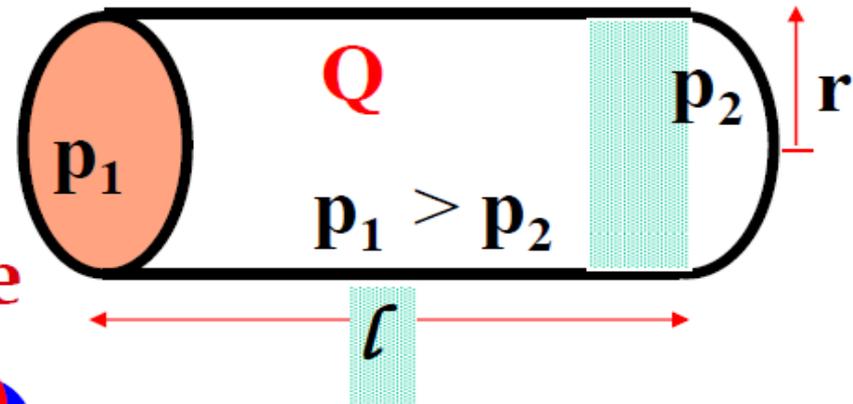
$$[\eta] = \left[\frac{F/A}{v/\delta} \right] = \frac{MLT^{-2}L^{-2}}{LT^{-1}L^{-1}} = ML^{-1}T^{-1}$$

mks **kg / (s•m) = Pa s**

cgs **g / (s•cm) = poise**

1 poise = 0.1 Pa s

REGIME LAMINARE

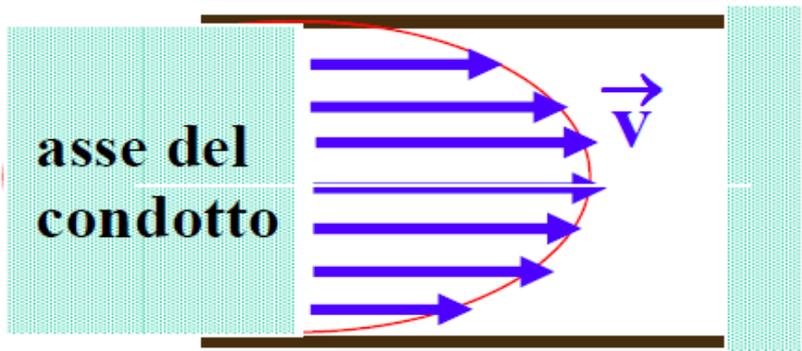


① formula di Poiseuille

$$Q = \frac{\pi r^4}{8 \eta l} (p_1 - p_2)$$

$$Q \propto \Delta p$$
$$Q = \Delta p / R$$

② profilo della velocità



parabolico

Resistenza
idraulica
di un condotto

③ moto

silenzioso

REGIME LAMINARE

Portata $\propto R^4$

→ una piccola riduzione causa una grande variazione

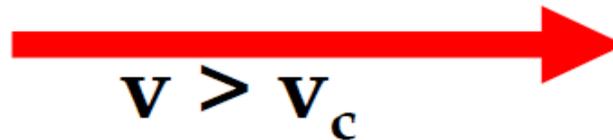
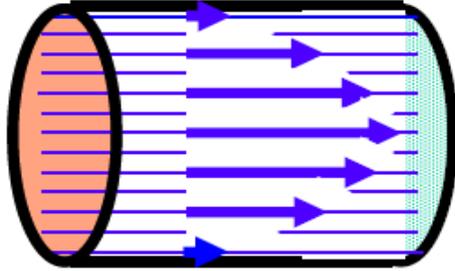
Dimezzamento → riduzione a 1/16 della portata.

Le arterie sono contrattate da sottili fasci muscolari che contraendosi riducono il diametro dell'arteria.

Oppure patologia: arteriosclerosi

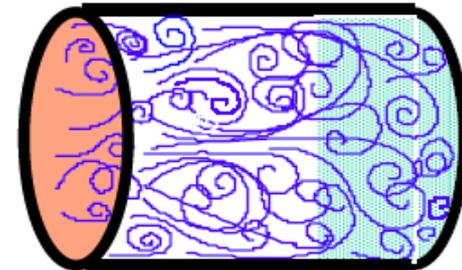
MOTO TURBOLENTO

lamine e profilo
parabolico di velocità



velocità critica

lamine spezzate
e vortici



Non esiste una trattazione esatta del regime turbolento, ma solo regole empiriche, la principale delle quali dice che una grandezza adimensionale N_R (numero di Reynolds) permette di calcolare la velocità critica v_c per cui si passa da regime laminare a turbolento.

$N_R = \frac{dRv}{\eta}$	$N_R < 10^3$	laminare
	$N_R > 1.5 \cdot 10^3$	turbolento
	$10^3 < N_R < 1.5 \cdot 10^3$	instabile

Una buona approssimazione:

MOTO STAZIONARIO di un LIQUIDO REALE e OMOGENEO in un CONDOTTO RIGIDO

REGIME LAMINARE

- lamine e profilo velocità parabolico
- $Q \propto \Delta p$
- silenzioso

(definizione e conservazione dell'energia)

$$v > v_c$$

REGIME TURBOLENTO

- vortici
- $Q \propto \sqrt{\Delta p}$
- rumoroso

(alta dissipazione di energia per attrito)

CIRCUITI IDRAULICI (1)

$$P = RQ$$

Equazione del circuito

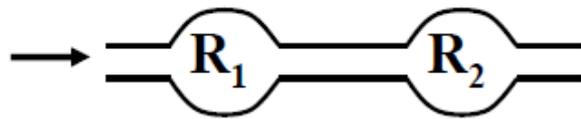
P= pressione motrice

R= resistenza idraulica

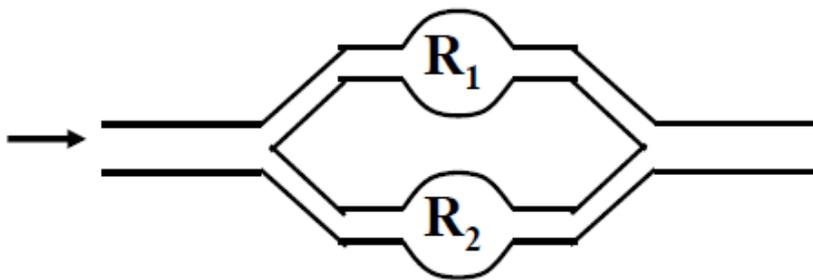
Q= portata

Questa equazione, ricavata da Hagen-Poiseuille, ha una validità più generale e permette quindi di risolvere i circuiti idraulici

CIRCUITI IDRAULICI (2)

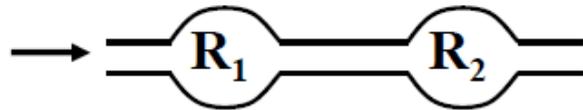


Due resistenze idrauliche sono in *serie*, quando attraverso esse passa la stessa portata Q



Due resistenze idrauliche sono in *parallelo*, quando sono poste alla stessa pressione P

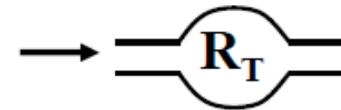
CIRCUITI IDRAULICI (3)



$$P_1 = R_1 Q_1 \quad \text{e} \quad P_2 = R_2 Q_2$$

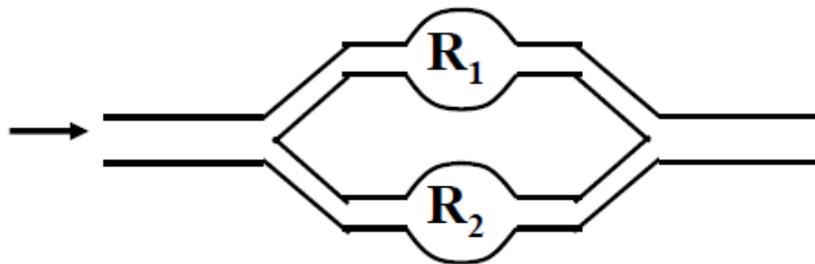
$$P = P_1 + P_2$$

$$Q = Q_1 = Q_2$$



$$P = R_T Q$$

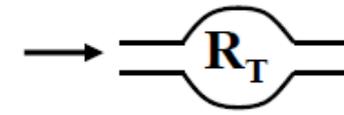
$$R_T = R_1 + R_2$$



$$P_1 = R_1 Q_1 \quad \text{e} \quad P_2 = R_2 Q_2$$

$$P = P_1 = P_2$$

$$Q = Q_1 + Q_2$$

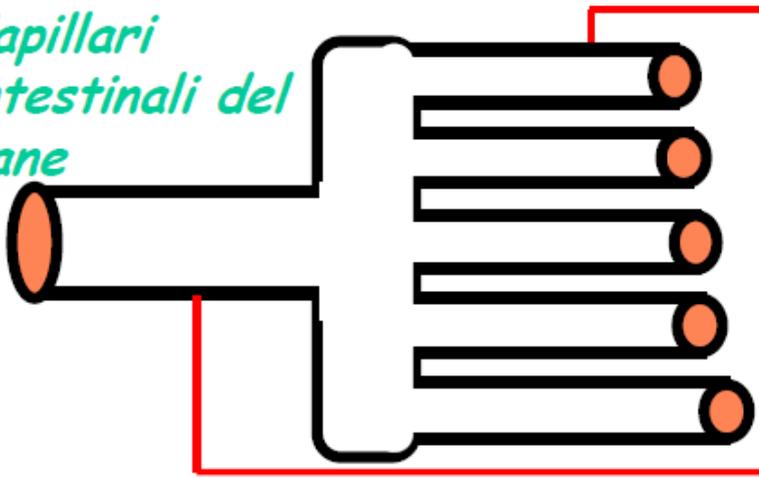


$$P = R_T Q$$

$$\frac{1}{R_T} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \quad \Leftrightarrow \quad R_T = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2}$$

ESEMPI: capillari

Capillari
intestinali del
cane



$$r = 4 \cdot 10^{-4} \text{ cm} \quad l = 10^{-1} \text{ cm} \quad \eta = 1.6 \cdot 10^{-5} \text{ torr s}$$

$$R_{\text{capillare}} = 1.6 \cdot 10^8 \text{ torr s cm}^{-3}$$

$$r = 5 \cdot 10^{-2} \text{ cm} \quad l = 10 \text{ cm}$$

$$R_{\text{arteria}} = 65 \text{ torr s cm}^{-3}$$

Nel sistema circolatorio dei mammiferi, appena che è possibile dal punto di vista meccanico, si osserva la capillarizzazione.

