

I- BASES PHYSIQUES

1) Mécanique des fluides

FLUIDE = milieu matériel facilement déformable donc capable de produire un écoulement.

⇒ Ex : milieu gazeux (compressible) ou milieu liquide (supposé incompressible)

- ✓ **Fluide idéal** : Ø de forces de frottement
- ✓ **Fluide réel** : forces de frottement (**viscosité**)

MECANIQUE :

- ✓ **Statique** : immobile, caractérisée par la **PRESSION**
- ✓ **Dynamique** : en mouvement, caractérisée par un **DEBIT**

2) Fluide idéal statique

NOTION DE PRESSION :

La pression peut s'exprimer comme :

- Une **force** (N) exercée par unité de **surface** (m²)
- Une **énergie** (J) contenue dans une unité de **volume** d'un fluide (m³)
(c'est l'énergie des molécules du fluide).

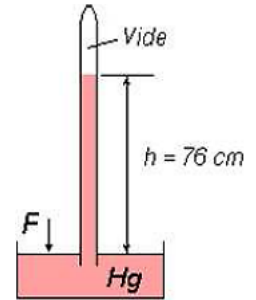
L'équation aux dimensions donne : $[P] = \frac{[Energie]}{[Volume]} = \frac{[Force]}{[Surface]}$

L'unité de la pression est le **Pascal** (Pa = N.m⁻²), dont il existe plusieurs équivalents :

- ♦ 1 bar = 10⁵ Pa
- ♦ 1 cm H₂O = 0,98.10² Pa
- ♦ 1 mmHg = 133 Pa
- ♦ atm = 1,013 bar

LA PRESSION ATMOSPHERIQUE : elle est mesurée à l'aide du baromètre de Toricelli et correspond :

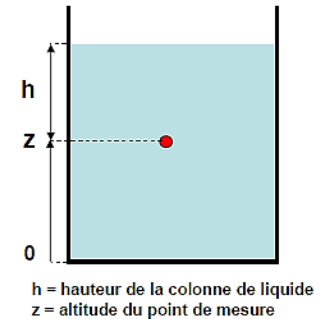
- ➔ au poids de la colonne d'air (qui s'exerce sur le mercure dans le récipient)
- ➔ au poids de la colonne de mercure



LA PRESSION STATIQUE DANS UN LIQUIDE : elle correspond au poids de la colonne de liquide qui s'applique en un point. Elle varie avec **l'altitude** du point de mesure et est donnée par :

$$P_z = \rho g h$$

ρ = masse volumique en kg.m⁻³
 g = accélération de la pesanteur ≈ 10 m.s⁻²
 h = hauteur de la colonne de liquide en m



On distingue 2 pressions statiques :

- ⇒ La **pression relative** = pression liée à la **colonne de liquide** sur le point.
- ⇒ La **pression absolue** = pression **relative** + pression **atmosphérique**

Important : la pression statique **augmente** avec la profondeur (si h ↗ et si z ↘)

LOIS DE PASCAL : elles rendent compte de la variation de P avec l'altitude

- ➔ $\rho g h + \rho g z = cste \Leftrightarrow \rho_{stat} + \rho g z = cst \Leftrightarrow E_{pression} + E_{pesanteur} = cste$
- ➔ la pression est la **même** pour tous les points situés à la **même altitude**, quelle que soit la forme du récipient
- ➔ la **différence de pression** entre 2 points situés à des altitudes différentes est **proportionnelle à cette différence d'altitude** :
 $P_1 + \rho g z_1 = P_2 + \rho g z_2 \Leftrightarrow \Delta P = P_2 - P_1 = \rho g (z_1 - z_2)$

3) **Fluide idéal dynamique**

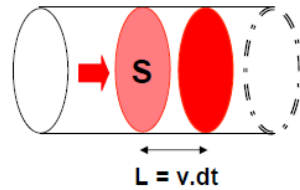
Un fluide idéal s'écoule sans aucune interaction : toutes les molécules se déplacent à la même vitesse.

