

**Système cardio-vasculaire** = Ensemble d'éléments moteurs  
-> **COEUR** (pompe) + **VAISSEAUX SANGUINS** (circulation du sang)

Vidéo 1

❖ 2 types de fluides+++

Le système circulatoire est organisé de manière à **favoriser les échanges** de nutriments au niveau des capillaires viscéraux.

-> **Grande surface d'échanges** + **Vitesse circulatoire lente**

*Des règles simples de physique et l'anatomie permettent d'expliquer l'évolution des pressions et des débits observés le long de l'arbre vasculaire.*

<b>PARFAITS = IDÉAUX</b>	<b>PAS</b> de Frottements (-> La <u>viscosité</u> n'entre pas en jeu)
<b>RÉELS</b>	<u>Frottements</u> (-> La <u>viscosité</u> joue un <u>rôle important</u> )

## I) Bases Physiques



Notion de mécanique des fluides:

**FLUIDE** = Milieu matériel **déformable** sans forme propre. Il peut s'écouler.

❖ 2 types de situations+++

*Toujours  
se demander  
dans laquelle on  
se trouve*

Dans un milieu <u>GAZEUX</u>	Dans un milieu <u>LIQUIDE</u>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>ECINÉTIQUE</b> &gt;&gt; <b>ELIAISON</b> <i>L'agitation thermique domine.</i></li> <li>• <b>Molécules à des distances variables</b></li> <li>• <b>FLUIDE COMPRESSIBLE</b></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>ECINÉTIQUE</b> ≈ <b>ELIAISON</b></li> <li>• <i>Les molécules peuvent quitter leur voisine, mais elles retombent de suite sous l'emprise d'une autre molécule.</i></li> <li>• <b>Molécules à des distances restreintes</b></li> <li>• <b>FLUIDE SUPPOSÉ INCOMPRESSIBLE</b></li> </ul>

Mécanique <b>STATIQUE</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fluide <b>IMMOBILE</b></li> <li>• Caractérisé par une <b>PRESSION</b></li> <li>-&gt; Fluides idéaux/réels ont le <b>MÊME COMPORTEMENT</b></li> </ul>
Mécanique <b>DYNAMIQUE</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fluide <b>EN MOUVEMENT</b></li> <li>• Caractérisé par un <b>DÉBIT</b></li> <li>-&gt; Fluides idéaux/réels ont des <b>COMPORTEMENTS DIFFÉRENTS</b></li> </ul>

# A/ Statique d'un fluide (idéal ou réel)

## 1) Notion de pression statique P dans un fluide

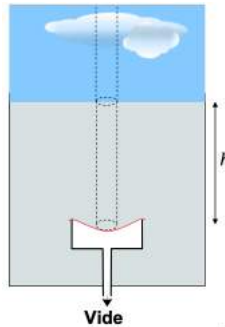
La statique concerne les fluides immobiles (réels ou idéaux++)

Mise en évidence expérimentale:

- On a un récipient rempli par un fluide, à l'intérieur duquel il existe un capteur. On utilise une chambre à paroi déformable dans laquelle on fait le vide (on fait le vide à l'intérieur du capteur). La pression se manifeste alors par une déformation de la paroi.

Pression **P** = Poids de la **colonne de fluide** qui s'exerce sur la paroi.

$\Delta P$  représente la différence de pression entre la surface de ce liquide et le capteur.



Pression <b>RELATIVE</b>	Effet de la <b>colonne de liquide uniquement++</b>  (exemple de la surpression par rapport à la surface)	<b><math>\Delta P = \rho g h</math></b>  $\rho$ : masse volumique $g$ : accélération de la pesanteur $h$ : hauteur de la colonne de liquide.
Pression <b>ABSOLUE</b>	Effet de la <b>colonne de liquide</b> + Effet de la <b>Pression Atmosphérique</b>	$P_{ABSOLUE} = P_{RELATIVE} + P_{ATMOSPHERIQUE}$

### Point Mnémo

Il faut bien faire la différence entre toutes ces définitions++  
Pour s'en rappeler:  $P_{Absolue} = \text{colonne liquide} + P_{Atmosphérique}$

## 2) Dimensions de la Pression

FORCE PAR UNITÉ DE SURFACE	ÉNERGIE PAR UNITÉ DE VOLUME
$[P] = \frac{[F]}{[S]}$	$[P] = \frac{[E]}{[V]}$  Énergie des particules de fluide

Dimension d'une énergie

$$[P] = \frac{M \cdot L \cdot T^{-2}}{L^2}$$

$$[P] = \frac{M \cdot L^2 \cdot T^{-2}}{L^3}$$

$$[P] = \frac{[E]}{[V]}$$

Avec:  
M = masse (kg)  
L = longueur (m)  
T = temps (s)

### 3) Unités de Pression

- **Pascal** (Pa) (unité du **SI**) :

$$1 \text{ Pa} = 1 \text{ N.m}^{-2}$$

- Unité *faible*
- Utilisation de multiples (1hPa=100Pa)
- **P. Atmosphérique = 1013 hPa**

- **Bar** (ancienne unité CGS)

$$1 \text{ bar} = 10^5 \text{ Pa}$$

$$1 \text{ mili bar} = 1 \text{ hPa}$$

- Unité + grande que le Pascal

*Rq:* Pour imaginer ce que représente 1 Pa, on prend une pression de 1 Pa sur une surface de 1m<sup>2</sup>:

$$P = 1 \text{ Pa} = F / S = m.g / S$$

$$m = S/g = 1 / 9,8 = 0,102 \text{ kg}$$

**1 Pa correspond à la pression exercée par 102g sur 1m<sup>2</sup>.**

D'autres unités, liées à l'utilisation de divers manomètres à colonnes de liquide, telles que le millimètre de mercure (**mmHg**) (utilisé pour mesurer la pression artérielle), ou le centimètre d'eau (**cmH2O**), sont plus adaptées à la physiologie de notre corps.

### 4) La Pression Atmosphérique

L'air est un fluide, il exerce ainsi une pression que l'on peut mesurer.

- **Patm = poids de la colonne d'air atmosphérique**

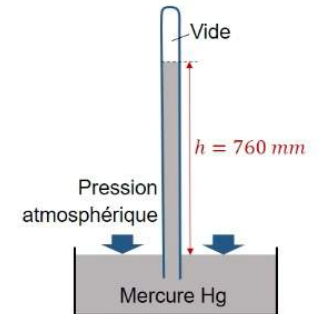
- **Valeur** → Expérience de **Torricelli**

On utilise un **manomètre au mercure**. ( $\rho = 13,6 \cdot 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$ )

On utilise un long tube rempli de mercure que l'on retourne sur un récipient contenant aussi du mercure. La colonne de mercure descend, et le liquide va s'immobiliser et créer un vide dans la partie supérieure du tube.

