

# BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

## I- LES FLUIDES

### 1) Les différents fluides

**Milieux matériels facilement déformables** (capable de s'écouler). Ils sont gazeux (compressibles) ou liquides (supposés incompressibles).

Les fluides sont définis par :

- ✓ Des caractéristiques liées à leur déplacement :
  - **Statique** (caractérisés par une pression)
  - **Dynamique** (par un débit)
- ✓ Des caractéristiques liées à leur nature :
  - **Idéal (ou parfait)** : pas de forces de frottement, viscosité  $\eta$  nulle. Toutes les molécules se déplacent à la même vitesse.
  - **Réel** : possédant une viscosité, apparition des forces de frottement
    - **Newtonien** : viscosité constante à T° donnée
    - **Non Newtonien** : viscosité varie à T° donnée

### 2) Fluide statique

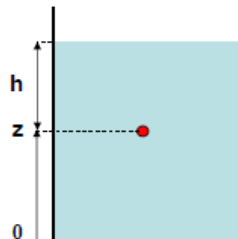
Pression : force capable de provoquer une déformation en  $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-2}$ .

force par unité de surface  $\text{N/m}^2$

énergie par unité de volume  $\text{J/m}^3$

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

- **Pression relative** : pression liée à la colonne de liquide seulement  $\Delta P = \rho g h$
- **Pression atmosphérique** : poids de la colonne d'air atmosphérique, varie avec l'altitude
- **Pression absolue** :  $P_{\text{relative}} + P_{\text{atmosphérique}}$



### ✚ Les unités de la pression

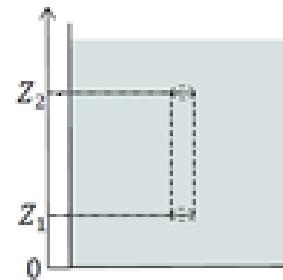
- ✓ Unité du SI : **Pa = N.m<sup>-2</sup>**
- ✓ Ancienne unité du CGS : **1 bar = 10<sup>5</sup> Pa**
- ✓ Autres unités utilisées en médecine :

	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

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

1. La pression est **la même dans toutes les directions**  
La mesure est indépendante de la direction du capteur.
2. La pression est **la même en tout point de même profondeur/altitude**
3. La différence de pression  $\Delta P$  entre 2 points **est proportionnelle à la différence de hauteur entre ces 2 points**  $\Delta P = -\rho g \Delta z = -\rho g h$



$\rho$  : masse volumique ( $\text{kg.m}^{-3}$ )  
 $g$  : accélération de la pesanteur  $\approx 10 \text{ m.s}^{-2}$   
 $\Delta P$  (Newtons.m<sup>-2</sup>) (SI)

### 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**  $v$ .  $Q = \frac{V}{\Delta t} = S \cdot v$  en m<sup>3</sup>/s

#### ✚ Principe de continuité du débit

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

$$S1 \cdot v1 = S2 \cdot v2 = Q = \text{cste}$$

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

#### ✚ Equation de Bernoulli

Pour un fluide incompressible et idéal, l'**énergie** qui permet l'écoulement du fluide reste **constante**.

La charge  $E$  du fluide est constante. On décompose cette charge en :

- ✚ Energie de **pesanteur**  $mgh$  (dépendant de la masse et de la hauteur)
- ✚ Energie **cinétique**  $\frac{1}{2} mv^2$  (dépendant de la vitesse)
- ✚ Energie de **pression statique**

$$E = mgh + \frac{1}{2} mv^2 + PV = \text{cste}$$

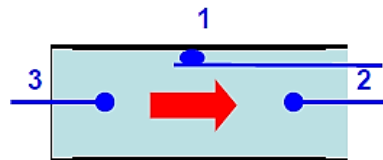
Réécriture en termes de pression :

- ✚ Pression de **pesanteur**  $\rho gh$
  - ✚ Pression **cinétique**  $\frac{1}{2} \rho v^2$
  - ✚ Pression **statique**
- $$E = \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + P = \text{cste}$$

#### ✚ Mesure de la pression avec un capteur

Les valeurs mesurées **dépendent de l'orientation du capteur** par rapport à l'écoulement :

- 1- Pression **latérale** =  $P$
- 2- Pression **terminale** =  $P + \frac{1}{2} \rho v^2$
- 3- Pression **d'aval** =  $P - \frac{1}{2} \rho v^2$



#### ✚ Cas particulier de l'écoulement horizontal ( $h = 0$ )

L'équation de Bernoulli devient  $E = \frac{1}{2} \rho v^2 + P = \text{cste}$

Si la section diminue, alors  $v$  augmente, la pression cinétique augmente et la pression statique diminue : c'est l'**effet Venturi**.