$$N_{\text{capillari}} = 5 \cdot 10^7$$

$$R_{\text{Totcapillari}} = 3.2 \text{ torr s cm}^{-3}$$

DISTRIBUZIONE DI FLUIDI

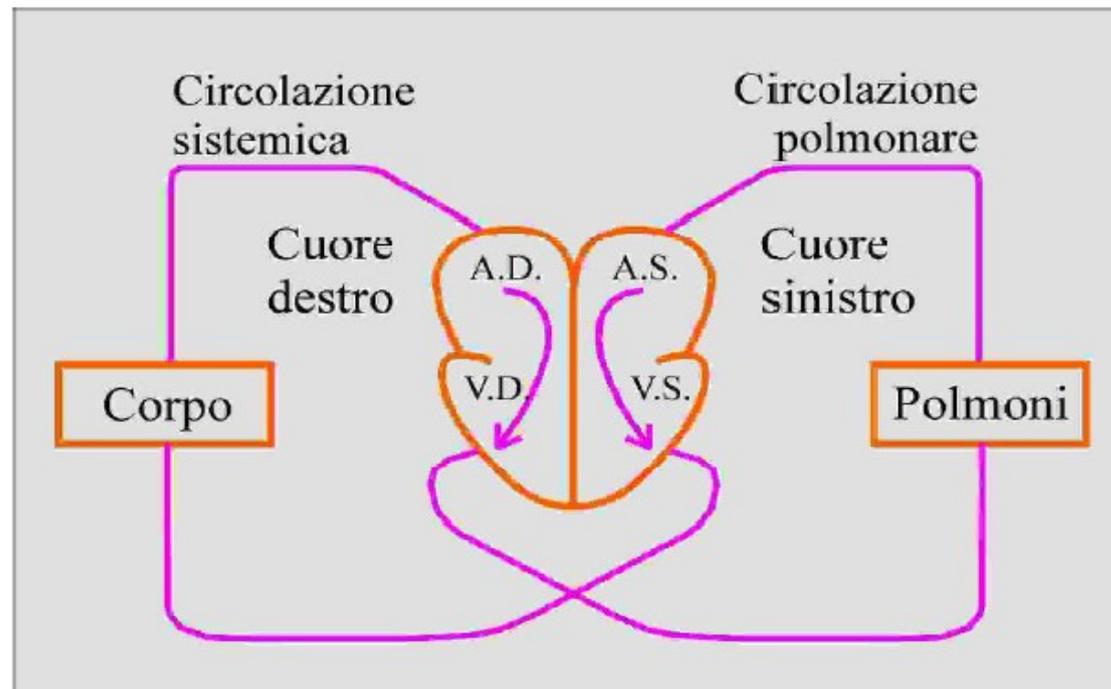
La differenza sostanziale fra il sistema circolatorio ed una rete cittadina di distribuzione dell'acqua è che, nel caso animale, i tubi sono flessibili e quindi occorre garantirne la **pervietà** perché la pressione esterna (760 mmHg) tende a chiuderli.

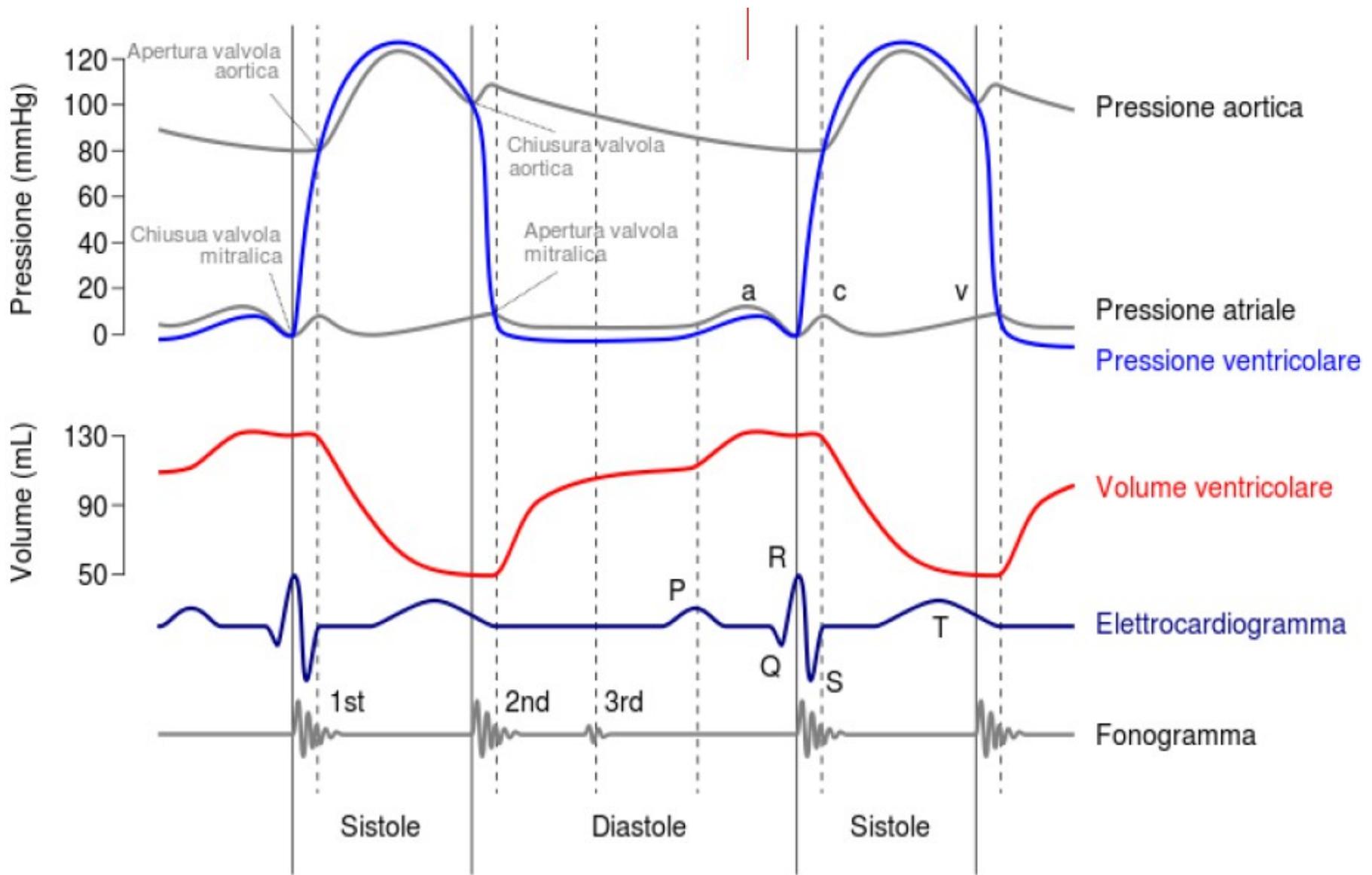
Ci sono due possibilità:

- 1. alta pressione e bassa velocità.** Si esercita all'interno dei tubi una pressione di circolo maggiore di quella esterna ("si gonfiano") e quindi si fa circolare il sangue;
- 2. bassa pressione ed alta velocità.** Il tubo è chiuso davanti e dietro al bolo di sangue ed aperto dalla pressione legata alla velocità ($1/2\rho V^2$).

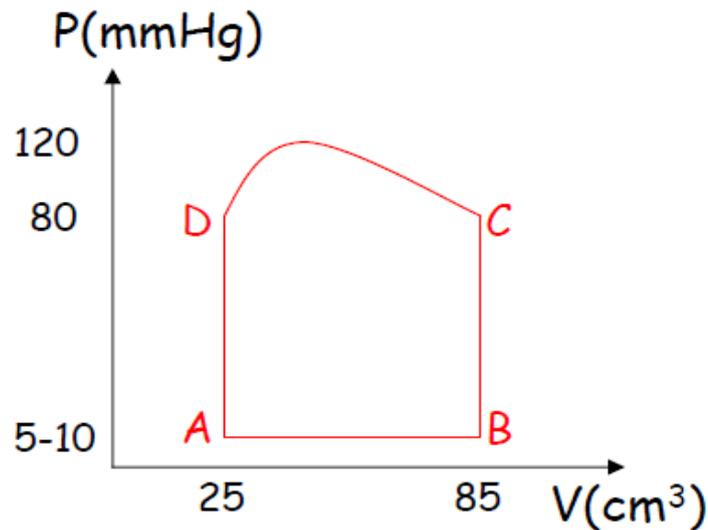
LAVORO MOTORE DEL CUORE (1)

Il cuore è diviso in quattro scomparti: atri e ventricoli. Esso funziona come una pompa sincrona, compiendo ciclicamente una contrazione (**sistole**) seguita da un periodo di rilassamento (**diastole**)





LAVORO MOTORE DEL CUORE (2)



Consideriamo il ventricolo sinistro:

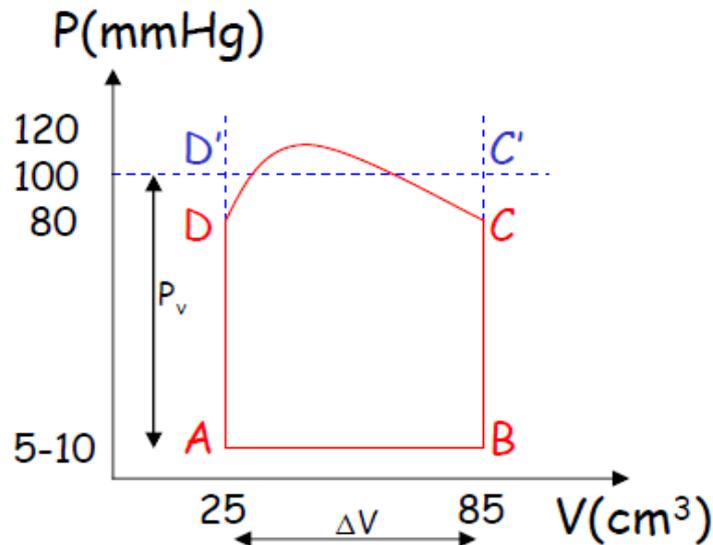
A→B il ventricolo è vuoto e rilassato si riempie attraverso la mitrale dall'atrio sinistro

B→C la mitrale si chiude ed il ventricolo si contrae isometricamente

C→D si apre la semilunare aortica ed il ventricolo immette in aorta 60 cc di sangue

D→A il ventricolo è vuoto e contratto, si rilassa e ricomincia il ciclo

LAVORO MOTORE DEL CUORE (3)



$$L = F\Delta x = PS\Delta x = P\Delta V$$



Area della curva nel piano P - V

Quindi il lavoro del ventricolo lo possiamo scrivere come

$$L_s = P_v \Delta V$$

dove P_v è la pressione media in ventricolo.