Cet équilibre est atteint à partir du moment où la pression atmosphérique peut lutter contre la descente du mercure dans le tube. (non dit cette année)

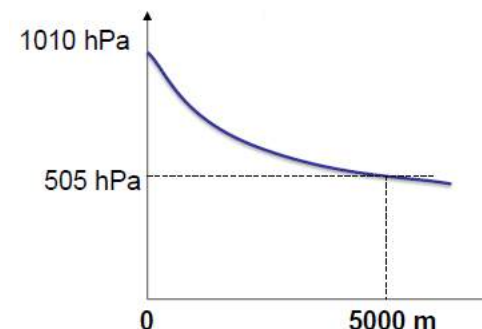
La pression atmosphérique qui s'exerce sur la surface de ce récipient au mercure va être caractérisée par la hauteur de cette colonne de mercure dans le tube Torricelli.



$$P_{atm} = \rho g h = 13,6 \cdot 10^3 \times 9,8 \times 0,760 = 1013 \text{ hPa}$$

$$P_{atm} = \rho g h = 1013 \text{ hPa}$$

- **Variations avec l'altitude**



Cette Patm est le poids de la colonne d'air atmosphérique

↳ Elle va donc diminuer lorsqu'on gagne en altitude puisque l'épaisseur de l'atmosphère va diminuer

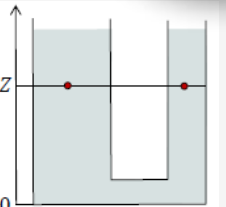
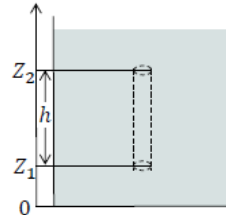
Plus on monte, plus la pression est faible

(divisée par 2 à 5000m)

## 5) Principes et lois de Pascal -> Fluide STATIQUE++

Les lois de Pascal rendent compte des variations de pression avec l'altitude.

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

1 <sup>ère</sup> loi	La pression est la <b>même dans toutes les directions</b> -> <b>indépendante</b> de l' <b>orientation</b> du capteur.	
2 <sup>ème</sup> loi	La pression est la <b>même en tout point de même profondeur</b> (ou de même altitude).	
3 <sup>ème</sup> loi	<p>La <b>différence de pression dP</b> entre 2 points est <b>proportionnelle</b> à la <b>différence de hauteur</b> entre ces 2 points (c'est la colonne de liquide)</p> <p><math>\Delta P = P_{z1} - P_{z2} = \rho gh = -\rho g \Delta z</math></p> <p><b>⚠ Si on l'exprime en fonction de la position z, on met un signe négatif pour exprimer que +Z diminue, +P augmente.</b></p>	 <p><math>\Delta z</math> : différence de hauteur entre les 2 points.</p>

**ATTENTION:**  
Ces lois ne s'appliquent **QUE** pour les liquides **immobiles incompressibles**.

### Conclusion: Statique des fluides

- Paramètre essentiel : la **pression**
- Pression statique liée au **pooids** de la colonne de fluide
- **Indépendante** de l'**orientation** du capteur

## B/ Dynamique d'un fluide idéal

Vidéo 2

### 1) Notion de débit

Définition: Le **débit Q** est un **volume de fluide** qui traverse une **section S** par unité de temps++

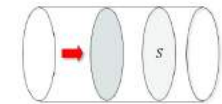
$$Q = \frac{V}{dt}$$

Q: débit en **m<sup>3</sup>.s<sup>-1</sup>**  
V: Volume en m<sup>3</sup>  
dt: durée en s

Dimension: L<sup>3</sup>.T<sup>-1</sup>

### 2) Relation débit - vitesse d'écoulement

Soit **v** la **vitesse** d'un fluide. Les particules qui vont traverser la **section S** pendant le temps dt sont toutes celles situées en amont de S à une distance au plus égale à **L = v.dt**



Le volume correspondant est **V = S.L**

D'où:  $Q = V / dt = (S.L) / dt \rightarrow Q = (S.v.dt) / dt$

Rappel:  
 $S = \pi.r^2 = (\pi.d^2)/4$

++

$$Q = S.v = \text{Section} \times \text{Vitesse}$$

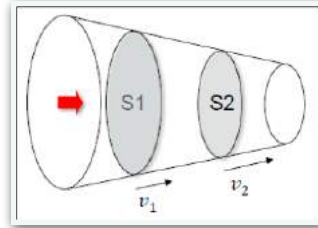
++

### 3) Principe de continuité du débit

Ce principe permet de comprendre comment les liquides se comportent lorsque la section est modifiée.

#### Hypothèses:

- Le fluide est **incompressible** ->  **$\rho$  constante**
- Le régime est **stationnaire** -> la vitesse en 1 point est constante
- La **section est variable**



Selon ce principe et dans les conditions supposées, le fluide aura le même débit au niveau de la section S1 et de la section S2.

Conservation de la masse + Incompressibilité -> continuité du débit:

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

- Lorsqu'un fluide **incompressible** circule en régime **stationnaire** dans un conduit, le produit **Section x Vitesse** (càd le débit) est **constant** tout au long du conduit. ++
- **Plus la section est faible, plus la vitesse du fluide est élevée**, et inversement afin de maintenir le débit constant. ++

### 4) Écoulement d'un fluide IDÉAL: équation de Bernoulli

#### Hypothèses:

- Le fluide est **incompressible** ->  **$\rho$  constante**
- Le fluide est **idéal** (=parfait) -> **pas de frottements** à l'écoulement (->viscosité=0)

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

- ✓ **E1** de **pesanteur** (liée à la hauteur)
- ✓ **E2 cinétique** (liée à la vitesse)
- ✓ **E3** de **pression statique** (-> Comme la pression est une énergie sur un volume, on a  $E3 = \text{Pression} \times \text{Volume} = P.V$ )

D'après l'équation de Bernoulli++

- **L'énergie totale  $E_t$  (ou la « charge ») est la somme de ces trois énergies =>  $E_t = E1 + E2 + E3$**
- **L'énergie totale d'un fluide idéal en écoulement est constante tout au long de la conduite.**
- **Les énergies  $E1, E2, E3$  peuvent varier entre elles tant que la somme reste constante -> possibilité de redistribution.**

$$E_{\text{totale}} = E_{\text{pesanteur}} + E_{\text{cinétique}} + E_{\text{pression statique}} = mgh + \frac{1}{2} mv^2 + PV = \text{constante}$$