**Patho** : en cas de sténose artérielle : la vitesse augmente et la pression latérale diminue : risque d'obstruction par vasospasme.

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

#### ✚ Perte de charge et viscosité

La viscosité correspond à des **frottements** (entre les molécules du fluide) et **consomme de l'énergie**.

Deux lames de fluide circulent parallèlement à des vitesses différentes. La force de frottement que chacune exerce sur l'autre :  $F = \eta S dv/dx$  (en N), avec  $\eta$  = **viscosité**, caractéristique du liquide

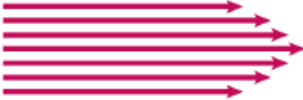

*Mémo* : elle est constante à une température donnée pour les liquides Newtoniens, variable pour une température donnée pour les liquides non Newtoniens comme le sang.

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. Ex du sang :  $\eta = 4 \cdot 10^{-3}$  Pa.s.

**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 réel

Dans un fluide réel (visqueux), la viscosité fait que les molécules se déplacent à des vitesses différentes.

Écoulement LAMINAIRE	Écoulement TURBULENT
<p>= le débit est <b>faible</b></p> <p><b>La viscosité est un facteur de cohérence.</b></p> <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> 	<p>= le débit est <b>élevé</b></p> <p><b>La viscosité n'est plus un facteur de cohérence.</b></p> <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 :

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

$R \leq 2000 \rightarrow$  Écoulement TOUJOURS laminaire  
 $R > 10\,000 \rightarrow$  Écoulement TOUJOURS turbulent  
 Entre les deux : régime instable.

Si  $\rho$ ,  $d$  ou  $v$  augmentent isolément, le risque de turbulence augmente.  
 Si  $\eta$  diminue, le risque de turbulence augmente.

Notion de **vitesse critique** : vitesse au-delà de laquelle le régime laminaire n'est plus garanti (toutes choses étant égales par ailleurs)

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

## Écoulement laminaire d'un fluide réel

Lors de l'écoulement d'un fluide réel dans une conduite horizontale de section constante, **seule une perte de charge peut compenser l'augmentation de l'énergie thermique.**

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

$$\Delta P = Q \cdot R \text{ avec la résistance à l'écoulement } R = \frac{8\eta L}{\pi r^4}.$$

Pour  $r$  constant, seule  $L$  change :  $\Delta P = k \cdot L$  avec  $k = \text{constante} = Q \cdot \frac{8\eta}{\pi r^4}$

Pour  $r$  variable,  $r$  et  $L$  changent :  $\Delta P = k' \cdot \frac{L}{r^4}$  avec  $k' = \text{constante} = Q \cdot \frac{8\eta}{\pi}$

## Dans le corps humain :

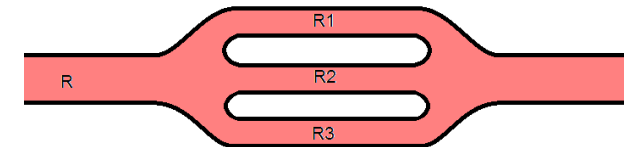
Il y a perte de pression de part et d'autre d'un système constitué de milliers de **conduits en parallèle** (les capillaires)  $\rightarrow$  il faut prendre en compte les **résistances de chaque conduit** pour calculer la **résistance totale** ( $R_t$ ).

*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

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



## Écoulement turbulent d'un fluide réel

Contrairement à l'écoulement laminaire où toute l'énergie est utilisée pour vaincre la viscosité, l'écoulement turbulent est une situation où les tourbillons consomment une partie de l'énergie : **régime peu efficace**. Il y a des vibrations : on entend des **bruits** et/ou des **souffles**.

