

# BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

## I- LES FLUIDES

### 1) Les différents fluides

**Milieux matériels facilement déformables** (capable de s'écouler) définis par :

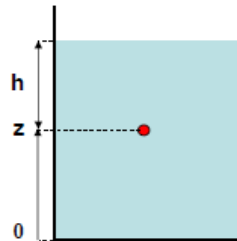
- ✓ Des caractéristiques liées à leur déplacement :
  - **Statiques** (caractérisés par une pression)
  - **Dynamiques** (par un débit)
- ✓ Des caractéristiques liées à leur nature :
  - **Idéal** : pas de forces de frottement, viscosité  $\eta$  nulle
  - **Réel** : possédant une viscosité, apparition des forces de frottement
    - **Newtonien** : viscosité constante à T° donnée
    - **Non Newtonien** : viscosité varie à T° donnée

Pour caractériser les liquides non Newtoniens, on utilise une **viscosité apparente** : c'est la viscosité qu'aurait ce liquide s'il était Newtonien, dans les conditions de circulation données.

### 2) Fluide statique

Pression : force capable de provoquer une déformation.

En un point fixe : la **pression statique** est définie comme le **poids de la colonne de fluide** qui s'applique sur lui.



#### Les unités de la pression

Elle s'exprime normalement en **Pa = N.m<sup>-2</sup>**

	EAU	MERCURE
Pression mesurée	Veineuse	Artérielle
Equivalent en pression	<b>1cmH<sub>2</sub>O = 100 Pa</b>	<b>1mmHg = 133 Pa</b>

#### Lois de Pascal

$$\Delta P + \rho g z = \text{constante}$$

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

$\rho$  : masse volumique (kg.m<sup>-3</sup>)

$g$  : accélération de la pesanteur  $\approx 10 \text{ m.s}^{-2}$

$h$  : hauteur du liquide au-dessus (m)

$\Delta P$  (Newtons.m<sup>-2</sup>) (SI)

$z$  hauteur du liquide en dessous du point (m)

La différence de pression entre deux points d'un liquide est  $\Delta P = -\rho g \Delta z$

### 3) Fluide idéal en mouvement

Caractérisé par un **débit Q** = volume de fluide qui traverse une **section S** par **unité de temps**. Il peut également être exprimé en fonction de la **section S** et de la **vitesse v**.

$$Q = \frac{V}{\Delta t} = S \cdot v$$

#### Principe de continuité du débit

Pour un **fluide incompressible** ( $\rho$  cst) qui circule en **régime stationnaire** ( $v$  cst en un point donné),  $Q$  sera constant sur toute la longueur du conduit.

$$S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2 = Q = \text{cste}$$

Si la section  $\searrow$ , la vitesse d'écoulement du fluide  $\nearrow$  pour maintenir le débit.

#### Equation de Bernoulli

L'énergie qui permet l'écoulement d'un fluide idéal reste **constante**.

La charge  $E$  du fluide est constante.

On décompose cette charge en :

⇒ Pression de **pesanteur**  $\rho g h$  (dépendant de la masse et de la hauteur)

⇒ Pression **cinétique**  $\frac{1}{2} \rho v^2$  (dépendant de la vitesse)

⇒ **Pression statique**

$$E = \rho g h + \frac{1}{2} \rho v^2 + P = \text{cst}$$

Lorsque la section diminue, on a vu que la vitesse augmentait.



Prenons  $h$  constante, donc une pression de pesanteur constante : si  $v$  augmente, la pression cinétique augmente et la pression statique diminue : c'est **l'effet Venturi**.

NB : si la section augmente, la vitesse d'écoulement diminue et la pression statique augmente, mais ça ne s'appelle plus l'effet venturi.

#### 4) Fluide réel en mouvement

**L'équation de Bernoulli n'est plus vérifiée** car une partie de l'énergie est **perdue** sous forme de **chaleur** à cause des frottements induits par la **viscosité** du liquide.

