

Appareil cardiovasculaire, respiratoire et organes hématopoïétiques

Matière fondamentale: Biophysique

Dr SEMMAH.A

2024-2025

MECANIQUE DES FLUIDES

I. Introduction à la mécanique des fluides:

1. Introduction:

- ❖ La mécanique des fluides étudie les lois de l'écoulement des fluides.
- ❖ Elle est à la base des mécanismes de transfert des fluides.
- ❖ Elle comprend deux grandes sous branches

-La statique des fluides: étudie les fluides en situation immobile, caractérisée par la notion de **pression**.

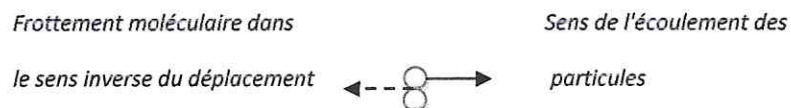
-La dynamique des fluides: étudie les fluides en mouvement, caractérisée par la notion de **débit**.

2. Définition:

Un fluide est défini comme un milieu matériel facilement déformable, de ce fait un fluide est caractérisé par un mouvement d'écoulement.

La notion de fluide s'oppose à celle de solide.

- a. **Fluide réel:** il oppose une certaine résistance à l'écoulement: les particules glissent en frottant les unes sur les autres.



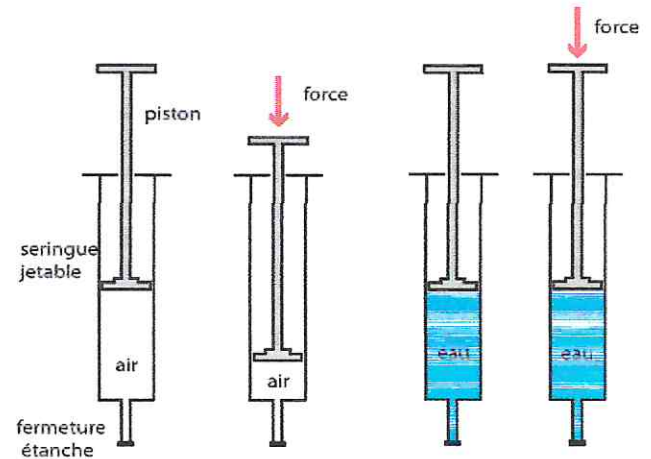
Le paramètre physique qui traduit l'existence de ces frottements s'appelle *la viscosité*. Elle est la cause d'une perte d'énergie durant l'écoulement.

- b. **Fluide parfait :** c'est un fluide *non visqueux*: écoulement sans frottement. C'est un cas idéal.

- c. **Fluide incompressible:** un fluide est dit *incompressible* lorsque le volume occupé par une masse donnée ne varie pas en fonction de la pression extérieure.

Les liquides sont des fluides incompressibles

- d. **Fluide compressible:** un fluide est dit compressible lorsque le volume occupé par une masse donnée varie en fonction de la pression extérieure. Les gaz sont des fluides compressibles.



### 3. Caractéristiques physiques:

	symbole	Formule	Unité (SI)
<b>Pression</b>	$P$	$F/S$	Pa
<b>Masse volumique</b>	$\rho$	$m/V$	$\text{Kg}/\text{m}^3$
<b>Poids volumique</b>	$P_V$	$\rho g$	$\text{N}/\text{m}^3$
<b>Densité</b>	$d$	$\rho/\rho_R$	Sans unité

$\rho_R$  : masse volumique de référence

- Dans le cas des liquides, on prendra l'eau comme fluide de référence ( $\rho_{\text{eau}} = 1000 \text{ Kg}/\text{m}^3$ )
- Dans le cas des gaz, on prendra l'air comme fluide de référence ( $\rho_{\text{air}} = 1,293 \text{ Kg}/\text{m}^3$ )

## II. Statique des fluides:

En hydrostatique, le fluide étant au repos, les lois établies pour un fluide parfait s'appliqueront à un fluide réel, car la viscosité ne manifeste ses effets que s'il y a un déplacement.

### 1. Notion de pression:

On appelle pression le quotient de la force par la surface sur la quelle elle s'exerce  $P = \frac{F}{S}$

- Pression atmosphérique : est la pression exercée par les molécules d'air Au niveau de la mer  $P_{\text{atm}} = 1 \text{ atm} = 1 \text{ bar}$
- Pression absolue: définie par rapport au vide absolu ( $P=0$ ), elle est toujours positive.
- Pression relative: définie par rapport à la pression atmosphérique.
- Pression différentielle : exprime la différence entre deux pressions.

Unité de la pression: dans le système international est le pascal (Pa)=  $1 \text{ N}/\text{m}^2$

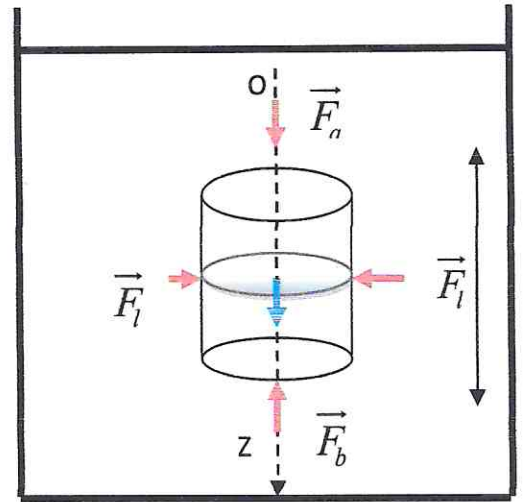
D'autres unités existent: **1Bar**=  $10^5 \text{ Pa}$  **1mmHg**=133,3 Pa **1cmH<sub>2</sub>O**=0,980 . $10^2 \text{ Pa}$  **1atm**=760mmHg=1,013 Bar

## 2. Equation fondamentale de l'hydrostatique:

Considérant un fluide de masse volumique  $\rho$ , en équilibre

(La résultante des forces extérieures qui s'appliquent sur le fluide est nulle), sous l'action de la pesanteur.