LAVORO MOTORE DEL CUORE (4)

Normalmente non si conosce P_v , ma P_a la pressione media in aorta (sfigmomanometro). Applicando il teorema di Bernoulli alle sezioni ventricolo sinistro ed aorta possiamo scrivere

$$P_v + \frac{1}{2} \rho v_v^2 = P_a + \frac{1}{2} \rho v_a^2$$

Misure di Medicina Nucleare permettono di affermare che

$$v_v \cong 0$$

quindi

$$P_v = P_a + \frac{1}{2} \rho v_a^2$$

In conclusione per il lavoro del ventricolo sinistro avremo

$$L_s = P_a \Delta V + \frac{1}{2} \rho v_a^2 \Delta V$$

LAVORO MOTORE DEL CUORE (5)

Diamo dei numeri

$$L_s = P_a \Delta V + \frac{1}{2} \rho v_a^2 \Delta V \quad \rho_{\text{sangue}} = 1.1 \cdot 10^3 \text{ Kgm}^{-3}$$

$$L_s = 0.79 + 0.003 \cong 0.8 \text{ J}$$

Quindi il 99.6% del lavoro del ventricolo sinistro serve a mantenere la pressione di circolo

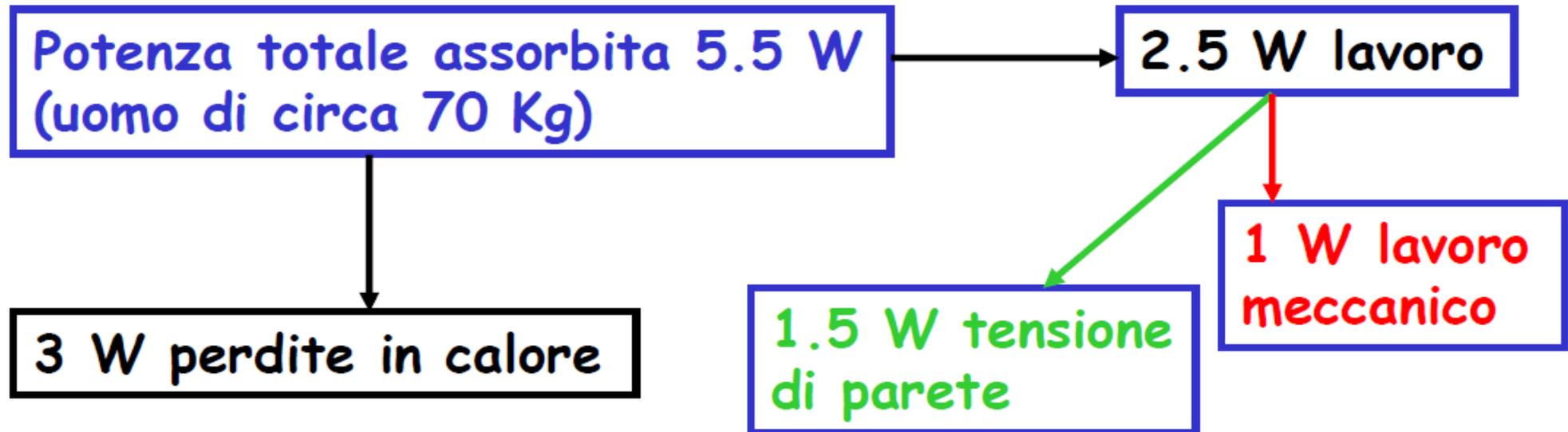
LAVORO MOTORE DEL CUORE (6)

Aggiungendo il contributo del cuore destro, la cui pressione ventricolare è circa 1/5 di quella del cuore sinistro, e considerando che (ovviamente) la gittata è costante:

$$L_d = \frac{1}{5} L_s \cong 0.16 \text{ J}$$

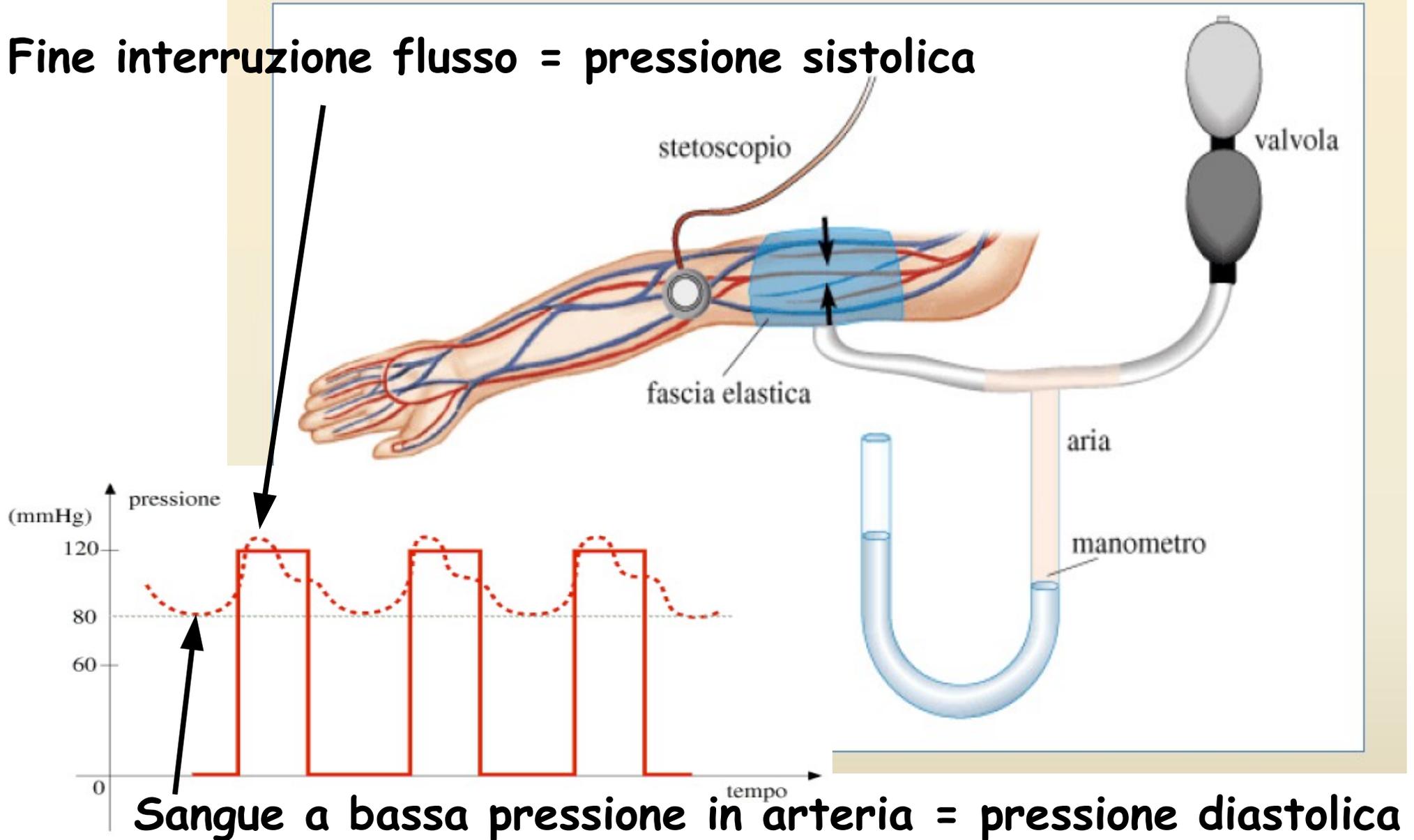
$$L_T = 0.8 + 0.16 \cong 1 \text{ J}$$

Se consideriamo una frequenza media di circa 60 cp/min, la potenza sarà pari a circa 1 W



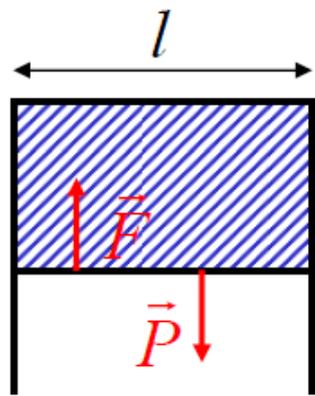
Misura della pressione del sangue

Fine interruzione flusso = pressione sistolica



TENSIONE SUPERFICIALE (1)

Non solo i solidi, ma anche i liquidi oppongono una certa resistenza ad essere allargati. Questo perché le molecole componenti il liquido tendono ad attrarsi.

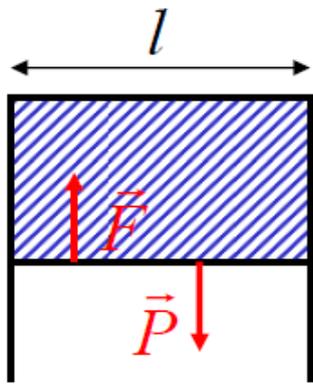


Consideriamo un telaio fatto da un filo metallico piegato ad U ed un cursore mobile di peso P . Immergiamo questo telaio in un liquido. Una sottile lamina di liquido riempie l'area tratteggiata di figura. In funzione del tipo di liquido, se si sceglie il peso del cursore in maniera opportuna, è possibile che lo stesso cursore sia in equilibrio.