#### Les deux modes d'écoulement d'un liquide visqueux :

Écoulement LAMINAIRE	Écoulement TURBULENT
= le débit est <b>faible</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>Profil parabolique des vitesses</li> <li>la vitesse est <b>maximale au centre</b></li> <li>Les molécules des bords sont immobiles</li> <li>les lignes de courant sont <b>parallèles</b></li> </ul> 	= le débit est <b>élevé</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>les molécules <b>tourbillonnent</b> à des vitesses différentes</li> <li>les lignes se <b>croisent</b></li> </ul> 

Le **nombre de Reynolds  $R$**  permet de déterminer si le liquide est en écoulement laminaire ou turbulent :

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

$R < 2000 \rightarrow$  Écoulement TOUJOURS **laminaire**

$R > 10\,000 \rightarrow$  Écoulement TOUJOURS **turbulent**

#### Écoulement laminaire d'un fluide réel

La **LOI DE POISEUILLE** permet de calculer la **variation de pression** entre 2 points d'un conduit horizontal pour un **fluide en écoulement laminaire** :

$\Delta P = Q \cdot R$  avec  $R$  la résistance à l'écoulement.

Dans le corps humain :

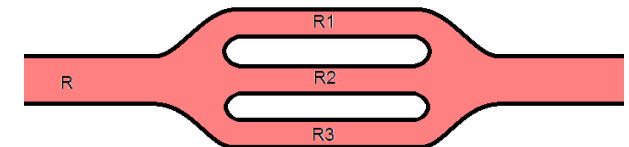
Il y a perte de pression de part et d'autre d'un système constitué de milliers de **conduits en parallèle** (les capillaires)  $\rightarrow$  il faut prendre en compte les **résistances de chaque conduit** pour calculer la **résistance totale** ( $R_t$ ).

Calcul de la résistance totale d'un système de conduits en parallèle (ici 3 conduits) :

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

Puisque  $R_1 = R_2 = R_3$  alors

$$R_t = \frac{R_1}{3}$$



#### II- PARTICULARITES LIEES AU SANG

✓ **Sang** = **suspension de  $\phi$  dans une solution macromoléculaire** (= le plasma)  $\rightarrow$  **fluide non newtonien** (car présence de globules rouges)

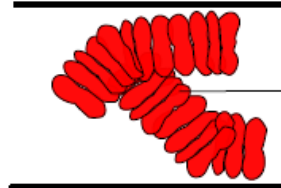
Il peut être en écoulement laminaire ou en écoulement turbulent.

✓ **Plasma** = **fluide newtonien** = Sérum + certaines protéines  
C'est la phase liquide du sang non coagulé.

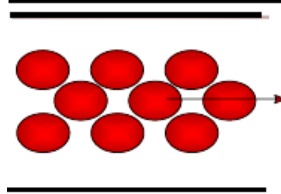
✓ **Hématocrite** =  $\frac{\text{volume de GR}}{\text{volume total}} = 0,45$ . Il est mesuré sur un tube non coagulé.

## 1) Dans de GROS vaisseaux

- Débit faible → formation de **rouleaux**, ce qui entraîne une **agrégation des GR** et une **augmentation de la viscosité**.



- Débit élevé → **circulation axiale** ce qui entraîne une **diminution de la viscosité**. On appelle cela la **rhéofluidification**.

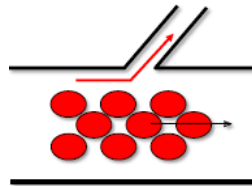


Viscosité apparente du sang =  $4 \cdot 10^{-3}$  Pa.s. La viscosité du sang est liée aux interactions inter- $\zeta^R$

Si l'hématocrite est faible, la viscosité diminue.

## 2) Dans de PETITS vaisseaux

- Circulation **axiale** avec **phénomène d'écroulement** au niveau des vsx latéraux : diminution locale de l'hématocrite.