## ➔ Réécriture de l'équation de Bernoulli en terme de pressions

Une pression est une énergie divisée par un volume. On peut alors diviser toutes les énergies de l'équation par le volume mis en jeu, on obtient des pressions:

$$P_t = \frac{Et}{V} = \frac{mgh}{V} + \frac{1/2 mv^2}{V} + P = \text{constante}$$

$$P_t = \rho gh + 1/2 \rho v^2 + P = \text{constante}$$

$\rho gh$  = pression de pesanteur

$1/2 \rho v^2$  = pression cinétique

$P$  = pression statique



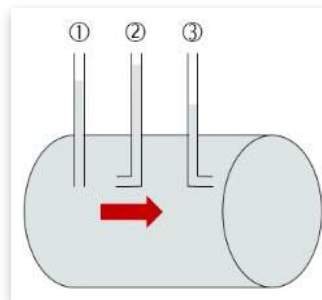
### 5) Mesure des pressions

Lorsque l'on mesure des pressions chez l'Homme, on utilise des petits cathéters que l'on introduit dans un vaisseau et qui sont comme une colonne de liquide permettant de mesurer la pression qui s'exerce sur l'orifice de ce micro-cathéter

**⚠ Contrairement aux fluides STATIQUES, dans un fluide EN ÉCOULEMENT, les valeurs mesurées dépendent de l'orientation du capteur++**

Il existe 3 types de mesures (≠ des 3 types de pression) :

- ✓ (1) Capteur parallèle au courant -> **Pression latérale ou statique : P**
- ✓ (2) capteur face au courant -> **Pression « terminale » : P<sub>terminale</sub> = P + 1/2 ρv<sup>2</sup>**
- ✓ (3) Capteur dos au courant -> **Pression « d'aval » : P<sub>aval</sub> = P - 1/2 ρv<sup>2</sup>**



**⚠** A noter:

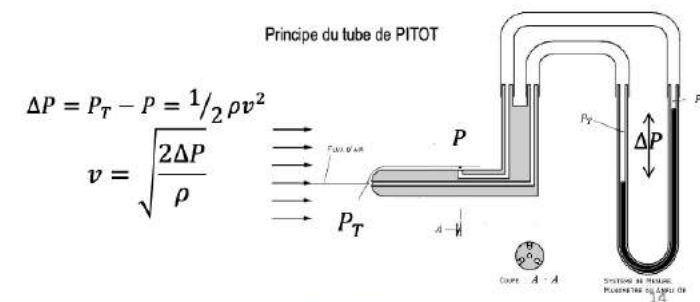
- **P terminale = Pression latérale + Pression cinétique**
- **P aval = Pression latérale - Pression cinétique**

En fonction de la position du capteur, on va mesurer des valeurs de pression qui sont différentes

Principe du tube de Pitot:

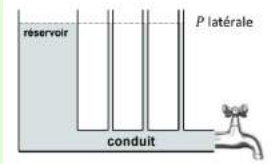
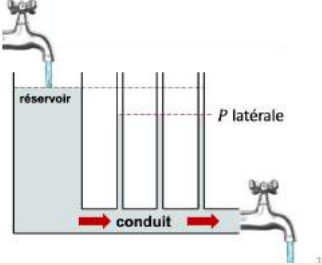
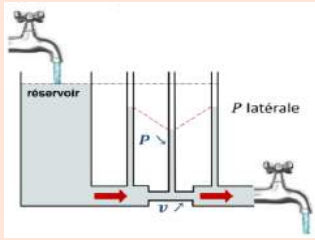
En aéronautique, on utilise ce principe pour mesurer la vitesse d'écoulement. Il est constitué d'un double capteur : l'un fait face au flux d'air : il mesure la pression terminale ; l'autre est parallèle à l'axe du flux : il mesure la pression latérale. Les 2 capteurs sont chacun reliés à une branche d'un tube en U => ce tube en U permet de mesurer une différence de pression entre la P<sub>terminale</sub> et la P<sub>latérale</sub> (on mesure ainsi d'une part la P<sub>t</sub>, et d'autre part la P<sub>l</sub>)

De là, on peut alors calculer la vitesse.



## 6) Cas particulier de l'écoulement horizontal ++ (fluide IDÉAL)

Dans ces situations, il y a un réservoir principal responsable de la pression de pesanteur avec un conduit horizontal et des tubes latéraux qui mesurent la pression statique

<p>-&gt; <b>EN CONDITION STATIQUE</b></p> <p>(robinet fermé)</p>	<p><u>2ème loi de Pascal</u>: <b>La pression est la même en tout point de même profondeur ou de même altitude.</b></p> <p>Le liquide est à la <b>même hauteur</b> dans les 3 tubes : la <b>pression latérale</b> est <b>identique</b> quelque soit l'emplacement du tube.</p>	
<p>-&gt; <b>EN ÉCOULEMENT</b></p> <p>(le débit est le même au niveau du remplissage et de l'évacuation)</p>	<p>Écoulement horizontal de pesanteur -&gt; il n'y a <b>pas de variation d'altitude</b> -&gt; <math>h = \text{cste}</math> -&gt; donc la <b>pression de pesanteur (pgh) reste identique</b></p> <p>La <b>pression latérale diminue</b> dans les 3 tubes.</p> <p>Pourquoi? D'après l'équation de <b>Bernoulli</b>:</p> $P_{\text{tot}} = pgh + \frac{1}{2}\rho v^2 + P = \text{constante}$ $\rightarrow \frac{1}{2}\rho v^2 + P = \text{constante} \quad \text{d'où} \quad P = \text{constante} - \frac{1}{2}\rho v^2$ <p>Le système est dynamique, il y a donc de la <b>vitesse</b>! Ainsi la <b>pression cinétique est augmentée</b>, or la somme de la pression cinétique et de la pression latérale doit être <b>inchangée</b>, ainsi la <b>pression latérale diminue</b>.</p> <p><b>La pression totale se répartit donc entre la P<sub>latérale</sub> et la P<sub>cinétique</sub>.</b></p>	
<p>-&gt; <b>EFFET DE LA VARIATION DE SECTION</b></p> <p>(ici, le système est le même que précédemment, mais il y a un rétrécissement au niveau du conduit)</p>	<p>D'après le principe de <b>continuité du débit</b>, et <b>l'équation de Bernoulli</b> (cf. situation précédente)</p> $P = \text{constante} - \frac{1}{2}\rho v^2$ <p>Si la <b>Section diminue</b>, la <b>Vitesse augmente</b> -&gt; la <b>Pression Cinétique augmente</b> -&gt; la <b>Pression Latérale diminue</b> pour maintenir la <b>Pression Totale constante</b>.</p> <p>Il y a donc une <b>chute de la pression latérale</b> au niveau de la <b>sténose</b> qui traduit une <b>accélération de la vitesse d'écoulement</b>.</p> <p><b>C'est l'EFFET VENTURI +++</b></p> <p>Application médicale:</p> <p>En cas de <b>sténose vasculaire</b>, la <b>vitesse</b> <math>\nearrow</math> mais la <b>pression latérale</b> <math>\searrow</math> et peut devenir tellement faible que cela peut provoquer une <b>obstruction par spasme</b>. (La <i>pression latérale n'est plus assez élevée pour maintenir le vaisseau ouvert</i>)</p>	

