

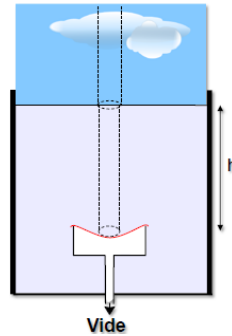
## I- BASES PHYSIQUES

### 1) Notion de pression statique

On s'intéresse à un **point fixe (statique)** : la **pression statique** en ce point est définie comme étant le **poids de la colonne de fluide** qui s'applique sur lui.

On distingue 2 pressions statiques :

⇒ La **pression relative** ( $\Delta P$ ) = poids exercé par la **colonne de liquide** sur le point.



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

$\rho$  la masse volumique en  $\text{kg.m}^{-3}$   
 $g$  l'accélération de la pesanteur  $\approx 10 \text{ m.s}^{-2}$   
 $h$  la hauteur du liquide en m  
 $\Delta P$  est en  $\text{newtons.m}^{-2}$  (SI)

⇒ La **pression absolue** = pression **relative** + pression **atmosphérique**

➤ L'équation aux dimensions donne deux écritures de la pression :

$$[P] = \frac{[\text{Energie}]}{[\text{Volume}]} = \frac{[\text{Force}]}{[\text{Surface}]}$$

### 2) Propriétés d'un liquide idéal

➤ **Liquide idéal (ou parfait)** → liquide s'écoulant **sans frottements**, donc sans perte d'énergie.

⇒ Un liquide ne peut donc être idéal que si sa **viscosité** (= **résistance à l'écoulement**) est **NULLE** !

⇒ **L'énergie** qui permet son écoulement reste **CONSTANTE**.

On décompose cette énergie en :

- E1 → L'énergie de **pesanteur** / énergie **potentielle** (dépendant de la masse et de la hauteur)
- E2 → L'énergie **cinétique** (dépendant de la vitesse)
- E3 → L'énergie de **pression statique** ( $E = PV$  car  $[P] = \frac{[\text{Energie}]}{[\text{Volume}]}$ )

**Equation de Bernoulli** :  $E1 + E2 + E3 = mgh + \frac{1}{2}mv^2 + PV = cste$

Réécriture de l'équation en termes de **pressions** (en divisant par  $V$ ) :

$$\rho g h + \frac{1}{2} \rho v^2 + P = cste$$

$\rho g h$  = pression de pesanteur  
 $\frac{1}{2} \rho v^2$  = pression cinétique  
 $P$  = pression ou pression latérale/transmurale/statique/élastique

### 3) Le débit

**Débit Q** = volume de fluide qui traverse une **section S** par **unité de temps**

⇒ Peut également être exprimé en fonction de la **section S** et de la **vitesse v**

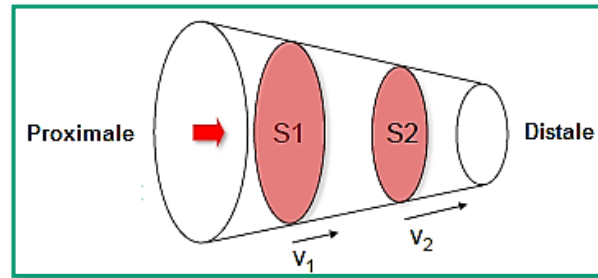
$$Q = \frac{V}{\Delta t} = S \cdot v$$

/!\ à ne pas confondre **V (le Volume)** et **v (la vitesse)** !!

➤ **Principe de continuité du débit** : pour un **fluide incompressible** (= dont le  $\rho$  est constant) qui circule en **régime stationnaire** (= à vitesse constante en un point donné), le **débit** sera **constant** sur toute la longueur du conduit.

$$S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2 = Q = cste$$

Application: si on prend un conduit dont la section  $\searrow$ , alors la vitesse d'écoulement du fluide à l'extrémité distale du conduit  $\nearrow$  pour maintenir un débit constant par rapport à l'extrémité proximale.