La loi de Poiseuille n'est plus applicable :  **$\Delta P$  et  $Q$  ne sont plus proportionnels.**

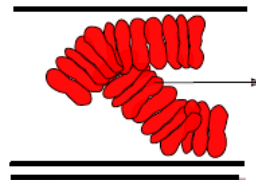
## II- PARTICULARITES LIEES AU SANG

- ✓ Sang = **suspension de  $\text{C}$  dans une solution macromoléculaire** appelée plasma → Le sang est un **fluide non newtonien** à cause de la 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.

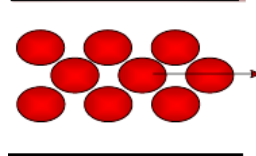
La viscosité du sang est essentiellement liée aux interactions inter-cellulaires qu'il faut rompre pour mobiliser les cellules entre elles ;  $\eta$  varie avec le débit, et donc avec la vitesse de circulation à S constante.

### 1) Dans de gros vaisseaux

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



Débit élevé → **circulation axiale** et apparition d'un « manchon plasmatique » sur les bords du vaisseau ; **↓ de la viscosité**. On appelle cela la **rhéofluidification**.



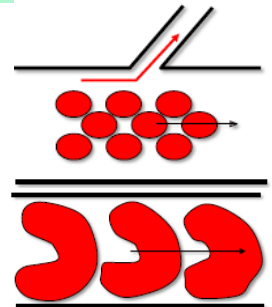
**Viscosité apparente du sang à 37°C :  $\eta = 4.10^{-3}$  Pa.s.** Elle **diminue quand la température augmente**.

**Si l'hématocrite est faible, la viscosité ↓** (et inversement).

*Patho : l'hématocrite est augmenté dans la polyglobulie primitive (maladie de Vaquez). C'est une maladie rare avec pour complications des thromboses par hyperviscosité.*

## 2) Dans de petits vaisseaux

- Circulation **axiale** avec **phénomène d'écroulement** au niveau des vsx latéraux : diminution locale de l'hématocrite dans les vaisseaux latéraux.
- Dans les capillaires  $< 8\mu m$  → **déformation** des GR.  
⇒ la **viscosité intra-cellulaire** intervient alors.



*Patho : la drépanocytose. Maladie génétique provoquant une falciformation des GR : augmentation de la viscosité intracellulaire, diminution de la déformabilité. Il y a alors des risques des thromboses capillaires : les GR restent bloqués*

## III- PARTICULARITES LIEES A L'ANATOMIE

Un **volume total de 5L** chez l'adulte réparti dans deux circulations :

- ✓ **Systémique** : PA moyenne **13kPa**, 70% du V total
- ✓ **Pulmonaire** : PA moyenne **2,6 kPa**, 20% du V total

*Les 10% du V restant sont dans le cœur.*

Dans chaque circulation, on a trois secteurs : artériel, capillaire et veineux.

Les capillaires peuvent être ramifiés (ex : vsx coronaires) ou en parallèle.

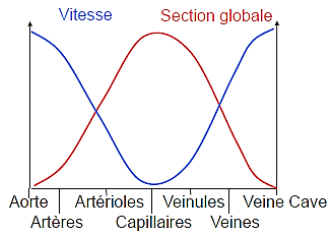
	ARTERE en amont des capillaires	CAPILLAIRES
Section globale (1)	Faible	Elevée
Résistance totale	Elevée	Faible (2)
Débit Total	Identique	
Vitesse	Elevée (3)	Faible

(1) Somme des sections individuelles. Attention, la section individuelle d'un capillaire est faible ! Ne pas confondre section individuelle et globale.

(2) Faible car  $R_t = R_i/n$  avec n le nombre de capillaire :  $R_t = \frac{8\eta L}{n\pi r^4}$ .

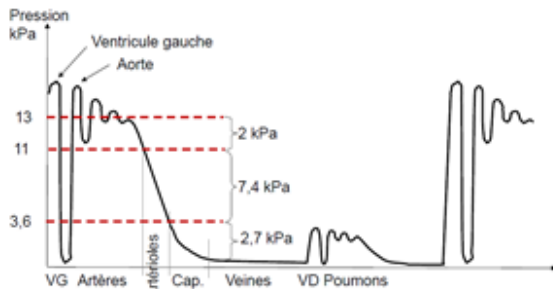
(3) Car  $Q = S \cdot v = \text{constante}$

Le débit est constant dans les différents secteurs, mais dans chaque secteur, il est distribué selon les besoins des organes.