Supposant un volume  $dV$  de ce fluide défini par un cylindre vertical de section  $dS$  et de hauteur  $h$ .



Le cylindre est soumis à l'action

- De son poids;
- Des forces de pression du milieu fluide extérieur.

$$\vec{P} = mg = \rho g dV \quad \vec{F}_a = \vec{P}_a dS \quad \vec{F}_b = \vec{P}_b dS$$

$\vec{F}_l$ : forces exercées par le fluide extérieur sur les parois latérales du cylindre

On peut démontrer que :

$$P_b - P_a = \rho g h$$

C'est la loi fondamentale de l'hydrostatique.

### Conséquences de la loi fondamentale de l'hydrostatique:

**a. Conséquence 1:** pour un fluide donné, tous les points qui sont au même niveau (même profondeur) sont à la même pression.

#### Application : pression sanguine

L'expérience montre que dans la position debout les pressions entre le cœur, les pieds et le cerveau sont très différents, du fait de la grande différence de niveau entre ces points.

En général la pression artérielle se mesure en position demi-assise.



**b. Conséquence 2: loi de PASCAL.**

Soit un fluide de masse volumique  $\rho$ .

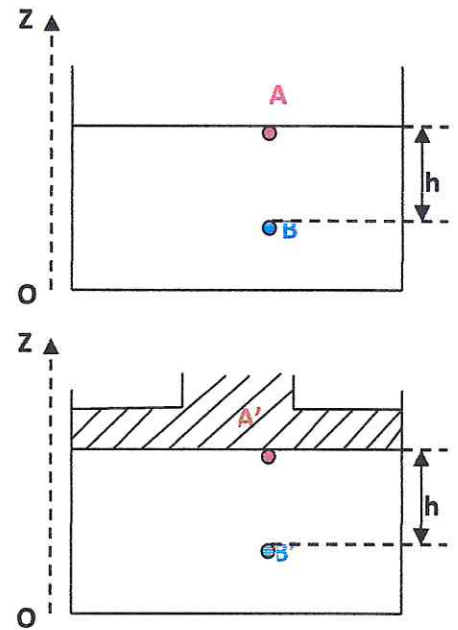
Selon le principe de l'hydrostatique:  $P_B = P_A + \rho g h$

Si on exerce une force sur la surface, on provoque une surpression  $\Delta P$

$$P'_A = P_A + \Delta P$$

Selon le principe de l'hydrostatique:  $P'_B = P'_A + \rho g h \Rightarrow P'_B = P_A + \Delta P + \rho g h$

$$(P_A + \rho g h = P_B) \Rightarrow P'_B = P_B + \Delta P$$



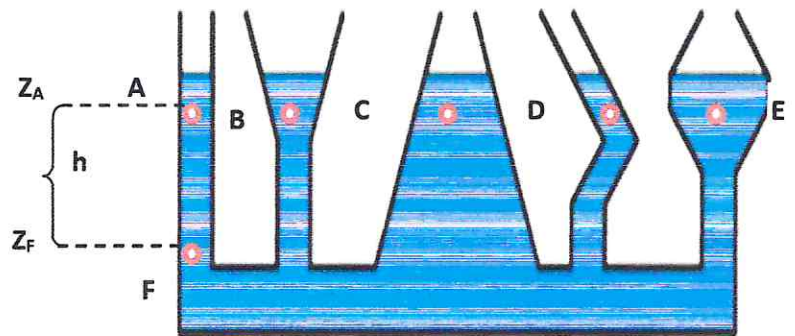
Dans un fluide incompressible en équilibre, la variation de la pression en un point se transmet intégralement en tout point du fluide: **théorème de PASCAL.**

**Application :** La presse hydraulique (consiste à soulever des grandes masses avec des forces d'intensité relativement faibles)

**Loi des vases communicants:**

➤ Les surfaces libres du liquide sont

toutes situées dans un même plan horizontal.



➤ Quelque soit la forme du récipient, tout les points d'un fluide situés à la même altitude subissent la même pression:  $P_A = P_B = P_C = P_D = P_E$

Pour deux points situés à des altitudes différentes:  $\Delta P = P_F - P_A = \rho g (Z_F - Z_A) = \rho g h$

**Application :** château d'eau

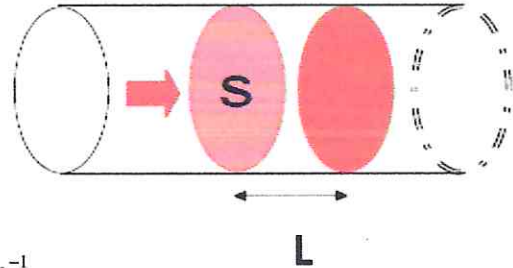
### III. DYNAMIQUE DES FLUIDES :

#### 1. Débit d'un fluide en mouvement:

Le mouvement d'un fluide idéal dans un tuyau de section  $S$  est caractérisé par son débit  $D$ .