NOTION DE DEBIT :

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** (car $V = S \cdot L$ et $L/\Delta t = v$)

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

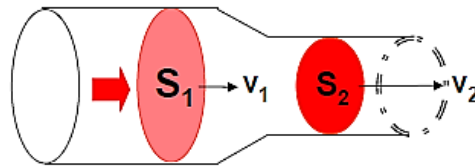


/!\ à ne pas confondre **V (le Volume)** et **v (la vitesse)** !!

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

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

Si on prend un conduit dont la section **↘**, alors la vitesse d'écoulement du fluide à l'extrémité distale du conduit **↗** pour maintenir un débit constant par rapport à l'extrémité proximale.



ENERGIE MECANIQUE TOTALE (=CHARGE) D'UN FLUIDE EN MOUVEMENT :

Un liquide en mouvement possède 3 formes **d'énergies mécaniques** responsables de l'écoulement :

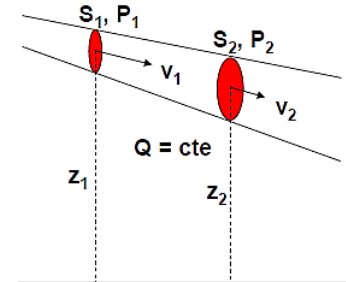
- P = énergie liée à la **pression**
 - $\rho g z$ = énergie liée à l'**altitude** = $E_{\text{pesanteur}}$
 - $\frac{1}{2} \rho v^2$ = énergie liée à la **vitesse** = $E_{\text{cinétique}}$
- } $E_{\text{potentielle}}$

THEOREME DE BERNOULLI : l'énergie mécanique **totale** d'un fluide idéal circulant à débit constant dans un circuit hydraulique est **constante**.

$$E_{\text{mec}} = \rho g z + \frac{1}{2} \rho v^2 + P = cste$$

Les différentes formes d'énergie peuvent se transformer les unes dans les autres à condition que l' E_{mec} totale reste constante.

$$P_1 + \rho g z_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 = P_2 + \rho g z_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2$$

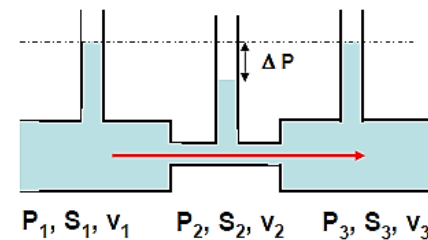


Robinet fermé	Robinet ouvert
$v = 0 \Leftrightarrow \frac{1}{2} \rho v^2 = 0$; $z = cte$ ⇒ Donc la pression est constante	$v \neq 0 \Leftrightarrow \frac{1}{2} \rho v^2 \nearrow$; $z = cte$ ⇒ Donc la pression diminue
	<p>POMPE : remonte le liquide écoulé vers le réservoir</p>

EFFET VENTURI :

- ⇒ En écoulement horizontal dans un conduit,
- ⇒ Application médicale = risque d'obstruction (spasme)

si **↘** alors **P ↘**



Raisonnement à tenir :

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

Dans un tube horizontal, l'énergie de pesanteur étant constante, on peut calculer ΔP entre la partie large du conduit et la zone rétrécie :

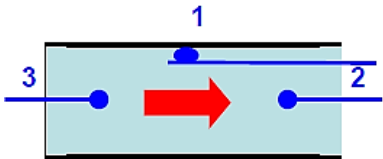
$$P_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 = P_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2 \Leftrightarrow \Delta P = P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (v_2^2 - v_1^2)$$

Or $S_1 v_1 = S_2 v_2$ Donc

$$\Delta P = \frac{1}{2} \rho \left(\left(\frac{S_1}{S_2} \right)^2 - 1 \right) v_1^2$$

MESURE DE LA PRESSION AVEC UN CAPTEUR :