Au niveau capillaire, la **surface globale élevée** et la **vitesse minimale** de circulation favorisent les échanges.

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



Pression initiale de la circulation systémique : 13 kPa

Artères : chute de pression faible  
Artérioles : chute de pression majeure de 7 kPa  
Capillaires : chute de pression faible

Pression veineuse : 1 kPa

Exemple du rein : deux réseaux capillaires en série

- ✓ Système porte artériel au niveau du glomérule : chute de pression faible
- ✓ Système capillaire normal au niveau du tubule : chute de pression forte

## IV- PARTICULARITES LIEES AUX PAROIS VASCULAIRES

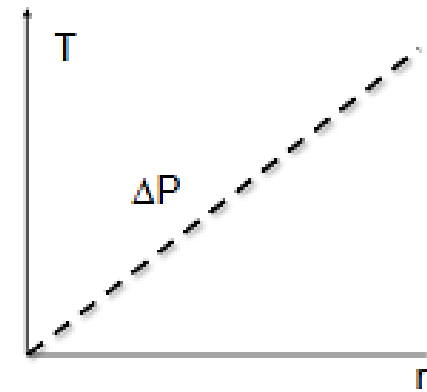
Elles sont toutes composées de **fibres élastiques**, **musculaires** et de **collagène**, mais dans des proportions différentes, d'où leurs caractéristiques différentes. Les fibres musculaires modulent la tension et l'élasticité.

## 1) Phénomènes s'appliquant aux parois vasculaires

**Loi de Laplace : relation tension-pression**  
Le **gradient transmural de pression tend à dilater le vaisseau**.

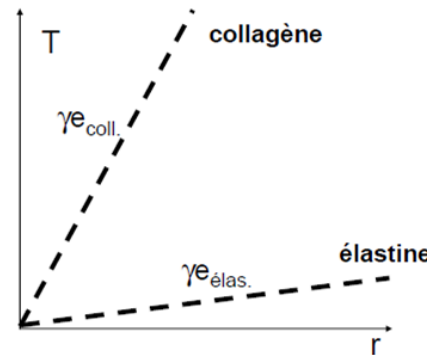
Lorsque la pression sanguine est supérieure à la pression extérieure, le rayon du vaisseau augmente ainsi que la tension de la paroi : il faut équilibrer  $\Delta$ .

$$T = \Delta P * r$$



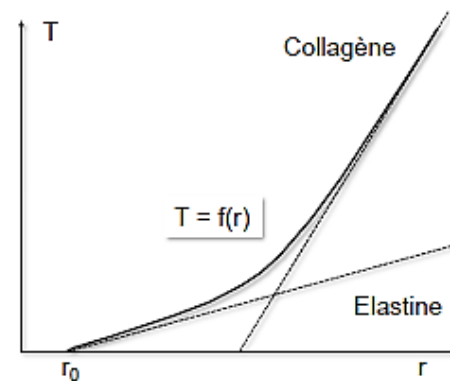
**Loi de Hooke : relation tension-élasticité**  
Les **propriétés élastiques des parois tendent à contracter le vaisseau**.

La loi de Hooke exprime la force qui s'oppose à l'étirement d'un vaisseau. La tension correspondant à cette force est :  $T = \gamma e \frac{\Delta L}{L}$



## 2) Vaisseaux élastiques

Ils sont composés de fibres d'élastine et de collagène.

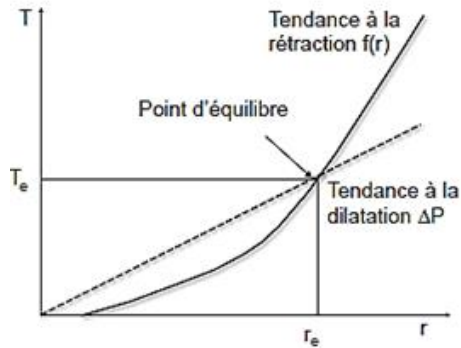


La loi de Hooke donne une **relation caractéristique du vaisseau** en prenant en compte les deux élastance :

- 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)



