

# BIOPHYSIQUE

## **Unité intégrée 1 : Appareil Cardio-vasculaire, Respiratoire et organes hématoïétiques**

**Volume horaire attribué : 6 h de cours et 1h30 TD**

### **Objectifs**

1. Décrire les différents types de fluides et leurs propriétés mécaniques.
2. Connaître les caractéristiques rhéologiques du sang.
3. Appliquer des lois de la dynamique des fluides parfaits et réels à la circulation sanguine.
4. Utiliser les lois de la statique des fluides dans les cas physiologiques (respiration) et pathologiques.
5. Comprendre la loi de Starling et ses implications.
6. Définir les déterminantes biophysiques de la performance ventriculaire
7. Connaître les différentes techniques d'explorations de la fonction cardiaque.

### **Programme**

1. Propriétés mécanique des fluides
2. Statique des fluides, notion de pression et densité énergétique d'un fluide.
3. Dynamique des fluides parfaits, Equation de continuité, Théorème de Bernoulli.
4. Dynamique des fluides réels, Notion de viscosité, Loi de Poiseuille.
5. Notion de rhéologie.
6. Hémodynamique
  - ▶ Bases de l'hémodynamique, Diagramme Tension/Rayon : modèle simplifié de vaisseaux et équilibre hémodynamique.
  - ▶ Régimes d'écoulements du sang : laminaires et turbulents, nombre de Reynolds.
  - ▶ La notion de perte de charge et ses conséquences (diminution du débit).
  - ▶ Loi de Stokes : application à la mesure de la vitesse de sédimentation.
  - ▶ Conséquences hémodynamiques d'une sténose artérielle : baisse de la pression de perfusion, accélération du flux.
7. Tension superficielle (phénomène de capillarité) et applications médicales
8. Définition, différence de pression de part et d'autres d'une sphère (Équation de Laplace, Loi de Laplace en présence de parois non liquides).
9. Application à l'emphysème, Application aux anévrysmes, Application aux accidents de plongée, embolie gazeuse.
10. Angle de contact (surface mouillable, non mouillable), masse d'une goutte (application au compte-gouttes d'une tubulure de perfusion), capillarité et Loi de Jurin, Etats dispersés et domaines d'applications, agents tensioactifs

### **Biophysique du cœur**

- ▶ Biomécanique cardiaque : Fonction pompe du cœur, travail cardiaque et notions de contractilité (diagramme pression-volume des ventricules), contrôle automatique biophysique du débit cardiaque-Loi de Starling.
  - ▶ Déterminants biophysiques de la performance ventriculaire
  - ▶ Bases biophysiques du souffle cardiaque. L'exemple du rétrécissement aortique et de l'adaptation cardiaque.
- Techniques d'explorations de la fonction pompe du cœur

# 1- Propriétés mécaniques des fluides

➤ Un fluide est un milieu matériel continu, déformable, sans rigidité, qui peut s'écouler. Les liquides et les gaz vérifient ces propriétés.

Ex : le sang qui s'écoule dans une succession de conduits sous l'effet de la pompe cardiaque (cœur) tout en appliquant les règles physiques de la mécanique des fluides.

➤ La masse volumique du fluide est définie par:  $\rho = dm/dv$  (masse/volume)

Quand la température augmente, le volume se dilate, donc  $\rho$  diminue.

➤ Sa densité est définie par:  $d = \rho_{\text{corps}} / \rho_{\text{ref}}$

Si  $\rho$  est constante, le fluide est dit incompressible. Si  $\rho$  varie, le fluide est dit compressible (le volume diminue quand la pression augmente).

## 2-Statique

Elle traite les fluides en équilibre

### ➤ Rappels

#### a) Équilibre d'un fluide :

Tous les points matériels restent dans la même position au cours du temps.

Un point matériel est la quantité de fluide contenue dans un élément de volume.

#### b) Forces mises en jeu :

- Forces de volume (force de pesanteur)
- Forces de surface (force de pression et de tension superficielle)

### ➤ Notion de pression

C'est le rapport de l'intensité de la force  $d\vec{F}$  que le liquide exerce sur l'une des faces d'une surface matérielle (ou fictive) par son aire  $dS$ .

$P = \|\vec{dF}\| / dS \implies$  La pression est une quantité **scalaire**.

**Remarque :** les forces de pression s'exercent toujours perpendiculairement aux surfaces des récipients qui les contiennent.

### Unités:

Dans le système international, **SI**, la pression s'exprime en :  **$\text{Kg}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^2$** ,  **$\text{N}/\text{m}^2$**  et **Pascal**.  **$1\text{Pa} = 1\text{N}/\text{m}^2$**

Dans le système **CGS** (cm, g, seconde): Baryes

**En météorologie :** bar, atmosphère.

**En médecine :** cm d'eau (mesure de la pression veineuse faible).

**mm Hg** (mesure de la pression artérielle importante).

$$1\text{atm} = 1,013 \times 10^5 \text{ Pa} = 760 \text{ mm Hg} = 1033 \text{ cm H}_2\text{O} = 1,013 \text{ bar} = 1,013 \times 10^6 \text{ baryes}$$

## ➤ Quelques pressions physiologiques

### 1) Pression artérielle

- La différence de pression,  $\Delta P$ , entre l'intérieur et l'extérieur du vaisseau ou la surpression qui règne dans les vaisseaux artériels par rapport à la pression atmosphérique.
- Elle varie périodiquement à chaque pulsation cardiaque.
- Elle doit se mesurer sur un malade couché pour éliminer l'effet d'altitude ou à la hauteur du cœur lorsqu'il est debout.

Valeur maximale = pression systolique = 130 mm Hg = 17 KPa

Valeur minimale = pression diastolique = 80 mm Hg = 10 KPa

Valeur moyenne =  $(P_{a_{syst}} + 2P_{a_{diast}}) / 3$

### 2) Pression veineuse

Elle se mesure chez un malade couché, le plus souvent au pli du coude. Elle ne doit pas dépasser 10 cm H<sub>2</sub>O = 1 KPa

### 3) Pression du liquide céphalorachidien (LCR)

Le LCR est soumis à une pression de 10 à 15 cm H<sub>2</sub>O (1 à 1,5 KPa) au niveau du cerveau.

### 4) Pression intraoculaire

Les liquides intraoculaires sont normalement à une pression inférieure à 20 mm Hg = 2,6 KPa

Dans le cas du glaucome, elle peut atteindre 13 à 16 KPa (100 à 120 mm Hg)

## ➤ Variation des pressions circulatoires selon la posture

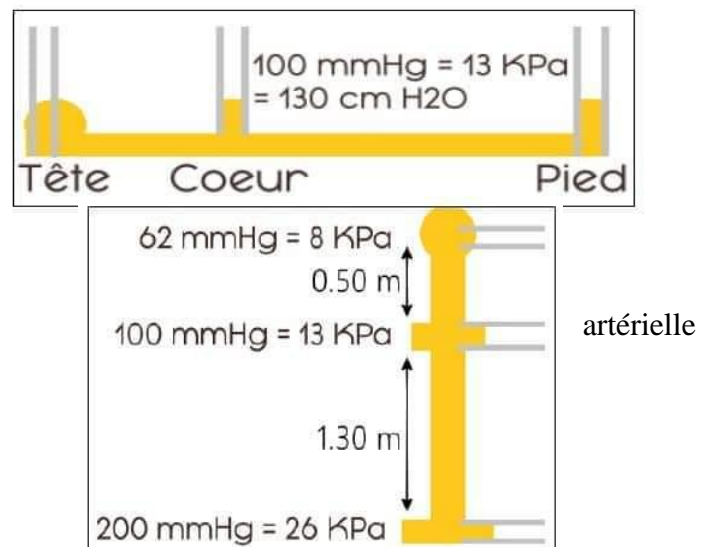
Approximation : masse sanguine immobile.

### ➤ Sur le sujet couché :

La pression artérielle vaut en tout point 13 KPa. C'est la surpression moyenne développée par le ventricule gauche par rapport à la pression atmosphérique.

### ➤ Sur le sujet vertical :

Pour être reproductible et comparable, la pression doit être mesurée sur le sujet couché.



## Loi de la statique

**Hypothèses:** Liquide incompressible et isotherme → masse volumique du fluide uniforme dans l'espace et dans le temps.

Les lois de la statique s'écrivent:

$$\Delta P = P_2 - P_1 = \rho \cdot g \cdot h$$

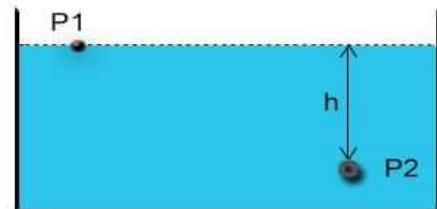
$P_1$ : Pression du liquide sur le plan  $p_1$

$P_2$ : Pression du liquide sur le plan  $p_2$

$\rho$ : masse volumique supposée uniforme

$h$ : dénivellation entre les 2 plans  $p_1$  et  $p_2$

$g$ : accélération ou intensité de la pesanteur



- Dans un liquide en équilibre et au repos la pression reste constante en tout point de ce liquide.
- Les surfaces isobares (même pression) d'un liquide en équilibre et au repos sont planes, parallèles et horizontales.