- Dans les capillaires  $< 8\mu m$  → **déformation** des GR.  
⇒ la **viscosité intra-cellulaire** intervient alors.

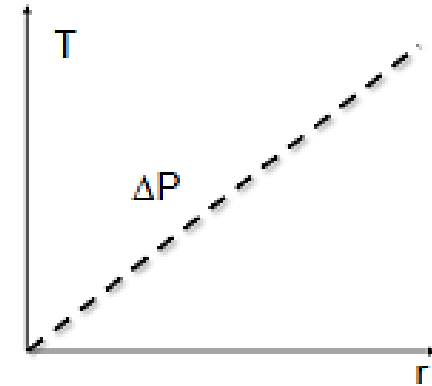


## 1) Phénomènes s'appliquant aux parois vasculaires

### Loi de Laplace : relation tension-rayon

Le **gradient transmural de pression** tend à dilater le vaisseau.

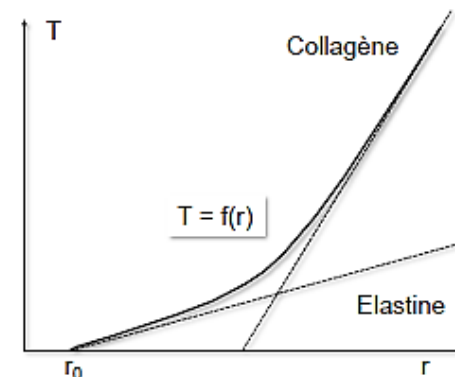
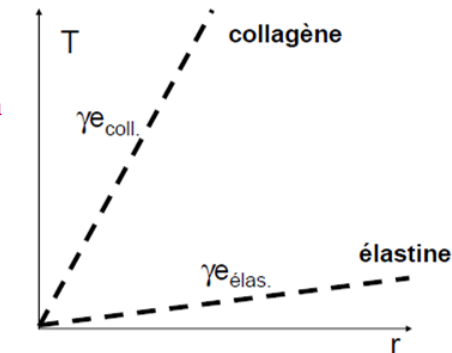
Pour chaque rayon possible du vaisseau, la paroi se tend jusqu'à atteindre une tension qui équilibre le rayon.  $T = \Delta P * r$   
Plus le rayon du vaisseau augmente, et plus la tension nécessaire pour équilibrer  $\Delta P$  augmente.



### Loi de Hooke : relation tension-élasticité

Les **propriétés élastiques des parois** tendent à contracter le vaisseau.

Individuellement, les fibres obéissent à la loi de Hooke :  $T = \gamma e \frac{\Delta L}{L}$



Pour un vaisseau pris dans son ensemble, la loi de Hooke donne une **relation caractéristique du vaisseau**.

- 1- Les **fibres d'élastine** sont les premières à être mobilisées.
- 2- Puis les **fibres de collagène d'élastance supérieure** prennent le relai. ( $Rq$  : élastance = résistance à l'étirement)

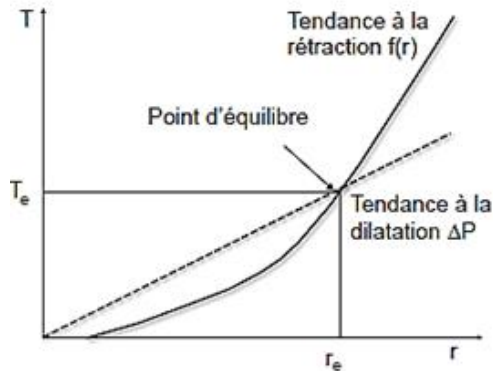
## III- PARTICULARITES LIEES AUX PAROIS VASCULAIRES

Elles sont toutes composées de fibres élastiques, musculaires et de collagène, mais dans des **proportions différentes** : caractéristiques différentes.

## 2) Diagramme tension-rayon

L'aspect du diagramme va varier en fonction de la quantité des fibres de collagène, élastiques ou musculaires dans les parois des vaisseaux.