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



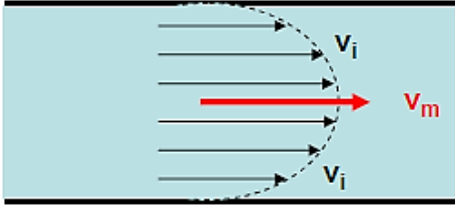
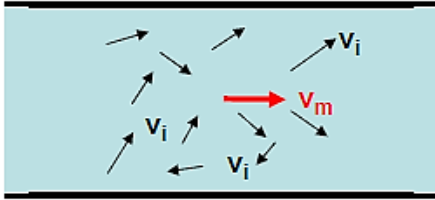
- 1- Pression **Latérale** = P
- 2- Pression **Terminale** = $P + \frac{1}{2} \rho v^2$
- 3- Pression **d'Aval** = $P - \frac{1}{2} \rho v^2$

4) Fluide réel dynamique

Des forces de frottement entrent en jeu dans un fluide réel.

- ⇒ **Conséquence** : \searrow de l'énergie mécanique (= perte de charge) au cours de l'écoulement. Le théorème de Bernoulli n'est plus vérifié !
- ⇒ Les molécules se déplacent à des **vitesse différentes en fonction des interactions** (molécules/molécules & molécules/paroi)

REGIMES D'ÉCOULEMENT D'UN FLUIDE REEL :

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

LE NOMBRE DE REYNOLDS \mathcal{R} \rightarrow définit le régime d'écoulement

$$\mathcal{R} = \frac{\rho d v_m}{\eta}$$

- v_m = vitesse circulaire moyenne
- d = diamètre du tuyau
- ρ = masse volumique du liquide
- η = viscosité du liquide

$\mathcal{R} < 2000 \rightarrow$ écoulement **TOUJOURS laminaire**
 $\mathcal{R} > 10\,000 \rightarrow$ écoulement **TOUJOURS turbulent**

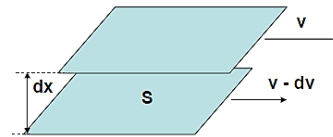
Entre les deux, le régime est **instable** : des conditions extérieures peuvent faire basculer l'écoulement de laminaire à turbulent.

VITESSE CRITIQUE (v_c) = vitesse au-delà de laquelle l'écoulement laminaire devient instable avec possibilité de devenir turbulent.

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

COEFFICIENT DE VISCOSITE η

→ il caractérise les fluides réels



Microscopiquement, on décompose un liquide en mouvement en des lames de fluide qui circulent parallèlement et à des vitesses différentes à cause des **forces de frottement F** :

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

η = **viscosité** exprimée en **Pa.s = Poiseuille**
S = **surface commune** aux deux lames
 $\frac{dv}{dx}$ = **gradient de vitesse**, plus souvent appelé **taux de cisaillement**

LIQUIDES REELS NEWTONIENS ET NON NEWTONIENS :

En *principe* → viscosité = constante caractéristique du liquide

En *réalité* → viscosité qui varie avec la **température** (si $\theta \nearrow$ → viscosité \searrow)

- ✦ Liquides **newtoniens** → viscosité **constante** à une **température donnée**
 ⇒ Ex : l'eau, le plasma...
- ✦ Liquides **NON newtoniens** → viscosité qui varie avec la **température** et le **taux de cisaillement** !
 ⇒ Ex : le **sang** car ce sont les GR qui conditionnent les propriétés mécaniques : quand $dv/dx \searrow$, il y a formation de rouleaux et $\eta \nearrow$

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 à 20°C

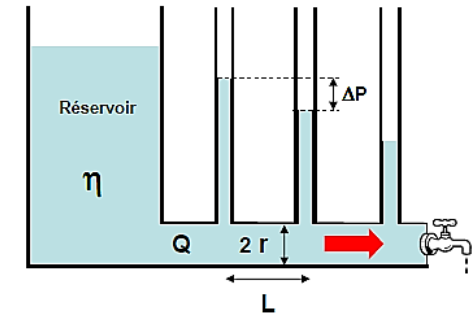
/!\ **Liquide non newtonien ne signifie pas forcément écoulement turbulent ! Ce sont des notions distinctes !!!**

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).