$D$  : C'est le volume de fluide qui traverse la section  $S$  par unité de temps:

$$D = \frac{dV}{dt}$$



Dans le SI,  $D$  est exprimé en  $m^3.s^{-1}$ , en médecine on l'exprime en  $l$  ou  $ml.mn^{-1}$

Soit  $v$  la vitesse du fluide:  $v = \frac{L}{dt}$  ( $L$  : distance parcourue par les particules du fluide pendant un temps  $dt$ ).

$$V = S \times L = S \times v \times dt \quad D = \frac{dV}{dt} = \frac{S \times v \times dt}{dt} \quad \mathbf{D = S \times v}$$

#### 2. Energie d'un fluide: Un fluide en mouvement possède trois formes d'énergie mécanique liées à:

La pression

L'altitude

La vitesse

$$E_1 = P.V$$

$$E_2 = mgh$$

$$E_3 = \frac{1}{2}mv^2$$

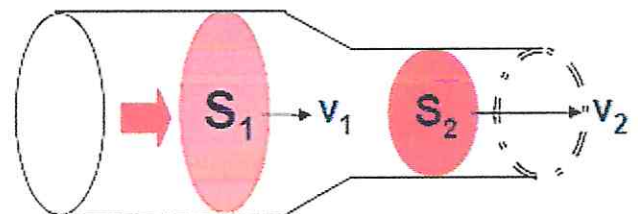
Energie potentielle

Energie cinétique

$$\text{L'énergie totale } E = E_1 + E_2 + E_3 = P.V + mgh + \frac{1}{2}mv^2 \quad m = \rho V \Rightarrow E = P.V + \rho Vgh + \frac{1}{2}\rho Vv^2$$

On exprime généralement ces formes d'énergie en unité de pression (énergie par unité de volume  $J/m^3$ )

$$\frac{E}{V} = P + \rho gh + \frac{1}{2}\rho v^2$$



#### 3. Dynamique d'un fluide parfait:

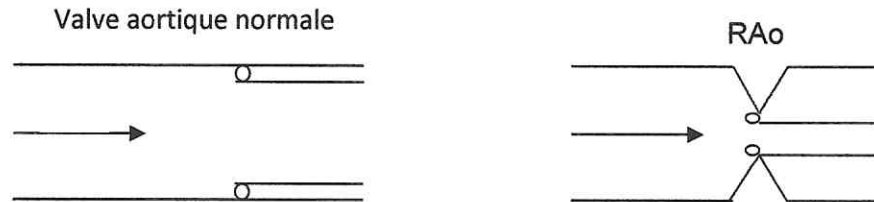
##### a. Equation de continuité:

Dans une canalisation parcourue par un fluide incompressible, le débit est le même quelque soit la section considérée.

$$D_1 = D_2 \Rightarrow S_1 v_1 = S_2 v_2$$

Application : mesure du rétrécissement aortique (RAo) par écho-doppler:

L'écho doppler permet de mesurer le diamètre de l'aorte ainsi que les vitesses circulatoire, grâce à une sonde émettrice et réceptrice d'ultrasons.



Le diamètre de l'aorte déterminé par l'échographie  $d_1 = 20mm$

Le doppler donne les vitesses  $v_1 = 1m/s$   $v_2 = 4m/s$  (vitesse au niveau du RAo)

Le diamètre du RAo  $d_2 = ?$

Selon l'équation de continuité:  $S_1 v_1 = S_2 v_2 \Rightarrow S_2 = \frac{S_1 v_1}{v_2}$

Sachant que:  $S = \pi r^2$  On trouve:  $d_2 = d_1 \sqrt{\frac{v_1}{v_2}} = 10mm$

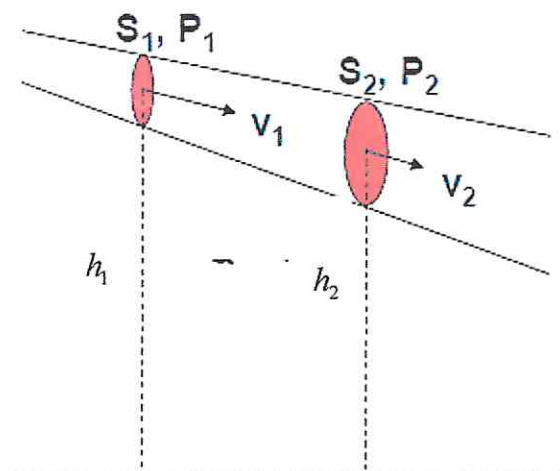
#### b. Equation de BERNOULLI:

Considérant un tube de courant dont l'entrée est à une altitude  $h_1$  et la sortie à une altitude  $h_2$ .

$S_1$  et  $S_2$  sont les surfaces des sections d'entrée et de sorties.

$v_1$  et  $v_2$  sont les vitesses à l'entrée et à la sortie du tube du courant.

BERNOULLI considère que l'énergie totale du fluide se conserve au cours de son déplacement dans ce tube de courant.



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



**NB:** Si on pose  $v = 0$ , l'équation de BERNOULLI devient:  $P_1 + \rho gh_1 = P_2 + \rho gh_2 = P_T = cst$  : c'est le théorème de **PASCAL**, donc **BERNOULLI** généralise le théorème de **PASCAL**

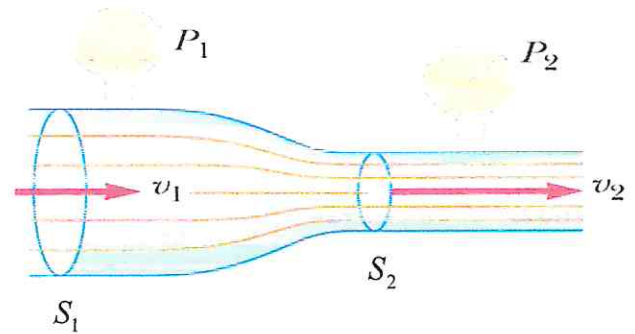
### c. Application de l'équation de BERNOULLI:

#### Mesure de débit par effet VENTURI:

Un conduit de section principale  $S_1$ , présente un étranglement en 2 ou sa section est  $S_2$

D'après l'équation de continuité,  $(S_1 v_1 = S_2 v_2)$ , la vitesse augmente dans l'étranglement.

D'après la relation de BERNOULLI :  $P_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 = P_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2$  (pour  $h_1 = h_2$ ), la pression du fluide diminue dans l'étranglement.