### Rayon d'équilibre



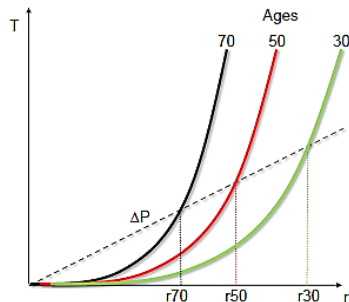
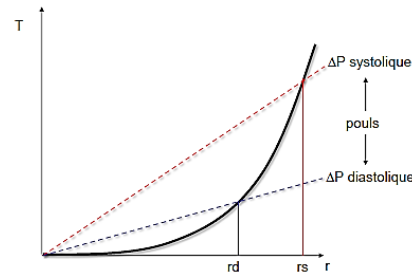
Le gradient transmural de pression est représenté par la courbe  $\Delta P$  qui répond à la **loi de Laplace**. C'est la **tendance à la dilatation**.

Les propriétés élastiques des parois sont représentées par la courbe  $f(r)$  qui répond à la **loi de Hooke**. C'est la **tendance à la rétraction**.

La paroi s'oppose à la dilatation qu'impose le gradient transmural : la **force élastique et la tension s'opposent** et donnent **un seul couple tension-rayon** permettant d'équilibrer  $\Delta P$  : c'est **le point d'équilibre**.

### Le pouls

Ces artères sont **pulsatiles** car la pression intérieure varie avec le pouls ; ceci fait varier le rayon du vaisseau.

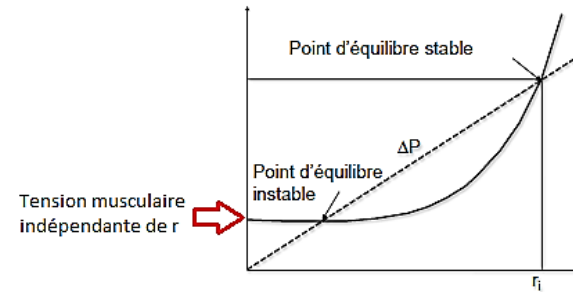


### Le vieillissement

Diminution de l'élastine au profit du collagène au cours du vieillissement : pour un même  $\Delta P$ , le rayon diminue.

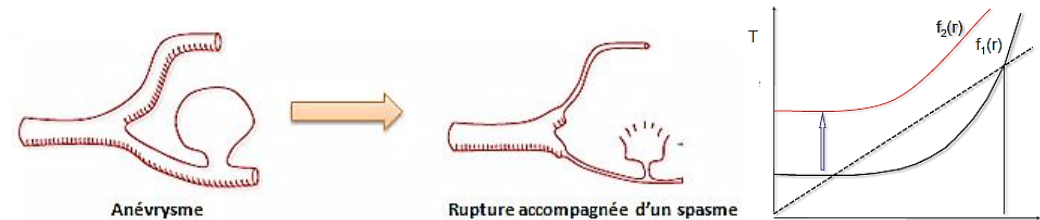
## 3) Vaisseaux musculo-élastiques

Ils ont une paroi riche en **cellules musculaires** (surtout les artérioles). Existence d'une tension musculaire permanente et indépendante du rayon = **tonus vasomoteur** sympathique qui permet une régulation vasomotrice du rayon des vaisseaux.



On a **2 points d'équilibre** théoriques : **un stable** ( $r_{\max}$ ) et **un instable**.

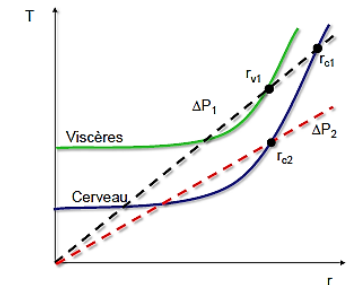
### Patho : la rupture d'anévrisme cérébral



En cas de rupture d'un vaisseau cérébral :  $\nearrow$  du tonus vasomoteur (modification de la courbe de Hooke mais pas de celle de Laplace) et **vasospasme** : c'est une protection contre le saignement, mais en contrepartie il y a ischémie régionale.

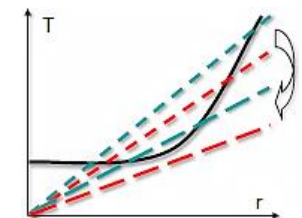
### Protection hiérarchisée des organes

Le tonus vasomoteur des vaisseaux viscéraux est plus élevé que celui des vaisseaux des organes nobles. En cas de **baisse de  $\Delta P$** , les **vaisseaux viscéraux se collabent en premier**, laissant le sang aux organes nobles.



