

## **Biophysique de la circulation TTR cours 1 :**

### **Sommaire :**

#### **Introduction à la biophysique circulatoire**

##### 1/ Statique d'un fluide

- A) Types de pression
- B) principes et lois de Pascal

##### 2/ Dynamique d'un fluide

- A) Principe de continuité du débit
- B) Equation de Bernoulli
- C) Mesure de pression dans un conduit
- D) cas particulier d'un écoulement horizontal

##### 3/ Dynamique d'un fluide réel

- A) Perte de charge
- B) Viscosité
- C) Nombre de Reynolds et régime d'écoulement
- D) Loi de Poiseuille

# 0/ Intro :

**Fluide** : milieu matériel déformable sans forme propre et qui s'écoule.

On a  $E_c$  = Energie cinétique et  $E_l$  = énergie de liaison

On parle de 2 milieux : - Milieu gazeux :  $E_c \gg E_l$   
- Milieu liquide :  $E_c \approx E_l$

On parle de 2 fluides : - Idéal (parfait) = **pas de frottement**  
- Réel = frottement ( viscosité )

# 1/ Statique d'un fluide

La statique des fluides concerne les fluides immobiles caractérisés par une pression ++

Ici, on ne se soucie pas de savoir si le fluide est idéal ou réel car il n'y a jamais de frottements.

- Pression : poids de la colonne de fluide qui s'appuie contre cette paroi.

-Formule :  $[P] = [F]/[S] = [E]/[V]$

-Unité (S.I) : Pascal

## A) 2 types de pressions :

**La pression relative :** effet de la colonne de liquide, Différence de pression :  $\Delta P = \rho gh$  (avec  $\rho$  la masse volumique,  $g$  l'intensité de la pesanteur et  $h$  la hauteur de la colonne de liquide – attention à bien tout mettre dans les mêmes unités, donc souvent  $\rho$  en  $\text{kg.m}^{-3}$ ,  $g$  en  $\text{m.s}^{-2}$  et  $h$  en  $\text{m}$ )

**La pression absolue :** liée à la pression de l'ensemble des fluides qui appuient sur cette paroi (colonne atmosphérique + colonne de liquide), donc  $P_{\text{absolue}} = P_{\text{atm}} + \Delta P$

Il y a aussi la **pression atmosphérique** (PA) : poids de la colonne d'air atmosphérique, l'air étant un fluide. Elle vaut 1013 hPa ++ et elle diminue de moitié quand on atteint les 5000m d'altitude++.

### Aparté sur la pression :

La pression est une **force par unité de surface**, mais aussi une **énergie par unité de volume** (énergie des particules qui constituent le fluide). Cette dernière est liée à l'agitation thermique des molécules qui vont constituer cette pression.

Donc on a  $[P] = [F]/[S] = [E]/[V]$

L'unité de Pression du SI (Système International) est le Pascal :  $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$

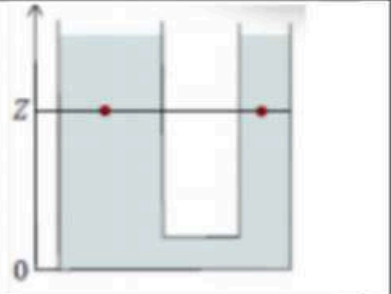
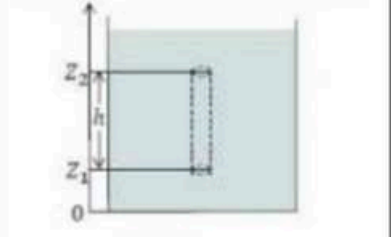
Cependant le Pascal est une unité faible donc on a souvent recours à des multiples comme l'héctoPascal (hPa) ; Exemple la pression atmo = 1013 hPa

On peut aussi utiliser le bar :  **$1 \text{ bar} = 10^5 \text{ Pa}$**

## B) Principes et lois de Pascal

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

### 3 lois :

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

Ainsi : - Dans la **statique des fluides**, le paramètre essentiel est la **pression**  
 - Cette pression est liée au poids de la colonne de fluide et est **indépendante** de l'orientation du capteur.

## 2/ dynamique d'un fluide idéal

**Débit :** volume de fluide qui traverse une section  $S$  par unité de temps.

On a donc le débit  $Q = V/dt$  ( $V$  est le volume,  $dt$  le temps), en  $m^3/s$  Il y a une **relation entre le débit et la vitesse d'écoulement** :

En tout point d'une canalisation le débit sera égal à :

$$Q = S.v = \text{Section} * \text{vitesse}$$

Le tutorat est gratuit, toute vente ou reproduction est interdite.