*Dans un étranglement il ya chute de la pression et élévation de la vitesse.*

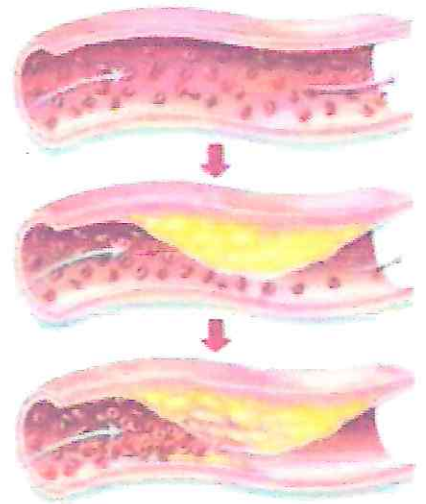
#### **Application à l'athérosclérose :**

Athérosclérose (artériosclérose) est une maladie où le diamètre des artères diminue localement et progressivement par la formation d'une plaque d'athérome : accumulation de lipides et de tissu fibreux, pouvant conduire à une sténose artérielle, voire une thrombose (obstruction totale du flux sanguin : embolie, AVC, infarctus...)

Sans plaque d'athérome, la couche musculaire enrobant l'artère (la média) est suffisamment tonique pour réguler la pression et le débit sanguin (sans cela l'artère serait molle, flasque, et le sang ne serait pas « conduit » tout le long de l'artère

Lorsque la plaque d'athérome se forme, le flux sanguin est peu à peu obstrué: sténose artérielle → chute de tension par effet Venturi à l'intérieur de la sténose, la couche musculaire exerce toujours

la même pression qu'à l'état normal, alors qu'à l'intérieur la pression a



diminué → sous la pression externe, l'artère se ferme, le sang s'accumule .

$$\text{On a: } P_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 = P_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2 \Rightarrow P_1 - P_2 = \frac{1}{2}\rho(v_2^2 - v_1^2)$$

$$\text{Et } S_1 v_1 = S_2 v_2 \Rightarrow v_2 = v_1 \frac{S_1}{S_2}$$

$$\text{On trouve: } P_1 - P_2 = \frac{1}{2}\rho D^2 \left( \frac{1}{S_2^2} - \frac{1}{S_1^2} \right) \Rightarrow \boxed{\Delta P = cst.D^2}$$

*La chute de pression aux extrémités du tube de VENTURI est proportionnelle au carré du débit, on peut donc appliquer cette propriété à la mesure des débits.*

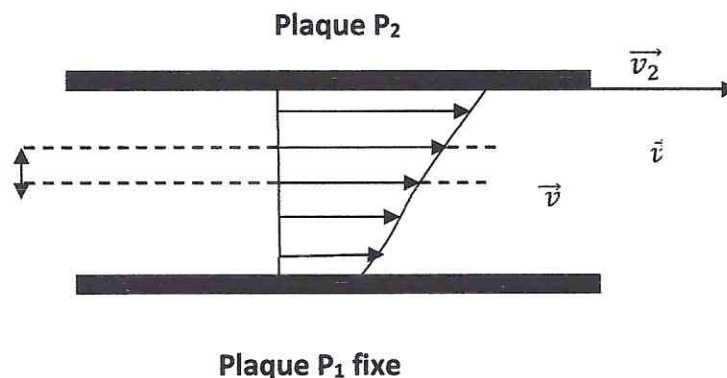


#### 4. Dynamique d'un fluide visqueux:

##### a. Notion de viscosité:

La viscosité est une grandeur qui caractérise les frottements internes du fluide, autrement dit sa capacité de s'écouler.

Si on considère un fluide visqueux placé entre deux plaques  $P_1$  et  $P_2$ , tel que la plaque  $P_1$  est fixe et la plaque  $P_2$  est animée d'une vitesse  $\vec{v}_2$



Considérant deux couches de fluide adjacentes distante de  $\Delta x$ .

La force de frottement  $F$  qui s'exerce à la surface de séparation de ces deux couches s'oppose au glissement d'une couche sur l'autre, elle est proportionnelle à la différence de vitesse des couches :  $\Delta v$ , à leur surface et inversement proportionnelle à  $\Delta x$ , le facteur de proportionnalité  $\eta$  est le coefficient de viscosité

**dynamique** du fluide.  $F = \eta \cdot S \frac{\Delta v}{\Delta x}$  Formule de Newton

Unité de  $\eta$  dans le SI : Pa.s ou Poiseuille

Dans le système CGS : le poise : 1poiseuille= 10 poise

- Dans un fluide réel les forces de frottement sont responsables d'une diminution de l'énergie mécanique (=perte de charge) au cours de l'écoulement, le théorème de BERNOULLI n'est plus vérifié.

$$P + \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 \neq cst \qquad P + \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + chaleur = cst$$

- La viscosité est une constante caractéristique du fluide à une température donnée, si la température augmente la viscosité diminue

C'est pourquoi il faut s'échauffer avant de faire un effort, car le liquide synovial se fluidifie (la viscosité diminue) avec l'augmentation de la température et prépare les articulations à l'effort.

### b. fluides réels Newtoniens et non Newtoniens:

➤ **Fluide Newtonien:** La viscosité est constante à une température donnée

Ex: L'eau:  $\eta = 1 \cdot 10^{-3} \text{ Pas}$  à  $20^\circ\text{C}$

➤ **Fluide non Newtonien:** la viscosité varie avec la température et le taux de cisaillement  $\frac{dv}{dx}$

Ex: le sang

Le sang est un fluide Newtonien constitué de

- Eléments figurés du sang (GR, GB, PLT)
- Solution

macromoléculaire de protéines (plasma)

**NB :** Le plasma est un fluide Newtonien

Le sérum est du plasma défibriné

Ce sont les globules rouges qui conditionnent les propriétés mécaniques du sang : quand  $\frac{dv}{dx}$  diminue, il y a formation de rouleaux et la viscosité augmente.