ÉCOULEMENT D'UN FLUIDE REEL : LOI DE POISEUILLE

Dans un conduit horizontal où l'écoulement d'un fluide réel est **LAMINAIRE**, la perte d'énergie due aux forces de frottement entraîne une diminution de la pression d'un point à un autre. La **LOI DE POISEUILLE** permet de calculer la **variation/chute de pression** entre ces 2 points :

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

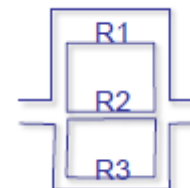


- Pour un **liquide Newtonien** → on prend la **viscosité** de ce liquide à la θ donnée
- Pour un **liquide non Newtonien** → on prend la **viscosité apparente**

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** (Rt).

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



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

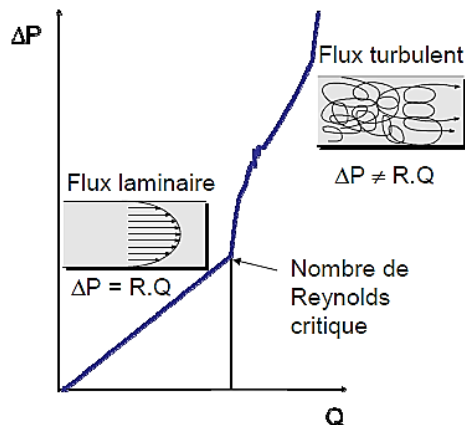
Puisque $R_1 = R_2 = R_3$ alors $\frac{1}{R_t} = \frac{3}{R_1} \Leftrightarrow R_t = R_1/3$

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:

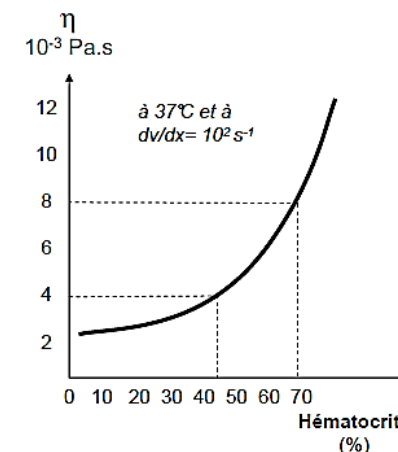
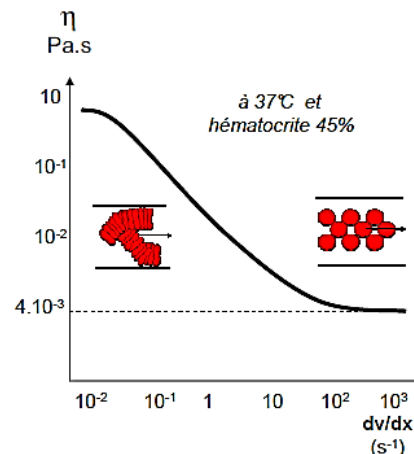
$$\Delta P = Q \frac{8\eta L}{n\pi r^4}$$

ÉCOULEMENT LAMINAIRE vs. TURBULENT :

Laminaire	Toute l'Énergie consommée est utilisée pour vaincre la viscosité. $\rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + P + \text{chaleur} = \text{cste}$ Relation linéaire entre ΔP et Q
Turbulent	Les tourbillons consomment une partie de l'énergie : chaleurs + vibrations → bruits et/ou souffle Ø de proportionnalité entre ΔP et Q



Rq : le comportement rhéologique du sang est complexe car η varie avec la température, avec dv/dx et avec l'hématocrite.



