

## UE3 – PHYSIQUE FACULTÉ PARIS V

### FICHE N°9 : BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

1. Système sanguin .....	1
1.1. Circulation du sang dans l'organisme.....	1
1.2. Rappels de mécanique des fluides.....	1
2. Propriétés mécaniques des vaisseaux .....	3
2.1. Loi mécanique utiles.....	3
2.2. Modélisation sphérique du cœur.....	4
2.3. Applications aux vaisseaux sanguins .....	4

#### LÉGENDES

##### Fréquences au concours depuis 2011

📅 1 fois	📅📅 2 fois	📅📅📅 3 fois ou plus
----------	-----------	--------------------

**Particularité de votre faculté :** Le sujet caractérisé par ce symbole est spécifique de votre enseignement. Il faut donc éviter de travailler sur des supports étrangers à votre faculté car les contenus risquent d'être différents.

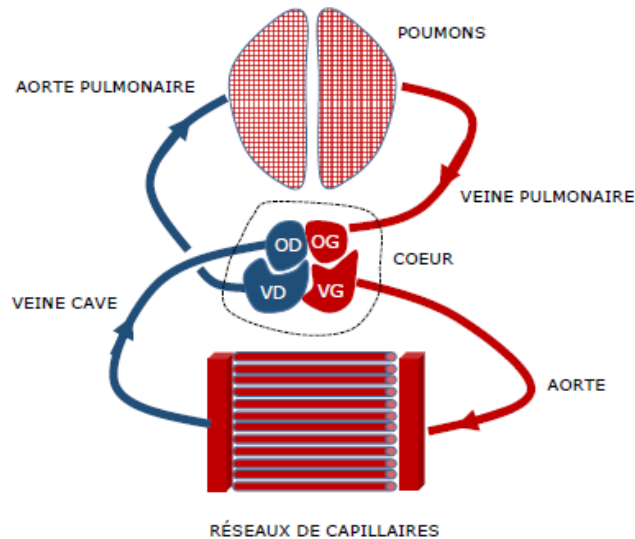


## 1. Système sanguin

### 1.1. Circulation du sang dans l'organisme

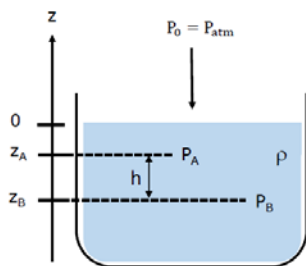
Les pressions et les résistances circulatoires sont variables tout au long du circuit vasculaire systémique (il en est de même de la "petite circulation"), que l'on peut représenter schématiquement comme une boucle partant du ventricule gauche (VG) et aboutissant à l'oreillette droite (OD), avec successivement les segments vasculaires suivants:

VG - aorte - artères - artérioles - capillaires - veinules - veines - veines caves - OD



### 1.2. Rappels de mécanique des fluides

#### RELATION FONDAMENTALE DE L'HYDROSTATIQUE



$$\Delta p = p(B) - p(A) = \rho g \Delta h$$

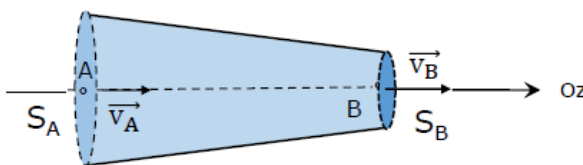
$$p [\text{Pa}]$$

$$\rho [\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}]$$

$$\Delta h = z_a - z_b$$

Application médicale : orthostatisme/clinostatisme = position debout/couché

#### ÉQUATION DE CONTINUITÉ



Elle traduit la conservation de la matière et donc du débit pour les fluides incompressibles :

$$Q = S_A v_A = S_B v_B$$

$$1 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1} = \frac{10^{-3}}{60} \text{ m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$$