## A) Principe de continuité du débit

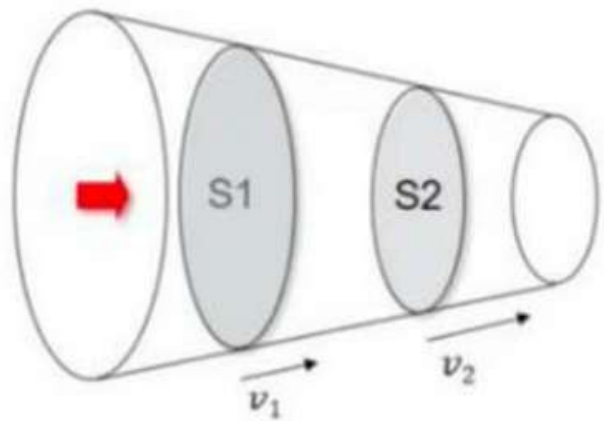
Ce principe n'est valable que si l'on part de ces **hypothèses** :

- *Incompressibilité* →  $\rho$  constante
- *Régime stationnaire* → la vitesse en 1 point est constante (elle ne change pas dans le temps)
- La section est variable

Dans cette situation, il y a une conservation de la masse qui, ajoutée à la condition d'incompressibilité, fait que le **débit va être constant en tout point de cette canalisation.**

Dans ce cas on a :

- $Q_1 = Q_2 = Q$
  - $S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2 = \text{Cste} = Q$
- (Avec  $S = \text{Aire} = \pi \times R^2$ )



Plus la section est faible, plus la vitesse du fluide est élevée et inversement afin de maintenir le débit constant :

$$Q = S \cdot v = \text{cste} \text{ donc si } S \nearrow \text{ alors } v \searrow \text{ et si } S \searrow \text{ alors } v \nearrow$$

## B) Equation de Bernoulli

L'équation de Bernoulli permet de modéliser l'écoulement d'un **fluide idéal**.

Comme avec le principe de continuité du débit, on part là aussi d'hypothèses :

- **Incompressibilité** →  $\rho$  constante
- **Fluide idéal/parfait** → pas de frottement, la viscosité est nulle, pas de gêne à l'écoulement de ce fluide.

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

- E1 de pesanteur (liée à la hauteur) =  $pgh$
- E2 cinétique (liée à la vitesse) =  $\frac{1}{2}mv^2$
- E3 de pression statique =  $P.V$

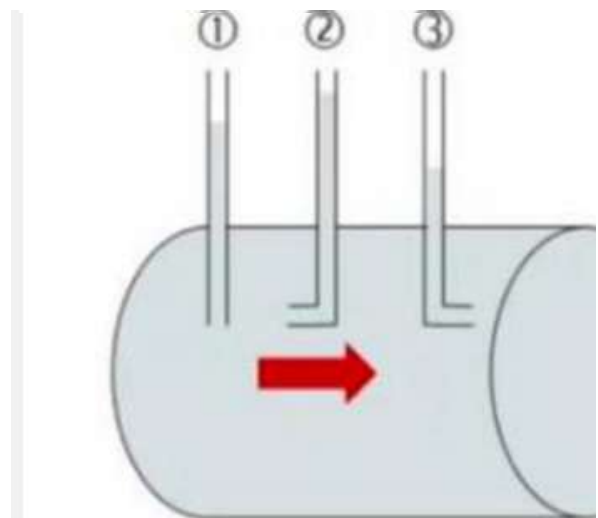
*Celles-ci nous donnant l'équation de Bernoulli :*

$$E_t = E_1 + E_2 + E_3 = mgh + \frac{1}{2}mv^2 + P.V = \text{cste}$$

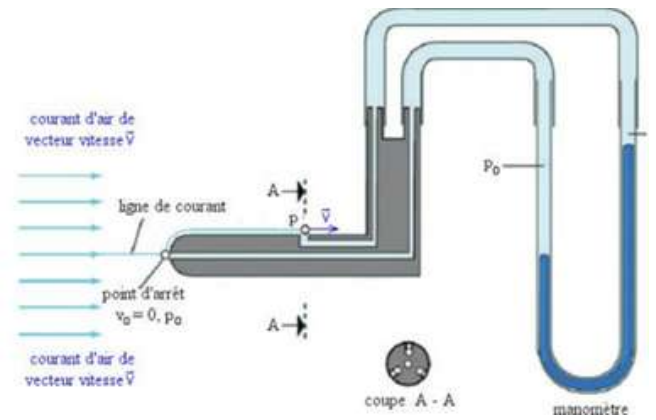
## C) Mesure de pression dans un conduit

On peut mesurer des pressions grâce à **un capteur**. Cependant, à la différence des conditions statiques vues dans la première partie, **l'orientation du capteur importe** sur le résultat de la mesure.