#### 4) Cas particuliers

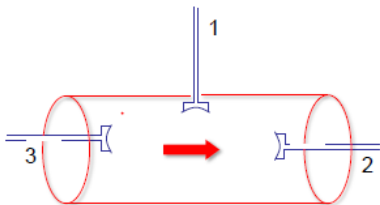
a) En conditions statique (lorque v=0)  $\rightarrow \rho gh + P = cste$

En conditions statiques, on peut appliquer les 3 lois de Pascal:

- ❶ La pression en un point est **indépendant** de l'**orientation** du capteur et s'exerce  $\perp$  aux parois.
- ❷ La pression est la **même en tous les points** situés au **même niveau**.
- ❸ La pression  $\nearrow$  avec la **profondeur**

b) Écoulement horizontal d'un liquide idéal  $\rightarrow \frac{1}{2} \rho v^2 + P = cste$

Dans cette situation, la Pression mesurée **dépend de la position du capteur**.



- 1- Pression **Latérale** = P
- 2- Pression **Terminale** =  $P + \frac{1}{2} \rho v^2$
- 3- Pression **d'Aval** =  $P - \frac{1}{2} \rho v^2$

#### ➤ Effet VENTURI

$\Rightarrow$  En écoulement horizontal dans un conduit,

si  $S \searrow$  alors  $P \searrow$

Raisonnement à tenir:

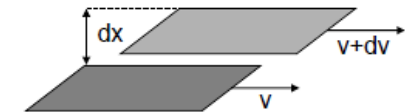
- $\Rightarrow Q = S \cdot v \rightarrow$  donc le débit étant constant, si la section  $S \searrow$  localement alors la vitesse  $v \nearrow$
- $\Rightarrow \frac{1}{2} \rho v^2 + P = cste \Leftrightarrow P = cste - \frac{1}{2} \rho v^2$  donc puisque  $v \nearrow$  alors  $P \searrow$

#### c) Écoulement d'un fluide réel : notion de viscosité

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.

Microscopiquement, on décompose un liquide en mouvement en des lames de fluide qui circulent parallèlement à des vitesses différentes. On définit la **force de frottement F** que chaque lame exerce sur l'autre :

$$F = \eta S \frac{dv}{dx}$$



$\eta$  la **viscosité** exprimée en **Pa.s = Poiseuille**

$S$  la **surface commune** aux deux lames

$\frac{dv}{dx}$  le **gradient de vitesse**, plus souvent appelé **taux de cisaillement**

La viscosité est une caractéristique propre à chaque fluide. Néanmoins, elle peut varier en fonction de:

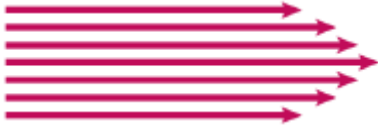

- La **température** (si la température  $\nearrow$  la viscosité  $\searrow$ )
- **L'hématocrite** (si l'hématocrite  $\nearrow$  la viscosité  $\nearrow$ )

**Les deux types de liquides visqueux :**

- liquides **newtoniens** → leur viscosité est **constante** à une **température donnée**
- liquides **NON newtoniens** → leur viscosité dépend également du **taux de cisaillement** !
  - ⇒ c'est le cas du **sang** où la viscosité est également déterminée par le **taux de cisaillement des GR**
  - ⇒ cela n'a plus de sens puisqu'on a dit que la viscosité était une constante

Pour parer au problème, on définit une **viscosité apparente** = viscosité qu'aurait un fluide newtonien pour le débit et la pression d'un fluide non newtonien.  
**Viscosité apparente du sang =  $4 \cdot 10^{-3}$  Pa.s**

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

Ecoulement LAMINAIRE	Ecoulement TURBULENT
= lorsque la <b>vitesse</b> d'écoulement est <b>faible</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• une couche très mince en <b>contact avec la paroi ne se déplace pas</b></li> <li>• la vitesse est <b>maximale au centre</b></li> <li>• les lignes de courant sont <b>parallèles</b></li> </ul> 	= lorsque la <b>vitesse</b> d'écoulement est <b>élevée</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• les molécules <b>tourbillonnent</b> à des vitesses différentes et <b>sans direction</b> précise</li> <li>• les lignes se <b>croisent</b></li> </ul> 

**/!\ Liquide non newtonien ne signifie pas forcément écoulement turbulent ! Ce sont des notions distinctes !!!**

Le **sang** est un liquide **non newtonien** et peut être en écoulement **laminaire (physiologiquement)** ou en écoulement **turbulent** (si vous mettez un **garot** autour de votre bras par exemple ou qu'un **caillot** bouche l'artère).