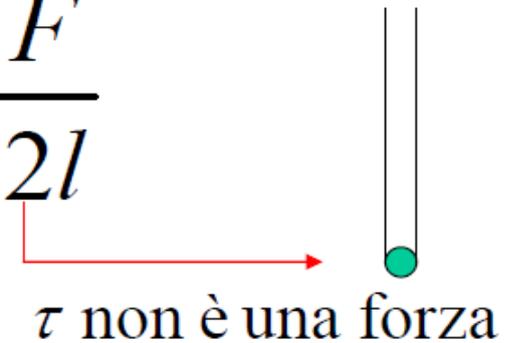
$$\vec{F} = \vec{P}$$

TENSIONE SUPERFICIALE (2)

Si definisce *tensione superficiale* τ la forza per unità di lunghezza esercitata da una superficie di fluido. Quindi se il cursore è lungo l per il modulo della forza F avremo



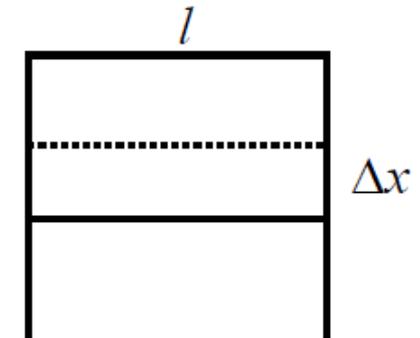
$$F = 2l\tau \quad \Rightarrow \quad \tau = \frac{F}{2l}$$



$$L = F\Delta x = 2l\Delta x\tau$$

$$S = 2l\Delta x$$

$\tau = L/S$ cioè è eguale al lavoro per unità di superficie che ci vuole per aumentare la superficie libera di un liquido



TENSIONE SUPERFICIALE (3)

Tensione superficiale alla
temperatura di 20 °C rispetto all'aria

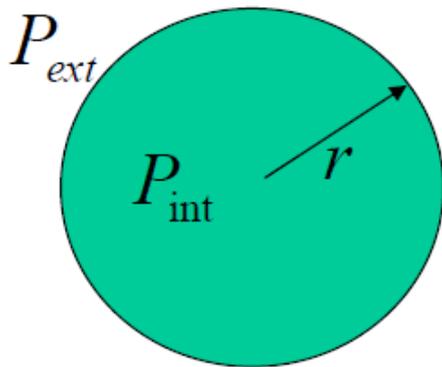
Diamo dei
numeri

$$H_2O \quad \tau = 7.3 \cdot 10^{-2} \text{ Nm}^{-1}$$

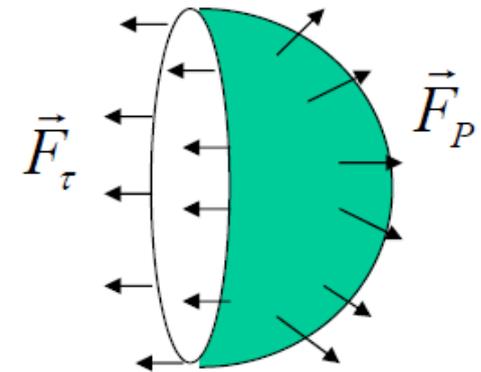
$$Hg \quad \tau = 0.5 \text{ Nm}^{-1}$$

LEGGE DI LAPLACE (1)

Nel caso di una membrana sferica si può porre in relazione la pressione trasmurale P con la tensione superficiale del materiale che costituisce la membrana rispetto al materiale che si trova all'interno della sfera



Supponiamo la bolla divisa a metà



$$P_{int} > P_{ext}$$

$$P = P_{int} - P_{ext}$$

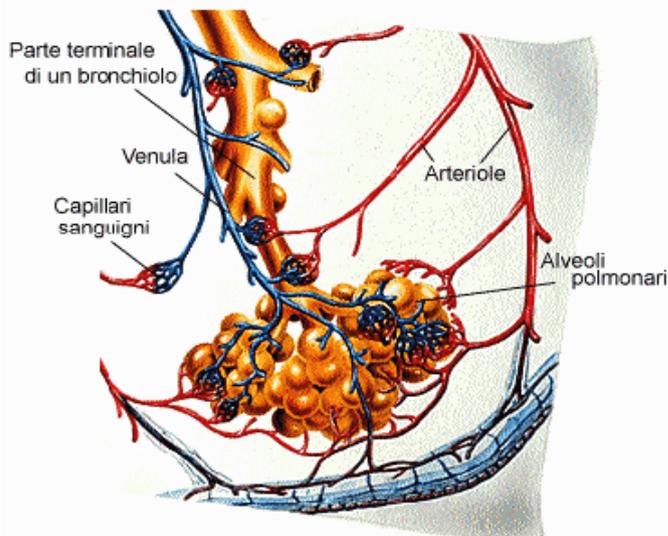
$$P = \frac{2\tau}{r}$$

$$|\vec{F}_\tau| = 2\pi r \tau$$

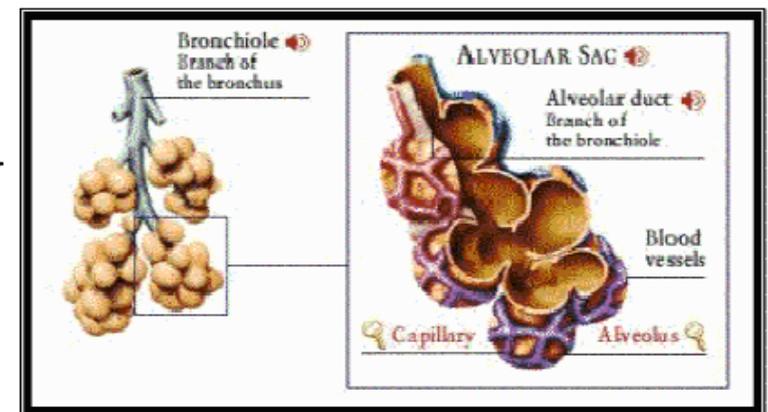
$$|\vec{F}_P| = \pi r^2 P$$

TENSIOATTIVI E RESPIRAZIONE (1)

Gli alveoli polmonari sono piccole sacche, raccolte in grappoli, ricche di vasi sanguigni molto minuti, i capillari. Essi sono costituiti da un tessuto epiteliale molto sottile e permeabile grazie al quale può avvenire lo scambio di aria con il sangue che scorre nei capillari. I rami dell'arteria polmonare, una volta penetrati nei polmoni, seguono le ramificazioni dei bronchi fino agli alveoli dove diventano capillari. Qui l'ossigeno è spinto a legarsi all'emoglobina, sostanza trasportata dal sangue, mentre l'anidride carbonica si diffonde dal sangue nell'alveolo per poi essere eliminata. I nostri polmoni possiedono circa 300 milioni di alveoli che distesi su di una superficie piana coprirebbero un'area di 60 m^2 , ovvero 40 volte la superficie della nostra pelle.



Gli alveoli polmonari



TENSIOATTIVI E RESPIRAZIONE (3)

Se ipotizziamo la presenza di sostanze tensioattive il modello può evolvere e funzionare:

r diminuisce $\Rightarrow P$ aumenta

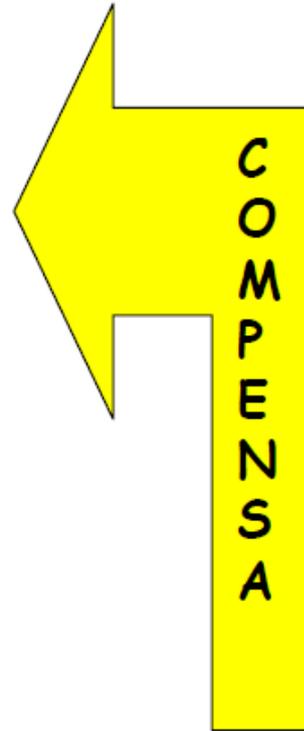


diminuisce la superficie
dell'alveolo



aumenta la concentrazione
di sostanze
tensioattive

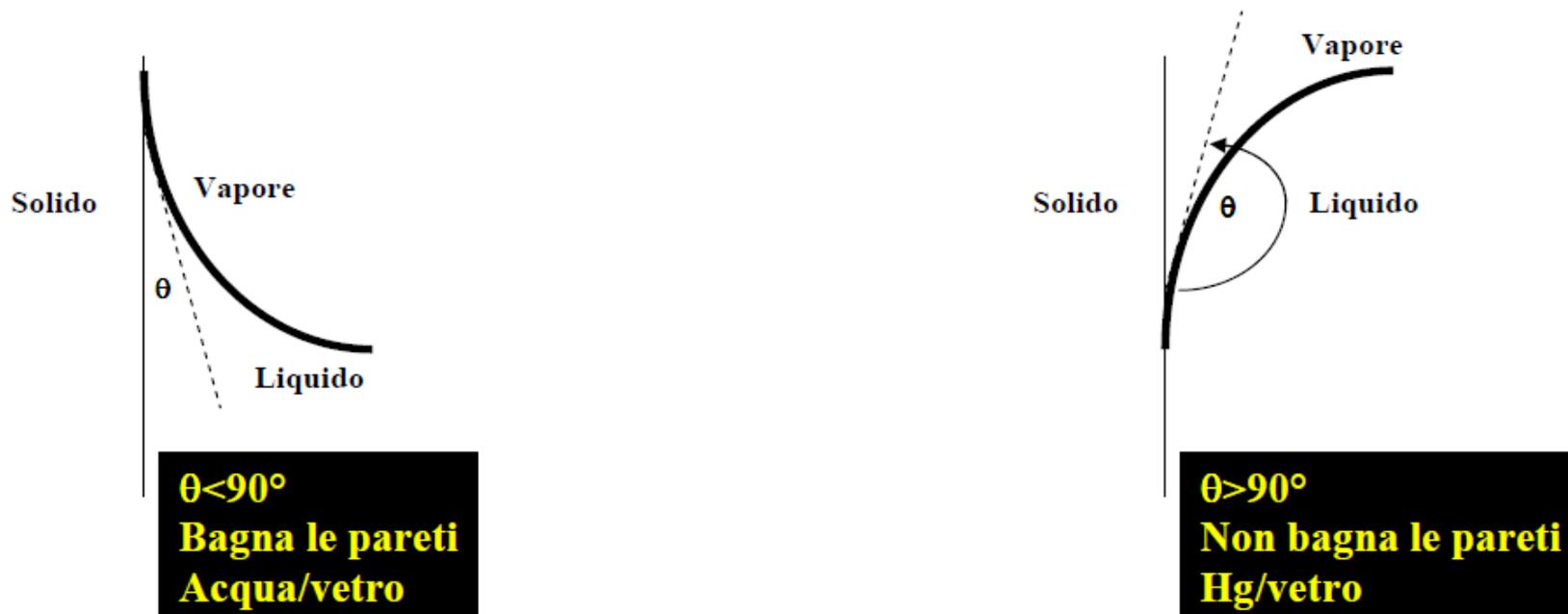
$\Rightarrow \tau$ diminuisce



$$P = \frac{2\tau}{r}$$

CAPILLARITA' (1)

La capillarità descrive le relazioni spaziali che si determinano nelle zone di confine fra liquidi, vapore e solidi.