Deux grands facteurs influencent la viscosité du sang

- La composition du sang
  - Hématocrite
  - Eléments plasmatique
- Le calibre des vaisseaux

### La composition du sang :

➤ **Hématocrite :**  $Ht = \frac{\text{volume des GR}}{\text{Volume du sang total}}$  Ht normale est environ de 45% (varie selon l'âge et le sexe)

L'augmentation de l'hématocrite entraîne une augmentation de la viscosité,

La valeur de l'hématocrite est conditionnée par :

Nombre des GR ↗	Hémoconcentration du sang	Hémodilution du sang	Anémie	Taille des GR	
Polyglobulie	Volume plasmatique ↘	Volume plasmatique ↗	Déficit en GR	Macrocytose	Microcytose
Ht ↗	Part globulaire ↗	Part globulaire ↘	Ht ↘	↗ taille des GR	↘ taille des GR
Maladie de Vaquez)	Ht ↗	Ht ↘		Ht ↗	Ht ↘

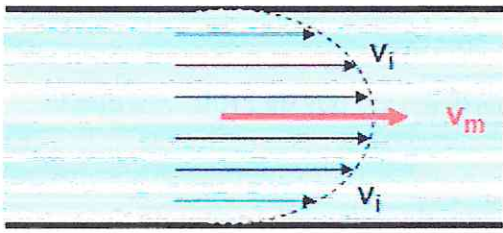
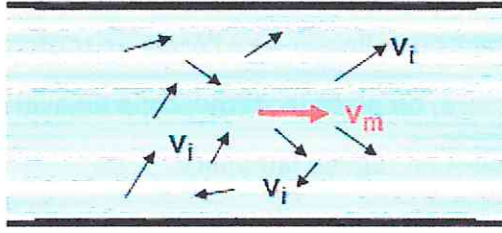
- **Eléments plasmatiques :** Si le taux de protéines augmente, la viscosité augmente (à hématoците constante)

#### Le calibre des vaisseaux :

- Dans les gros vaisseaux  $\frac{dv}{dx} \downarrow \Rightarrow$  formation de rouleaux physiologiques d'où augmentation de la viscosité
- Dans les petits vaisseaux  $\frac{dv}{dx} \uparrow$  d'où diminution de la viscosité

#### c. Les régimes d'écoulement:

Un régime d'écoulement est le mode de mouvement des particules fluides entre elles dans un écoulement.

Écoulement laminaire	Écoulement turbulent
Si faible vitesse d'écoulement	Si vitesse d'écoulement élevée
Les lignes de courant sont parallèles	Les molécules tourbillonnent à des vitesses différentes et sans direction précise.
La vitesse est maximale au centre Les vitesses s'annulent au contact de la paroi immobile	La vitesse moyenne diminue
Profil parabolique des vitesses	Les lignes de courant se croisent
	

La vitesse est nulle pour les particules au contact de toute surface matérielle immobile et maximale pour les points les plus éloignés.

#### d. Le nombre de REYNOLDS: définit le régime d'écoulement

$R < 2000$  : écoulement laminaire

$R > 2000$  : écoulement turbulent

$$R = \frac{\rho d v_m}{\eta} \begin{cases} v_m : \text{vitesse circulatoire moyenne} \\ d : \text{diamètre du tuyau} \\ \rho : \text{masse volumique du liquide} \\ \eta : \text{viscosité du liquide} \end{cases}$$



Entre les deux le régime est instable

Les régimes laminaires sont dits des régimes silencieux, et les régimes turbulents sont générateurs de bruits anormaux (souffles)

Dans les conditions normales le régime d'écoulement du sang est laminaire

**Circonstances où le régime d'écoulement du sang devient turbulent :**

Sténose vasculaire par plaque d'athérome  $\Rightarrow \uparrow v_m$  (Souffle vasculaire)

Fuite ou sténose cardiaque  $\Rightarrow \uparrow v_m$  (Souffle cardiaque)

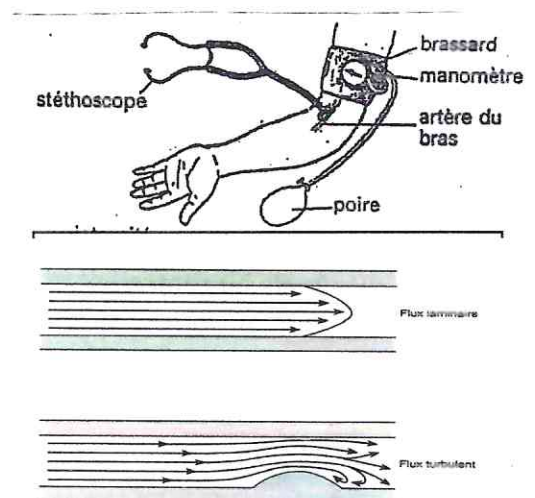
Augmentation du débit cardiaque (effort physique)  $\Rightarrow \nearrow v_m$  (souffle d'effort)

L'anémie  $\Rightarrow \searrow \eta$  (par  $\searrow$  des GR) et  $\nearrow v_m$  (par  $\nearrow$  du débit cardiaque)

Application médicale : Mesure de la tension artérielle

Méthode non invasive utilisant un sphygmomanomètre :

brassard relié à une poire gonflable et à un manomètre, basée sur la création artificielle d'une sténose par compression de l'artère humérale.



Le sujet doit être au repos, assis ou allongé, et à l'écart de toute situation émotive.

- Avant de gonfler le brassard, on place le stéthoscope en aval du brassard, il n'y a pas de bruit, vu que le sang s'écoule normalement en régime laminaire.
- On gonfle le brassard à une pression suffisante pour stopper la circulation dans l'artère humérale : silence stéthacoustique (pas de sang qui s'écoule)
- On dégonfle le brassard progressivement, on entend un bruit au stéthoscope (régime turbulent), et on arrête de dégonfler quand on est revenu au régime laminaire (silence stéthacoustique)

**e. Vitesse critique:** vitesse au-delà de laquelle l'écoulement laminaire devient instable avec possibilité de

devenir turbulent. 
$$v_c = \frac{2000\eta}{\rho d}$$



f. **Loi de POISEUILLE:** en cas de fluide visqueux le théorème de BERNOULLI ne peut être utilisé.