**Conclusion: L'écoulement d'un fluide idéal dans un conduit répond à des règles simples:**

- Débit constant :  $Q = S_1v_1 = S_2v_2 = \text{constant}$
- Charge constante càd somme des pressions constante (Bernoulli) =>  $P_{\text{tot}} = \rho gh + 1/2\rho v^2 + P = \text{constante}$

## C/ Dynamique d'un fluide RÉEL

Vidéo 3

### 1) La perte de charge

La notion de perte de charge est liée à la viscosité

- ✓ La **viscosité** qui correspond à des frottements (entre les molécules de fluide) consomme de l'énergie libérée sous forme de chaleur
- ✓ Dans le cas d'un liquide réel, il y a une perte de l'énergie utilisable lors de l'écoulement (« **perte de charge** ») liée à la dissipation d'énergie en chaleur du fait de la viscosité du liquide

### ++L'ÉQUATION DE BERNOULLI N'EST PLUS VÉRIFIÉE++

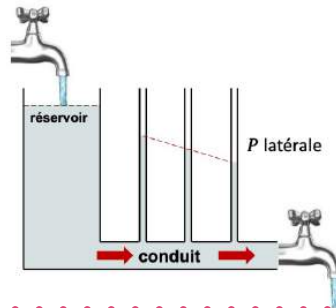
$$Et = mgh + 1/2 mv^2 + PV \neq \text{constante}$$

$$Pt = \rho gh + 1/2 \rho v^2 + P \neq \text{constante}$$

➔  $Pt = \rho gh + 1/2\rho v^2 + P + \text{CHALEUR} = \text{CONSTANTE}$

### => Evolution de la Pression Latérale pour un fluide réel en écoulement:

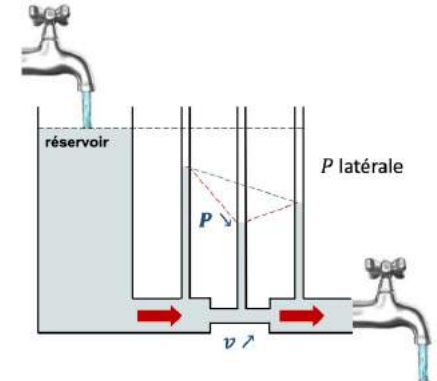
- On observe que la Plat diminue tout le long du conduit alors que la vitesse est constante
- Cela est dû à ce caractère **réel** du fluide et à la compensation de la **perte de charge** (-> la perte d'énergie liée aux frottements)



### => Effet VENTURI pour un fluide réel en écoulement (rétrécissement):

- **Rétrécissement de la section: effet Venturi:** Section diminue -> vitesse augmente pour maintenir  $Q$  (=débit) constant =>  $v$  augmente ->  $P_{\text{cinétique}}$  augmente ->  $P_{\text{latérale}}$  diminue

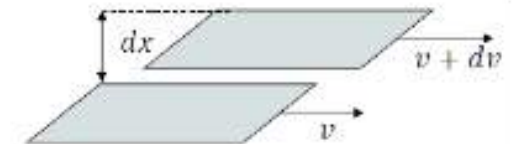
- **Fluide réel:** Dans le 3ème tube, la pression remonte par rapport au 2ème mais en tenant compte de la **viscosité/perte de charge** liée à l'écoulement++ -> d'où la pression latérale du tube 3 est supérieure à celle du tube 2 mais tout de même inférieure à celle du 1er. Si le fluide était idéal ->  $P_{\text{lat tube 1}} = P_{\text{lat tube 3}}$ .



### 2) La Viscosité

Deux lames de fluide circulent parallèlement à des vitesse différentes.

(1<sup>ère</sup> :  $v$  / 2<sup>ème</sup> :  $v + dv$  ; à cause des forces de frottement entre ces 2 lames ; elles sont espacées d'une distance  $dx$ )



La force de frottement que chacune exerce sur l'autre:

$$F = \eta S dv/dx$$

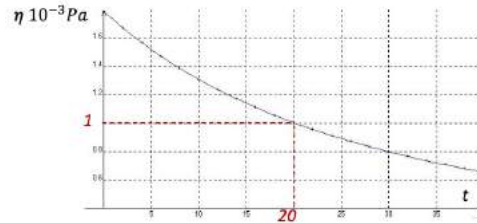
$S$  = surface commune aux 2 lames  
 $dv/dx$  = gradient de vitesse (« taux de cisaillement »)  
 $\eta$  = viscosité (constante caractéristique du liquide)  
-> en  $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1} = \text{Pa.s} = \text{Poiseuille}$

Pour l'équation en dimension, checkez la ronéo, le + important est de connaître les unités++

Note d'un vieux tuteur à la retraite #mhdrai: le taux de cisaillement représente la **distance** entre les molécules/cellules. D'où si le taux de cisaillement augmente, la distance augmente, et ainsi la viscosité diminue.

Elle individualise 2 types de liquides réels:++

✓ **Newtoniens:**  $\eta$  est une **constante** caractéristique du liquide; mais **varie avec la température** ( $T \nearrow \rightarrow \eta \searrow$ )



ex : eau  $\eta = 10^{-3}$  Pa.s ou  $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$  à  $20^\circ\text{C}$

La viscosité est donc **invariable en dehors de la température**. Elle est **constante** à une **température donnée** mais **diminue** quand la **température augmente**.++

ex : eau  $\eta = 10^{-3}$  Pa.s ou  $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$  à  $20^\circ\text{C}$

✓ **NON Newtoniens:**  $\eta$  **varie** avec la **température** et le **taux de cisaillement**

$$\left(\frac{dv}{dx} \nearrow \rightarrow \eta \searrow\right)$$

Si la **viscosité varie en fonction de  $dv/dx$** , càd, de la **vitesse**,  $\eta$  **n'est plus une constante**.