II- PARTICULARITES LIEES AU SANG

- ✓ **Sang** = suspension de \mathcal{C} dans une solution macromoléculaire (= le plasma) → fluide **non newtonien** (car présence de globules rouges)
- ✓ **Plasma** = fluide **newtonien** ($\eta = 10^{-3} \text{ Pa.s}$)
- ✓ **Hématocrite** = $\frac{\text{volume de cellules}}{\text{volume total}} = 0,45$

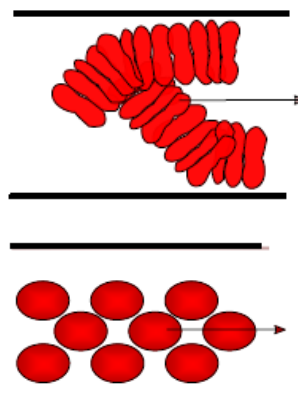
Application pathologique : **polyglobulie primitive** ou **maladie de Vaquez**

- ⇒ hématocrite supérieur à 55-60%
- ⇒ complications = thromboses par hyper-viscosité

1) Dans de GROS vaisseaux

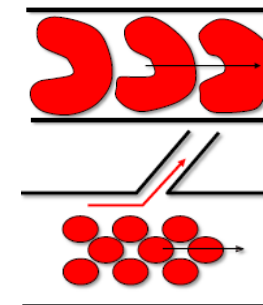
La viscosité du sang est liée aux interactions inter- \mathcal{C} qu'il faut rompre pour mobiliser les \mathcal{C} entre elles.

- **Débit faible** → formation de **rouleaux**. 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**



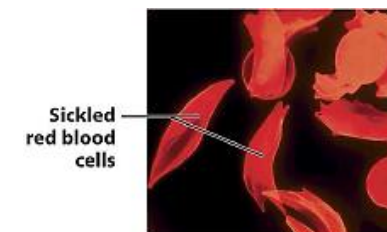
2) Dans de PETITS vaisseaux

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



Application pathologique: la **drépanocytose**

- ⇒ polymérisation de l'Hémoglobine qui entraîne la falciformation des GR
- ⇒ falciformation → ↗ de la viscosité intracellulaire → ↘ de la déformabilité → thromboses capillaires

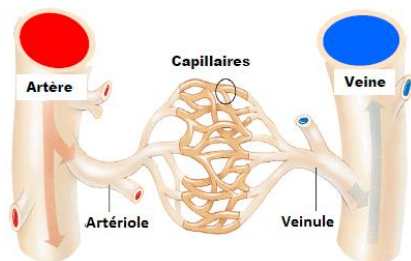


III- PARTICULARITES ANATOMIQUES

Il existe deux circulations :

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

Organisation de la vascularisation à petite échelle :
Artère → artériole → capillaires → veinule → veine



CAPILLAIRES vs. ARTERE :

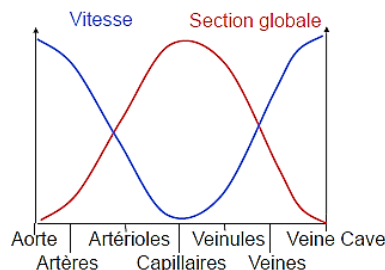
	ARTERE en amont des capillaires	CAPILLAIRES
Section globale (1)	Faible	Elevée
Résistance totale	Elevée	Faible (2)
Débit Total	Identique	
Vitesse	Elevée (3)	Faible

(1) = somme des sections individuelles.