- 1. Capteur **parallèle** au courant →  
Pression **latérale ou statique** :  $P$
- 2. Capteur **face** au courant →  
**Pression « terminale »** :  $P_T = P + \frac{1}{2}\rho v^2$
- 3. Capteur **dos** au courant →  
**Pression « d'aval »** :  $P_A = P - \frac{1}{2}\rho v^2$



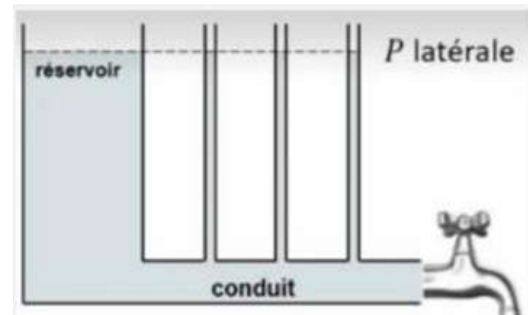
Ce phénomène est mis à profit dans le système du **tube de Pitot** utilisé en aéronautique.



## D) Cas particulier d'un écoulement horizontal

### En condition statique:

Le liquide **ne s'écoule pas** et les **lois Pascal s'appliquent** : la pression est la même en tout point de même profondeur/altitude.



**La pression latérale est toujours la même !**

### En condition d'écoulement

- Le conduit est horizontal donc la **pression de pesanteur ne change pas** ( $\rho gh = \text{cste}$ )

- Donc l'équation de Bernoulli devient :

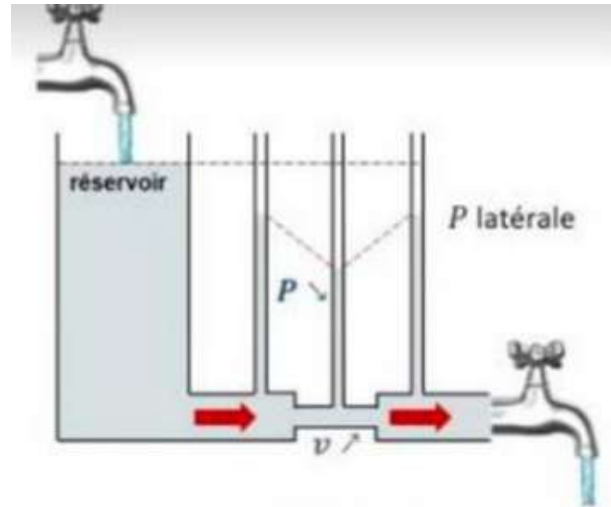
$$P_t = \frac{1}{2} \rho v^2 + P = \text{cste}$$

- Donc la pression totale se répartit entre la pression cinétique et la pression latérale, d'où :

$P = \text{cste} - \frac{1}{2} \rho v^2 \Rightarrow$  La P latérale va être diminuée par rapport à la situation statique puisqu'une partie de la pression est prise par la pression cinétique.

EFFET DE VARIATION DE SECTION :

Effet venturi : Si la section diminue conformément à la continuité du débit ( $Q = Sv$ ), la vitesse augmente. Ainsi, la pression cinétique augmente ( $\frac{1}{2}\rho v^2$ ) donc la pression latérale diminue.

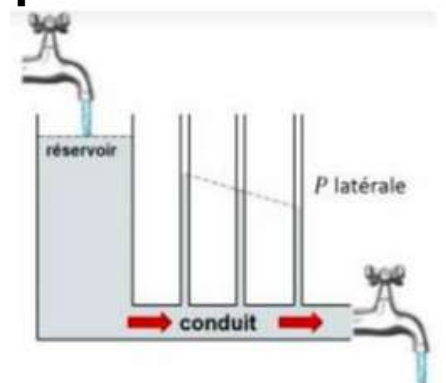
3/ dynamique d'un fluide réelA) La perte de charge:

La **perte de charge** est liée à la viscosité, qui correspond aux **frottements** des molécules du fluide entre elles lorsque ce fluide est en écoulement.

Ces frottements consomment de l'**énergie** qui se dissipe sous forme de **chaleur**. Ainsi, l'équation de Bernoulli **n'est plus vérifiée** :