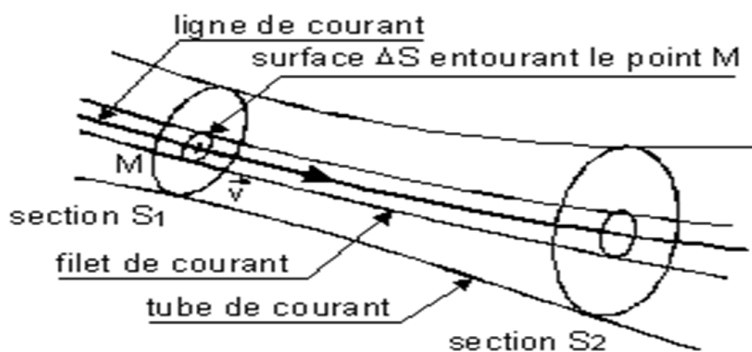
## Exemples d'applications de la loi de la statique

- **Principes des vases communicants** : Les surfaces libres d'un liquide au repos et supportant la même pression sont contenues dans le même plan horizontal.
- **Poussée d'Archimède** : Condition de Flottabilité
- **Mesure de la pression atmosphérique** :  $1 \text{ atm} = 760 \text{ mmHg}$

## 3- Dynamique des fluides

### ➤ Définitions: Cinématique

Un liquide est en mouvement lorsque l'un au moins de ses points matériels l'est.



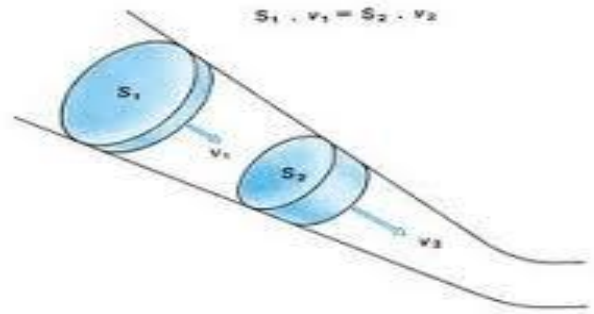
**Ligne de courant:** la trajectoire suivie par un point matériel d'un liquide.

**Le vecteur vitesse** est tangent en tout point à sa trajectoire donc à la ligne de courant.

Un tube dont les génératrices sont constituées par des lignes de courant est appelé **tube de courant**

## ➤ Equation de continuité

Le liquide étant incompressible, la quantité qui pénètre dans un volume donné est à tout instant strictement égale à celle qui en sort.



S: surface de section

V: vitesse moyenne du fluide au point considéré

$S_1 \cdot V_1 \cdot \Delta t = S_2 \cdot V_2 \cdot \Delta t$  Conservation du volume

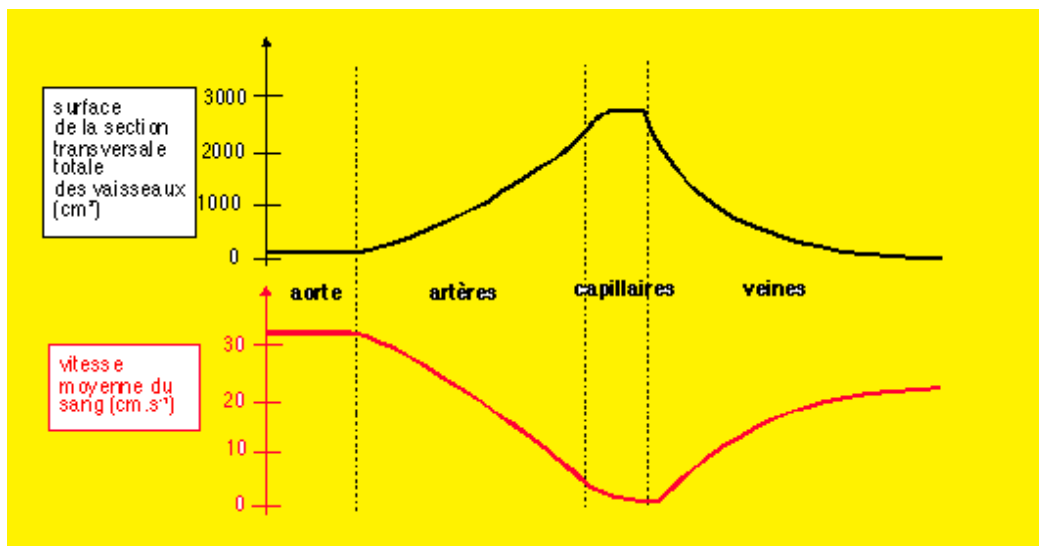
$\rho \cdot S_1 \cdot V_1 \cdot \Delta t = \rho \cdot S_2 \cdot V_2 \cdot \Delta t$  Conservation de la masse

**$S_1 \cdot V_1 = S_2 \cdot V_2$**  Conservation du débit

C'est l'équation de continuité qui exprime la conservation de la matière.

## ➤ Application à la circulation du sang dans les vaisseaux

La surface totale de section des vaisseaux sanguins augmente au niveau des capillaires où elle atteint 2500-3000  $\text{cm}^2$  bien que le diamètre moyen d'un capillaire soit seulement de 8 microns ( $8 \times 10^{-6}$  m) environ. Si le débit sanguin reste constant le long de l'appareil circulatoire, la vitesse du sang doit diminuer.



Vitesse du sang et Surface totale de section des vaisseaux

➤ **Dynamique des fluides parfaits** (viscosité=0)

Dans un fluide parfait les forces de viscosité sont nulles. Il s'en suit que les couches de fluide peuvent glisser les unes sur les autres sans frottement.

**Théorème de Bernoulli**

**Hypothèse 1:** Mouvement (écoulement) permanent, c'est à dire débit constant dans le temps.

**Hypothèse 2:** Fluide parfait, c'est à dire dépourvu de frottements.

2 conséquences :

**Conséquence 1:** Le régime d'écoulement est laminaire (silencieux), c'est à dire dépourvu de tourbillons qui ne peuvent être causés que par des frottements.

**Conséquence 2:** L'énergie totale d'une quantité donnée est constante tout au long du tube et dans le temps

Nous pouvons écrire : **Energie potentielle + énergie cinétique = constante**

Ou bien : **Energie potentielle de pression + Energie potentielle de pesanteur + Energie cinétique = cste**

En divisant par le volume unité :

$$P + \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 = cste = \text{Energie/volume}$$

**P:** pression statique (Energie potentielle de pression)

**$\rho gh$ :** pression de pesanteur (Energie potentielle de gravite)

**$\frac{1}{2} \rho v^2$ :** pression dynamique (Energie cinétique)

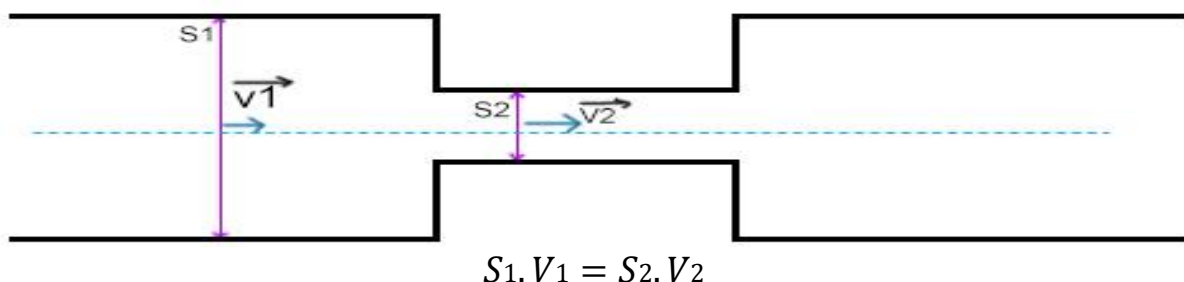
**Remarque :** C'est l'équation de la charge qui reste constante sur la même ligne de courant.