## 2. Propriétés mécaniques des vaisseaux

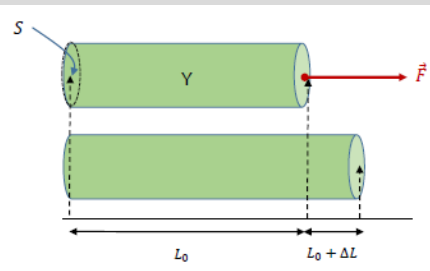
### 2.1. Loi mécanique utiles

Un corps se déforme si une force lui est appliquée. On parle de corps *élastique* si l'allongement est *proportionnel* à la force appliquée et si le corps revient à son *état initial* lorsque la force s'annule. L'élongation d'un corps élastique est décrite par la *loi de Hooke* :

**LOI DE HOOKE**

$$F = \gamma S \frac{\Delta L}{L_0}$$

$\gamma$  [ $\text{kg}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-2}$ ] : module d'Young  
 $S$  [ $\text{m}^2$ ] : section du tube  
 $F$  [ $\text{N}$ ] : force de contrainte  
 $L_0$  [ $\text{m}$ ] : longueur initial  
 $\Delta L$  [ $\text{m}$ ] : élongation



TRACTION DE HOOKE

NB: un corps est d'autant plus élastique que son module d'Young est faible. L'élastine est moins rigide que le collagène  
 $\gamma_{\text{élastine}} < \gamma_{\text{collagène}}$

On considère une lame mince, soumise à une force  $F$ . On définit la *tension superficielle*  $T_s$  comme le rapport de la force exercée sur le côté  $l$  de lame. La loi de Hooke se met sous la forme :

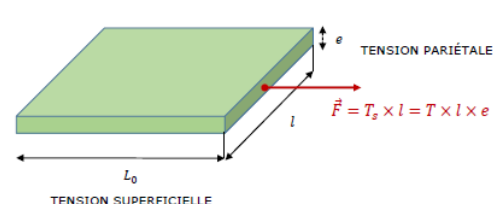
**TENSION SUPERFICIELLE  $T_s$  ET PARIÉTALE  $T$**

$$F = \gamma \times S \times \frac{\Delta L}{L_0} = \gamma \times e \times l \times \frac{\Delta L}{L_0}$$

$$\rightarrow T_s = \frac{F}{l} = \gamma \times e \times \frac{\Delta L}{L_0}$$

$$\rightarrow T = \frac{T_s}{e} = \frac{F}{l \times e} = \gamma \frac{\Delta L}{L_0}$$

$e$  : épaisseur [ $\text{m}$ ]



TENSION SUPERFICIELLE

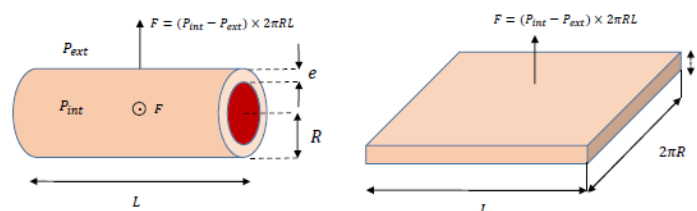
Dans le cas d'un vaisseau sanguin, la force est due à la pression du sang. La *pression transmurale* est définie comme la différence de pression entre l'intérieur et l'extérieur du vaisseau :

**PRESSION TRANSMURALE**

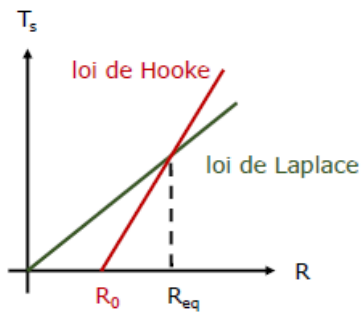
$$P_{TM} = P_{int} - P_{ext}$$

$$F = (P_{int} - P_{ext}) \times 2\pi RL$$

Dans le cas d'un vaisseau sanguin, la force est due à la pression du sang. La *pression transmurale* est définie comme la différence de pression entre l'intérieur et l'extérieur du vaisseau



NB On modélise les actions mécaniques sur un vaisseau sanguin cylindrique en coupant mentalement le vaisseau selon une droite parallèle à l'axe puis en le dépliant à la manière d'un tapis. La tension superficielle (circonférentielle) dépend du rayon et s'exerce sur une longueur  $2\pi r$ .