Il y a des fluides pour lesquels la viscosité varie en fonction de la **vitesse**. **Lorsque le gradient de vitesse diminue, la viscosité augmente**.

Donc  $\eta$  n'a théoriquement plus de sens pour un liquide non newtonien.

=> On peut utiliser une **viscosité apparente** (=celle qu'aurait un fluide newtonien induisant le même Q pour une même différence de pression

On est dans des conditions expérimentales relativement étroites.

ex : sang, quand  $\frac{dv}{dx} \searrow \rightarrow \eta \nearrow$  (les globules rouges forment des rouleaux)

ex : sang  $\eta_{\text{app}} = 3$  ou  $4.10^{-3}$  Pa.s ou  $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$  à  $20^\circ\text{C}$

### 3) Régimes d'écoulement d'un fluide réel

<b>Fluide IDÉAL</b>	Toutes les molécules se déplacent à la <b>même vitesse</b> (pas de frottements)
<b>Fluide RÉEL</b>	<b>Viscosité</b> -> les molécules se déplacent à des <b>vitesse différentes</b> selon les interactions entre-elles et avec les parois

Il existe 2 régimes d'écoulement:

Écoulement LAMINAIRE	Écoulement TURBULENT
<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Quand la vitesse d'écoulement est <b>faible</b></li> <li>✓ <b>Viscosité</b> -&gt; devient un <b>facteur de cohérence</b>: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Une couche infiniment mince au contact de la paroi ne se déplace pas</li> <li>• Les lignes de courant ne se croisent pas</li> <li>• La vitesse est maximale au centre</li> <li>• Profil parabolique des vitesses</li> </ul> </li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Quand la vitesse d'écoulement est <b>moyenne</b> ou <b>élevée</b></li> <li>✓ Viscosité -&gt; n'est <b>PLUS</b> un facteur de cohérence: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Les trajectoires individuelles tourbillonnent</li> <li>• Les lignes de courant se croisent</li> <li>• <u>Pas de distribution systématisée des vitesses</u></li> </ul> </li> </ul>

#### 4) Frontière entre 2 régimes d'écoulement

Pour savoir si l'on est dans un régime laminaire ou turbulent, on utilise un outil pratique qui nous permet d'avoir une idée: **le Nombre de Reynolds**.

• Dépend de 4 paramètres simultanément

- La vitesse moyenne d'écoulement  $v$
  - Le diamètre du conduit  $d$
  - La masse volumique du liquide  $\rho$
  - La viscosité  $\eta$
- }  $\nearrow \Rightarrow$  risque de turbulence  $\nearrow$
- }  $\searrow \Rightarrow$  risque de turbulence  $\searrow$

++

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

++

Le nombre de **Reynolds**, nombre empirique sans unités, sert à définir le **seuil** entre les régimes d'écoulement laminaire et turbulent.

Il donne seulement des ordres de grandeur, dans la mesure où ces valeurs ont été établies dans des conditions expérimentales de laboratoires sur des tubes cylindriques dont la nature est éloignée de celle des vaisseaux anatomiques ; mais il reste un repère pour déterminer si le régime est turbulent ou laminaire

- Si **Re  $\leq$  2000** : Le régime d'écoulement est **laminaire**.
- Si **Re  $>$  10 000** : Le régime d'écoulement est **turbulent**.
- **Entre les 2** : le régime d'écoulement est **instable** : on ne peut rien conclure.

On définit alors la notion de **vitesse critique** = vitesse au-delà de laquelle le régime laminaire n'est plus garanti toutes choses étant égales par ailleurs (càd que les autres facteurs sont constants, seule la vitesse peut être modifiée).

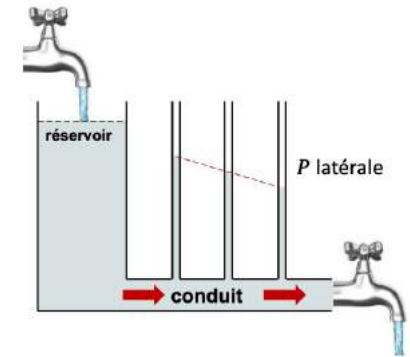
ex: Lors d'une perfusion, on contrôle la vitesse qui risque de faire passer le régime d'écoulement laminaire au régime d'écoulement turbulent.

$$v = \frac{2000\eta}{\rho d}$$

#### 5) Loi de Poiseuille

Nous avons un conduit **horizontal** cylindrique dans lequel un fluide **RÉEL** est en écoulement **LAMINAIRE**.++

Comme vu précédemment, dans ce cas il y a une perte de charge (l'énergie nécessaire pour vaincre les forces de frottement engendrées par la viscosité se traduit par une diminution de la pression  $\rightarrow$  perte de charge + dissipation de l'énergie sous forme de chaleur++  $\rightarrow$  Bernoulli plus vérifiée.) tout au long du conduit  $\rightarrow$  et donc une diminution de la  $P_{latérale}$ .



La loi de Poiseuille modélise cet écoulement **LAMINAIRE**++

$$P_t = \rho g h + \frac{1}{2} \rho v^2 + P + \text{chaleur} = cte$$

- Horizontal  $\Rightarrow \rho g h = cte$
- Section constante  $\Rightarrow \frac{1}{2} \rho v^2 = cte$
- Seul  $P$  peut varier

C'est **P** qui compense la perte de charge due à la viscosité.

La variation de pression  $\Delta P$  entre l'entrée et la sortie du conduit est:

++

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

++

++

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

$Q$  = débit  
 $L$  = distance  
 $\eta$  = viscosité  
 $r$  = rayon du conduit

++

### Effet de la section constante:

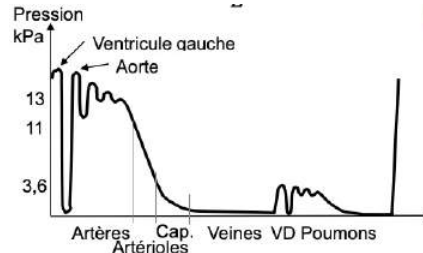
Si la section est constante, la chute de pression est proportionnelle à la longueur  
 Si la section n'est pas constante, le rayon interviendrait dans la formule

### • Effet de la section constante:

$$\text{Constante } \Delta P = kL$$

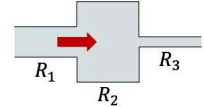
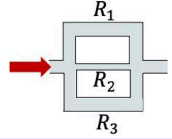
$$\text{Sinon } \Delta P = \frac{k'L}{r^4}$$