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

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

$R < 2000$  → écoulement **TOUJOURS laminaire**  
 $R > 10\ 000$  → écoulement **TOUJOURS turbulent**

$R_q$  : si seule la vitesse varie, il existe une **vitesse critique** à partir de laquelle la cohérence de l'écoulement laminaire est détruite

**d) Ecoulement 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** :

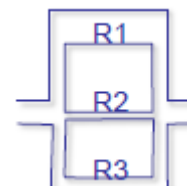
$$\Delta P = Q \frac{8\eta L}{\pi r^4} = Q \cdot R$$

Pour un **liquide Newtonien** → on prend la **viscosité** de ce liquide à la  $\theta$  donnée  
 Pour un **liquide non Newtonien** → on prend la **viscosité apparente**

Avec  $\frac{8\eta L}{\pi r^4}$  la **résistance à l'écoulement** ( $R$ )

Dans le corps humain, on s'intéresse à la perte de pression de part et d'autre d'un système constitué de milliers de **conduits en parallèle** (les capillaires par exemple) → il faut alors prendre en compte les **résistances de chaque conduit** (on simplifie généralement en considérant qu'elles sont identiques) pour calculer la **résistance totale** ( $R_t$ ).

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



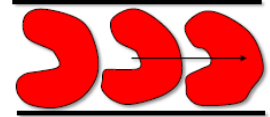
$$\frac{1}{R_t} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3}$$

Puisque  $R_1 = R_2 = R_3$  alors  $\frac{1}{R_t} = \frac{3}{R_1} \Leftrightarrow R_t = R_1/3$

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

Pour calculer la chute de pression entre l'entrée et la sortie d'un **réseau de n capillaires/conduits en parallèle**, la **LOI DE POISEUILLE** donne:

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



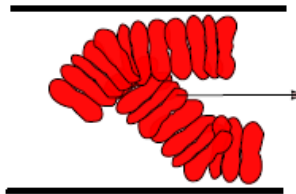
## II- PARTICULARITES LIEES AU SANG

- ✓ **Sang** = suspension de  $\zeta$  dans une solution macromoléculaire (= le plasma)  
 → fluide **non newtonien** (car présence de globules rouges)
- ✓ **Plasma** = fluide **newtonien**
- ✓ **Hématocrite** =  $\frac{\text{volume de cellules}}{\text{volume total}} = 0,45$

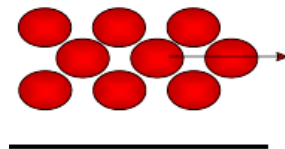
### 1) Dans de GROS vaisseaux

La viscosité du sang est liée aux interactions inter- $\zeta^R$

- **Débit faible** → formation de **rouleaux** (imaginez-vous que les GR ont le temps de se serrer la main puisqu'ils se déplacent lentement). Dans ce cas, le **taux de cisaillement** ↘, ce qui entraîne une **agrégation des GR** et une ↗ de la viscosité.

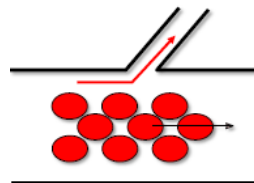


- **Débit élevé** → circulation **axiale**. Dans ce cas, le **taux de cisaillement** ↗ ce qui entraîne une ↘ de la viscosité. On appelle cela la **rhéofluidification**



### 2) Dans de PETITS vaisseaux

- Circulation **axiale** avec **phénomène d'écroulement** au niveau des vsx latéraux



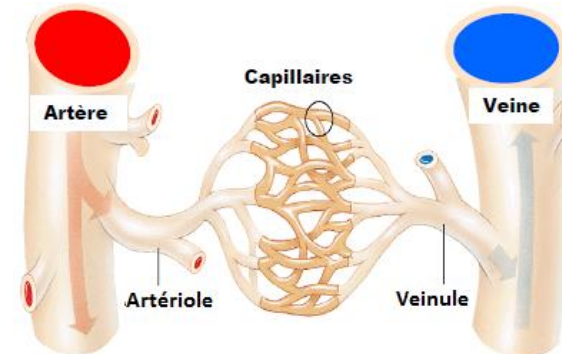
Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