➤ **Applications du théorème de Bernoulli**

➤ **Cas statique** quand la vitesse est nulle

$$P + \rho gh = cst \implies \Delta P = \rho gh$$

➤ **Effet Venturi :** Le liquide circule dans un tube de Venturi (tube horizontal de section variable).



$$P_1 + \rho gh_1 + \frac{1}{2} \rho V_1^2 = P_2 + \rho gh_2 + \frac{1}{2} \rho V_2^2$$

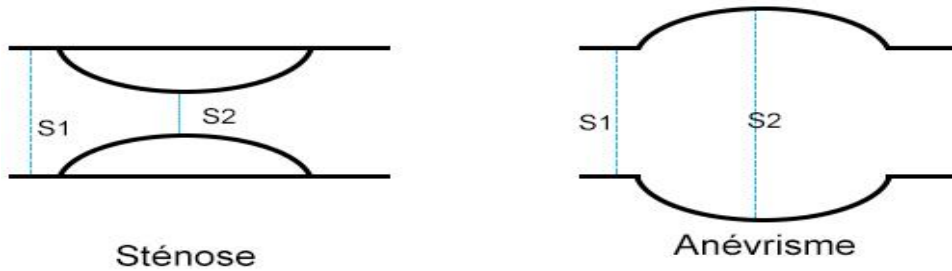
Les deux points appartiennent au même niveau donc  $h_1=h_2$

$$P_1 + \frac{1}{2} \rho V_1^2 = P_2 + \frac{1}{2} \rho V_2^2$$

$S_1 \gg S_2$  et comme  $S_1 V_1 = S_2 V_2$  alors  $V_1 \ll V_2$  , l'équation devient :

$$P_1 = P_2 + \frac{1}{2} \rho V_2^2$$

Dans les sections rétrécies du tube (tuyaux) la pression statique est plus faible, c'est l'effet Venturi. Même procédure d'application dans le cas d'une sténose ou un anévrisme.



## 4- Dynamique des fluides réels

L'équation de Bernoulli n'est pas vérifiée dans ce cas, les frottements internes transforment une partie de l'énergie du fluide en chaleur donc  $P + \rho gh + \frac{1}{2} \rho V^2 \neq \text{constante}$ , autrement dit, la charge diminue progressivement le long du conduit.

### ➤ Définition de la viscosité

La viscosité d'un fluide crée une force de frottement  $f$  qui s'oppose au mouvement :

$$f = \eta S \frac{\Delta V}{\Delta x}$$

$\eta \equiv$  coefficient de Viscosité dynamique *qui varie avec la température*

$\frac{\Delta V}{\Delta x} \equiv$  Gradient de vitesse ou taux de cisaillement

$S \equiv$  Surface de frottement

$\Delta V \equiv$  Différence de vitesse

Unité de  $\eta$  :

Dans SI,  $\eta$  s'exprime par :  $\mathbf{Kg \times m^{-1} \times s^{-1} = Poiseuille}$  aussi **Pascal. Seconde (Pa.s)**

Dans le système C.G.S, l'unité de  $\eta$  est :  $\mathbf{g \times cm^{-1} \times s^{-1} = Poise}$

Avec : **1Poiseuille = 10 Poises**

### ➤ Viscosité cinématique

Elle est donnée par :  $\nu = \frac{\eta}{\rho} = \frac{\text{Viscosité dynamique}}{\text{Masse volumique}}$

Dans le SI, l'unité de la viscosité cinématique est  $\mathbf{m^2 \cdot s^{-1}}$

Dans le système CGS, l'unité est :  $\mathbf{1cm^2s^{-1} = 1Stokes}$

**1Stokes =  $10^{-4}m^2s^{-1}$**

### ➤ **Liquide Newtonien**

Un liquide newtonien est celui dont la viscosité dynamique  $\eta$  est indépendante du taux de cisaillement. Exemple : L'eau.

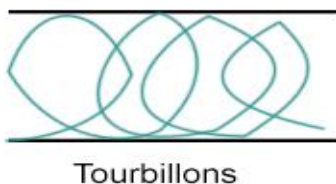
### ➤ **Liquide non-Newtonien**

C'est un liquide dont la viscosité  $\eta$  varie en fonction du taux de cisaillement  $\frac{\Delta V}{\Delta x}$

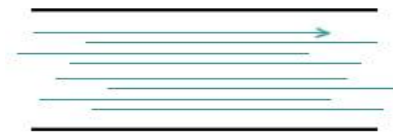
Exemple: Le sang, les solutions macromoléculaires

### ➤ **Les deux régimes d'écoulement du liquide visqueux**

- 1- **Débit faible** : Les vitesses des particules liquides sont parallèles au sens de l'écoulement, c'est silencieux, c'est **un régime laminaire**.
- 2- **Débit fort** : Présence de tourbillons, c'est un régime turbulent (bruyant).



Tourbillons



Laminaire

On utilise **le nombre de Reynolds** pour savoir à quel régime on est soumis. Il s'écrit :

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

$\rho$  : la masse volumique.

$v$  : correspond à la vitesse du fluide.

$d$  : correspond au diamètre de la tubulaire (tube, vaisseau).

$\eta$  : correspond à la viscosité dynamique.

L'expérience montre que si le nombre de Reynolds est :

inférieur à 2000 ( $<2000$ ) → le régime est laminaire.

supérieur 10000 → le régime est turbulent.

Pour les valeurs intermédiaires entre 2000 et 10 000 le régime d'écoulement est instable et dépend beaucoup des conditions expérimentales.

**La vitesse critique  $V_c$**  : donne la limite du régime laminaire

$$Re = 2000 = \frac{\rho V_c d}{\eta} \quad \longrightarrow \quad V_c = \frac{2000 \eta}{\rho d}$$

### **Origine des souffles**

A l'état physiologique normal de repos, la vitesse moyenne de l'aorte est de 20 à 30 cm/s.

Pour une vitesse critique de 48cm/s, donc tous les écoulements sont laminaires puisque les vitesses sont inférieures à la vitesse critique. Il n'y a donc pas de souffle audible.



Il peut y avoir l'apparition d'un souffle :

-**Soit par augmentation de la vitesse d'écoulement** qui devient supérieur à la vitesse critique.

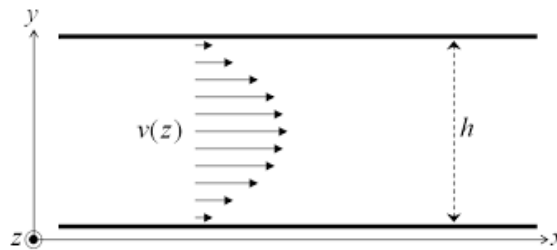
-**1<sup>er</sup> cas : augmentation du débit.**

-**2<sup>ème</sup> cas : augmentation de la vitesse locale** dans le cas d'une sténose. Le débit est constant, la surface diminue donc la vitesse augmente.

-**Soit par diminution de la vitesse critique** et ce par diminution de la viscosité sanguine (**souffle anémique**).

### ➤ Régime laminaire : Loi de Poiseuille

Le régime est laminaire et le profil des Vitesses est une parabole. La vitesse axiale est maximale et elle diminue jusqu'à s'annuler sur les parois. Elle s'exprime comme suit :



$$V_{max} = \frac{r^2}{4\eta} \frac{\Delta E}{\Delta L}$$

$\eta$  est la viscosité dynamique du liquide.

$r$  rayon de tube supposé cylindrique.

$\frac{\Delta E}{\Delta L}$  est la perte de charge par unité de longueur (perte de pression  $\frac{\Delta P}{\Delta L}$  si le tube est horizontal)

Le débit volumique  $D$  s'obtient facilement par intégration de la vitesse :

$$D = \int_0^R V(r) 2\pi r dr$$

On obtient la loi de poiseuille :

$$D = \frac{\pi}{8\eta} r^4 \frac{\Delta E}{\Delta L}$$

Et comme le débit est égale à la Vitesse Moyenne ( $\bar{V}$ ) multiplié par la surface:

$D = \bar{V} \times S = \bar{V} \times \pi r^2$  ce qui nous donne :

$$\bar{V} = \frac{D}{\pi r^2} = \frac{r^2}{8\eta} \frac{\Delta E}{\Delta L} = \frac{V_{max}}{2}$$

**Donc la vitesse moyenne est la moitié de la vitesse maximale.**

## ➤ Résistance mécanique à l'écoulement

Par analogie à la loi d'Ohm en électricité:  $V = R \times I$  on obtient :

$$\Delta E = R_{mec} \times D \quad R_{mec} \text{ étant la résistance mécanique à l'écoulement.}$$

L'expression de  $\Delta E$  est :

$\Delta E = \frac{8\eta \Delta L}{\pi r^4} \times D$  L'expression est équivalente à la Loi d'Ohm en électricité et permet de définir la résistance mécanique à l'écoulement dans le cas du régime Laminaire.

par identification on obtient :  $R_{mec} = \frac{8\eta \Delta L}{\pi r^4}$

$$\text{Conductance} = \frac{1}{R_{mec}} = \frac{\pi r^4}{8\eta \Delta L}$$

➤ **Puissance** dépensée par l'écoulement en régime laminaire s'écrit :