CAPILLARITA' (2)

Supponiamo di immergere in una bacinella, contenente un liquido di densità ρ che bagna le pareti, un menisco di raggio r . Sapendo che la tensione superficiale è τ , calcolare l'altezza h a cui risale il liquido nel menisco.

$$F_x = F \sin \theta \quad F_y = F \cos \theta$$

$$F = 2\pi r \tau \Rightarrow F_y = 2\pi r \tau \cos \theta$$

Per il peso della colonna di liquido del menisco avremo

$$P = mg = \rho V g = \rho \pi r^2 h g$$

All'equilibrio

$$2\pi r \tau \cos \theta = \rho \pi r^2 h g$$

da cui

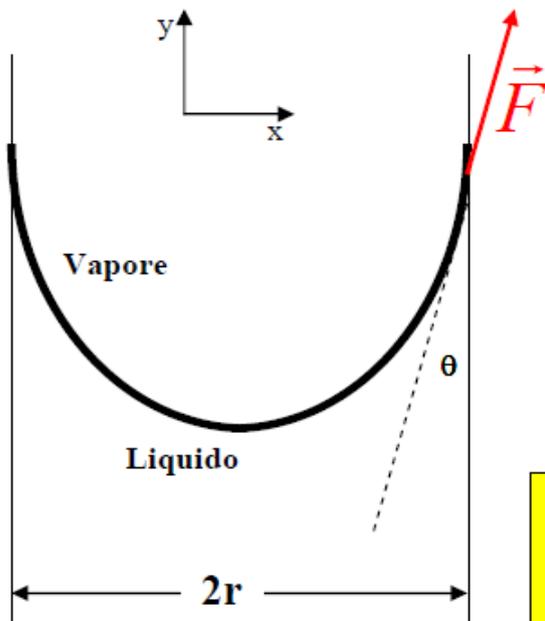
$$h = \frac{2\tau \cos \theta}{\rho g r}$$

$$\theta < 90^\circ \rightarrow h > 0 \text{ (come in fig)}$$

$$\theta = 90^\circ \rightarrow h = 0$$

$$\theta > 90^\circ \rightarrow h < 0$$

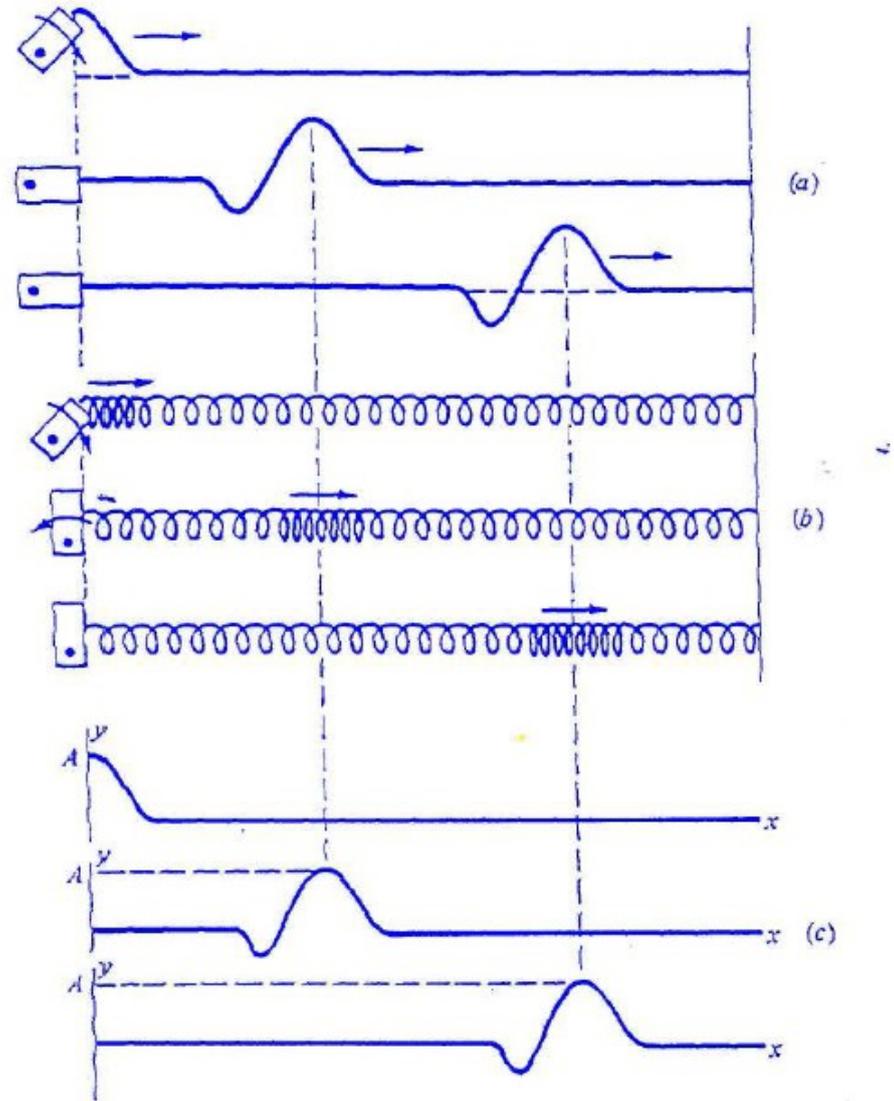
$$h \propto \frac{1}{r} \text{ quindi il fenomeno sar\`a pi\`u evidente in tubi con raggio piccolo}$$



ONDE ELASTICHE

Un'onda elastica è una perturbazione che si propaga in **un mezzo** senza movimento di materia

Ogni punto del corpo elastico oscilla intorno alla sua posizione di equilibrio con moto periodico



ONDE

Durante la propagazione di un'onda
non c'è trasporto di materia,
ma propagazione di energia.

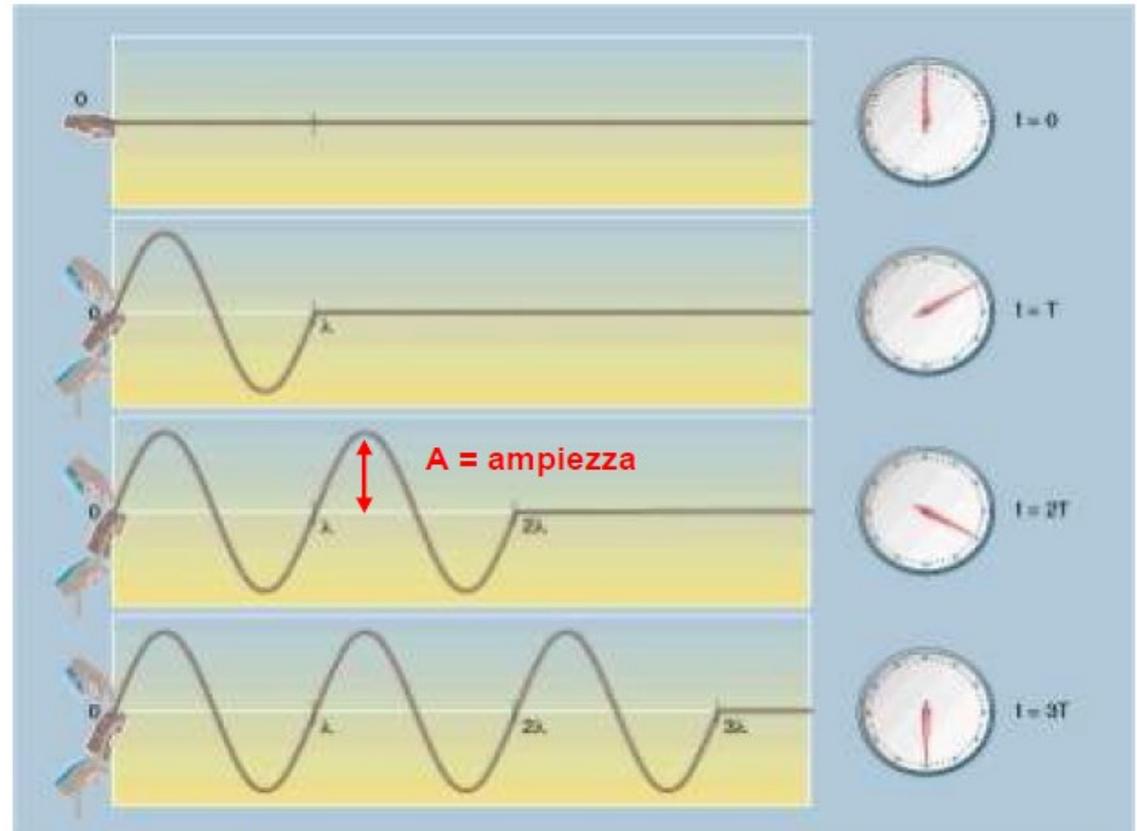
ONDE SINUSOIDALI

Facendo oscillando con legge armonica l'estremo di una corda tesa si produce un'onda sinusoidale

Nei 4 istanti di tempo intervallati da un periodo T , l'onda si sposta di una distanza pari a λ

Velocità dell'onda
 $vel = \lambda/T = \lambda \cdot \nu$

Frequenza dell'onda $\nu = 1/T$



ONDE

Durante la propagazione di un'onda non c'è trasporto di materia, ma propagazione di energia

Si definisce ***intensità*** di un'onda l'energia che attraversa nell'unità di tempo una superficie unitaria posta normalmente alla direzione di propagazione

$$\frac{\text{joule}}{\text{m}^2 \cdot \text{s}} = \frac{\text{watt}}{\text{m}^2}$$

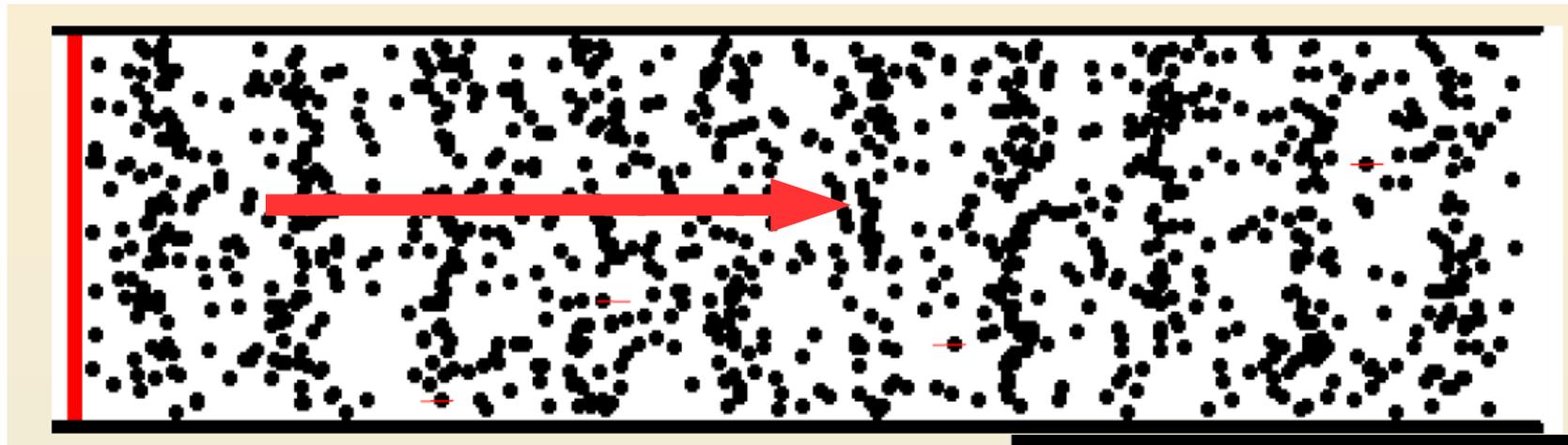
ONDE

Le onde possono essere:

longitudinali: la perturbazione è parallela alla direzione di propagazione dell'onda

trasversali: la perturbazione è ortogonale alla direzione di propagazione dell'onda