### Le cas du rein

Les artérioles **afférentes (AA)** et **efférentes (AE)** du système porte glomérulaire ont le **même tonus vasomoteur** mais  $\Delta P_{AA} > \Delta P_{AE}$ .



En cas de baisse de  $\Delta P$ , seule l'artériole efférente se collabte, entraînant une ischémie du tubule, en aval. *Patho : c'est la tubulonéphrite aigue ischémique*

## V- MESURE DE LA PRESSION ARTERIELLE

### Mode de mesure

La **pression artérielle** est la **pression du sang dans les artères**, elle est produite par le cœur ; elle a une valeur systolique et une valeur diastolique. On la mesure avec un **manomètre à mercure** :  $PA_{moyenne} = 13\text{kPa} = 97\text{ mmHg}$   
NB : les normes sont PAS = 130 mmHg et PAD = 80 mmHg.

Patho : hypertension artérielle (langage scientifique : hyperpression artérielle)

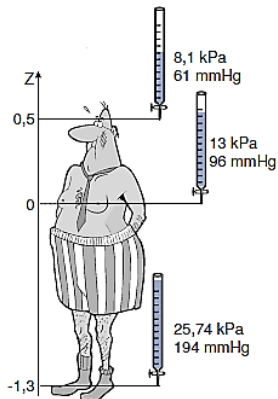
$$[pression] = \frac{[force]}{[surface]} = N.m^{-2} \text{ et } [tension] = \frac{[force]}{L} = N.m^{-1}$$

La **pression veineuse centrale** se mesure avec un manomètre à eau.  
PVC < 1 kPa ou PVC < 10 cmH<sub>2</sub>O ; NB : pour les calculs : PVC = 5 cmH<sub>2</sub>O

La **pression du LCR** est exprimée en cmH<sub>2</sub>O et est **proche de la PVC**. On la mesure par ponction lombaire sur sujet couché.  
Normalement, une compression des veines jugulaires entraîne une augmentation de la pression du LCR.

### Mesure de la pression en fonction de la position

On néglige la perte de charge du secteur artériel.



Si le **patient est allongé**, la **pression est identique** à celle qui règne au niveau du cœur à chaque endroit du corps.

Si le **patient est debout/assis** : on prend la pression au niveau du **cœur** et on mesure la **distance (x)** entre le cœur et l'endroit où l'on veut connaître la pression.

Application de la formule :  $PA(x) = PA_{cœur} - \rho gh$

NB : si la mesure est faite sous le cœur  $h < 0 \rightarrow PA$  **augmente** !

NB 2 : même calcul pour la PVeineuse :  $PV(x) = PVC - \rho gh$

### L'auscultation

C'est la **mesure indirecte** et non invasive de la pression par création d'une **sténose** de l'artère humérale **par compression**. On ausculte au stéthoscope en aval de la sténose.

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

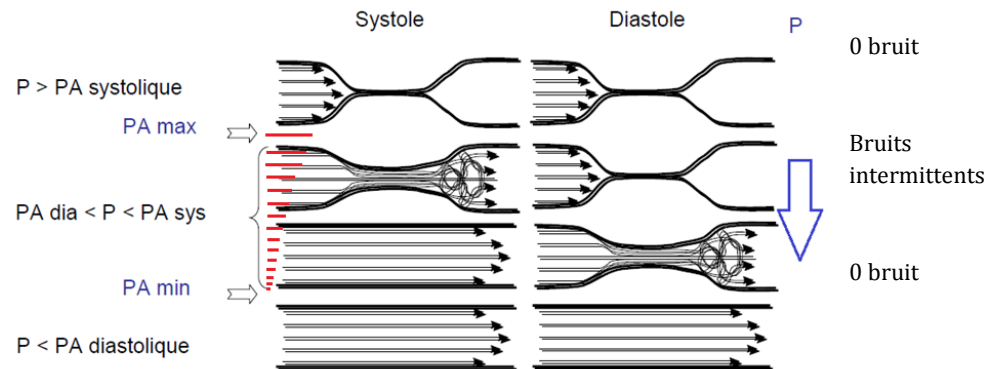
**BRUIT** = Ecoulement **turbulent** = **souffle** -> **bruits de Korotkov**

Réécriture du nombre de Reynolds :  $R = \frac{\rho 4Q}{\eta \pi d}$

Apparition de souffles :

- causes lésionnelles :  $\Delta$  de  $d$  (sténose vasculaire (athérosclérose) ou cardiaque)
- causes fonctionnelles :  $\Delta$  de  $\eta$  (anémie) ou  $\nearrow$  de  $Q$  (souffle d'effort)

On peut calculer le nombre de Reynolds pour savoir s'il y a un souffle ou pas.



