

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

I – Bases physiques

DEFINITIONS :

Fluide = milieu **matériel déformable** facilement (sans forme propre), qui a la capacité de s'écouler.

- Milieu gazeux : déformable et **compressible**
- Milieux liquide : déformable et **incompressible**
- Fluide idéal : s'écoule sans frottements
- Fluide réel : frottements (viscosité++)

❖ 2 aspects de la mécanique des fluides:

Statique : fluide immobile caractérisé par une **pression**. La viscosité n'intervient pas.

Dynamique : fluide en mouvement (écoulement) caractérisé par un **débit**. **Viscosité++**

A – Statique d'un fluide idéal

La pression statique **P** correspond au poids de la colonne de fluide qui s'applique sur une paroi.

✚ **Pression relative** : poids de la colonne de liquide qui s'applique sur le capteur de pression
= effet de la colonne de liquide.

$$\Delta P = \rho g h$$

ρ : masse volumique

g : accélération de la pesanteur

h : hauteur de la colonne de liquide

✚ **Pression absolue** : poids de la colonne de liquide à laquelle s'ajoute celle de la pression atmosphérique.

$$P \text{ absolue} = P \text{ relative} + P \text{ atmosphérique}$$

1) Dimension de la pression

Force par unité de surface	Energie par unité de volume
$[P] = \frac{[F]}{[S]}$ $[P] = \frac{M \cdot L \cdot T^{-2}}{L^2}$ $[P] = M \cdot L^{-1} \cdot T^{-2}$	$[P] = \frac{[E]}{[V]}$ $[P] = \frac{M \cdot L^2 \cdot T^{-2}}{L^3}$ $[P] = M \cdot L^{-1} \cdot T^{-2}$

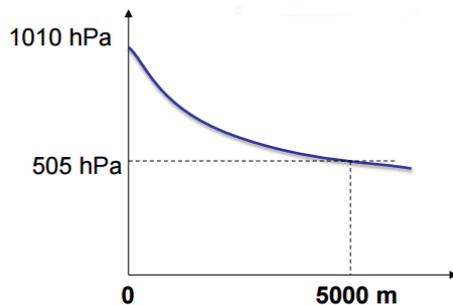
$$[P] = \text{kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-2}$$

2) Unités de pression

- **Le Pascal (Pa) :**
 - unité du système international (SI) : $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N.m}^{-2}$
 - unité faible à l'échelle des pressions étudiées : utilisations de multiples $\rightarrow 1 \text{ hPa} = 100 \text{ Pa}$
- Le bar = 10^5 Pa , le millimètre de mercure (mmHg), le centimètre d'eau (cmH₂O) ...

3) La pression atmosphérique

- P_{ATM} = poids de la colonne d'air atmosphérique
- $P_{\text{ATM}} = \rho \cdot g \cdot h = 1013 \text{ hPa}$
- Elle varie avec l'altitude ou la profondeur:



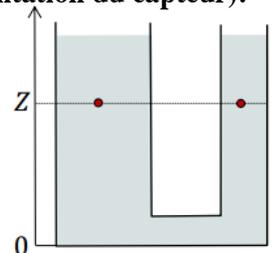
Plus on monte en altitude et moins la colonne d'air atmosphérique au-dessus de nous sera importante.
A 5000m la pression atmosphérique est divisée par 2.

4) Principe et lois de Pascal++

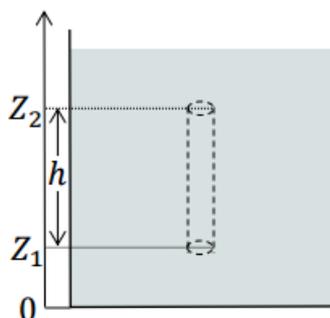
Principe : Dans un liquide **immobile, incompressible (Pas gazeux++)**, une variation de pression se transmet intégralement et dans toutes les directions.

♥ **1^{ère} loi :** La pression est la même dans toutes les directions (indépendante de l'orientation du capteur).

♥ **2^{ème} loi :** La pression est la même en tout point de même profondeur (ou altitude).