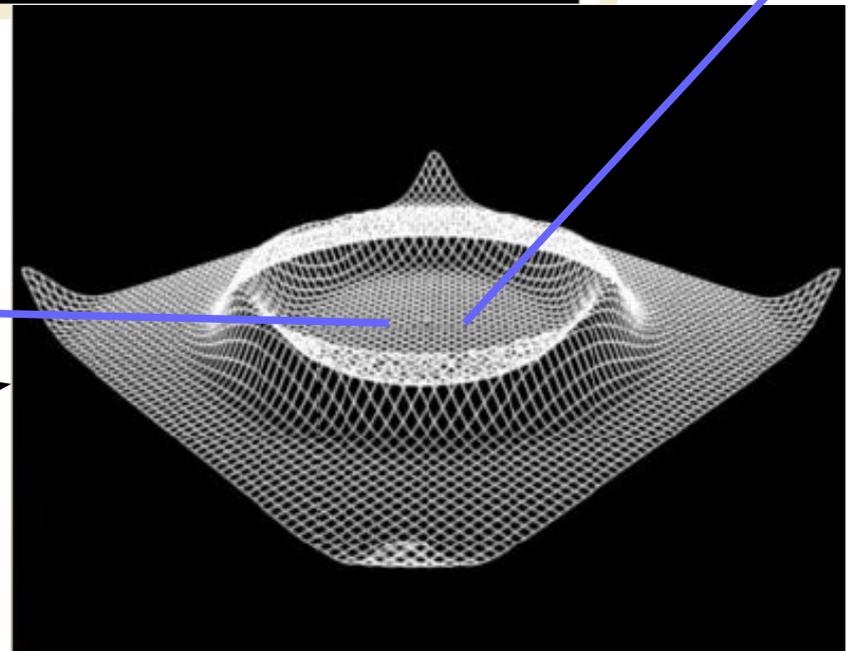
Onde longitudinali



Direzione di propagazione

Direzione di propagazione

onde trasversali

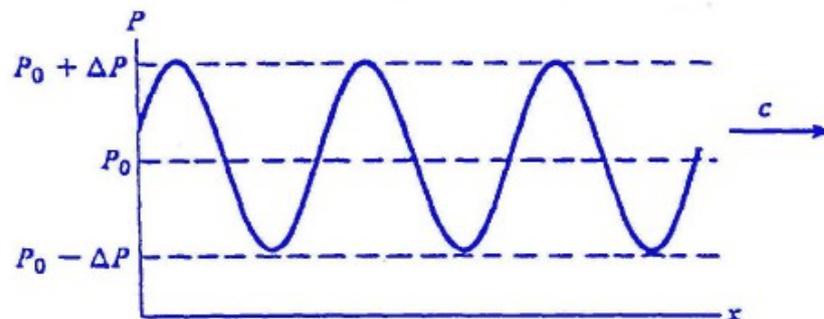
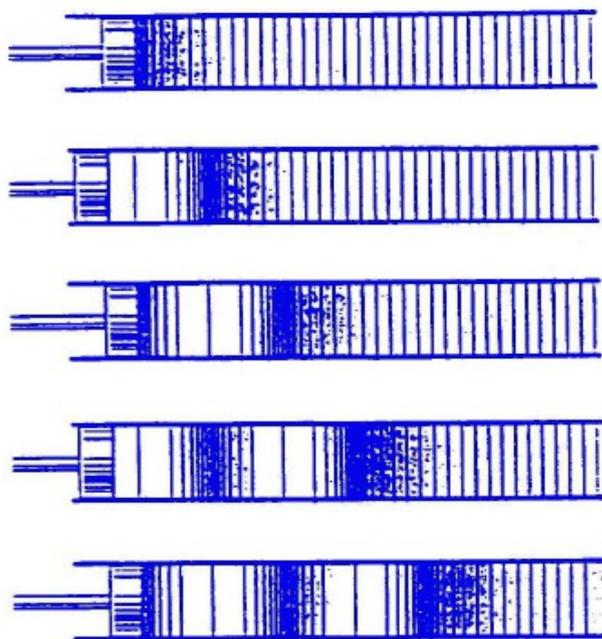


ONDE SONORE

Qual è la grandezza fisica che oscillando produce il suono?

Un'onda sonora consiste in oscillazioni della **pressione** dell'aria (o di un altro mezzo elastico)

Il suono è un'onda longitudinale



Un'onda è udibile dall'orecchio umano se la sua frequenza è compresa nell'intervallo

20 Hz – 20000 Hz

VELOCITA' DEL SUONO (1)

Velocità di un'onda sonora

Mezzo	Velocità (m/s)
Aria secca (20°C)	343
Vapore (134°C)	494
Acqua distillata	1486
Acqua di mare	1519
Piombo	1190
Rame	3810
Alluminio	5000
Acciaio	5200

VELOCITA' DEL SUONO (2)

Velocità del suono in aria ($t=0^\circ$)[*]

$v \sim 330 \text{ m/s} \sim 1200 \text{ Km/h} = 1 \text{ M}$

[*]superata nel 1947



NUMERO DI MACH	REGIME	FENOMENI FISICI
$M \ll 1$	Subsonico	L'aria si oppone al moto per attrito e genera forze idrodinamiche di portanza che sorreggono gli aerei.
$M \sim 1$	Transonico	Appaiono nuovi fenomeni idrodinamici, come il repentino formarsi di nuvole di condensazione o il collasso del flusso.
$1.2 < M < 3$	Supersonico	I termini non lineari nell'equazione delle onde diventano importanti e non si può più applicare il principio di sovrapposizione. Nuove onde elastiche appaiono, con proprietà differenti dalle onde sonore: le onde di shock.
$3 < M < 5$	Supersonico elevato	Gli effetti termodinamici sulla compressione dell'aria diventano rilevanti: il velivolo scambia calore con l'aria.
$M > 5$	Ipersonico	L'elevata temperatura può modificare lo stato di aggregazione dell'aria.

ONDE SONORE

Caratteristiche di un suono

Altezza:

dipende dalla frequenza fondamentale dell'onda
(acuto \Rightarrow alta frequenza, grave \Rightarrow bassa frequenza)

Timbro:

dipende dal numero di armoniche che compongono
l'onda e consente l'identificazione del suono

Intensità:

dipende dal quadrato dell'ampiezza della vibrazione
(debole \Rightarrow bassa intensità, forte \Rightarrow alta intensità)

ONDE SONORE

Un suono può essere percepito dall'orecchio umano quando la sua intensità è maggiore di

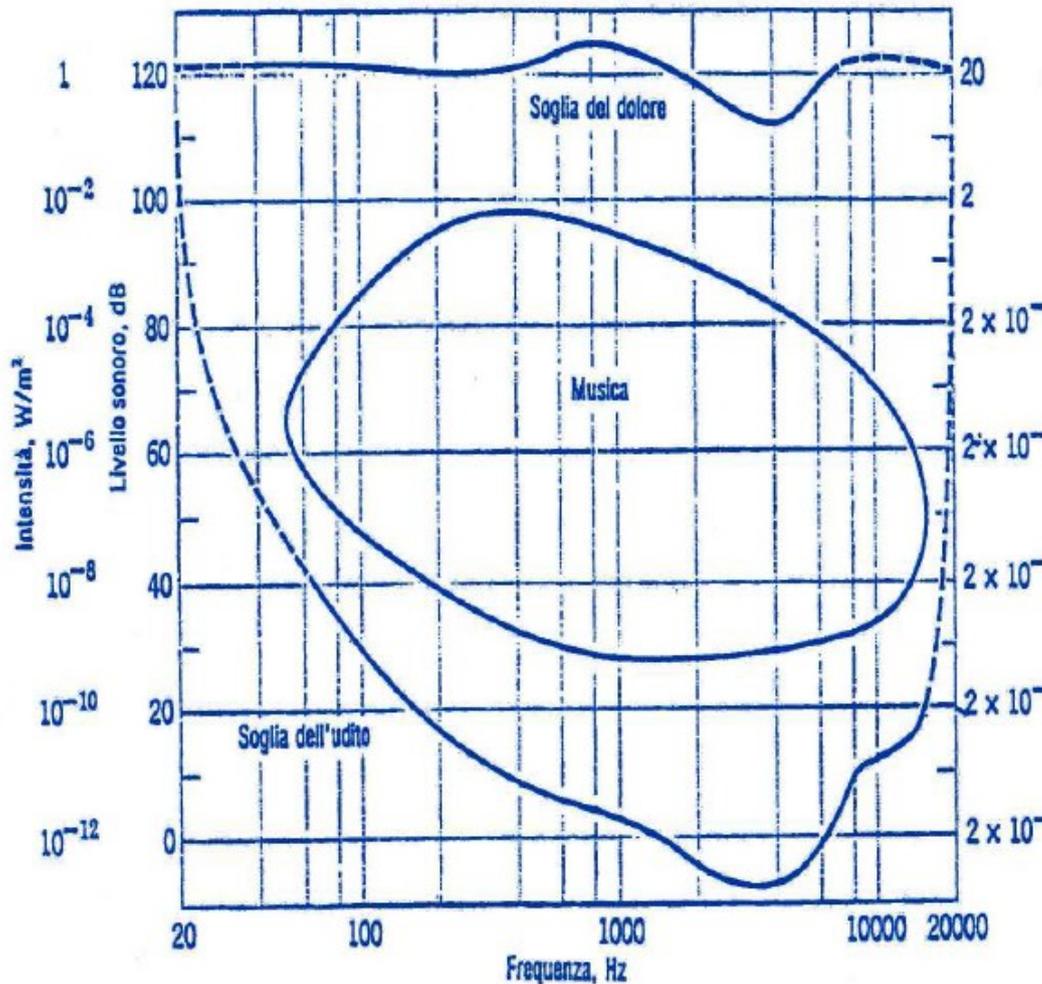
$$I_0 = 10^{-12} \frac{W}{m^2} \quad \text{soglia di udibilità}$$

Legge di Fechner:

le sensazioni fisiologiche prodotte da un'onda acustica sono proporzionali al logaritmo dell'intensità dell'onda per cui si usa la scala dei deciBell (dB)

$$\text{Livello sonoro} = 10 \cdot \log_{10} \frac{I}{I_0} \quad dB$$

ONDE SONORE



Livelli sonori *

Soglia dell'udito	0 dB
Stormire delle fronde	10 dB
Bisbiglio (ad 1 m)	20 dB
Strada di città, con poco traffico	30 dB
Uffici, aule di scuola	50 dB
Conversazione normale (ad 1 m)	60 dB
Strada di città con molto traffico	70 dB
Il posto più rumoroso presso le cascate del Niagara	85 dB
Martello pneumatico (a 3 m)	90 dB
Impianto Hi-Fi di 10 W a 3 m	110 dB
Soglia del dolore	120 dB
Motore a reazione (a 50 m)	130 dB
Razzo Saturno (a 50 m)	200 dB

* I livelli sonori sono relativi ad un'intensità di riferimento $I_0 = 10^{-12} W/m^2$.