La **PA systolique** obtenue est **correcte** mais la **PA diastolique surestimée**.

Les valeurs normales de PA : **PA max  $\leq 140\text{ mmHg}$**  et **PA min  $\leq 90\text{ mmHg}$**

## VI- IMAGERIE

### IRM cardiaque

Observation du myocarde en « **séquence sang noir** » : c'est la séquence T2 (#S1).

Séquence spéciale appelée « **séquence sang blanc** », utilisée en IRM cardiaque pour observer le sang :

- ✓ Le sang est en **hypersignal** (blanc) si l'écoulement est **laminaire**.
- ✓ Le signal **disparaît** (noir) en écoulement **turbulent**

### Echographie cardiaque : utilise les **ultra-sons**

L'échographie **simple** (en 2D dynamique) permet d'étudier les **structures anatomiques**.

L'échographie **doppler** permet de mesurer les **vitesse**s d'écoulement du sang.

Effet Doppler :

La fréquence apparente **↗** (plus **aigüe**) lorsque l'émetteur se rapproche et **↘** (plus **grave**) en s'éloignant. La **variation de fréquence** (entre l'émission et la réception) est **proportionnelle** à sa **vitesse**.

En échographie cardiaque, le Doppler permet de **déterminer la vitesse d'écoulement** des hématies en fonction de la fréquence des ondes ultrasonores envoyées et reçues.

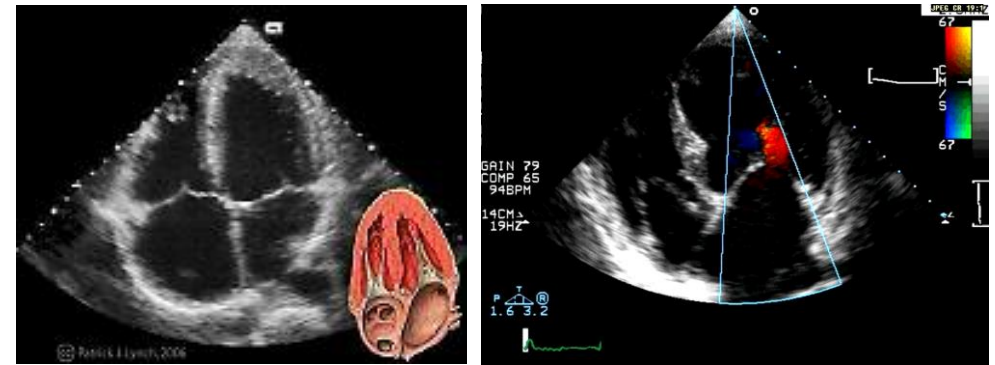
$$Fr - F0 = \frac{2F0 v \cos\theta}{c}$$

Code couleur sur une échographie doppler :

- L'**intensité** des couleurs **↗** lorsque la vitesse **↗**

**Bleu** = flux **s'éloignant** de la sonde **≠ rouge** = flux s'en **rapprochant**

- En cas de turbulence : mosaïque de couleurs



Echographie simple

Echographie doppler

### Vitesses et diamètre

- L'échographie normale permet la connaissance de diamètres
- L'échographie Doppler permet la connaissance des vitesses

On peut estimer par le calcul le **diamètre d'un vaisseau** au niveau d'un rétrécissement ou le diamètre d'une valve car d'après le principe de continuité des débits :

$$d_1^2 \cdot v_1 = d_2^2 \cdot v_2$$

### Gradient de pression

Pour trouver le gradient de pression de part et d'autre d'une valve : on mesure les vitesses, et on utilise la loi de Bernoulli (on néglige la perte de charge liée à la viscosité, on peut donc utiliser Bernoulli même si le fluide n'est pas idéal).

$$\frac{1}{2} \rho (v_1)^2 + P_1 = \frac{1}{2} \rho (v_2)^2 + P_2$$