## III- PARTICULARITES ANATOMIQUES

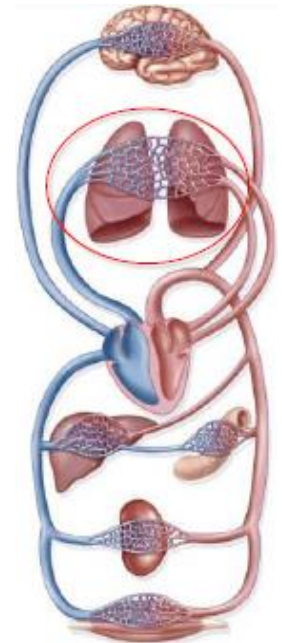
Il existe deux circulations :

- **systémique** (grande circulation) : ♥ ↔ organes
- **pulmonaire** (petite circulation) : ♥ ↔ poumons

Organisation de la vascularisation à petite échelle :



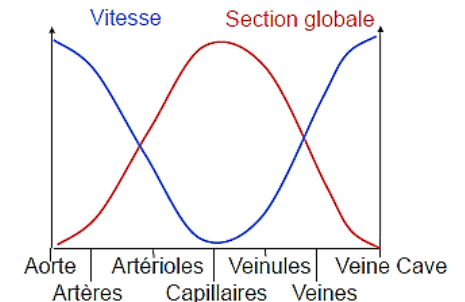
Artère → artériole → capillaires → veinule → veine



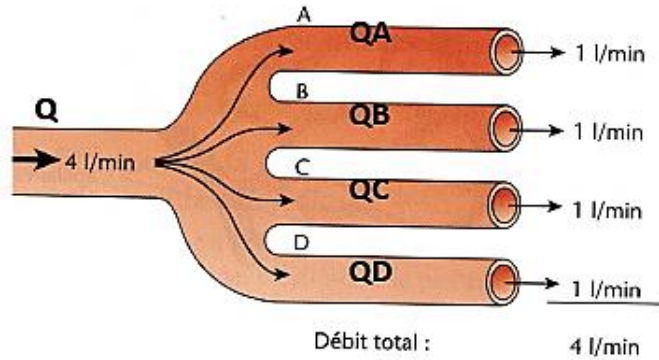
### Caractéristiques des capillaires :

- la **résistance totale y est faible** (elle correspond à la résistance individuelle d'un capillaire divisée par le nombre de capillaires)

- la section globale (somme des sections individuelles de chaque capillaire) est supérieure à la section aortique → **surface d'échange importante.**

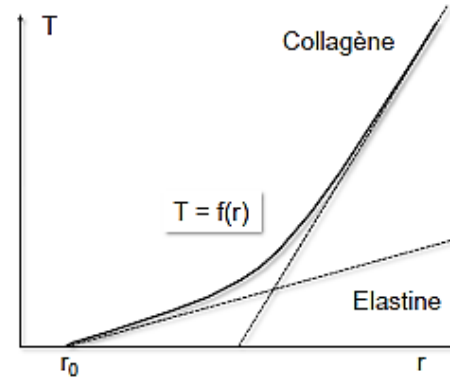


- le **débit total des capillaires est identique au débit artériel**. Or la surface d'échange est plus importante au niveau des capillaires donc la **vitesse d'écoulement y diminue** → favorise les échanges



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

Individuellement, les fibres obéissent à la **loi de Hooke**



Prises dans leur ensemble, elles donnent une relation tension-rayon plus complexe **T=f(r)**

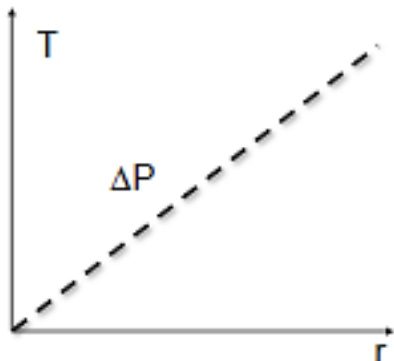
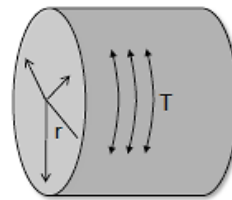
- Les fibres **d'élastine** sont les premières à être mobilisées.
- Puis les fibres de **collagène d'élastance supérieure** prennent le relai. (*Rq : élastance = résistance à l'étirement*)