♥ **3^{ème} loi :** La différence de pression entre 2 points est proportionnelle à leur différence de hauteur.



$$\Delta P = P_{Z1} - P_{Z2} = \rho g h = -\rho g dz$$

Si Z diminue, P augmente (car h augmente).

B – Dynamique d'un fluide idéal

/!\ On ne tient pas compte de la viscosité++

♥ Un débit (Q) est un **volume (V)** qui traverse une **section (S)** par **unité de temps**.

$$Q = S \times v = \text{Section} \times \text{Vitesse d'écoulement}$$

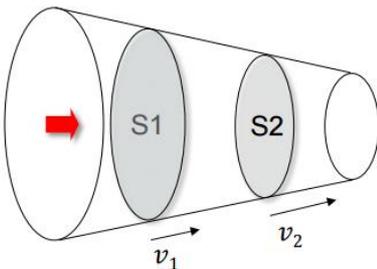
Q = débit en m³.s⁻¹ S = section en m² v = vitesse en m.s⁻¹

1) Principe de continuité du débit

Ce phénomène est mis en évidence lorsque l'on respecte 3 hypothèses :

- Le fluide est **incompressible** : sa masse volumique ρ est constante.
- Le fluide s'écoule en **régime stationnaire** : la vitesse en 1 point est constante.
- La **section** du tuyau dans lequel s'écoule le fluide est de taille **variable**.

D'après ce principe, lorsqu'un fluide incompressible circule en régime stationnaire dans un conduit dont la section varie, le **débit** sera **constant** tout au long du circuit :



$$Q_1 = Q_2 = S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2 = \text{constante}$$

Lorsqu'on se retrouve au niveau d'un rétrécissement, la vitesse augmente pour compenser la diminution de section et ainsi le débit reste constant.

2) Écoulement d'un fluide idéal

Un fluide idéal s'écoule sous l'effet de 3 types d'énergies :

- **Energie de pesanteur E1** (liée à l'altitude) : exerce une **pression de pesanteur = ρgh**
- **Energie cinétique E2** (liée à la vitesse) : exerce une **pression cinétique = $\frac{1}{2} \rho v^2$**
- **Energie de pression statique E3** (latérale) **P**

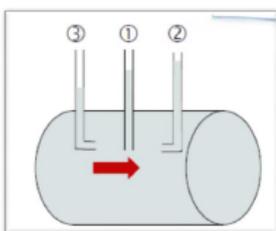
Comme il n'y a pas de frottements (fluide idéal), l'énergie totale de ce fluide est constante :

♥ Equation de Bernoulli :

$$\text{Pression totale} = \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + P = \text{constante}$$

3) Mesure des pressions

Dans un fluide en écoulement (=dynamique), les valeurs mesurées dépendent de l'orientation du capteur.



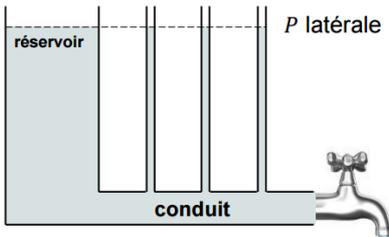
- ① Pression latérale :
pression statique P
- ② Pression « terminale » :
 $P + \frac{1}{2} \rho v^2$
- ③ Pression « d'aval » :
 $P - \frac{1}{2} \rho v^2$

- Si le capteur est face au courant, on mesure la **pression « terminale »**, qui correspond à la somme de la pression statique P et de la pression cinétique $\frac{1}{2} \rho v^2$ qui s'exerce sur le capteur.
- Au contraire si le capteur est dos au courant, il faut soustraire la composante cinétique à la pression statique P pour obtenir la **pression d'aval**.