$$E_t = E_1 + E_2 + E_3 = mgh + \frac{1}{2}mv^2 + PV \neq \text{cste}$$

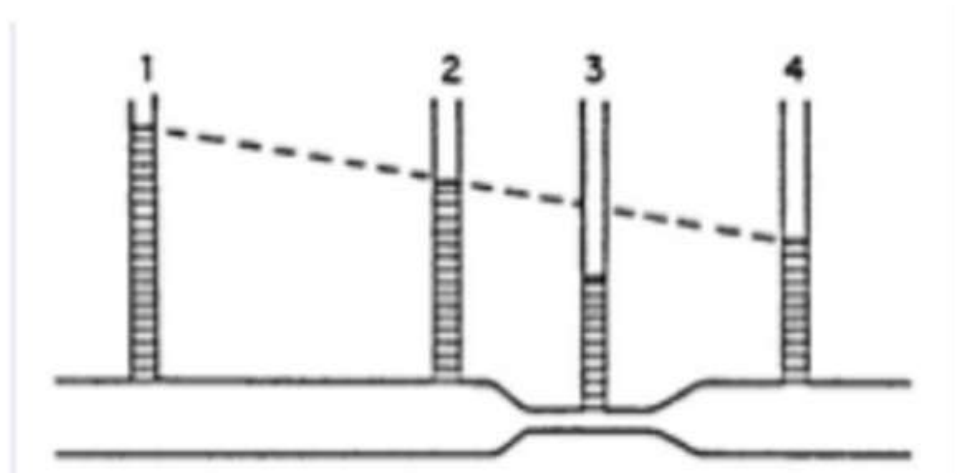
$$P_t = \rho gh + \frac{1}{2}\rho v^2 + P \neq \text{cste}$$





Dans le cas d'un liquide **réel**, il y a une perte de l'énergie utilisable lors de l'écoulement, c'est-à-dire une « **perte de charge** », liée à la dissipation d'énergie en chaleur du fait de la **viscosité** du liquide.

Dans le cas de **l'effet Venturi** avec un fluide **réel** on retrouve ceci :



## B) Viscosité

Cette **viscosité** est à l'origine de ce comportement **particulier d'un fluide réel** et de cette perte de charge.

La force de frottement que chacune exerce sur l'autre est donnée par Newton :  $F = \eta S \, dv / dx$

On distingue 2 catégories de fluides :

- Newtonien (ex : eau) :  $\eta$  est une cste caractéristique qui varie seulement avec T. Si  $T \nearrow$  alors  $\eta \searrow$
- Non-newtonien (ex sang) :  $\eta$  varie avec T et  $dv/dx$  (qu'on appelle aussi taux de cisaillement)

La viscosité n'a théoriquement **plus de sens pour un liquide non newtonien**. On utilise donc une **viscosité apparente**.

## 2 régimes d'écoulement d'un fluide réel:

Il faut savoir que :

- Fluide **idéal** : toutes les molécules se déplacent **à la même vitesse**
- Fluide **réel** : la viscosité fait que les molécules se déplacent **à des vitesses différentes** en fonction des frottements qu'elles vont subir (interactions entre elles et avec la paroi).

<p><b>Écoulement laminaire</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>v faible</b></li> <li>• <math>\eta \rightarrow</math> facteur cohérence</li> <li>• Ligne parallèle</li> <li>• v max au centre</li> <li>• Fine couche immobile</li> <li>• <b>Profil parabolique des vitesses</b></li> </ul>	  <p>Image IRM des vitesses de la croisse aortique en couleur</p> <p>Répartition parabolique des vitesses</p>
<p><b>Écoulement turbulent</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>v moyenne ou élevée</b></li> <li>• <math>\eta \rightarrow</math> facteur cohérence</li> <li>• désordonnée</li> <li>• Trajectoire tourbillonnent</li> <li>• <b>Pas de distribution systématisée des vitesses</b></li> </ul>	  <p>Plus de répartition parabolique des vitesses <math>\rightarrow</math> témoigne d'un flux turbulent dans cette aorte</p>

## C) Nombre de Reynolds et régime d'écoulement

**4 paramètres interviennent simultanément pour conditionner le régime d'écoulement :**

1/ La **vitesse** moyenne d'écoulement  $v$

2/ Le **diamètre**  $d$  du conduit

3/ La **masse volumique**  $\rho$

4/ La **viscosité**  $\eta$

Si ils **augmentent** on tend vers la **turbulence**

Si elle **diminue** on tend vers la **turbulence**

C'est le **nombre de Reynolds** qui permet de créer la **frontière** entre un **écoulement laminaire** et un **écoulement turbulent**.

Il utilise les **4 éléments** vu juste au dessus :

$$Re = \frac{\rho dv}{\eta}$$

C'est un nombre empirique **sans unité**, qui sert à définir le seuil entre les régimes d'écoulement laminaire et turbulent, en donnant seulement des ordres de grandeur

Ainsi :

- 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**.