**IV- PARTICULARITES LIEES AUX PAROIS**

**1) Phénomènes s'appliquant aux parois vasculaires**

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

- la paroi se tend jusqu'à une tension T qui équilibre ΔP
- plus le rayon du vaisseau augmente, et plus la tension nécessaire pour équilibrer ΔP augmente



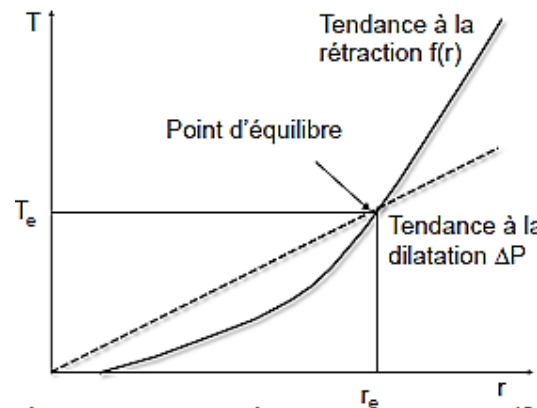
La **loi de Laplace** définit la relation tension-rayon suivante :

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

**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 d'élastine

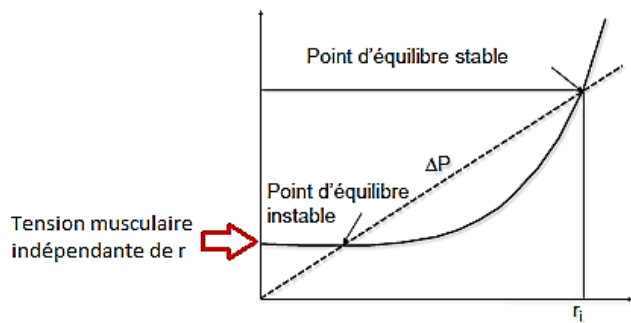


Le gradient transmural de pression qui tend à **dilater** le vaisseau est représenté par la courbe ΔP qui répond à la **loi de Laplace T = ΔP.r**

Les propriétés élastiques des parois qui tendent à **contracter** le vaisseau sont représentées par la courbe **T = f(r)** qui répond à la **loi de Hooke**



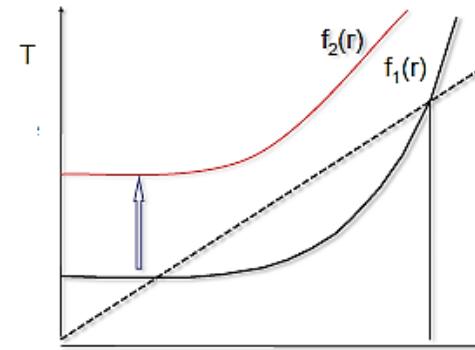
♣ **Vaisseaux à parois musculo-élastiques**



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

**Conséquence : 2 points d'équilibre**

→ Mais le premier est instable : pour un rayon plus petit on aura une tendance à la rétraction (donc risque de sténose) et pour un rayon plus grand on aura une tendance à la dilatation.



La rupture hémorragique d'un anévrisme cérébral engendre un **vasospasme** : l'artère se collabre pour empêcher le saignement.

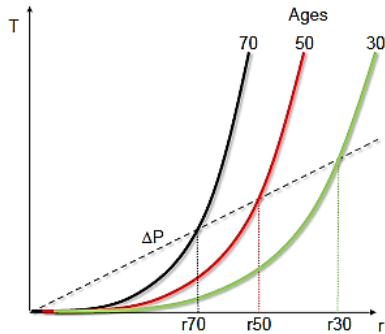
→ pas de modifications de la courbe de Laplace (car les forces qui tendent à dilater les parois ne changent pas)

→ élévation de la courbe de Hooke qui traduit une augmentation de la contraction musculaire au niveau artériel

**Conséquence** : perte des points d'équilibre et **obstruction total de l'artère** qui entraîne une **ischémie des territoires normaux** (c'est-à-dire qu'ils ne sont plus irrigués).