Nb : Attention, le terme « pression d'aval » bien que contradictoire désigne bien le capteur en amont

4) Cas particulier de l'écoulement horizontal

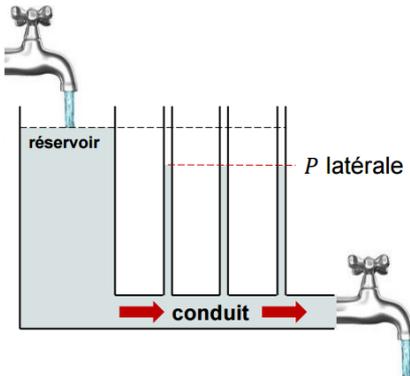
❖ En condition statique :



Le robinet est fermé : le réservoir permet de maintenir une certaine pression statique (latérale) P .

$$\frac{1}{2} \rho v^2 = 0 \text{ et } \rho gh = \text{cste donc } P = \text{constante}$$

❖ En écoulement :



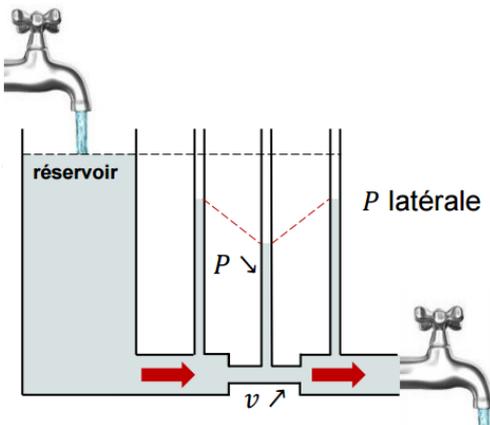
On ouvre le robinet.

L'écoulement est horizontal donc $\rho gh = \text{cste}$

La pression totale se répartit donc entre pression latérale et la pression cinétique :

$$\frac{1}{2} \rho v^2 + P = \text{constante}$$

❖ Effet de la variation de section :



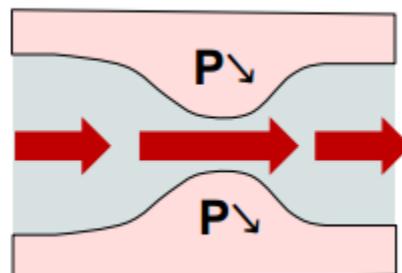
La pression totale se répartit entre la pression cinétique et la pression statique car la pression de pesanteur s'annule.

Si S diminue, alors v augmente (car Q constant), donc la pression cinétique augmente et la pression latérale diminue pour satisfaire l'équation.

L'effet de la variation de section du conduit sur la pression s'appelle effet Venturi. ++

PATHO : RISQUE EN CAS DE STENOSE :

L'effet Venturi est très important en pathologie. Au niveau d'une sténose vasculaire, la vitesse du sang et donc la **pression cinétique** \nearrow donc la **pression latérale** \searrow , impliquant un risque d'**obstruction** par spasme si la pression diminue trop, ce qui conduit à un arrêt de la circulation sanguine dans le vaisseau.



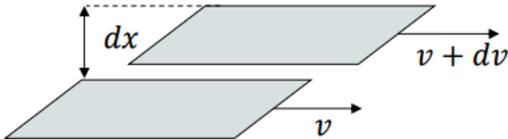
C – Dynamique d'un fluide réel

1) La « perte de charge »

Pour un fluide réel, les frottements interviennent : c'est la viscosité. **La viscosité correspond à des frottements (entre les molécules du fluide) qui consomment de l'énergie (chaleur).** Cette perte d'énergie est appelée « perte de charge », liée à la dissipation d'énergie en chaleur.

L'équation de Bernoulli n'est plus vérifiée !! → $P = \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + P \neq \text{constante}$

2) La viscosité



Deux lames de fluide circulent parallèlement à des vitesses différentes et exercent une force de frottement sur l'autre : **consommation d'énergie.**

$$F = \eta S \frac{Dv}{Dx}$$

S = section et $Dv/Dx = \text{« taux de cisaillement »}$

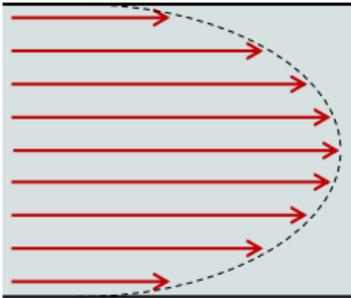
La viscosité η est une constante caractéristique d'un liquide donné, elle s'exprime en Pa.s (Poiseuille).
F s'exprime en Newton.