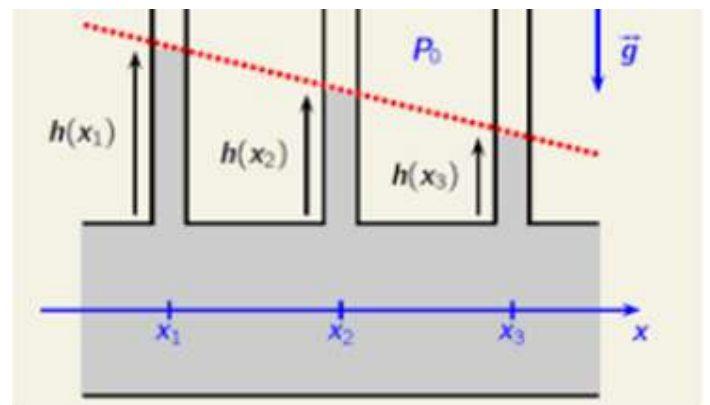
## D) Loi de poiseuille

La loi de **Poiseuille** concerne les fluides **réels en écoulement laminaire seulement**.

On voit donc que **P diminue** le long du conduit, ce qui traduit la **perte d'énergie sous forme de chaleur liée à la viscosité**.

Cette perte de pression latérale nous est donnée par la **loi de Poiseuille** :

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



Avec  $n$  = nombre de capillaires,  $L$  = longueur,  $r$  = rayon,  $\eta$  = viscosité,  $Q$  = débit

C'est le moment de faire une petite pause ! Bravo à vous, vous avez fini le premier cours de biophy circu (quasi entier) !! Pour les plus téméraires on attaque directement avec le cours 2 juste en dessous

Le tutorat est gratuit, toute vente ou reproduction est interdite.

## **Biophysique de la circulation TTR cours 2 :**

### **Sommaire :**

#### **1/ Particularités liées au sang**

- A) La rhéologie
- B) Hématocrite et pathologies
- C) Ecoulement du sang dans les petits vaisseaux

#### **2/ Particularités liées à l'anatomie**

- A) Petit point anatomie
- B) Les vaisseaux : un système ramifié
- C) Conséquences sur le débit

#### **3/ Constitution des parois des vaisseaux et comportement des vaisseaux élastiques**

- A) Types de fibres et de forces
- B) Loi de LAPLACE
- C) Loi de HOOK
- D) Courbes importantes

#### **4/ Comportement des vaisseaux musculo-élastiques**

- A) Courbes caractéristiques tension-rayon des vaisseaux musculo-élastiques

# 1/ Particularités liées au sang.

Le Sang= **n'est PAS une solution vraie** mais suspension de cellules dans le plasma.

**Le Plasma** (si sédimentation avec anticoag) = Sérum + macromolécules  
=> Fluide NEWTONIEN

**Le Sérum** (solution micromoléculaire vraie, sans anticoag)

**Cellules Sanguines (dont GR)** => fluide NON NEWTONIEN

Dans son ensemble, le sang est considéré comme un fluide non-newtonien.

## A) La rhéologie

**La rhéologie c'est l'étude des déformations de la matière en écoulement.**

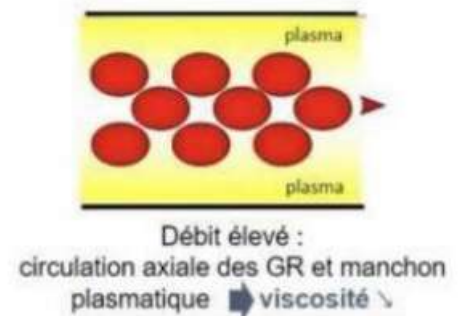
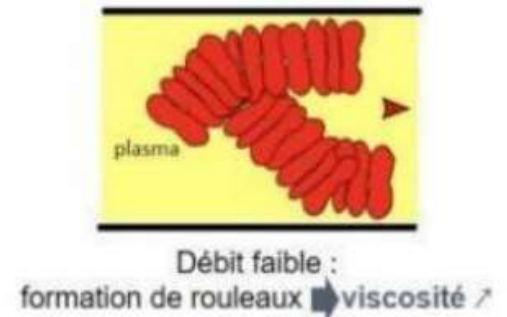
La **viscosité** du sang va être liée aux interactions **intercellulaires**. Il va falloir rompre ces interactions pour mobiliser les cellules entre elles et faciliter l'écoulement du sang.

Ainsi, le sang a un comportement rhéologique assez complexe qui est non-newtonien.

Le phénomène le plus important est la **rhéofluidification** : c'est lorsque  $dv/dx$  augmente c'est-à-dire que le taux de cisaillement augmente et que globalement la vitesse d'écoulement augmente

Avec ce phénomène on a 2 cas de figure :

- Si débit faible : les **globules rouges s'accumulent en rouleaux** ==> **viscosité augmente**
- Si débit élevé ==> **RHEOFLUIDIFICATION** diminue la **viscosité**.



**Rhéofluidification** : Effet qui consiste à diminuer la viscosité lorsque la vitesse d'écoulement augmente.

## B) Hématocrite et pathologies

$$\text{Hématocrite} = \frac{\text{Volume des cellules}}{\text{Volume total (= cellules + plasma)}}$$

**Un hématocrite normal = 45%**

Si hématocrite augmente alors la viscosité augmente.