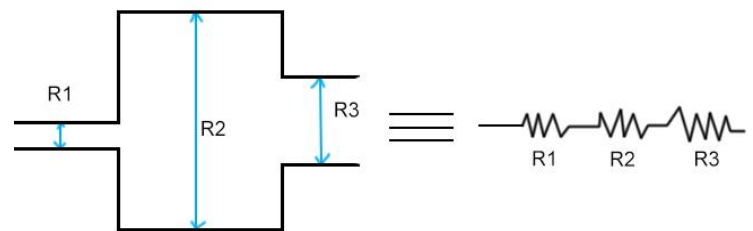
En électricité: Puissance =  $RI^2 = VI$

En mécanique des fluides: **Puissance** =  $R_{mec}D^2 = \Delta E \times D$

➤ **Résistance mécanique d'un ensemble de conduits**

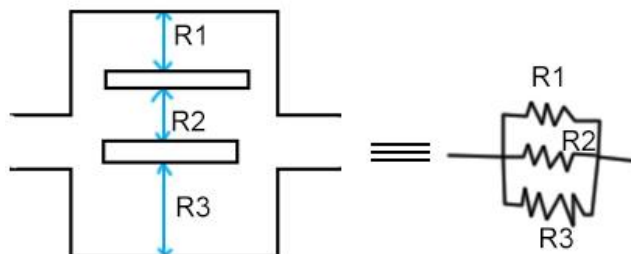
**1. En série:** est la somme des résistances mécaniques.  $R_{totale} = R_1 + R_2 + R_3$

$$R_{mec \text{ Totale}} = \sum R_{mec}$$



**2. En parallèle:** est

$$\frac{1}{R_{\text{équivalent}}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3} \dots$$



➤ **Application à la grande circulation:**

La résistance périphérique totale :  $RPT = \frac{P_{vg} - P_{od}}{\text{débit cardiaque}}$

$P_{vg}$ : Pression au niveau du ventricule gauche.

$P_{od}$ : Pression au niveau de l'oreillette droite

Cette relation exprime la somme des Résistance artères + Résistance des artéριοles+ Résistance capillaires+ résistance veinules+ résistances veines.

**RPT** s'exprime en **unité de résistance périphérique URP** si la pression est en mm Hg et le débit en ml/s.

Dans SI, la pression doit être en Pa et le débit en  $m^3/s$ .

### ➤ Résistance au mouvement d'un fluide

Dans le cas d'une sphère de rayon  $r$  animé d'une vitesse  $V_0$  dans un liquide de coefficient de viscosité dynamique  $\eta$  (cas du globule rouge par ex), la résistance (frottement) du fluide est mesurée à partir de la **formule de Stokes**

$$\vec{F}_v = -6\pi\eta r \vec{V}_0 \quad \vec{V}_0 : \text{vitesse d'écoulement}$$

## 5 Rhéologie

C'est l'étude de la déformation et de l'écoulement de la matière sous l'effet d'une contrainte associée à une force.

- Le sang n'est pas une solution simple mais une suspension ce qui induit des comportements fortement non-newtonien.
- Les vaisseaux ne sont pas des conduits rigides mais doués d'élasticité.
- La combinaison des propriétés élastique des parois et de l'inertie du sang permet de comprendre la propagation le long des artères d'une onde de pression qui n'est autre que le pouls.

### ➤ Vaisseaux conduits non-rigides

#### 1. Déformabilité des corps:

1) **Extensibilité**: changement de longueur ou de surface sous l'effet d'une tension uni ou bi directionnelle.

2) **Distensibilité (compliance)** : Changement du volume d'une structure tridimensionnelle (artère ou poumon) par étirement de ses parois lorsqu'une pression lui est appliquée.

3) **Compressibilité**: changement du volume d'un corps sous l'effet d'une force.

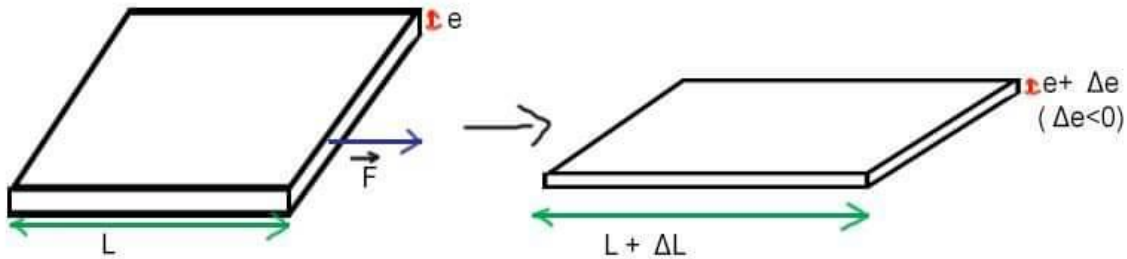
Les solides et liquides sont peu compressibles. Les gaz sont beaucoup

- #### 2. Elasticité
- C'est la propriété des corps de résister à la déformation, c'est à dire, de revenir à leur position (état) initial lorsque cesse la contrainte (la pression, la force...) qui lui est appliquée.

## Élasticité ≠ plasticité

- Les vaisseaux sont extensibles et élastiques, cette propriété permet de rendre permanent un débit qui ne l'est pas à l'origine.

### loi de Hooke:



Si on applique une force de traction  $F$ , la paroi subit un allongement  $\Delta L$  donné par la loi de Hooke :

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

$\gamma$  = Module d'élasticité de Young, homogène à une pression

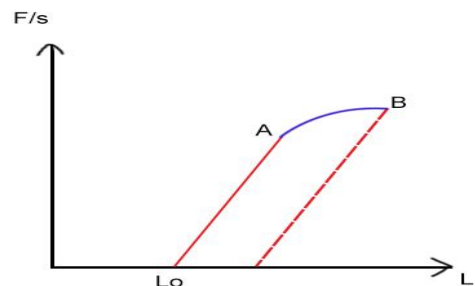
$\gamma S$  = Module d'extensibilité de Young

**Plus  $\gamma$  est grand, moins le corps est déformable.**

L'accroissement de la longueur est linéaire au début puis vient un moment où la courbe s'infléchit et où la loi de Hooke n'est pas respectée.

Si au point A, on relâche l'attraction, le retour à l'attraction nulle s'effectue sur la courbe elle-même (longueur initiale).

Si le relâchement se fait en B, le retour se fait selon la courbe pointillée, la déformation devient permanente.



La loi de Hooke s'applique dans la partie (domaine de l'élasticité) où la courbe est linéaire où il y a un retour à l'état initial.

$$F = \gamma \cdot e \cdot l \cdot \frac{\Delta L}{L}$$

$\frac{F}{l}$  = tension superficielle

$\gamma \cdot e$  = élastance de la lame ( $e$  correspond à l'épaisseur)

$\frac{F}{l}$  et  $\gamma e$ : Correspondent à une force par unité de longueur ou bien une énergie par unité de surface.

# 6- Hémodynamique

## ➤ Viscosité du sang

Le sang est une suspension de globules dans une solution macromoléculaire (albumine et globuline)

$$\eta_{\text{plasma}} = 1,4 \cdot 10^{-3} \text{ Pa.s}$$

Si l'on considère le sang total (*plasma + globules*) on constate que la viscosité augmente avec l'hématocrite. L'hématocrite est le volume relatif des globules rouges dans le sang.

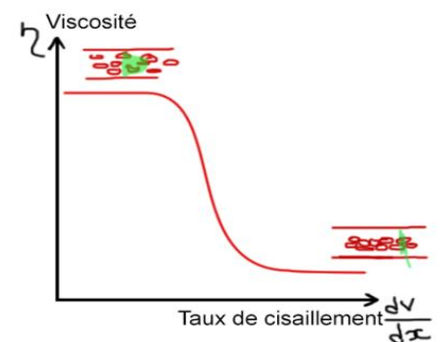
Sa valeur varie de 0.4 à 0.45 dans les conditions physiologiques normales.

Si l'hématocrite augmente alors la viscosité augmente. Dans les affections où l'hématocrite est fortement augmentée, la viscosité du sang (la résistance mécanique à l'écoulement) est fortement accrue.

Il peut en résulter des ralentissements circulatoires importants

## ➤ Le sang n'est pas newtonien

La viscosité mesurée dépend du taux de cisaillement ( $dv/dx$ ). Un examen minutieux montre qu'aux forts taux de cisaillement, les hématies ont tendance à se placer près de l'axe du vaisseau et par suite, le profil de vitesse parabolique est aplati.



## ➤ Circulation dans les capillaires très fins

Le diamètre des capillaires systémique est de 3 à 10 microns (même ordre de grandeur que celui des globules rouges 7,8 microns). Donc on ne peut plus considérer l'écoulement comme celui d'un fluide continu et la notion même de viscosité perd sa signification, c'est à dire que la circulation des globules dépend de leur aptitude à se déformer puisque le conduit où ils doivent passer est le plus souvent plus étroit qu'un globule rouge.