(2) Faible car correspond à la résistance artérielle divisée par le nombre de capillaires $= \frac{8\eta L}{n\pi r^4}$

(3) **Rappel** : $Q = S \cdot v$ donc le débit étant constant, puisque la surface globale est faible, v ↗

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

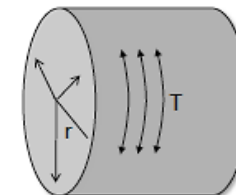


Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

IV- PARTICULARITES LIEES AUX PAROIS

1) Phénomènes s'appliquant aux parois vasculaires

- Le **gradient transmural de pression ΔP** qui tend à dilater le vaisseau
- Les **propriétés élastiques des parois** qui tendent à le contracter



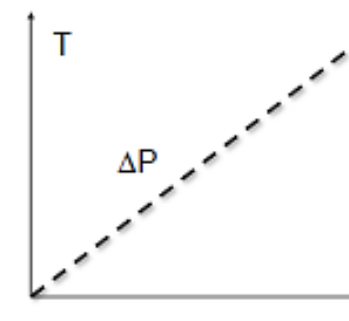
Deux lois régissent la relation tension pariétale - rayon dans un vaisseau :

✓ LA LOI DE LAPLACE = RELATION TENSION-PRESSION

Lorsque $P_{\text{sansuine}} > P_{\text{ext}}$:

- le rayon du vaisseau ↗
- la paroi se tend jusqu'à une tension T qui va équilibrer ΔP

$$T = \Delta P \cdot r$$



→ Relation linéaire entre T qui équilibre ΔP et le rayon du vaisseau

✓ LA LOI DE HOOKE = RELATION TENSION-ELASTICITE

Elasticité = relation entre l'allongement relatif d'un corps élastique $\Delta L/L$ et la force F qui s'oppose à cet allongement.

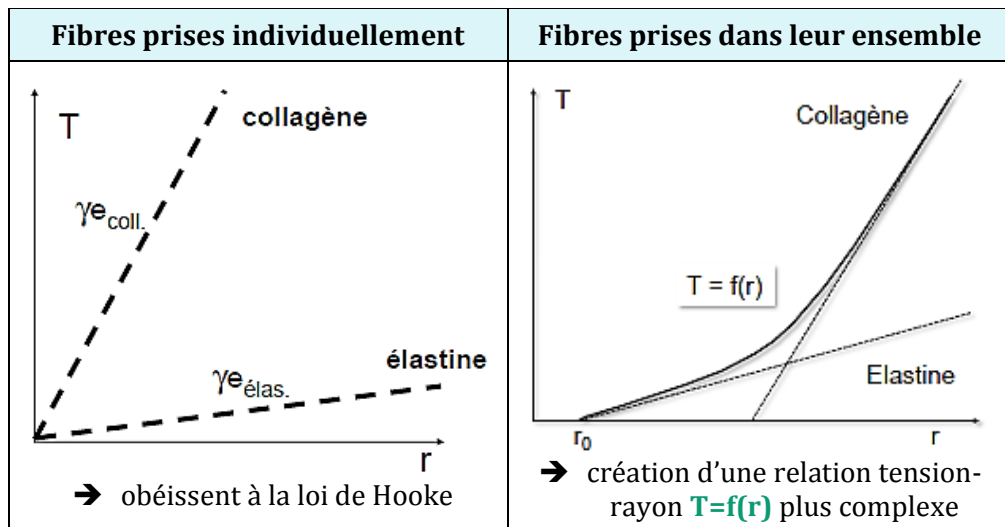
Loi de Hooke : $F = \gamma S \frac{\Delta L}{L}$ (S = surface de section ; γ = module d'élasticité)

La **tension** : $T = \gamma e \frac{\Delta L}{L}$ (γe = élastance = résistance à l'étirement)

2) Propriétés de déformabilité des vaisseaux

♣ Vaisseaux à parois purement élastiques

= vaisseaux composés d'élastine et de collagène

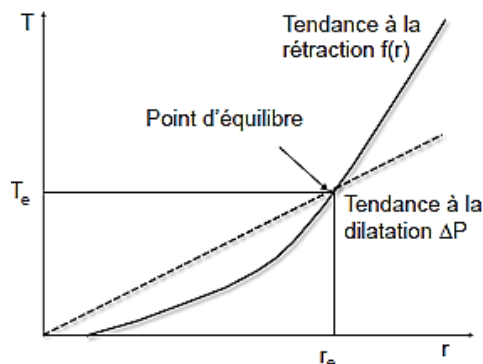


- 1- Les fibres **d'élastine** sont les premières à être mobilisées.
- 2- Puis les fibres de **collagène d'élastance supérieure** prennent le relai.