**Application physiopathologique :**

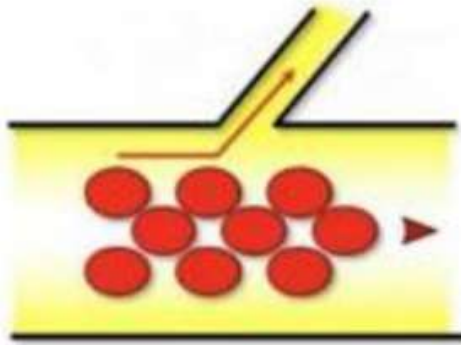
En pathologie **des gros vaisseaux**, on a la **polyglobulie primitive** (= maladie de Vaquez), se caractérisant par une surproduction de GR.



## C) Ecoulement du sang dans les petits vaisseaux

- Dans les artérioles :

Si on considère des artérioles qui sont branchées sur le bord d'une artère plus importante, le phénomène de **circulation axiale** fait que le sang qui va passer dans ces artérioles va produire un **écrémage** : dans cette artériole va passer un sang composé essentiellement de **plasma** . Le sang qui va aller dans ces artérioles collatérales aura un hémocrite plus faible *car il aura en proportion plus de plasma et moins de cellules*.



- Dans les capillaires

Le diamètre va être **inférieur** au diamètre du **globule rouge**. Les globules rouges vont se déformer dans les capillaires pour avancer avec le flux sanguin. A ce moment, c'est la **viscosité intracellulaire du globule rouge qui va définir la viscosité du fluide sanguin**.



Une pathologie des **petits vaisseaux** bien connue est la **Drépanocytose** Une maladie génétique produisant une hémoglobine anormale.



## 2/ Particularités liées à l'anatomie

### A) Petit point anatomie

Dans le corps, il y a 2 circulations : **pulmonaire** et **systemique** (avec la pression systémique 5 fois plus forte que la pulmonaire)

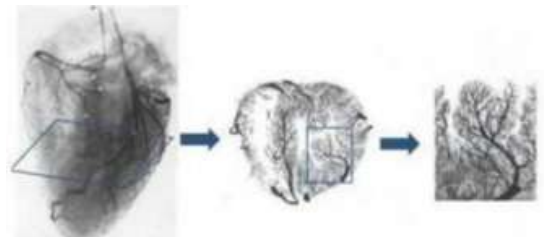
Il y a aussi 3 secteurs :

• Trois secteurs (valeurs pour la circulation systémique)		
	Volume	%
✓ Artériel	10	500
✓ Capillaire	5	250
✓ Veineux	55	2750

### B) Les vaisseaux : un système ramifié

Cette **ramification** se fait selon un **système parallèle** (qui permet de diminuer les résistances).

Exemple : **les artères du cœur** (les coronaires)



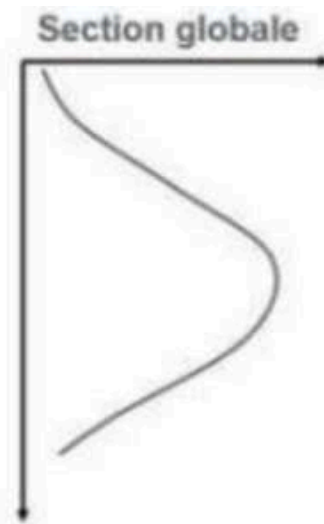
D'autre part, il faut considérer la notion de **section individuelle** et de **section globale**. Si on prend l'aorte par exemple, il n'y a pas d'ambiguïté car la **section individuelle est égale à la section globale S** car elle est toute seule.

En revanche pour les capillaires la **section individuelle** sera **beaucoup plus petite** que la section globale. En effet pour avoir la section globale on va **multiplier la section individuelle d'un capillaire par le nombre de capillaires** (et il y en a beaucoup).



	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	603,2
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

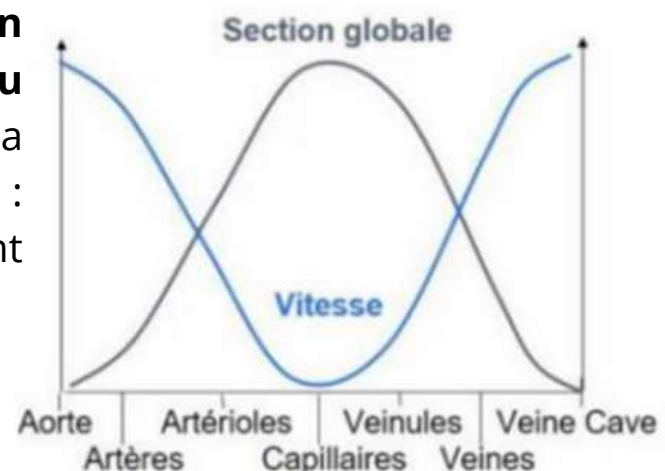


## C) Conséquence sur le débit

Pour le **débit** : **le débit global est constant par secteur** (et non par organe) par exemple, le débit du secteur capillaire est le même que le débit du secteur artériel.