## ➤ Application de l'équation de Bernoulli à l'hémodynamique

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

Elle est difficile à appliquer dans la mesure où la vitesse du sang est variable dans l'organisme et la distance  $h$  entre l'axe des vaisseaux et un plan horizontal de référence est très différente. Ce plan horizontal de référence passe par le point de référence des pressions qui se situent au niveau de la valve tricuspide. En ce point la valeur de la pression est comprise entre  $-4$  et  $20 \text{ mm Hg}$  et ne se modifie pas plus de  $1 \text{ mmHg}$  lors d'un changement quelconque de la position du corps.

Pour un individu en position couchée, la pression hydrostatique peut être négligée, en revanche en position debout, elle a une grande importance.

### Le sang dans ce cas s'écoule contre une différence de pression.

Si on mesure la charge on constate qu'elle est plus élevée au niveau de l'aorte que dans l'artère pédieuse et dans les veines du cou que dans l'oreillette droite.

Donc le sang s'écoule toujours dans le sens où la charge diminue, c'est à dire, du cœur vers la périphérie dans les artères et de la périphérie vers le cœur dans les veines.

Il faut bien comprendre que le retour du sang veineux au cœur en position debout s'effectue grâce à la différence de charge qui existe entre les veines du pied et l'oreillette droite

## ➤ Répartition du volume, de la vitesse, de la résistance

	Volume(ml)	Surface relative
<b>Aorte</b>	100	1
<b>Artère, artérioles</b>	450	/
<b>Capillaires</b>	300	800
<b>Veinules</b>	200	/
<b>Veines, Veines caves</b>	2050	1.5

- **La vitesse** : la surface de section des capillaires est 800 fois plus grande que celle de l'aorte, donc la vitesse de circulation y est 800 fois plus petite.
- **Le volume** : On constate aussi que les veines représentent près de 80% du volume total, constituant un réservoir important.
- **Les résistances** : Les artérioles contribuent beaucoup à la résistance totale (40%), donc elles jouent un rôle essentiel.

## ➤ Application de la loi de Poiseuille à l'hémodynamique

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

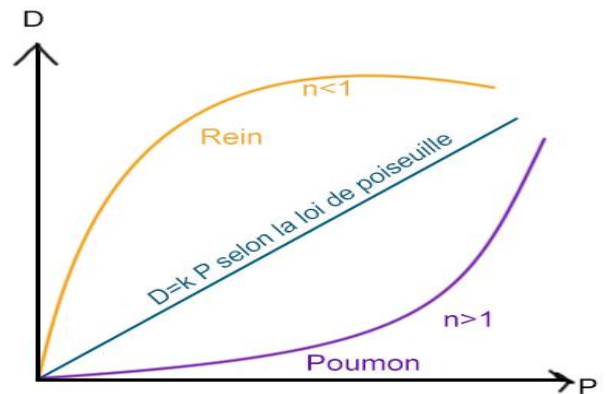
- Dans la loi de poiseuille, le débit augmente comme la quatrième puissance du rayon. Par exemple, si le rayon du vaisseau double, le débit est multiplié par 16.
- En hémodynamique, la vasomotricité joue donc un rôle important dans l'irrigation des territoires périphériques.
- Les parois sont déformables et le régime est pulsatile (onde qui se propage), il faut donc vérifier si la loi de Poiseuille s'applique à l'appareil circulatoire.

Pour cela il faut trouver pour toutes les mesures  $D = k \Delta P$  une droite qui passe par l'origine.

Si on mesure le débit et la pression  $P$  au cours de perfusion d'organes, on trouve des courbes Pression/débit non rectilignes mais curvilignes de la forme  $D = k'(\Delta P)^n$  C'est la relation réelle pression/débit.

Si  $n > 1$  la courbe a une concavité vers le haut, par exemple pour les vaisseaux pulmonaires.

Si  $n < 1$  la courbe a une concavité vers le bas, exemple: Les vaisseaux du rein.



La différence de comportement entre les poumons et les reins s'explique de la façon suivante:

- La capacité de distension du lit vasculaire pulmonaire sous l'influence d'une variation de pression augmente le débit sanguin dans des proportions non-linéaires.

- Dans le rein, une augmentation de pression augmente le débit urinaire et donc diminue le débit sanguin ce qui a un effet protecteur contre l'hypertension.

**La loi de poiseuille n'est que le cas particulier où  $n=1$ , donc elle ne s'applique pas exactement à l'appareil circulatoire.**

Comme la forme de la section des veines est **elliptique** et non circulaire, une formule modifiée de la loi de poiseuille a été proposée pour la circulation veineuse.

$$D = \frac{\pi a^3 b^3}{4L \eta (a^2 + b^2)}$$

a et b ont les longueurs des demi axes de la section de la veine. Si  $a=b=r$  on retrouve

l'équation obtenue pour la circulation artérielle

## ➤ Loi de Laplace

**Definition 1:** si pour un certain rayon  $r$ , la lame cylindrique a une certaine tension  $T$ , la loi de Laplace indique la surpression  $\Delta P = P_{\text{int}} - P_{\text{ext}}$  nécessaire et suffisante pour maintenir ce rayon **en équilibre**.

**Definition 2:** Si on impose une certaine surpression  $\Delta P$ , la loi de Laplace ne doit être atteinte que si la lame est capable de prendre un rayon  $r$  et une tension  $T(r)$  telle que :

$$\Delta P = \frac{T(r)}{r}$$

La Loi de Laplace généralisée:

$$\Delta P = T \left( \frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right)$$

- Pour une surface plane,  $r_1=r_2=\infty$  donc  $\Delta P = 0$
- Pour une forme sphérique:  $r_1=r_2=r$  donc  $\Delta P = \frac{2T}{r}$  (T est équivalent au A du cours sur la tension superficielle)
- Pour une forme cylindrique  $r_2 = \infty$  et  $r_1=r$  et on retrouve la loi de Laplace  $\Delta P = \frac{T}{r}$

### Application : la crosse de l'Aorte

Trouver la tension sur les deux faces de la crosse de l'aorte.

$$r = 1 \text{ cm}$$

$$R_{\text{ext}} = 3,5 \text{ cm}$$

$$R_{\text{int}} = R_{\text{ext}} - 2r$$

$$R_{\text{int}} = 1,5 \text{ cm}$$

Forme globale de la relation:

$$\Delta P = T \left( \frac{1}{r} \pm \frac{1}{R_{\text{int ou ext}}} \right)$$

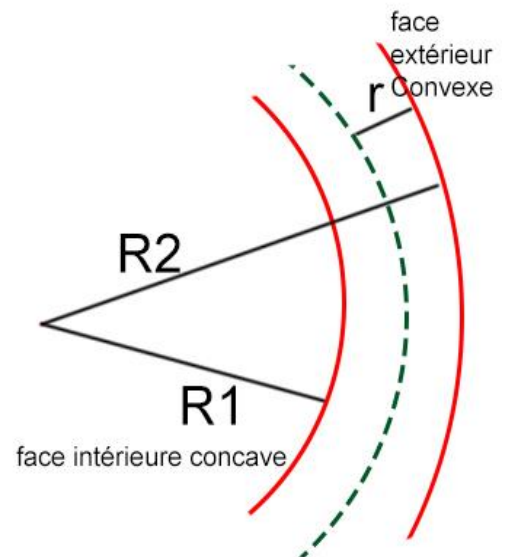
**Sur la face intérieure (ou concave):**

$$\Delta P = T_{\text{int}} \left( \frac{1}{r} - \frac{1}{R_{\text{int}}} \right)$$

$\Delta P$  une donnée, on obtient donc:  $T_{\text{int}} = 400 \text{ N.m}^{-1}$

**Sur la face externe (convexe):**

$$\Delta P = T_{\text{ext}} \left( \frac{1}{r} + \frac{1}{R_{\text{ext}}} \right) \quad \text{On obtient: } T_{\text{ext}} = 103,7 \text{ N.m}^{-1}$$





## ➤ Conséquences de la loi de Laplace:

### Diagramme tension-rayon des parois vasculaire:

Les vaisseaux contiennent en proportion variable selon leur nature 4 types de composants:

1. L'endothélium, l'élastine, le collagène et les fibres musculaires dont la tension peut varier selon leur degré de contraction.

$$\gamma_{\text{collagène}} = 10^6 \text{ Nm}^{-2}$$

$$\gamma_{\text{élastine}} = 3 \times 10^3 \text{ Nm}^{-2}$$

$$\gamma_{\text{muscle}} = 50 \text{ Nm}^{-2}$$

Le module de Young du collagène est très grand donc la paroi est moins déformable.