La formule de la loi de Poiseuille nous permet de calculer et de comprendre les évolutions des pressions en physiologie dans les différents vaisseaux



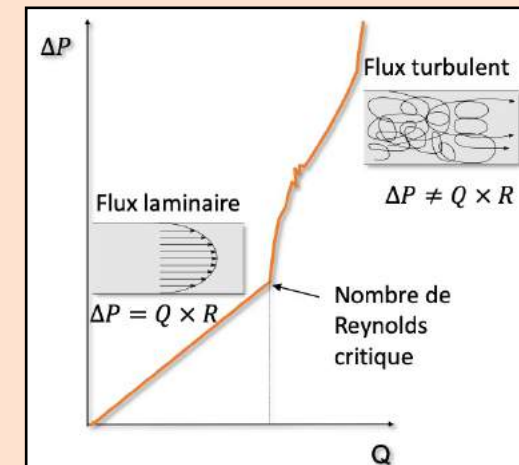
On peut observer l'évolution de la pression en kPa dans l'arbre vasculaire

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

<b>Conduits en SÉRIE</b>	$R_t = R_1 + R_2 + \dots + R_n = \sum_1^n R_i$  <p><b>La résistance totale est la somme des résistances individuelles.</b></p>
<b>Conduits en PARALLÈLE</b>  + fréquent dans l'anatomie humaine	$\frac{1}{R_t} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots + \frac{1}{R_n}$  <p><b>L'inverse de la résistance totale est la somme des inverses des résistances individuelles.</b></p> <p>—&gt; Ce système est celui des capillaires sanguins!                  En effet, une artériole se divise en plusieurs capillaires pour se rejoindre à nouveau en une seule veinule. Attention ce n'est pas le cas pour tout le réseau vasculaire.</p>

### Conclusion: Dynamique d'un fluide réel

LAMINAIRE	TURBULENT
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Toute l'énergie consommée est utilisée pour vaincre la viscosité.</li> <li>• Relation linéaire entre <math>\Delta P</math> et le débit.</li> <li>• Loi de Poiseuille++</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Peu efficace</li> <li>• Pas de proportionnalité entre <math>\Delta P</math> et le débit</li> <li>• Tourbillons consomment une partie de l'énergie : chaleur + vibrations =&gt; bruits et/ou souffle</li> </ul>



## II) PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

### A/ Description du sang au repos

Vidéo 4

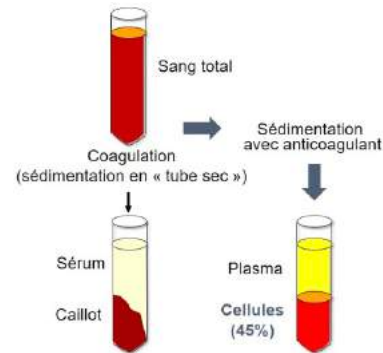


**SANG** = Suspension de cellules dans le plasma -> *il n'est pas en lui-même une solution vraie*

**SÉRUM** = plasma - les éléments figurés du sang piégés dans le caillot (=éléments coagulants)

**PLASMA** = sérum + éléments coagulants (macromolécules)  
=> Fluide **NEWTONNIEN**  
 $\eta = 1.10^{-3} \text{ kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$

**CELLULES SANGUINES** (dont les GR)  
=> Fluide **NON-NEWTONNIEN**



Quand on considère un échantillon de sang dans un tube à essai, et qu'on le laisse sédimenter, c'est-à-dire ici coaguler (situation dite en « tube sec »), on voit un caillot et un surnageant -> le sérum

Sous l'effet de l'anticoagulant, la sédimentation sera différente parce qu'elle va empêcher la formation du caillot, et on va avoir la séparation du culot où seront toutes les cellules, et le surnageant qui sera le plasma (le solvant macromoléculaire)

**Hématocrite = Volume de cellules / Volume total de la solution = 0.45**

(mesuré après sédimentation avec anticoagulant)

<b>PLASMA</b>	<b>Suspension (nouvelle version++)</b>
<b>SÉRUM</b>	<b>Solution micromoléculaire</b>

**Le sang est globalement un fluide non-newtonien!++ (ajout GR)**

## B/ Description rhéologique du sang en écoulement dans les gros vaisseaux

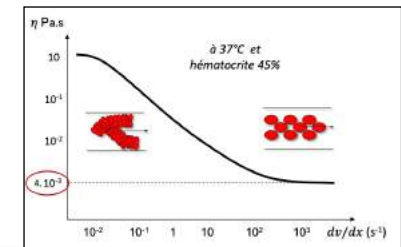
❖ *Rhéologie* : étude des déformations de la matière en écoulement.

La viscosité du sang est essentiellement due aux interactions intercellulaires (et non aux interactions inter-moléculaires comme les autres fluides) qu'il faut rompre pour mobiliser les cellules entre-elles et faciliter l'écoulement du sang

Ces interactions font que le sang a un comportement rhéologique complexe -> fluide **non newtonien**

->  $\eta$  varie avec  $dv/dx$  (taux de cisaillement)

->  $\eta$  diminue quand  $dv/dx$  augmente :  
« **rhéofluidification** » ++



Débit faible	Débit élevé
<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Les globules rouges forment des rouleaux</li> <li>✓ <u>Conséquence directe</u> : ↗ de la viscosité</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Les globules rouges ont une circulation axiale : on parle de manchon plasmatique</li> <li>✓ <b>Rhéofluidification</b> → ↘ viscosité</li> </ul>

Dans une situation à écoulement lent ( $dv/dx$  faible), la viscosité du sang est assez élevée

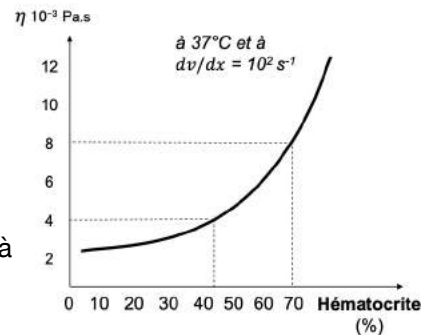
En augmentant, le débit va ordonner la circulation des éléments qui constituent le sang, avec au centre les GR en particulier (mais toutes les cellules), et autour, une sorte de manchon plasmatique (solution macromoléculaire) qui va entourer ce flux cellulaire -> cette circulation axiale permet de diminuer considérablement la viscosité

-> **Système + fluide** lorsque la vitesse augmente car la viscosité diminue (rhéofluidification)

La rhéofluidification c'est cet effet qui consiste à diminuer la viscosité lorsque la vitesse d'écoulement augmente

- Hématocrite normal 45%:  $\eta = 4 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$
- Hématocrite élevé à 70%:  $\eta = 8 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$  ( $\times 2$ )

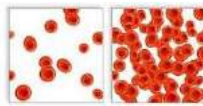
=> Lorsque l'hématocrite passe de 45% à 70%, la viscosité a doublé.