Concernant les **vitesse d'écoulement**, on se souvient de la formule  $Q = S \times v$  (avec  $S$  la section globale et  $v$  la vitesse). On a vu que **le débit était constant et que la section globale variait donc la vitesse varie**.

On peut voir sur le schéma **que la section globale augmente pour être maximale au niveau des capillaires** et pour satisfaire la relation  $Q = S \times v$ , la vitesse diminue en miroir : elle est élevée au niveau de l'aorte, s et devient minimale au niveau des capillaires.



Cette architecture favorise la diminution de la vitesse au niveau du secteur capillaire ce qui est un facteur favorisant les échanges métaboliques

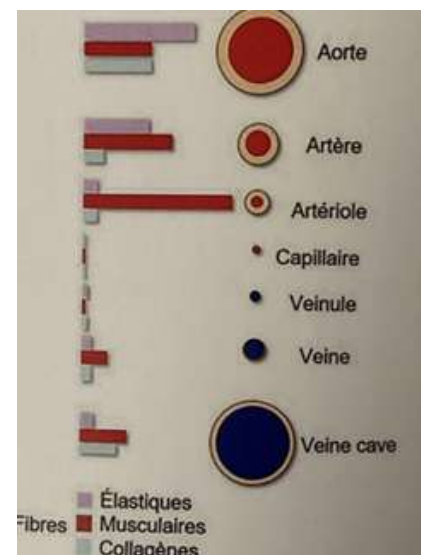
# 3/ Constitution des parois des vaisseaux et comportement des vaisseaux élastiques

## A) types de fibres et de forces

On a 3 types de fibres dans les vaisseaux élastiques :

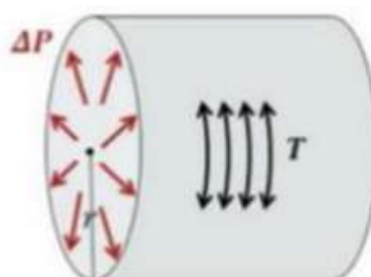
- Les fibres élastiques
- Les fibres de collagène
- Les fibres musculaires

Les fibres élastiques sont par définition élastiques, les fibres de collagène le sont peu, et pour les fibres musculaires, l'élasticité dépend du tonus musculaire. Tous les vaisseaux contiennent des fibres élastiques et des fibres collagènes et ce qui varie le plus sont les fibres musculaires.



On a 2 types de forces :

- D'une part le **gradient de pression** c'est-à-dire la surpression à l'intérieur du vaisseau par rapport à l'extérieur qu'on note  $\Delta P$  qui a tendance à augmenter le rayon du vaisseau
- D'autre part la **tension des parois** de ce vaisseau qui a tendance à diminuer ce rayon.

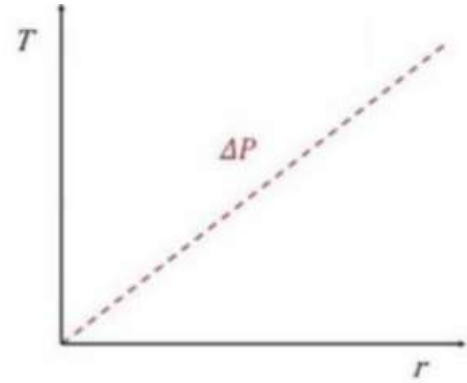


## B) Loi de Laplace

Relation **TENSION / PRESSION**

Lorsque la pression sanguine devient supérieure à la pression extérieure ( $\Delta P = P_{int} - P_{ext} > 0$ ), on a :

- Tendance à la **dilatation** du vaisseau (**r augmente**)
- La tension de la paroi qui **augmente** jusqu'à **équilibrer** la surpression  $\Delta P$



Pour un cylindre (modèle de vaisseau), la **loi de LAPLACE** nous donne :

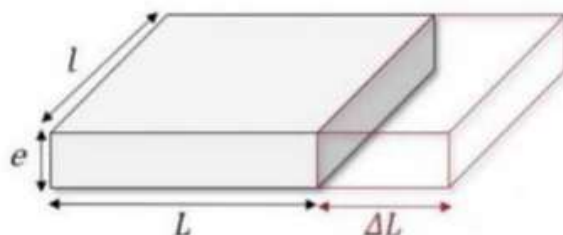
$$\Delta P = \frac{T}{r} \rightarrow T = \Delta P * r$$

Il y a donc une relation **linéaire** entre tension et rayon.