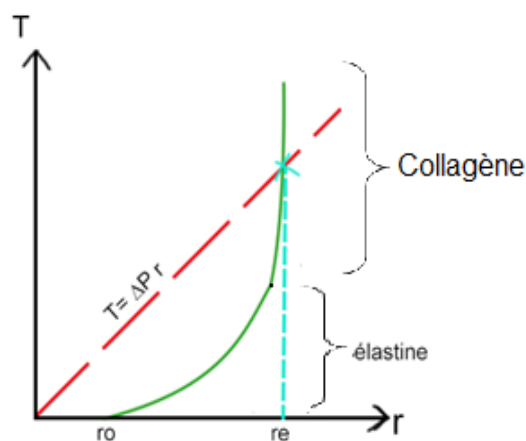
Selon la composition de l'artère, la relation entre la tension de la paroi artérielle et le rayon n'est pas la même.

#### 1er cas : Artère élastique pure (Elastine + collagène)

Le graphique est non linéaire (non rectiligne), il est incurvé. La loi de Hooke n'est pas vérifiée. Au début la paroi de l'artère est très extensible grâce à l'élastine puis se distend moins facilement à cause de l'intervention du collagène.

Si on établit une différence de pression  $\Delta P$ , d'après la Loi de Laplace, cette surpression ne peut être équilibrée que par des conditions de tension-rayon  $T = \Delta P r$  (c'est la droite qui passe par l'origine).

L'équilibre entre la tendance à la rétraction et la tendance à la dilatation correspond à un rayon " $r_e$ ". C'est un équilibre stable c'est à dire, si on s'éloigne un peu de la position d'équilibre on a tendance à y revenir spontanément.

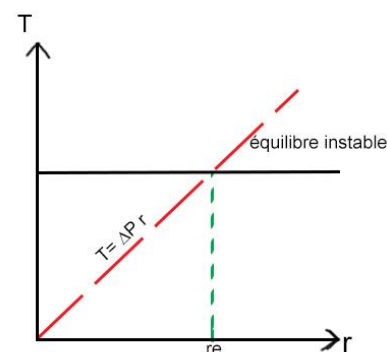


#### 2ème cas : artère purement musculaire

La tension est indépendante du rayon, dans ce cas l'équilibre est instable, c'est à dire si  $r > r_e$ , la tension est inférieure à celle qui est nécessaire selon Laplace pour compenser  $\Delta P$ . Le vaisseau se dilate encore plus et ceci aboutit à un éclatement.

De même si  $r < r_e$ : le vaisseau se ferme.

Donc pour un vaisseau purement musculaire, il n'y a d'autre issue que la fermeture ou l'éclatement

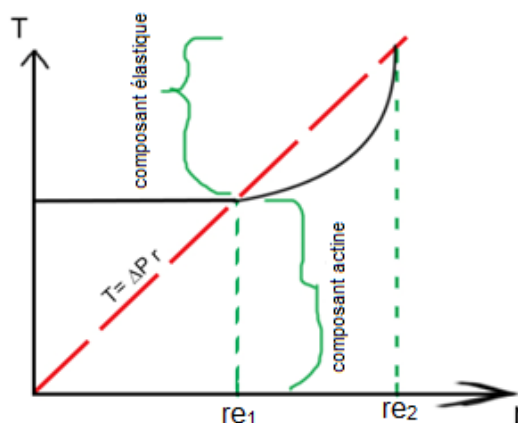


#### 3ème cas: Artère mixte (musculo-élastique)

La tension est la somme de deux termes:

1. Une composante active liée à la contraction musculaire (indépendante du rayon).
2. Une composante élastique due aux fibres élastiques dépendant du rayon.

Pour équilibrer une pression donnée, la solution graphique conduit à deux  $r_e$ , la valeur la plus grande correspond à un équilibre stable.



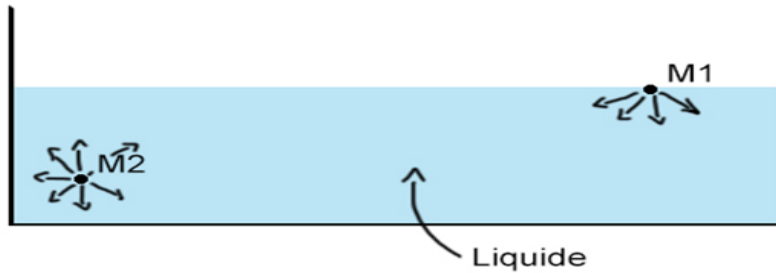
## 7- Tension superficielle, phénomène de capillarité

### Force de tension superficielle FTS, phénomènes de surface

La surface libre d'un liquide s'incurve près des parois à cause des phénomènes de surface qui sont dus à la force de tension superficielle (exemple : formation des gouttes ou des bulles, ascension des liquides dans des tubes capillaires...).

#### ➤ Origine des forces de tension superficielles (FTS)

Goutte => Liquide  
Bulle => Gaz



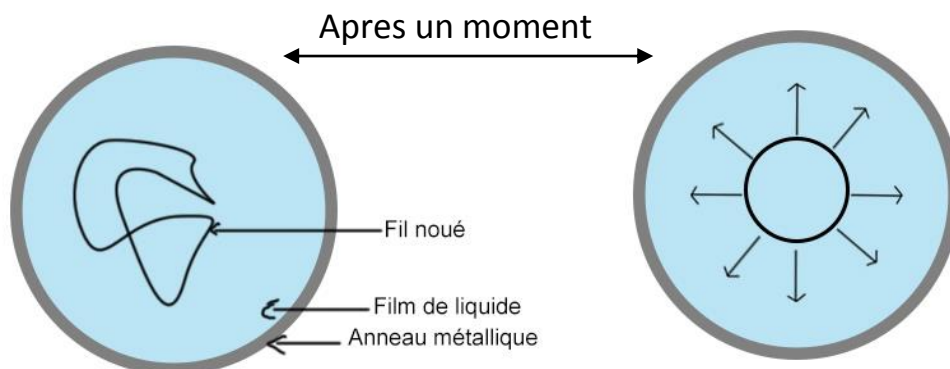
M1 et M2 sont des molécules d'un même liquide.

M2 est une molécule profonde, elle interagit avec les autres molécules, la résultante des forces moléculaires est nulle.

M1 est une molécule de surface. La résultante des forces est dirigée vers l'intérieur du liquide. C'est la force de tension superficielle.

**Les forces de tension superficielles sont d'origine moléculaire. Elles ont tendance à ramasser le liquide.**

#### Mise en évidence et loi de la force de tension superficielle

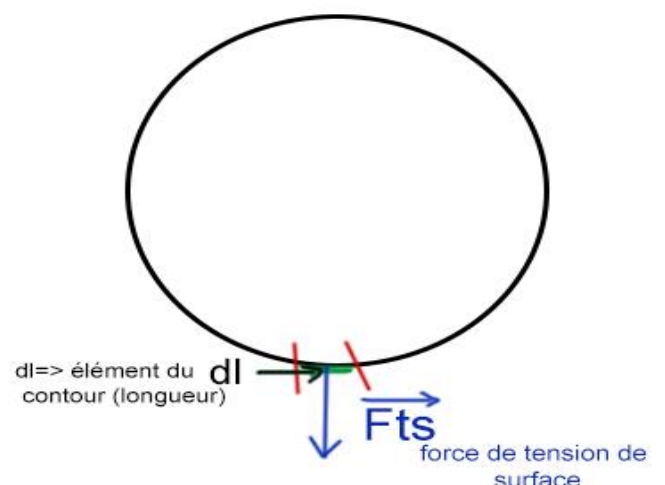


périmètre=>  $l=2\pi R$

Après un moment, le fil noué prend la forme circulaire à cause de la présence des forces de tension superficielles.

Les forces de tension superficielles sont opposées et égales puisque la forme du fil est circulaire.

La force de tension superficielle FTS est perpendiculaire à l'élément  $dl$  (car sa droite d'action



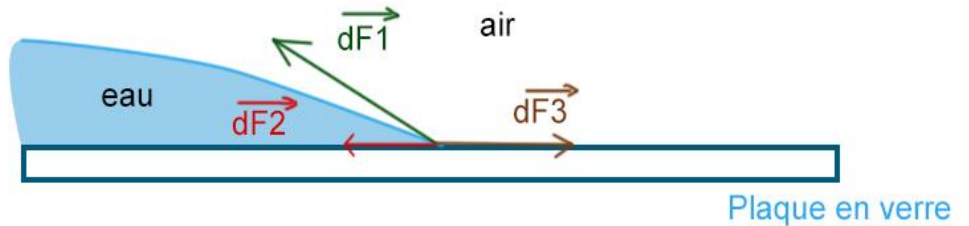
(support) passe par le centre du cercle). **La force est dirigée vers l'intérieur du fluide.**

$$||d\vec{F}_t|| = A \times dl$$

**A** : correspond à la constante de tension superficielle du liquide. Elle s'exprime en  $\frac{N}{m}$  et dépend de la nature du liquide, de sa température et du gaz avec lequel il est en contact.