✚ **Vaisseaux à parois élastiques** → composés de **collagène et élastine**

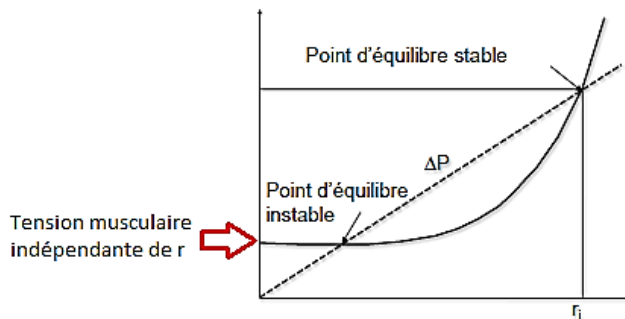


Le gradient transmural de pression est représenté par la courbe  $\Delta P$  qui répond à la **loi de Laplace**.

Les propriétés élastiques des parois sont représentées par la courbe  $f(r)$  qui répond à la **loi de Hooke**

La **force élastique et la tension s'opposent** et, pour les vaisseaux élastiques, donnent **un seul point d'équilibre**.

✚ **Vaisseaux à parois musculo-élastiques**



Existence d'une tension musculaire permanente et indépendante du rayon = **tonus vasomoteur** qui permet une régulation du rayon des vaisseaux.

Conséquence : On a **2 points d'équilibre : un stable et un instable**.

## IV- MESURE DE LA PRESSION ARTERIELLE

⇒ **Mesure de la pression en fonction de la position**

On prend la pression au niveau du **cœur** → **13 kPa**

On mesure la **distance (x)** entre le cœur et l'endroit où l'on veut connaître la pression

Application de la formule :  **$PA(x) = PA(\text{cœur}) - \Delta P = PA(\text{cœur}) - \rho g \Delta z$**   
 $\Delta z = (z_1 - z_2)$  avec  $z_1$  hauteur du cœur

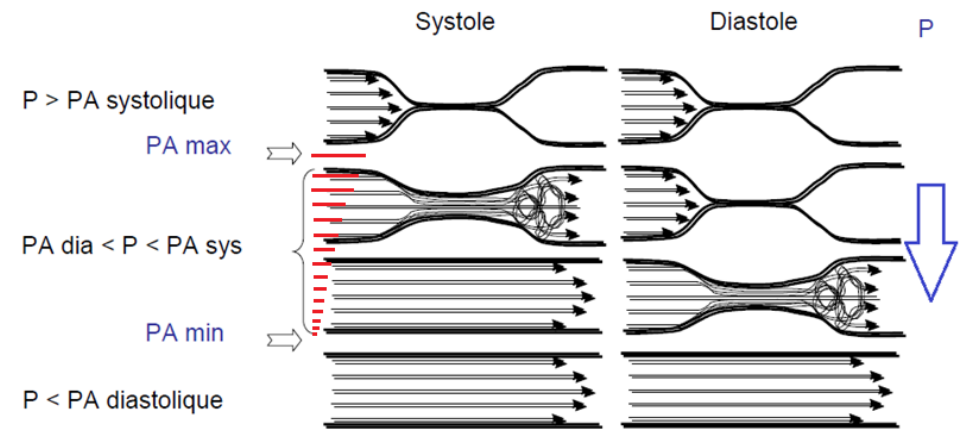
**NB** : si la mesure est faite en dessous du cœur  $\Delta z < 0$  → la pression augmente !

⇒ **L'auscultation**

C'est la **mesure indirecte** de la pression par création d'une **sténose** de l'artère humérale **par compression**.

**SILENCE** = Ecoulement **laminaire** ou pas de flux

**BRUIT** = Ecoulement **turbulent** = **souffle** → **bruits de Korotkov**



La **PA systolique** obtenue est **correcte** mais la **PA diastolique sous-estimée** (c'est difficile d'entendre l'arrêt des bruits).