**3) Modifications physiopathologiques**

■ **Modif de la courbe de Hooke**



➤ **Variation des propriétés élastiques des parois due à l'âge**

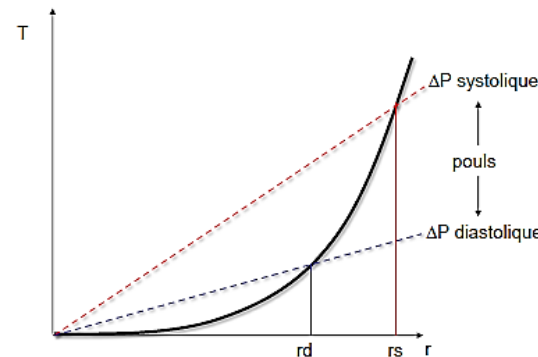
Le vieillissement s'accompagne d'une **diminution de l'élastine au profit du collagène**.

**Conséquence** : déplacement du point

d'équilibre vers la gauche → **réduction du rayon**. → ↗ des résistances des vaisseaux ( $R=8\eta L/\pi r^4$ ) → ↗ des pressions ( $\Delta P=Q.R$ ) donc cette ↘ du rayon est responsable d'hypertension artérielle chez les personnes âgées.

■ **Modif de la droite de Laplace**

➤ **Variation de la courbe de Laplace en fonction du cycle cardiaque**

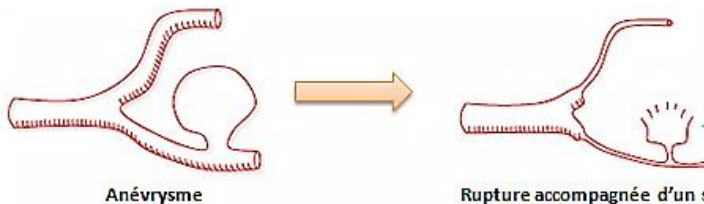


**Augmentation** du gradient transmurale de pression en **systole** (au moment de l'éjection du sang dans les artères)

**Diminution** du gradient transmurale de pression en **diastole** (au moment du remplissage du ventricule G du ♥)

**Conséquence** : variation du point d'équilibre qui explique la **diminution du rayon en diastole**. Cette variation de rayon est palpable : c'est le **pouls**.

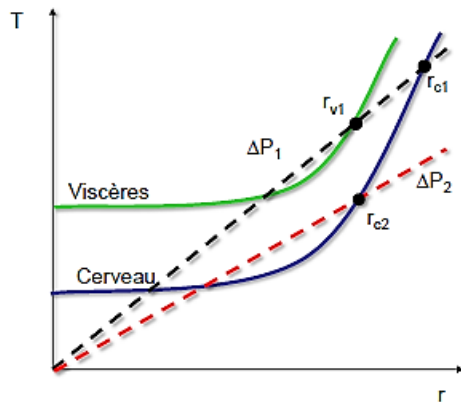
➤ **Réponse à la rupture hémorragique d'un anévrisme cérébral**



Rq : Les propriétés élastiques des artères permettent également de transformer le débit pulsatile en débit constant.

➤ **Protection hiérarchisée des organes en cas de baisse de la pression de perfusion**

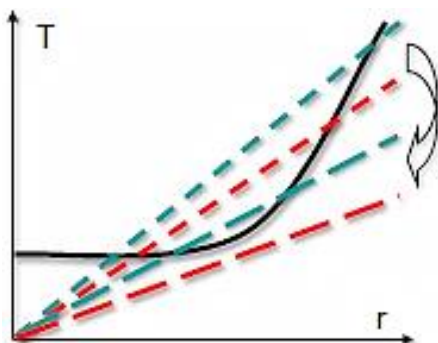
Les vaisseaux au niveau des viscères sont plus contractés que ceux du cerveau à l'état basal. Puisqu'une baisse de pression diminue la tension exercée par le sang sur les parois alors :



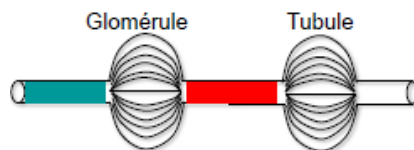
Au niveau des **viscères**, la contraction devient très supérieure à la dilatation → perte du point d'équilibre et **obstruction des vaisseaux**

Au niveau du **cerveau**, il subsiste un point d'équilibre → les **vaisseaux restent ouverts**.

**Cas du rein :** la déformabilité est la même au niveau du glomérule et du tubule mais la **pression** exercée par le sang sur les parois est **plus faible au niveau du tubule** à l'état basal.