➤ **Contact d'un liquide avec un solide et un gaz**

*(Notion de mouillabilité, dans les liquides mouillants et les liquide non-mouillants)*



La goutte d'eau s'étale sur la plaque en verre.

**L'eau est un liquide mouillant.**

$d\vec{F}_1$  est la force due au contact liquide-air. Elle est tangentielle à leur surface de séparation.

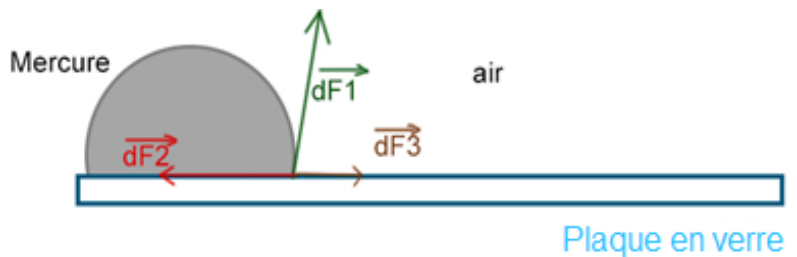
$d\vec{F}_2$  est la force due au contact verre (solide)-liquide.

$d\vec{F}_3$  est la force due au contact air-verre (solide).

Dans ce cas,  $d\vec{F}_3$  est la force la plus importante, car l'eau s'étale.

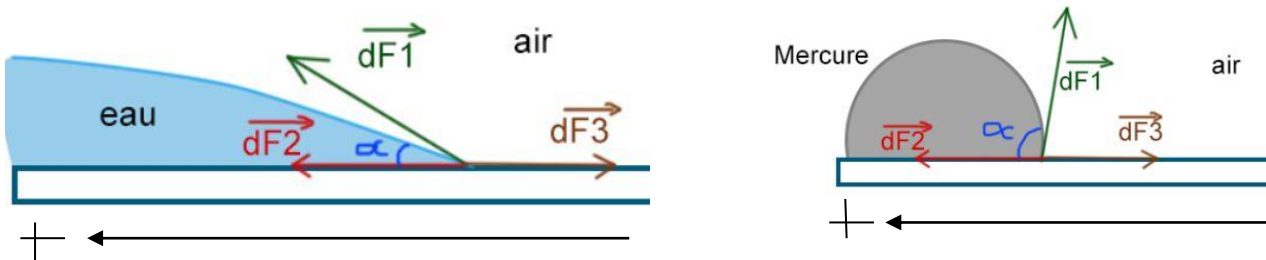
La goutte de mercure se ramasse sur la plaque en verre (ne s'étale pas).

**Le mercure est un liquide non-mouillant.**



Dans ce cas,  $d\vec{F}_2$  est la force la plus importante, car le mercure se ramasse.

$\alpha$  est l'angle de contact, il caractérise le mouillement du liquide envers le corps solide.



Pour calculer l'angle de contact  $\alpha$ , le système est en équilibre:  $\Delta\vec{F} = \vec{0}$

$$d\vec{F}_1 + d\vec{F}_2 + d\vec{F}_3 = \vec{0}$$

$$\cos\alpha \, dF_1 + dF_2 - dF_3 = 0 \quad \cos\alpha = \frac{dF_3 - dF_2}{dF_1} = \frac{A_3 dl_3 - A_2 dl_2}{A_1 dl_1}$$

$$dl_3 \approx dl_2 \approx dl_1 \quad \text{et donc on obtient} \quad \cos\alpha = \frac{A_3 - A_2}{A_1}$$

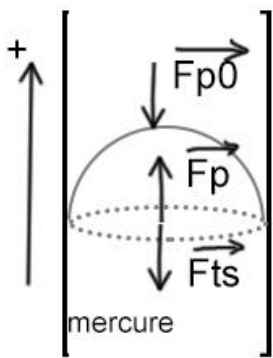
$A_3, A_2, A_1$  sont les constantes de tension superficielles du liquide qui est en contact avec l'air, le solide, et avec l'aire et le solide à la fois.

$\alpha < 90^\circ$  pour un liquide mouillant

$\alpha > 90^\circ$  pour un liquide non – mouillant

➤ **Action d'une paroi sur un liquide :**

C'est le cas d'une surface de forme sphérique. L'équilibre de l'enveloppe sphérique du liquide (de masse négligeable) s'écrit :



$$\sum \vec{F} = \vec{0} \text{ donc } \vec{F}_{\text{pression}} + \vec{F}_{\text{ts}} = \vec{0}$$

$$\vec{F}_{p0} + \vec{F}_p + \vec{F}_{\text{ts}} = \vec{0}$$

$$F_p - F_{p0} - F_{\text{ts}} = 0$$

$$P \times S - P_0 \times S + A \times l \text{ (le pourtour)} = 0$$

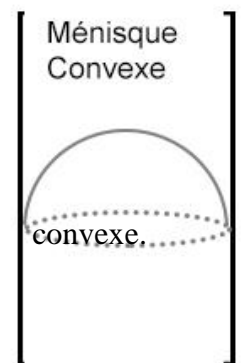
$$P \times \pi r^2 - P_0 \times \pi r^2 - A \times 2\pi r = 0$$

On trouve :

$$P - P_0 = \frac{2A}{r}$$

En générale:  $P_{\text{liquide}} - P_{\text{gaz}} = \frac{2A}{r}$

La variation de pression  $P_{\text{liquide}} - P_{\text{gaz}}$  est positive lorsque le ménisque est



$$P_l - P_g \begin{cases} + \frac{2A}{r} \text{ Ménisque convexe, liquide non mouillant (ex: mercure)} \\ - \frac{2A}{r} \text{ ménisque concave, liquide mouillant (ex: eau)} \end{cases}$$

➤ **Pression à l'intérieur d'une bulle sphérique de liquide :** (par exemple bulle de savon)

L'enveloppe liquide étant fine  $r_1 \approx r_2 \approx r$

Ménisque concave à l'intérieur:  $P_{\text{liq}} - P_{\text{int}} = -\frac{2A}{r}$

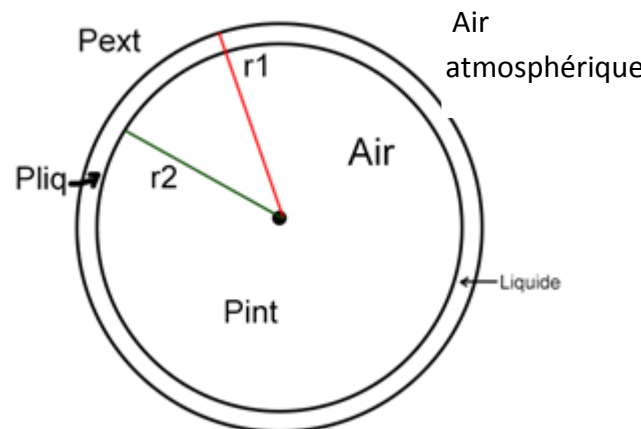
Ménisque convexe à l'extérieur:  $\left\{ P_{\text{liq}} - P_{\text{ext}} = +\frac{2A}{r} \right.$

On trouve:  $P - P_0 = \frac{4A}{r}$

On obtient donc:  $P_{\text{int}} - P_{\text{ext}} = \frac{4A}{r}$

**La pression à l'intérieur de la bulle est supérieure à la pression à l'extérieur.**

Lorsque l'altitude augmente, la pression atm ( $P_{\text{ext}}$ ) diminue. La différence  $P_{\text{int}} - P_{\text{ext}}$  augmente, c'est à dire que les forces de pression deviennent supérieures aux forces de tensions superficielles, résultat : **éclatement** de la bulle.



## Application médicale: embolie capillaire

Lors d'une injection accidentelle de gaz dans une veine, les bulles de gaz risquent de bloquer la circulation sanguine.

$$P_{\text{sang}} - P_{\text{gaz}} = -\frac{2A}{r}$$

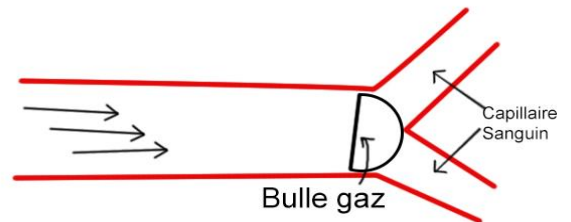
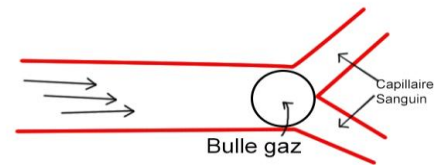
**Pression de sang est inférieure à la Pression de gaz**

Sous la poussée sanguine, la surface de séparation liquide-gaz tend à s'aplatir, donc le rayon tend vers l'infini. Dans ce cas la pression de poussée du sang et du gaz tendent à s'égaliser.

$$\text{Lorsque } r \rightarrow \infty \text{ alors } -\frac{2A}{r} \Rightarrow 0$$

Deux cas peuvent se produire :

1. Eclatement de la bulle (meilleur cas).
2. Blocage de la circulation sanguine (très grave).



## ➤ Ascension des liquides dans les capillaires: Loi de Jurin

-Lorsque le rayon d'un tube est inférieur à 1 mm, l'expérience montre que le liquide monte (liquide mouillant), ou descend (liquide non mouillant).