**La viscosité augmente lorsque l'hématocrite augmente++**  
(car le taux de GR augmente)

**PATHO: Polyglobulie primitive = Maladie de Vaquez**

- ✓ Maladie rare (1/100 000)
- ✓ Le nombre de GR est  $> 6 \text{ millions/mm}^3$  (N:4/5 millions) -> les patients fabriquant trop de GR
- ✓ Viscosité inter-cellulaire **augmentée**
- ✓ Nombre GR **augmente** -> Hématocrite **augmente**
- ✓ Hématocrite:  $> 55\%$  (Femmes) /  $> 60\%$  (Hommes)
- ✓ **Thromboses par hyperviscosité du sang** -> le sang a du mal à circuler dans les petits vaisseaux (viscosité du sang augmente car l'hématocrite augmente) il se bloque et le tissu en aval n'est plus vascularisé -> les vaisseaux se bouchent sous l'effet de l'accumulation des cellules sanguines

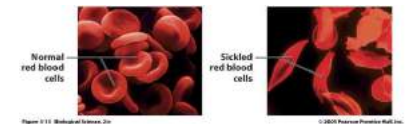


**C/ Description rhéologique du sang en écoulement dans les petits vaisseaux**

<p><b>Artérioles</b></p>	<p>Circulation <b>axiale</b> des GR</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Phénomène d'<b>écrémage</b> au niveau des vaisseaux latéraux (le sang passant dans l'artériole sera essentiellement composé de <u>plasma</u> -&gt; hématocrite + faible)</li> <li>• <b>Diminution</b> locale de l'hématocrite (car les GR sont principalement au milieu du vaisseau et donc ne vont pas dans le petit vaisseau latéral)</li> </ul>	
<p><b>Capillaires</b></p>	<p>Diamètre <math>&lt; 8 \mu\text{m}</math></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <u>Déformation</u> des GR</li> <li>• Intervention de la viscosité <b>intracellulaire</b> (pour circuler dans les vaisseaux dont le diamètre est inférieur à leur taille) -&gt; viscosité intracellulaire définit la viscosité du fluide sanguin</li> </ul>	

**PATHO: Drépanocytose**

- ✓ Maladie génétique: production d'Hémoglobine S anormale (HbS  $\neq$  HbA)
- ✓ L'HbS crystallise sous l'effet de l'hypoxie => **Falciformation** des GR
- ✓ Viscosité intra-cellulaire **augmentée**
- ✓ **Diminution de la déformabilité**
- ✓ **Thromboses capillaires**



**!/\ Causes de thromboses  $\neq$  :**

- Polyglobulie primitive -> Nb trop élevé de GR.
- Drépanocytose -> GR trop rigides, n'arrivent plus à se déformer dans les capillaires.

### Conclusion:

- Sang = **fluide non-newtonien** du fait de sa nature de suspension cellulaire
- Sa viscosité dépend de l'**hématocrite** (augmentée dans la polyglobulie)
- Sa viscosité dépend des conditions d'écoulement
  - Effet de **rhéofluidification** lorsque la vitesse d'écoulement augmente (viscosité diminue)
  - Phénomène de **rouleaux** lorsque la vitesse d'écoulement diminue (viscosité augmente)
- Dans les capillaires, c'est la viscosité **intracellulaire** des GR qui entre en jeu (augmentée dans la drépanocytose)

## III) PARTICULARITÉS LIÉES A L'ANATOMIE

### A/ Anatomie de l'arbre vasculaire

Vidéo 5

#### 1) Rappels anatomiques

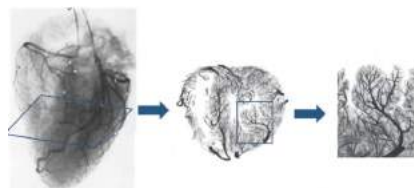
❖ Volume de sang chez l'adulte = **5L**

<b>2 CIRCULATIONS</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>✓ <b>Systémique</b> (haute pression) Coeur &lt;-&gt; Organes VG &lt;-&gt; OD =&gt; irrigation organes périphériques (oxygène + nutriments)</li><li>✓ <b>Pulmonaire</b> (basse pression) Coeur &lt;-&gt; Poumons (-&gt; oxygéner le sang =&gt; Hématose) VD &lt;-&gt; OG</li></ul>	<table border="1"><thead><tr><th></th><th>P Artérielle moy kPa (mmHg)</th><th>% vol total<sup>1</sup></th></tr></thead><tbody><tr><td><b>Systémique</b></td><td>13 (98)</td><td>70</td></tr><tr><td><b>Pulmonaire</b></td><td>2,6 (20)</td><td>20</td></tr></tbody></table> <p><b>La circulation systémique a une pression 5 fois supérieure à la pulmonaire!</b></p> <p><i>La circulation pulmonaire héberge un volume <u>plus faible</u> que la systémique.</i></p>		P Artérielle moy kPa (mmHg)	% vol total <sup>1</sup>	<b>Systémique</b>	13 (98)	70	<b>Pulmonaire</b>	2,6 (20)	20							
	P Artérielle moy kPa (mmHg)	% vol total <sup>1</sup>																
<b>Systémique</b>	13 (98)	70																
<b>Pulmonaire</b>	2,6 (20)	20																
<b>3 SECTEURS</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>✓ <b>Artériel</b></li><li>✓ <b>Capillaire</b></li><li>✓ <b>Veineux</b> (<u>Volume le + important</u>, sert de réserve en cas d'hémorragie)</li></ul>	<table border="1"><thead><tr><th></th><th>Volume</th><th>%</th><th>mL</th></tr></thead><tbody><tr><td>○ Artériel</td><td></td><td>10</td><td>500</td></tr><tr><td>○ Capillaire</td><td></td><td>5</td><td>250</td></tr><tr><td>○ Veineux</td><td></td><td>55</td><td>2750</td></tr></tbody></table> <p>(valeurs pour la circu' systémique)</p> <p>Artères -&gt; Artérioles -&gt; Capillaires -&gt; Veinules -&gt; Veines (départ du coeur) (échanges) (retour au coeur)</p>		Volume	%	mL	○ Artériel		10	500	○ Capillaire		5	250	○ Veineux		55	2750
	Volume	%	mL															
○ Artériel		10	500															
○ Capillaire		5	250															
○ Veineux		55	2750															

## 2) Un système ramifié

Une autre caractéristique anatomique de la circulation est ce système **ramifié**.