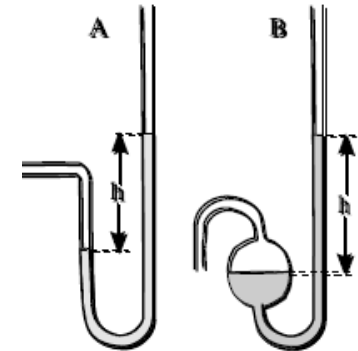
Une **chute de pression** affecte le **tubule** (la courbe rouge ne croise plus f(r)) mais **pas le glomérule**



**Conséquence :** **tubulonéphrite aigüe ischémique**

**V- APPLICATIONS CLINIQUES**

**1) Bases biophysiques de la mesure des pressions sanguines**



La pression est mesurée à l'aide d'un **manomètre à colonne de liquide**

En pratique on utilise le système B plutôt que A car le niveau dans le réservoir varie très peu et permet de définir le point 0

Deux liquides différents sont utilisés selon le type de pression à mesurer :

	EAU	MERCURE
<b>Masse volumique</b>	$\rho = 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$	$\rho = 13,6 \cdot 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$
<b>Pression mesurée</b>	<b>Veineuse</b>	<b>Artérielle</b>
<b>Equivalent en pression</b>	1cmH <sub>2</sub> O = 100 Pa	1mmHg = 133 Pa

**2) Mesure de la pression artérielle**

**Pression artérielle** = pression qui règne dans les artères (= pression statique si la personne est allongée et si le capteur est perpendiculaire à l'écoulement du sang)

→ Elle est souvent appelée **tension artérielle** (à tort). Le terme d'**hypertension artérielle** est d'ailleurs rentré dans le langage courant alors qu'on devrait parler d'**hyperpression** artérielle.

**PA maximale (systolique) = 18 kPa = 135 mmHg**

**PA minimale (diastolique) = 11 kPa = 85 mmHg**

$$\text{PA moyenne} = \frac{\text{PA systolique} + 2\text{PA diastoliques}}{3} = 13\text{kPa} = 96\text{ mmHg}$$

Remarque : une PA/TA de 14/8 signifie :

- Une PA maximale de 14 cmHg
- Une PA minimale de 8 cmHg

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

- ✓ On prend la pression au niveau du **cœur**  
➔ valeur de **référence** en général
- ✓ On mesure la **distance (x)** entre le cœur et l'endroit où l'on veut connaître la pression

Application de la formule :

$$PA(x) = PA(0) + dP = PA(0) - \rho g dz$$

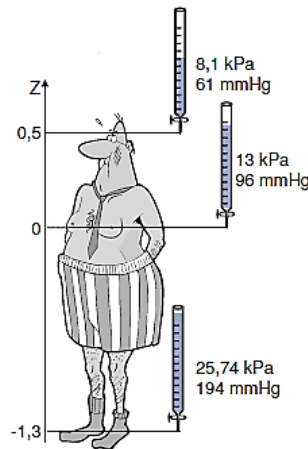
**Rq**: si la mesure est faite en dessous du cœur, la distance  $dz < 0$  ➔ la pression augmente !!

### ➤ Conversion des Pa en mmHg :

- ✓ Diviser le résultat donné en **Pa** par **133**
- ✓ **OU** multiplier le résultat en **kPa** par **7,5** sachant que **1kPa = 7,5 mmHg**

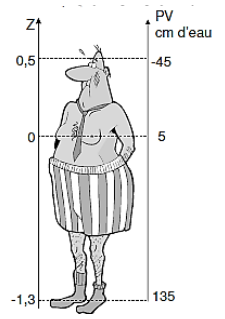
## 3) Mesure de la pression veineuse

La **pression veineuse centrale** ( $< 1\text{kPa}$ ) se mesure par **cathéter veineux** au niveau de l'**oreillette DROITE** avec un **manomètre** à **EAU**.



### ➤ Calcul des pressions en fonction de la position

- ✓ Même principe mais avec de l'eau
- ✓ Conversion de la pression (Pa) en cmH<sub>2</sub>O : en divisant la pression par **100**.



### ➤ Physiopathologie de la syncope par hypotension orthostatique

- ✓ Lorsqu'on passe de la position allongée à debout, la pression veineuse passe de 5cm d'eau partout à -45cm au niveau de la tête & 135cm au niveau des pieds = **afflux sanguin brutal** vers le réseaux **veineux** des **membres inférieurs** et risque de **chute** de la **PA cérébrale**.