## C) Loi de HOOK

Relation **TENSION / ELASTICITE**

**L'élasticité** est la relation entre l'allongement d'un corps élastique et la force qui s'oppose à cet allongement.



Cette force est donné par la loi de **Hook** :

$$F = \gamma S \frac{\Delta L}{L}$$

$\gamma$  = module d'élasticité de Young

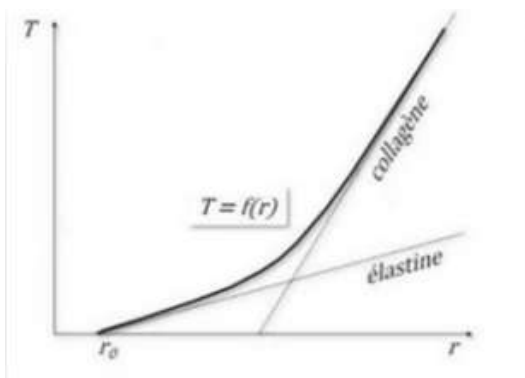
$S$  = surface de la section (produit de l'épaisseur  $e$

$\Delta L/L$  = allongement par la largeur  $l$ )

## D) Courbes importante

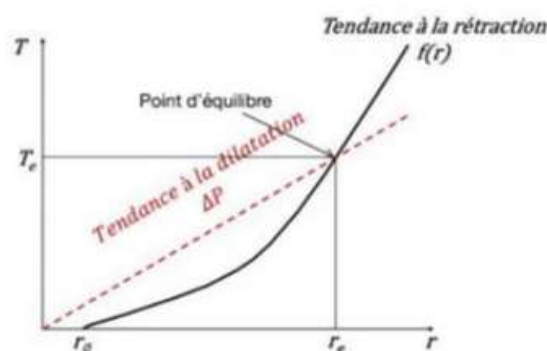
Les parois des vaisseaux élastiques ont une certaine élasticité constituée d'au moins **deux éléments élastiques** : **les fibres d'élastine** ainsi que **les fibres de collagène**. Ainsi, le système d'élasticité est dit **composite** :

La **loi de Hooke** doit donc s'appliquer à une combinaison des deux élastances



Ceci est illustré par **la courbe caractéristique du vaisseau qui va tracer la tension  $T$  en fonction du rayon  $r$**  et qui va décrire l'évolution de cette relation en fonction de la proportion de ces deux types de composants élastiques

On voit qu'au départ, c'est **l'élastine** essentiellement qui permet l'augmentation de tension et de rayon, puis intervient principalement le **collagène** qui va résister d'avantage



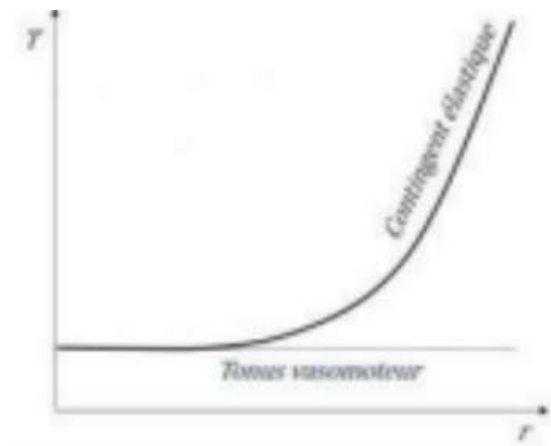
**Rayon d'équilibre** : résultat de la courbe caractéristique + de  $\Delta P$  la différence de pression (**Hook** + **Laplace**).

Une fois le point d'équilibre est trouvé, on a le rayon d'équilibre.

## 4. Comportement des vaisseaux musculo-élastiques

### A) Courbes caractéristiques tension-rayon des vaisseaux musculo-élastiques

Les vaisseaux musculo-élastiques ont une paroi riche en **cellules musculaires**. Ces cellules musculaires permettent d'appliquer à cette paroi vasculaire un **tonus vasomoteur sympathique**.



Ici la tension est indépendante du rayon et des propriétés élastiques du vaisseau

Ce tonus vasomoteur permet une régulation vasomotrice.

Et maintenant enfin, ENFIN mes premières dédis :

Dédis évidemment en premier à Maxime le meilleur des pharmaciens et Emma qui va tout déchirer cette année

Dédis à tous mes nouveaux potes que je me suis fait en première année Julien, Axel, Anto, Matisse, Tom, et j'en passe

Dédis à mes co-tuts qui ont fait le choix de la meilleure matière en toute objectivité

Dédis à mes parrains en particulier Hugo

Dédis à moi d'être passé en en deuxième année avec une big gastro et 39 de fièvre le jour de l'examen

Le tutorat est gratuit, toute vente ou reproduction est interdite.