$$[\eta] = \frac{[F]}{[S]T^{-1}} = \frac{[P]}{T^{-1}} = [P] T$$
$$[\eta] = \frac{MLT^{-2}}{L^2T^{-1}} = ML^{-1}T^{-1}$$
$$\eta = kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-1} = Pa \cdot s = \text{Poiseuille (PI)}$$

Les liquides Newtoniens	Les liquides non Newtoniens
<p>η est une constante caractéristique du liquide mais qui varie avec la température. Si la température \nearrow alors $\eta \nearrow$. Ex : eau, $\eta = 10^{-3}$ Pa.s à 20°C</p>	<p>η dépend de la température mais aussi de dv/dx, le gradient de vitesse ou « taux de cisaillement ». Ex : le sang : phénomène de rhéofluidification : Quand $dv/dx \searrow$, formation de rouleaux de globules rouges et $\eta \nearrow$.</p>

3) Les 2 régimes d'écoulement d'un fluide réel

- **Fluide idéal** : toutes les molécules se déplacent à la même vitesse car il n'y a pas de viscosité.
- **Fluide réel** : la viscosité fait que les molécules se déplacent à des vitesses différentes selon les interactions entre elles et avec les parois. Cette viscosité permet de définir **2 régimes d'écoulement** d'un fluide réel :

Écoulement laminaire	Écoulement turbulent
<ul style="list-style-type: none"> ✓ A vitesse faible, la viscosité est un facteur de cohérence. ✓ Couche mince au contact de la paroi ne se déplace pas ✓ Les lignes de courant ne se croisent pas. ✓ La vitesse est maximale au centre. <ul style="list-style-type: none"> ♥ Profil parabolique des vitesses. 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ La viscosité n'est plus un facteur de cohérence à vitesse moyenne ou élevée. ✓ Les trajectoires individuelles tourbillonnent. ✓ Les lignes de courant se croisent. ✓ La vitesse moyenne diminue. <ul style="list-style-type: none"> ♥ Pas de distribution systématisée des vitesses.

4) Frontière entre les 2 régimes d'écoulement

Dépend de 4 paramètres simultanés :

- La masse volumique du liquide ρ
- Le diamètre du conduit d
- La vitesse moyenne d'écoulement v
- La viscosité η

↗→Risque de turbulence ↗

↘→Risque de turbulence ↘

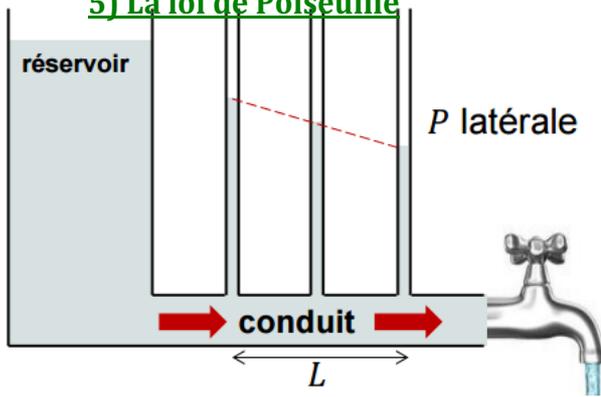
LE NOMBRE DE REYNOLDS EST UN NOMBRE EMPIRIQUE SANS UNITE QUI SERT A DEFINIR LE SEUIL ENTRE LES 2 REGIMES.

- ♥ Si $Re \leq 2000$: régime d'écoulement **laminaire**
- ♥ Si $Re > 10\ 000$: régime d'écoulement **turbulent**
- Entre les deux : le régime est **instable**

$$Re = \frac{\rho v d}{\eta}$$

La **vitesse critique** est la vitesse au-delà de laquelle le régime laminaire n'est plus garanti : $v = 2000\eta / \rho d$

5) La loi de Poiseuille



Lors de l'écoulement d'un fluide réel à l'horizontale (pression de pesanteur = cste et section cste donc pression cinétique cste), **seule P la pression latérale peut varier pour compenser la perte de charge sous forme de chaleur**, vérifiant la loi de Bernoulli :

$$P_T = \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + P + \text{chaleur} = \text{constante}$$

D'après la loi de Poiseuille la pression latérale P compense la perte de charge.