La loi de POISEUILLE permet d'exprimer le débit d'écoulement

$$D = \frac{\pi r^4 \Delta P}{8\eta L} \quad \left\{ \begin{array}{l} r: \text{rayon du conduit} \\ L: \text{longueur du conduit} \\ \Delta P: \text{différence de pression entre les deux extrémités du conduit} \end{array} \right.$$

**Résistance à l'écoulement :**

$$\Delta P = D \frac{8\eta L}{\pi r^4} \quad \text{Par analogie avec la loi d'Ohm en électricité } \Delta U = R \cdot I, \text{ en identifiant } \Delta P \text{ à } \Delta U, D \text{ à } I$$

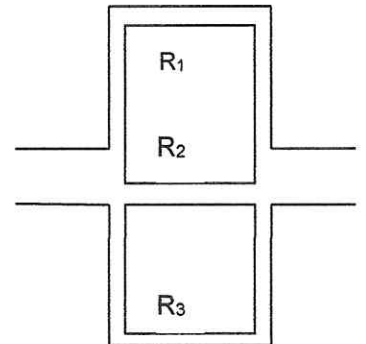
On obtient  $\Delta P = R \cdot Q$ , et on déduit la valeur de la résistance à l'écoulement notée :  $R = \frac{8\eta L}{\pi r^4}$

**Combinaison des résistances à l'écoulement:**

Dans le corps humain, on s'intéresse à la perte de pression de part et d'autre d'un système constitué de milliers de conduits en parallèle (les capillaires), il faut alors prendre en compte la résistance de chaque conduit  $R_i$  (en considérant qu'elles sont identiques) pour calculer la résistance totale  $R_T$ .

$$\frac{1}{R_T} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3}$$

$$\text{puisque } R_1 = R_2 = R_3 \text{ alors } \frac{1}{R_T} = \frac{3}{R_1} \Leftrightarrow R_T = \frac{R_1}{3}$$



Pour calculer la chute de pression entre l'entrée et la sortie d'un réseau de  $n$  capillaires (conduits en

parallèle), la loi de POISEUILLE donne  $\Delta P = D \frac{8\eta L}{n\pi r^4}$

# Phénomène de tension superficielle et leurs applications



Bien que l'acier ait une masse volumique plus de sept fois supérieure à celle de l'eau, on peut poser à la surface de l'eau une aiguille sans qu'elle coule au fond du récipient

Certains insectes se déplacent à grande vitesse à la surface de l'eau

Ces phénomènes donnent l'impression que la surface des liquides se comporte comme une membrane élastique tendue

Cette propriété intervient dans les phénomènes de capillarité, dans la formation des gouttes, des bulles, ainsi que les propriétés de mouillabilité des surfaces par les liquides.

## 1. Définition :

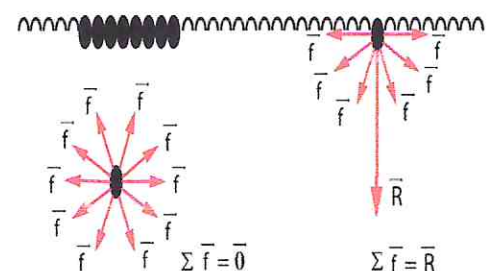
A la surface de séparation entre un liquide et le gaz qui le surmonte, la résultante des forces subies par les molécules de surface est dirigée vers l'intérieur du fluide.

Ces molécules de surface se comportent comme une membrane tendue sur les autres molécules, d'où le terme de tension superficielle.

Pour accroître la surface (ramener des molécules à la surface) il faut donc apporter de l'énergie.

Il y a une proportionnalité entre le travail  $dW$  et la surface

$$dW = \sigma dA \quad \sigma: \text{coefficient de tension superficielle}$$



Pour un état d'énergie minimal, tout liquide tend à adopter une surface minimale (surface sphérique) d'où formation des gouttes et des bulles.

Unité de  $\sigma$ :  $\text{N/m}$     $\text{J/m}^2$     $\text{dyne/cm}$

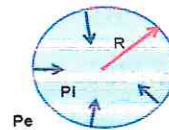
$\sigma$  diminue quand la température augmente (l'agitation thermique entraîne une diminution des forces de cohésion)

## 2. Conséquences de la tension superficielle :

### Différence de pression à travers une surface de séparation (loi de DE LAPLACE) :

Prenons l'exemple d'une bulle de gaz au sein d'un liquide, supposant que cette bulle est sphérique.

La résultante des forces de tension superficielle a pour effet d'exercer une compression de façon à réduire la surface de la sphère, il existe donc une surpression à l'intérieur de la sphère.



La loi de LAPLACE permet de calculer cette surpression  
Cette surpression  $\Delta P$  est d'autant plus élevée que la tension superficielle est forte et que la bulle est petite ( $R \searrow$ )

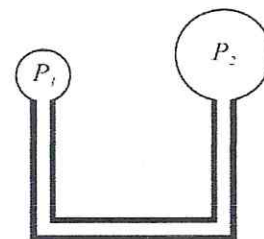
Les petites bulles ont une pression interne beaucoup plus importante que les grosses.

#### Application :

➤ Ballon de baudruche



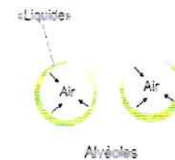
➤ Deux bulles de tailles différentes reliées par un tuyau



Du fait de la loi de LAPLACE  $\Delta P_1 > \Delta P_2$ , le gaz va s'écouler vers la région de faible pression c'est-à-dire vers la grosse bulle, la petite devient plus petite et la grosse encore plus grosse, donc la petite finira par se vider dans la grosse.