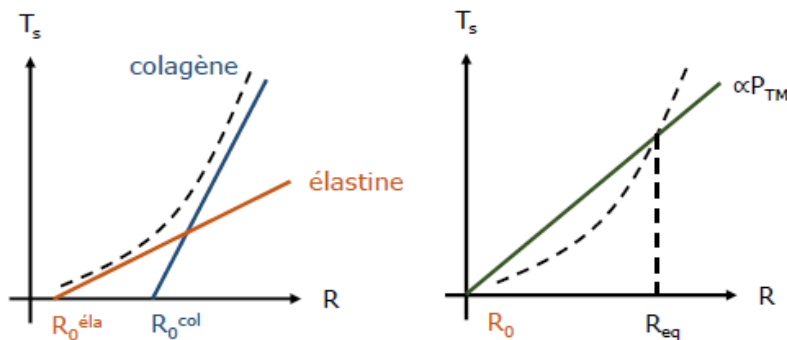


On peut donc déterminer un rayon d'équilibre  $R_{eq}$  qui satisfait les deux conditions.

En réalité, le vaisseau est constitué d'élastine (qui assure l'élasticité du vaisseau pour un faible rayon) et de collagène (qui assure la rigidité à grand rayon). cf. ci-dessous modèle fibro-élastique

Si la pression transmurale augmente alors  $R_{eq}$  augmente et réciproquement

### MODÈLE FIBRO-ÉLASTIQUE



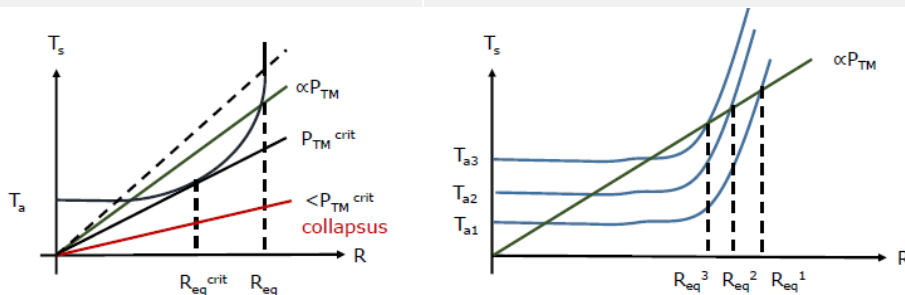
NB Une fibre très élastique (élastine) aura une pente faible et une fibre peu élastique (collagène) aura → une pente forte. Par ailleurs, on raccorde les deux cas limites pour produire le modèle fibro-élastique.

### MODÈLE MUSCULO-ÉLASTIQUE

On prend en compte la présence de fibre musculaire, qui surajoute une tension musculaire active de base notée  $T_a$

Tension musculaire constante  $T_a = Cte$

Pression transmurale constante  $P_{TM} = Cte$



Il y a deux points d'intersection des courbes de Hooke et de Laplace. A mesure que la pression transmurale diminue, le rayon d'équilibre diminue. En dessous d'une certaine valeur, notée  $P_{TM}^{crit}$  critique, le vaisseau collapse : il se referme.

- $P_{TM}$  augmente →  $R$  augmente (vasodilatation)
- $P_{TM}$  diminue →  $R$  diminue (vasoconstriction)

On suppose maintenant que  $T_a$  varie pour une  $P_{TM}$  fixée.

$T_a$  augmente →  $R$  diminue (vasoconstriction)

$T_a$  diminue →  $R$  augmente (vasodilatation)