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

Q = débit
L = distance
η = viscosité
r = rayon du conduit

R = résistance à l'écoulement

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

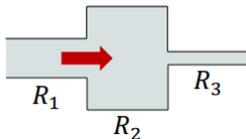
La variation de pression entre 2 points du circuit est égale au produit de la résistance et du débit : la perte de charge est **linéaire**.

Cette loi détermine les **chutes de pression dans l'arbre vasculaire** en physiologie (artères).

Pour les systèmes de circuits complexes, les résistances à l'écoulement se combinent comme en électricité $U=R \times I$.

Conduit en série

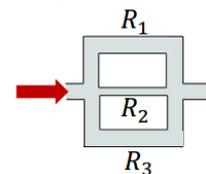
$$R_t = R_1 + R_2 + \dots + R_n = \sum_1^n R_i$$



La résistance totale du circuit est égale à la somme des résistances individuelles des sections traversées.

Conduit en parallèle

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



La résistance totale du circuit est égale à l'inverse de la somme des inverses des résistances individuelles.

Exercice: Soit une artériole avec un débit de $6 \text{ mL} \cdot \text{min}^{-1}$. Elle se divise en 100 capillaires de rayon $r = 0,4 \text{ mm}$ et de longueur $L = 2 \text{ cm}$. Quelle est la chute de pression entre l'entrée et la sortie de ce réseau capillaire ? ($\eta = 4 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$)

$$\Delta P = Q \times R \text{ avec } R = \frac{8\eta L}{\pi r^4} \text{ résistances à l'écoulement}$$

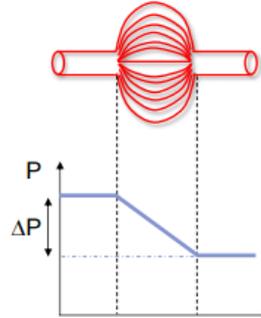
• En SI: $Q = 6 \text{ mL} \cdot \text{min}^{-1} = 6 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3 \cdot \text{min}^{-1} = 1 \cdot 10^{-7} \text{ m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$
 $r = 4 \cdot 10^{-4} \text{ m}$ et $L = 2 \cdot 10^{-2} \text{ m}$

• $\Delta P = Q \times R$?

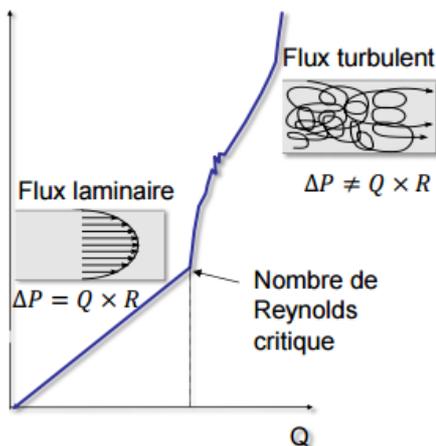
• $R_i = \frac{8\eta L}{\pi r^4} = \frac{8 \times 4 \cdot 10^{-3} \times 2 \cdot 10^{-2}}{\pi (4 \cdot 10^{-4})^4} = 796 \cdot 10^7 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-4} \cdot \text{s}^{-1}$

• $\frac{1}{R} = \sum_{i=1}^{100} \frac{1}{R_i} = \frac{100}{R_i} \Rightarrow R = \frac{R_i}{100} = 796 \cdot 10^5 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-4} \cdot \text{s}^{-1}$

• $\Delta P = Q \times R = 1 \cdot 10^{-7} \times 796 \cdot 10^5 = 7,96 \text{ Pa}$



6) Ecoulement en régime turbulent



Écoulement laminaire :

- Toute l'énergie est utilisée pour vaincre la viscosité
- La relation entre débit et pression est linéaire
- **Loi de Poiseuille ++**