### Application en biologie : Appareil respiratoire

Le surfactant pulmonaire est une substance qui tapisse les alvéoles pulmonaires (agent tensioactif qui diminue la tension superficielle).



Soient deux alvéoles  $A_1$ ,  $A_2$  de rayons respectifs  $R_1$ ,  $R_2$

Le surfactant se dépose en couche mono moléculaire dans le gros alvéole et pluri moléculaire dans le petit,

donc  $\sigma_2 < \sigma_1$  ainsi :



$$\Delta P_1 = \frac{2\sigma_1}{R_1} \quad \Delta P_2 = \frac{2\sigma_2}{R_2}$$

$$\sigma_1 > \sigma_2 \text{ et } R_1 > R_2 \Rightarrow P_1 = P_2$$

*donc stabilité alvéolaire*

### La respiration :

- A l'inspiration, le rayon des alvéoles augmentent d'où  $\Delta P$  diminue ( $\Delta P = \frac{2\sigma}{r}$ ), ainsi intervient le

surfactant pulmonaire qui diminue la  $\sigma$

l'augmentation du rayon  $\Rightarrow$  une augmentation de l'interface liquide-air  $\Rightarrow$  le nombre de molécules de surfactant par unité de surface diminue et la tension superficielle augmente donc  $\Delta P$  reste constante.

- A l'expiration le rayon de l'alvéole diminue  $\Rightarrow$  l'interface liquide-air diminue  $\Rightarrow$  les molécules de surfactant par unité de surface devient plus grand  $\Rightarrow$  la tension superficielle diminue  $\Rightarrow \Delta P$  reste constante.



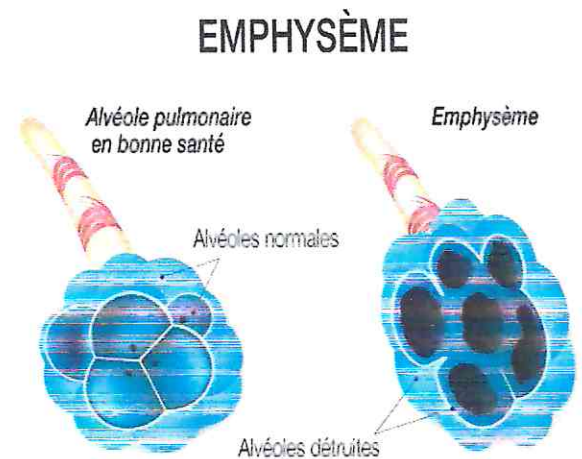
### Application à l'emphysème :

L'emphysème fait partie des BPCO (Broncho-pneumopathies Chroniques Obstructives).

Il est caractérisé par la destruction de la paroi des alvéoles suite à une réponse inflammatoire localisée, provoquée par des substances toxiques (fumée de cigarette)

La cavité qui en résulte est plus grande que la somme des deux espaces alvéolaires : **bulle d'emphysème**, il est donc plus facile de la gonfler que de remplir les alvéoles.

Par conséquent il en résulte une diminution de la superficie utilisée pour les échanges gazeux entraînant une insuffisance respiratoire qui s'aggravera au cours du temps.





# HEMODYNAMIQUE

Elle traite l'application des lois de la mécanique des fluides à la circulation sanguine, ayant pour résultat les variables : vitesses, débits, viscosité et pressions dans des circuits eux même caractérisés par leur calibre et les caractéristiques élastique de leur parois, avec comme source d'énergie cinétique les pompes mécaniques constituée de muscles et de valves.

## I . Rappel anatomo-physiologique :

Il existe deux circulations

- **Systémique (grande circulation):** cœur  $\leftrightarrow$  organes
- **Pulmonaire (petite circulation):** cœur  $\leftrightarrow$  poumon

Le sang est pompé par le cœur, constitué de deux pompes, comprenant chacune deux chambres appelées oreillettes et ventricules.

Le sang provenant de tout le corps, entre dans l'oreillette droite qui se contracte et chasse le sang dans le ventricule droit.

Le ventricule droit se contracte à son tour et envoie le sang dans les poumons, où le sang se débarrasse du dioxyde de carbone et absorbe l'oxygène.

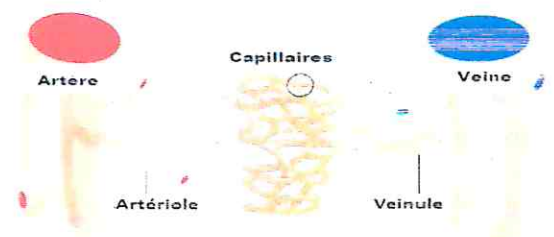
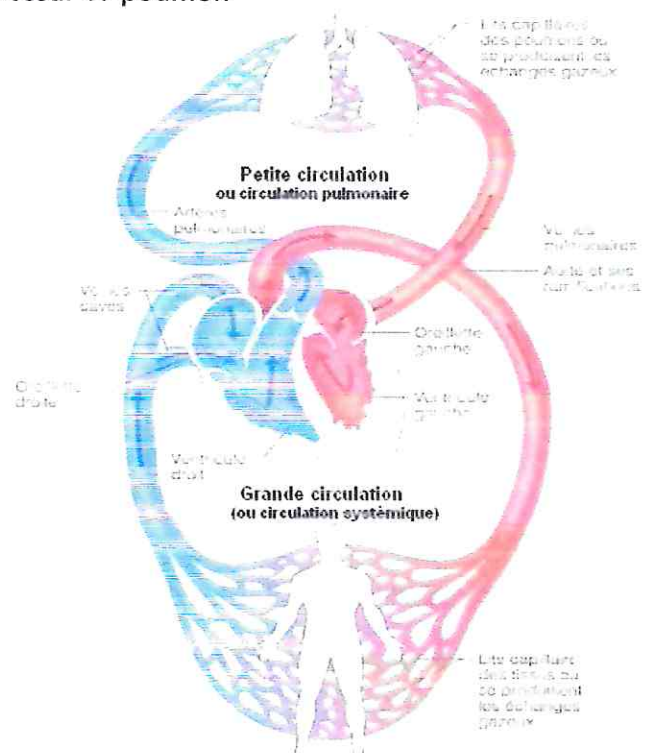
Régénéré, le sang passe alors dans l'oreillette gauche, puis le ventricule gauche, qui éjecte le sang dans toutes les parties du corps, à travers l'aorte.