ULTRASUONI

Infrasuoni:

hanno frequenze inferiori a 20 Hz (ad esempio le onde sismiche)

Ultrasuoni:

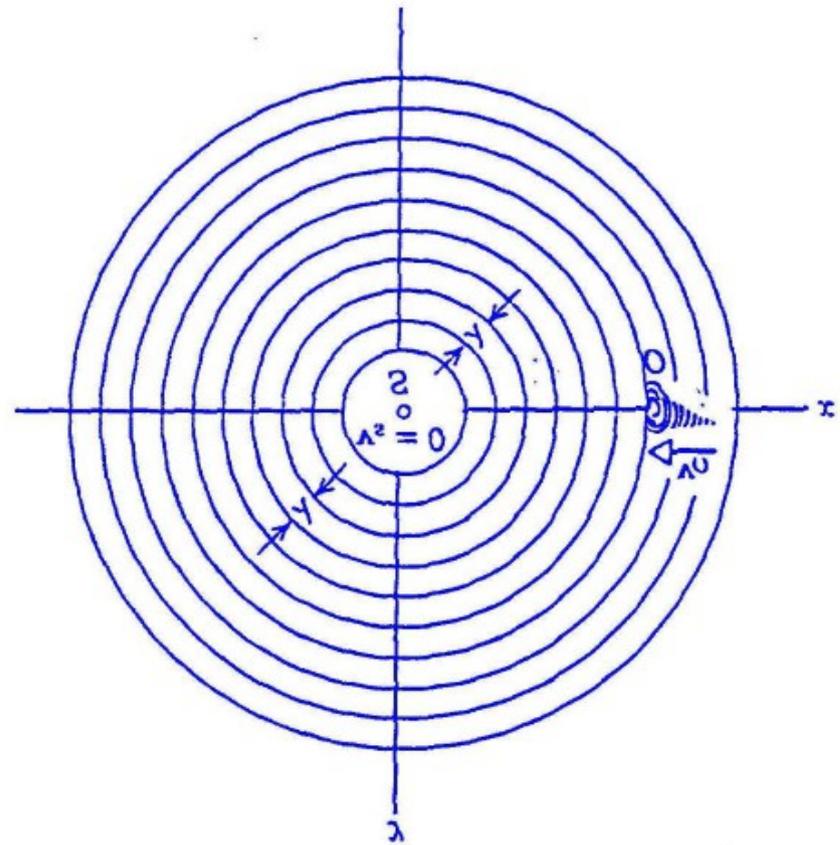
hanno frequenze superiori a 20 kHz e sono largamente usati in diagnostica (ecografia) e terapia (riscaldamento dei tessuti irradiati)

EFFETTO DOPPLER

Variazione della frequenza di un'onda dovuta al moto relativo fra sorgente ed osservatore

Moto dell'osservatore

Se l'osservatore va incontro (si allontana) con una certa velocità, egli raccoglie in 1 secondo un numero di cicli maggiori (minori) di quelli che raccoglierebbe se si trovasse in quiete

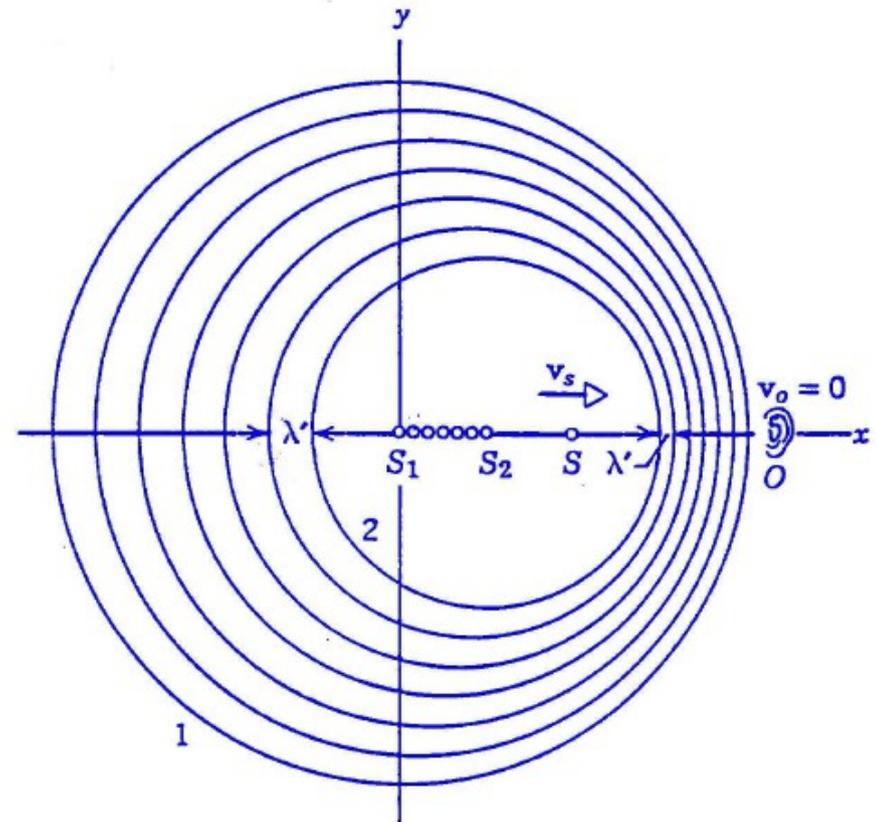


EFFETTO DOPPLER

Variazione della frequenza di un'onda dovuta al moto relativo fra sorgente ed osservatore

Moto della sorgente

La sorgente emette i cicli ad intervalli di tempo T , ma si avvicina (si allontana) all'osservatore per cui egli percepisce una frequenza maggiore (minore)



EFFETTO DOPPLER

Indicando con ν_0 la frequenza propria dell'onda, per la frequenza percepita ν' , possiamo scrivere

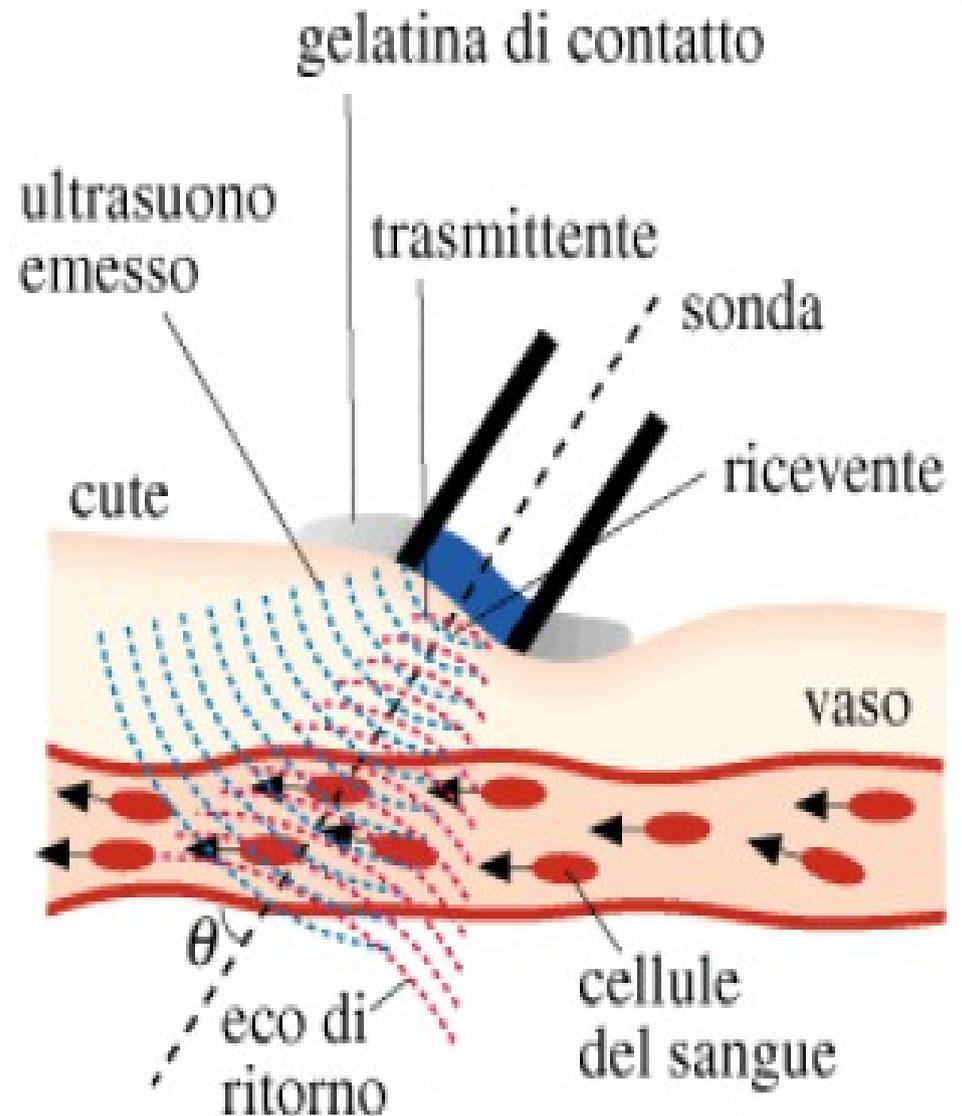
$$\nu' = \frac{u_{onda} \pm u_{rivelatore}}{u_{onda} \mp u_{sorgente}} \nu_0$$

dove u_{onda} , $u_{rivelatore}$ ed $u_{sorgente}$ sono i rispettivi moduli delle velocità dell'onda, del rivelatore e della sorgente.