-Lorsque le tube est partiellement plongé dans un liquide les forces de tension superficielles (FTS) sont responsables de la montée et de la descente des liquides dans les tubes capillaires.

La hauteur d'ascension **h** est donnée par **la loi de Jurin** : 
$$h = \frac{2 A \cos\theta}{\rho g r} \quad (\text{mètre})$$

A = la constante de tension superficielle

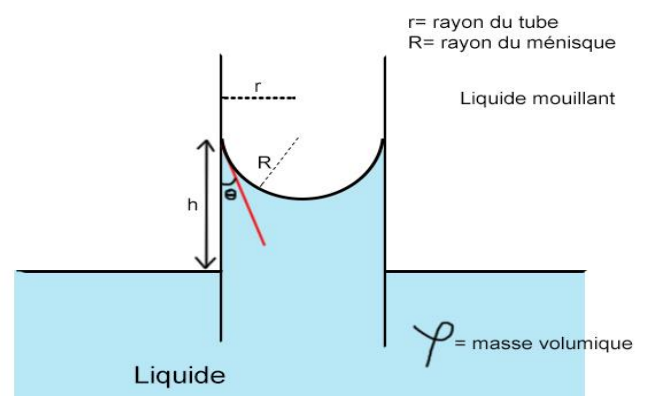
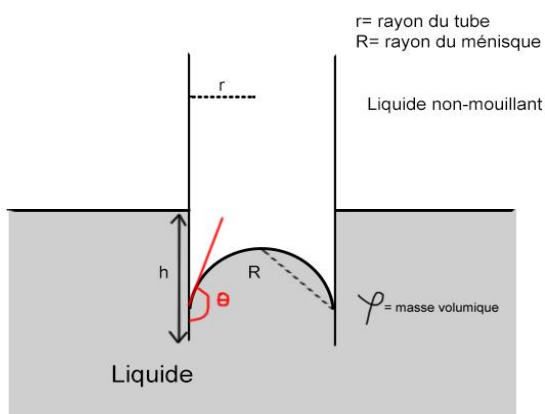
$\theta$  = l'angle de raccordement entre le liquide et la paroi

r = rayon du tube

g = accélération de la gravité (pesanteur)

h est positif dans le cas d'une ascension (liquide mouillant).

h est négatif dans le cas d'une descente (Liquide Non mouillant).

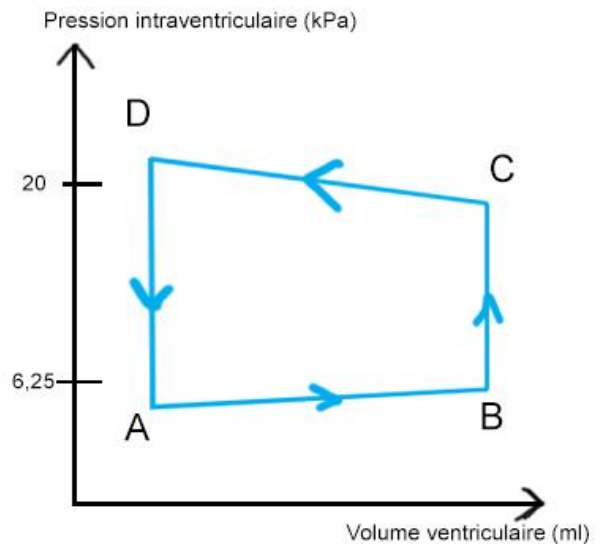


# Biophysique du cœur

Le sang étant un liquide visqueux (frottements) la circulation ne peut se faire sans perte de charge. C'est la pompe cardiaque qui fournit l'énergie nécessaire pour assurer la circulation, énergie finalement dissipée sous forme de chaleur (dans les 2 circulations systémique et pulmonaire). Lors de la diastole, le sang pénètre dans le ventricule gauche en provenance de l'oreillette gauche à travers l'orifice mitral. Lors de la systole, il est éjecté vers l'aorte.

Le cycle cardiaque peut être divisé en quatre phases:  
**AB**: phase de remplissage, le volume ventriculaire double pratiquement à pression constante et voisine de 0.  
**BC**: Phase de contraction cardiaque isovolumétrique, cette mise en tension n'entraîne aucun travail mécanique.  
**CD**: Phase d'éjection, quand la pression dans le ventricule devient égale à la pression aortique l'éjection commence.  
**DA** : Phase de relâchement isovolumétrique, le muscle relâche sa tension et la pression chute brutalement.

La surface des courbes représente le travail par le ventricule. La puissance mécanique du cœur au repos est faible, 1,3 Watt. En cas d'exercices musculaires important, le débit peut être multiplié par 4 et la pression par 1,5 et en résulte que la puissance demandée au cœur est multipliée par 6 et vaut 8 Watt.



## ➤ Travail de mise en tension cardiaque et rendement mécanique

**1- Travail mécanique du cœur** : n'est qu'une partie de l'énergie requise par son fonctionnement et s'écrit :

$$\int P \cdot dV = P \cdot \Delta V$$

**2- Travail de mise en tension** : Tout muscle requiert de l'énergie pour sa contraction même s'il ne travaille pas. Hill a montré que lorsqu'un muscle est soumis à une force de tension **T** pendant un temps  $\Delta t$ , il consomme une énergie proportionnelle au produit  $T \times \Delta t$

Au cours d'une contraction le travail de mise en tension vaut:

$$\Delta w = \alpha \int_{t_1}^{t_2} T \cdot dt$$

$\alpha$  est une constante de proportionnalité. Cette relation s'applique pour tout muscle et aussi le cœur.

## 3- Le Rendement mécanique du cœur

$$\text{Rendement mécanique} = \frac{\text{Travail mécanique}}{\text{Travail total}} = \frac{\int P dV}{\int p dV + \alpha \int T dt}$$

Ce rendement est très faible au repos, de l'ordre de 3%. Il peut atteindre 10 à 15% à l'effort, ceci signifie que l'essentiel de l'énergie est utilisé à mettre le cœur sous tension. Il en résulte que l'émotion, l'anxiété et la tension nerveuse peuvent solliciter le cœur de façon beaucoup plus intense qu'un effort musculaire.

## ➤ Débit cardiaque

Deux grandeurs caractérisent l'efficacité d'une pompe :

- La quantité de fluide qu'elle éjecte à chaque cycle (ou par unité de temps) : **le débit**
- **la pression** sous laquelle ce fluide est émis.

**Cas de cœur** : lors de sa contraction, chaque ventricule éjecte un certain volume du sang appelé volume d'éjection systolique **VES**.

Au bout d'une minute le volume totale éjecté : **Débit = Fc x VES**

Fc : fréquence cardiaque : nombre de contraction par minute ( $\frac{\text{nombre}}{\text{min}}$ ), Débit : ( $\frac{L}{\text{min}}$ )

Comme les deux ventricules sont placés en série le débit du cœur droit est strictement égal au débit du cœur gauche, seule de petites différences lors de changement de position qui seront compensées automatiquement.

**Exemple** : si  $Dv_{\text{droit}}$  est supérieur de  $\frac{1}{1000}$  à celui de  $Dv_{\text{gauche}}$  (si par exemple le débit du ventricule gauche vaut 5 l et le débit  $v_{\text{droite}}$  vaut 5,005 l par ce que  $5 + \frac{5}{1000} = 5,005$ )

En trois heures environ 1 litre du sang s'accumule dans la circulation pulmonaire, c'est l'œdème pulmonaire qui est d'une cause de mort par étouffement. Il faut donc un mécanisme qui permette l'ajustement automatique des deux débits, **c'est la loi de Starling**.

**Valeur à l'état de repos** : pour un sujet adulte jeune la valeur du débit cardiaque vaut de 5 à 5,5 ml par minute ce qui correspond un VES de 75 ml.

Diminution immédiate et important de 10 à 30% lors de passage en position debout, après un certain moment la valeur remonte mais reste toujours inférieure de 10 à 20%. Elle est due à la diminution du retour veineux lui-même en rapport avec l'accumulation du sang dans les membres inférieures sous l'influence de la pesanteur. La valeur augmente lors d'un exercice musculaire, émotion, prise alimentaire, thermo régulation (frisson et chaleur).