- **REGULATION PHYSIOLOGIQUE** = les **barorécepteurs** sensibles aux variations de pression envoient un influx nerveux au SNC qui active le **système sympathique**.  
➔ actions du sympathique : **vasoconstriction veineuse & artérielle**
- **PATHOLOGIE** : baisse de PA cérébrale ➔ **syncope**

## 4) Mesure de la Pression du liquide céphalo-rachidien (LCR) ou cérébro-spinal (LCS)

- Les pressions du LCR et du LCS sont proches de la pression veineuse. Elles se mesurent donc au manomètre à **eau** (via une ponction lombaire) et équivalent à **10 cmH<sub>2</sub>O**

### ➤ Pathologie : hypertension intracrânienne (ex en cas d'hématome sous-dural)

- ✓ L'hypertension intracrânienne peut entraîner un **engagement cérébral** (le lobe temporal se glisse dans le trou formé par la tente du cervelet et vient compresser le tronc cérébral).
- ✓ La ponction lombaire est **contre-indiquée** !! (car elle entraînerait une **augmentation du gradient de pression**, favorisant ainsi le glissement du lobe)

## 5) Examens cardio-vasculaires

➤ **L'auscultation** = mesure *indirecte* de la pression par création d'une *sténose* de l'artère *humérale*.

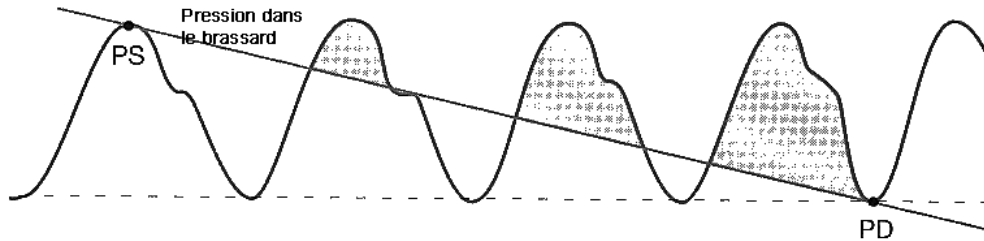
Écoulement *laminaire* = **SILENCE**

Écoulement *turbulent* = **souffle** = **BRUIT** en regard du stéthoscope

⇒ **Turbulence systolique** = bruit sec

⇒ Puis les bruit **s'allongent**

} = bruits de **Korotkov**



PB > PS : absence de bruits    PB = PS : apparition des bruits    PD < PB < PS : les bruits augmentent d'intensité puis s'atténuent    PB = PD : disparition des bruits

Comparaison des résultats de l'auscultation avec la mesure directe :

- PA **systolique** **correcte**
- PA **diastolique** **sous-estimée**

Causes d'apparition d'un souffle :

LESIONNELLES		FONCTIONNELLES	
SOUFFLE	CAUSE	SOUFFLE	CAUSE
Vasculaire	Sténose vasculaire * (↘ diamètre)	D'effort	↗ du débit Q
Cardiaque	Fuite ou sténose cardiaque (↘ diamètre)	Lié à l'anémie	↘ de η et ↗ du débit Q

\* ex : sténose artérielle due à une **athérosclérose**

Réécriture du nombre de Reynolds :

$$\mathcal{R} = \frac{\rho dv}{\eta} = \frac{4\rho Q}{\pi d\eta}$$

## ➤ **Imagerie**

○ Fréquence spéciale appelée « **séquence sang blanc** », utilisée en **IRM cardiaque**

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

○ **Echographie** : utilise les **ultra-sons**

- ✓ L'échographie **simple** permet d'étudier les **structures anatomiques**
- ✓ L'échographie **doppler** permet de mesure des **vitesse**

### Effet Doppler : phénomène s'appliquant aux ondes sonores

- La fréquence ↗ (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**.
- Permet de déterminer la **vitesse d'écoulement** des hématies en fonction de la fréquence des ondes ultrasonores envoyées et reçues
- En connaissant les vitesses d'écoulement du sang grâce à l'échographie doppler, on peut estimer le **diamètre d'un vaisseau** au niveau d'un rétrécissement (en connaissant le diamètre normal).

Ainsi, d'après le principe de continuité des débits :

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

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**