EFFETTO DOPPLER

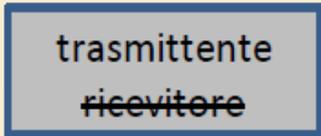
Mediante l'effetto Doppler è possibile controllare il flusso ematico all'interno di un vaso sanguigno non invasivamente

Dalla variazione di frequenza dell'eco emessa dai globuli rossi in movimento si ricava la velocità di efflusso

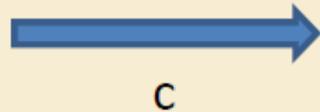


EFFETTO DOPPLER

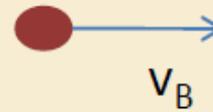
Sonda
(sorgente in quiete)



fascio ultrasonoro
emesso dalla sonda



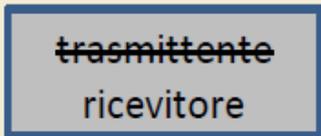
globuli rossi
(ricevitore mobile)



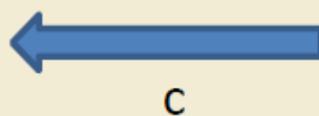
$$f_B = \frac{c - v_B}{c} f_S$$

(B = blood)

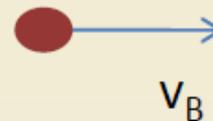
Sonda
(ricevitore in quiete)



fascio ultrasonoro
riflesso dal sangue



globuli rossi
(sorgente mobile)



$$f_R = \frac{c}{c + v_B} f_B$$

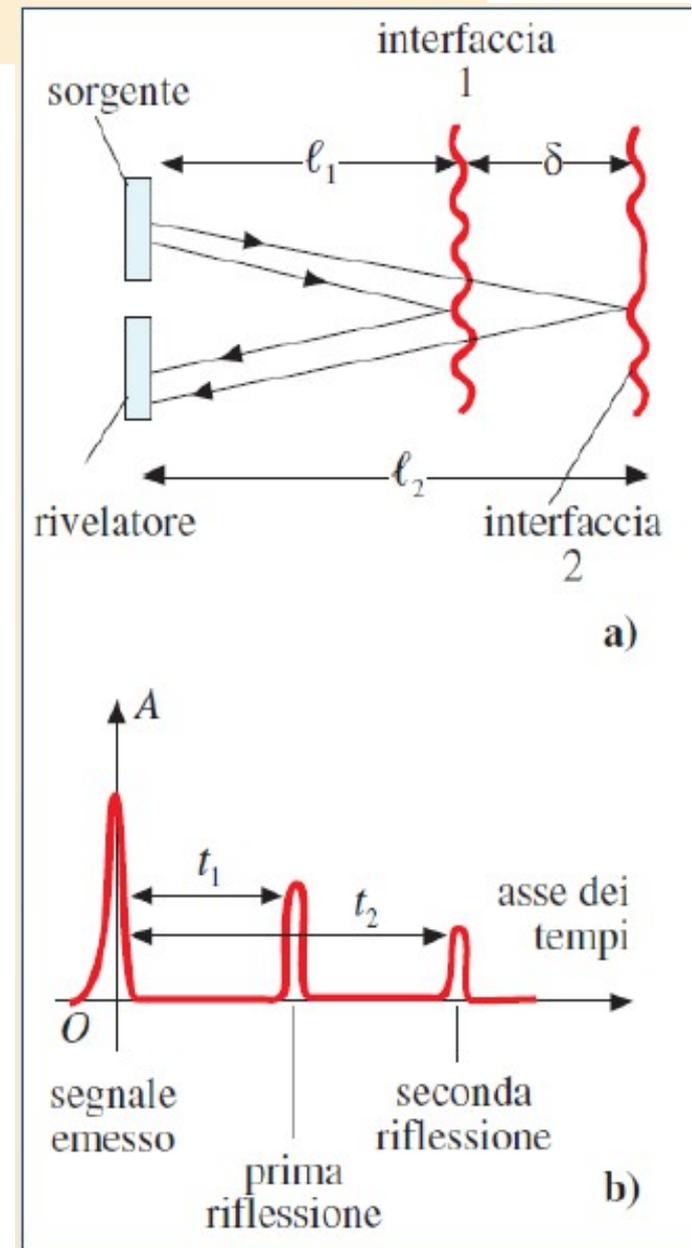
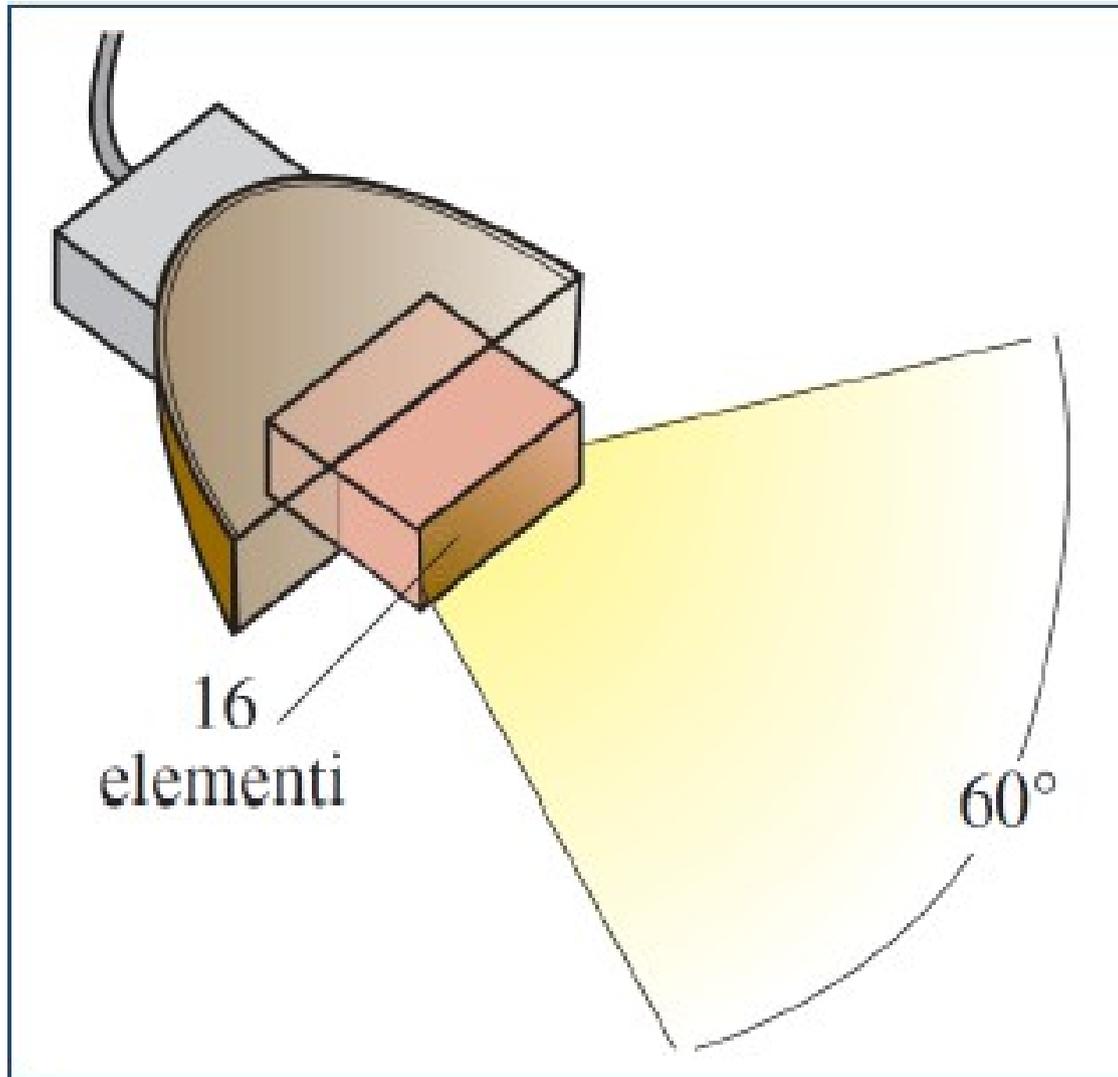
$$f_R = \frac{c - v_B}{c + v_B} f_S \rightarrow f_R - f_S = \frac{2v_B}{c + v_B} f_S \cong \frac{2v_B}{c} f_S$$

$$f_R - f_S = \frac{2v_B \cos \theta}{c + v_B \cos \theta} f_S \cong \frac{2v_B \cos \theta}{c} f_S$$

Nel caso in cui il vaso forma
un angolo θ col fascio

Ecografia

L'ecografia è una tecnica basata sulla riflessione da parte di interfacce tra mezzi acustici diversi attraversati da un fascio ultrasonoro.



Gli ultrasuoni nella terapia medica

Terapia fisica

Gli ultrasuoni svolgono un'azione diretta, di tipo meccanico e termico, impiegata localmente su determinati tessuti, per la cura di nevralgie, artrosi, lombalgie e reumatismi.

Nel caso in cui si richiede un effetto termico localizzato, il fascio di ultrasuoni, a bassa intensità, viene spostato continuamente sull'area da trattare, in modo da non sottoporre la zona stessa ad un'azione prolungata per più di qualche secondo, per evitare danni cellulari.

Terapia dei calcoli

I calcoli vengono frantumati da onde meccaniche ultrasoniche impulsive ad alta intensità (litotrisione).

Odontoiatria

L'azione frantumatrice degli ultrasuoni viene sfruttata, anche se con intensità inferiore, per eliminare il tartaro (formazione calcarea che si forma alla base dei denti).

Gli ultrasuoni vengono anche impiegati per devitalizzare i nervi dei canali dentari

Oculistica

Negli interventi sulla cataratta, il cristallino viene eliminato frantumandolo con ultrasuoni ed aspirandone i residui.

Urologia

Gli ultrasuoni sono impiegati negli interventi per la cura del tumore alla prostata e dell'ipertrofia prostatica.

Chirurgia vascolare

Impiegando generatori e rilevatori miniaturizzati di ultrasuoni montati all'apice di cateteri, si possono eseguire interventi per stabilire la composizione della placca arteriosclerotica e causarne la frantumazione, disostruendo le arterie.