↳ ex: artères coronaires -> macroscopiquement, il y a plusieurs artères coronaires ; si on fait une coupe à travers le cœur, on voit que les artères se divisent en artérioles, qui se divisent encore par la suite



On a donc un **réseau de canalisations en parallèle** se ramifiant au fur et à mesure que l'on avance dans l'arbre vasculaire.

Ce réseau de canalisations en parallèle nous permet donc d'utiliser la loi de Poiseuille pour calculer les résistances vasculaires.

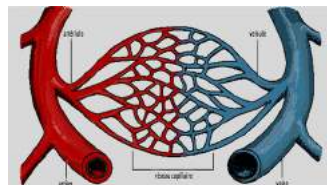
### • Réseau de canalisations en parallèle

Ex: réseau capillaire

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

$$\text{Système en parallèle } \frac{1}{R} = \sum \frac{1}{R_i}$$

La résistance globale  $R \searrow$



**La Résistance globale R diminue au fur et à mesure qu'on avance dans le réseau vasculaire**

- Notion de section individuelle  $s_i$  et de section globale S

**La section globale représente la somme des sections des n vaisseaux situés en parallèle.**

Aorte: section individuelle = section globale

De l'aorte vers les capillaires:

- Les **sections individuelles diminuent** (les vaisseaux étant de + en + petits)
- La **section globale augmente** (puisque le nb de vaisseaux augmente)
- => **échanges++**

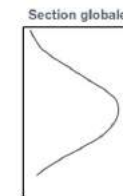
Inversement des capillaires vers la veine cave.

➤ Conséquence de la section globale:

Elle augmente considérablement avec ce système en parallèle -> en faveur des échanges qui se font distalement au niveau des tissus

	Diamètre d [cm]	Section individuelle $s_i = \pi d^2/4$ [cm <sup>2</sup> ]	Nombre n	Section globale $S = n \times s_i$ [cm <sup>2</sup> ]
Aorte	1	0,8	1	0,8
Artères	0,1	0,007854	600	4,7
Artérioles	0,002	0,000003	40000000	125,7
Capillaires	0,0008	0,000001	1200000000	1260,2
Veinules	0,003	0,000007	80000000	565,5
Veines	0,24	0,045239	600	27,1
Veine cave	1,25	1,2	1	1,2

Chez le chien d'après F. Mall



Capillaires: section individuelle très petite mais nombre très élevée -> section globale très importante

## A/ Conséquences sur la dynamique de circulation

### 1) Débit

Le système vasculaire est un **système fermé** => le **débit global Q est constant** dans les différents secteurs (càd qu'il est constant au niveau artériel ou capillaire), mais il varie selon les organes (pendant la digestion, le débit dans le système digestif est + important que celui dans les muscles)

## 2) Vitesse d'écoulement

On rappelle que  $Q = S \times v = \text{cte}$  ( $S$  = section globale)

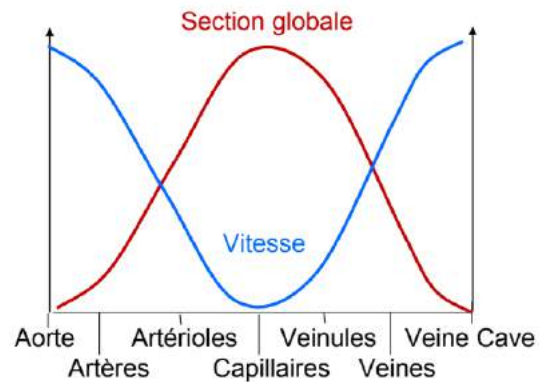
Or, la **section globale varie dans l'organisme** -> donc  **$v$  doit varier** pour compenser afin de garder un **débit constant**.

$$Q = S \times v \quad (S = \text{section globale})$$

$$Q = \text{constant, mais } S \text{ varie}$$

$$\text{Donc } v \text{ varie}$$

$$v = Q/S$$



La **section globale** est **maximale** au niveau des capillaires

La vitesse évolue en **sens inverse** pour maintenir un débit constant: elle est élevée au niveau de l'aorte, elle diminue au niveau des artères et des artérioles et devient minimale au niveau des capillaires, puis réaugmente dans le secteur veineux

Cette architecture favorise la diminution de la vitesse dans les capillaires

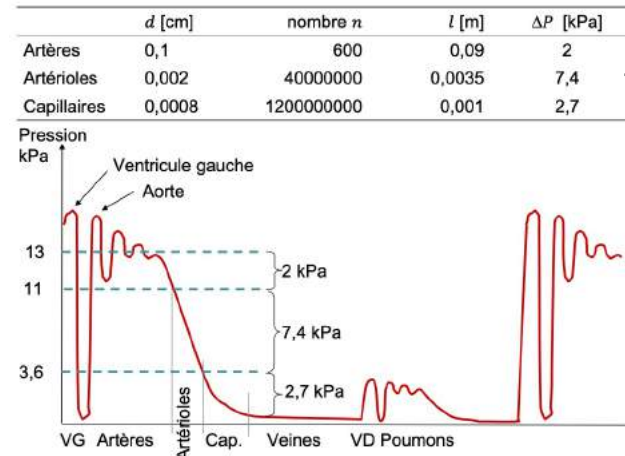
La **vitesse minimale** au niveau des capillaires permet de **maximiser les échanges**

## 3) Conséquences de l'anatomie sur les variations de pression

Les variations de pression sont directement liées aux **caractéristiques anatomiques** du réseau et à l'application de la loi de Poiseuille.

$$\Delta P = Q \frac{8\eta L}{\pi r^4} = Q \times R \quad (R \text{ résistance globale à la circulation})$$

**C'est l'architecture anatomique du réseau qui module la pression**



Ces valeurs nous expliquent les courbes physiologiques que l'on obtient en mesurant, de chute de pression lorsqu'on avance dans le réseau vasculaire

La pression est donc particulièrement **élevée** dans le **VG** (à la sortie du coeur) et dans les **artères** (chute de 2kPa), elle **chute fortement** à partir des **artérioles** (chute de 7,4kPa), puis **chute** au niveau des **capillaires** (2,7 kPa) pour **réaugmenter** un peu au niveau de la **circulation pulmonaire** (tout de même 5 fois inf.)

Cette architecture/anatomie module les variations de pression, et celles-ci sont accessibles en appliquant la loi de Poiseuille