L'aorte se divise en artères puis en artérioles et finalement en capillaires pour alimenter tous les organes.

L'échange de gaz, d'éléments nutritifs, de déchets entre le sang et les tissus se fait par diffusion à travers les parois mince des capillaires.

## II. le débit et la vitesse dans le système vasculaire :

Le lit vasculaire, fait de la circulation systémique et la circulation pulmonaire, constitue un circuit fermé.

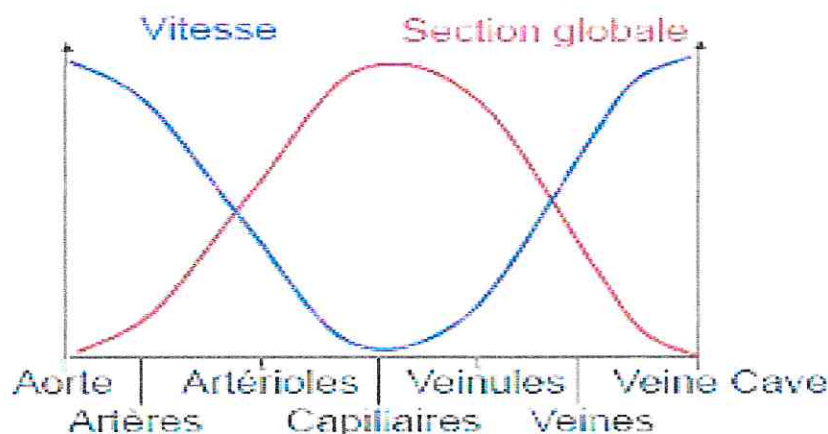


Le débit sanguin global reste donc constant.

Comme la somme des sections des vaisseaux augmente quand on passe des artères vers les artérioles et les capillaires d'une part et des veines vers les veinules d'autre part , la vitesse d'écoulement diminue depuis l'aorte vers les capillaires, puis augmente des capillaires vers la veine cave.

	En amont des capillaires	Capillaires
Section globale	Faible	Elevé
Résistance totale	Elevée	Faible
Débit total	Identique	
Vitesse	Elevé	Faible

**NB :** La résistance est faible car elle correspond à la résistance artérielle divisée par le nombre de capillaire



**Variation des vitesses d'écoulement et des sections différents vaisseaux**

La section de l'aorte est de l'ordre de  $3\text{cm}^2$  avec une vitesse moyenne d'écoulement du sang d'environ  $30\text{cm/s}$ , Pour l'ensemble des capillaires (plus d'un milliard) la section est d'environ  $600\text{cm}^2$  et la vitesse dans chacun ne dépasse pas  $1\text{mm/s}$

Au niveau des capillaires, la surface globale élevée et la faible vitesse de circulation favorisent les échanges.

### III. Les résistances vasculaires :

Comme tout liquide s'écoulant dans un tube, le sang propulsé par le cœur dans le système circulatoire est soumis à une résistance à l'écoulement.

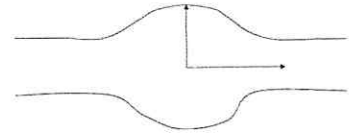
Le siège principal de la résistance vasculaire se trouve dans les artérioles, ces petites artères à paroi très musculaire, et qui peuvent donc faire varier fortement leur diamètre, jouant directement sur la résistance vasculaire. Les grosses artères n'opposent qu'une faible résistance au courant sanguin. Les capillaires et les veines également.



La traversée capillaire correspond à une résistance faible, ainsi les échanges métaboliques s'effectueront plus facilement.

#### IV. Les effets des parois vasculaires :

Contrairement à ce qui se passe pour un tube rigide, dont le diamètre reste constant qu'elle que soit la pression qui s'exerce sur les parois, un vaisseau sanguin possède des parois souples qui peuvent se déformer lorsqu'arrive une onde de pression : ceci est particulièrement le cas pour les artères qui sont soumises à une circulation pulsée.



#### V. Applications médicales :

##### 1. Pression artérielle :

À chaque systole, un volume important de sang est éjecté dans les artères systémiques la pression sanguine s'élève: c'est la pression artérielle **systolique**.

Lors de la diastole, le sang s'écoule progressivement c'est la pression artérielle **diastolique**

##### Variations physiologiques de la pression artérielle:

La pression artérielle normale est:

Inférieure à 145mmHg/90mmHg

Supérieure à 100mmHg/70mmHg

La pression artérielle augmente avec l'âge (élasticité des artères), avec le stress, l'activité physique ou le sport (augmentation du débit), et diminue pendant le sommeil, le début de grossesse.

##### Mesure de la pression artérielle:

##### 2. Examen cardio-vasculaire:

Causes d'apparition d'un souffle :

Lésionnelles		Fonctionnelles	
souffle	Cause	Souffle	cause
<i>vasculaire</i>	Sténose vasculaire par plaque d'athérome $\Rightarrow \uparrow v_m$	<i>D'effort</i>	$\uparrow$ du débit cardiaque $\Rightarrow \uparrow v_m$
<i>cardiaque</i>	Fuite ou sténose cardiaque $\Rightarrow \uparrow v_m$	<i>Lié à l'anémie</i>	$\downarrow \eta$ et $\uparrow$ débit cardiaque

##### 2. Mesures des vitesses circulatoires:

Le doppler permet de déterminer la vitesse d'écoulement du sang.