Écoulement turbulent :

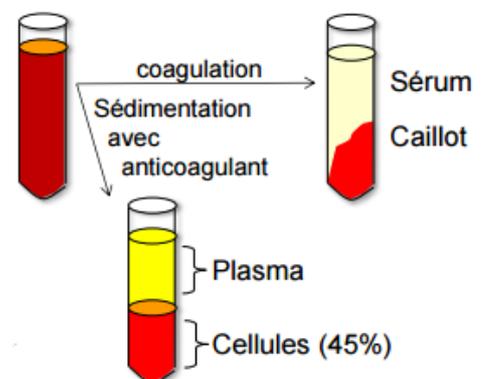
- Les tourbillons consomment de l'énergie
- Régime peu efficace
- Pas de proportionnalité entre ΔP et Q
- **Chaleur + vibrations** = bruits / souffle.

II - Particularités liées au sang

A - Description du sang au repos

Le sang est une suspension de cellules baignant dans une solution macromoléculaire : le plasma.

- Si on laisse le sang coaguler, un caillot va se former et au-dessus va se trouver le **sérum**.
- Avec un inhibiteur de coagulation, les cellules sédimentent et le liquide surnageant est le **plasma**.



♥ **Hématocrite (Hte) = Volume de cellules / Volume total (normale = 0,45 = 45%)**

Plasma = Sérum + éléments coagulants. **Fluide Newtonien.**

Sérum = Plasma - éléments coagulants (piégés dans le caillot).

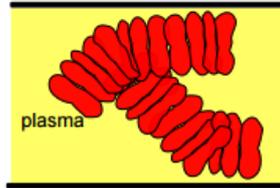
Les cellules sanguines (globules rouges) ont des propriétés rhéologiques qui font que le sang se comporte comme un **fluide**

B- Description rhéologique du sang en écoulement dans les gros vaisseaux

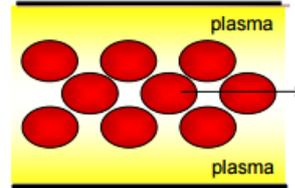
Rhéologie : étude des déformations de la matière en mouvement.

La viscosité du sang est due aux **interactions intercellulaires**, qui font que le sang est un fluide non Newtonien dont la viscosité η varie avec dv/dx (taux de cisaillement).

♥ **η DIMINUE QUAND DV/DX AUGMENTE : RHEOFLUIDIFICATION +++**



Débit faible :
formation de rouleaux \Rightarrow viscosité \nearrow



Débit élevé :
circulation axiale des GR et manchon plasmatique \Rightarrow viscosité \searrow

Le comportement du sang, lié à sa viscosité, dépend à la fois de la température, du taux de cisaillement (gradient de vitesse), et de l'hématocrite.

$T \nearrow \rightarrow \eta \searrow$

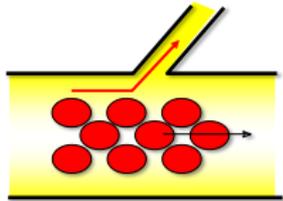
$dv/dx \nearrow \rightarrow \eta \searrow$

$Hte \nearrow \rightarrow \eta \nearrow$

PATHO : LA POLYGLOBULIE PRIMITIVE OU MALADIE DE VAQUEZ :

Augmentation du **nombre de GR**, donc de l'hématocrite, donc risques de **thromboses** et d'ischémies dans les extrémités par hyperviscosité du sang.

C – Description rhéologique du sang en écoulement dans les petits vaisseaux

Artérioles	Capillaires $< 8\mu m$
<p>Circulation axiale des GR mais phénomène d'« écrémage » au niveau des vaisseaux latéraux diminution locale de l'hématocrite.</p> 	<p>Déformation des GR : c'est la viscosité intracellulaire qui intervient.</p> 

PATHO : LA DREPANOCYTOSE :

Maladie génétique, mutation de l'**hémoglobine** qui cristallise et entraîne la **falciformation** des globules rouges, la **viscosité intracellulaire** augmente et les GR, incapables de se déformer normalement, provoquent des **thromboses** capillaires.