Diagramme tension rayon :

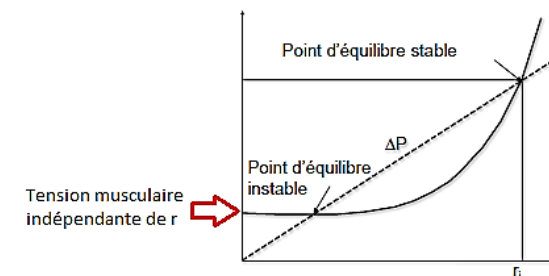
- ✓ **Loi de Laplace** $T = \Delta P \cdot r$
- ✓ **Pptés de déformabilité** $T=f(r)$

⇒ Un point d'équilibre entre les deux tendances (correspondant à un triplet $P/T/r$)



♣ 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**

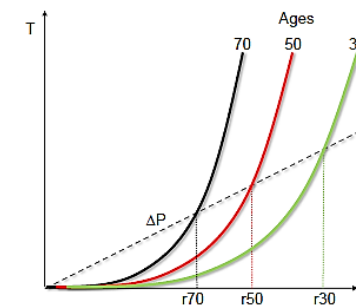
3) Modifications physiopathologiques

■ A PRESSION FIXE

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

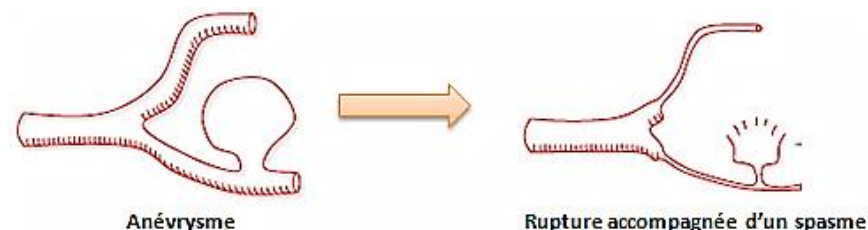
Le vieillissement s'accompagne d'une **diminution de l'élastine au profit du collagène**.

Conséquence : déplacement du point d'équilibre vers la gauche → **réduction du rayon**.



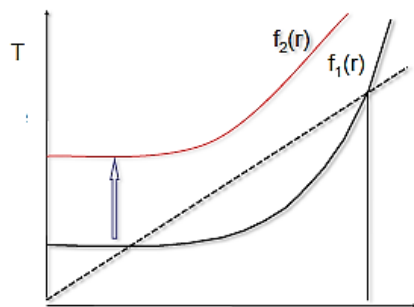
➤ Réponse à la rupture hémorragique d'un anévrisme cérébral

La rupture hémorragique d'un anévrisme cérébral engendre un **vasospasme** : l'artère se colle 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 ↗ de la contraction musculaire au niveau artériel



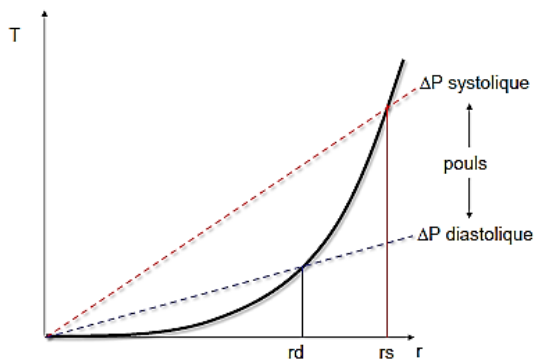
Conséquence : perte des points d'équilibre et **obstruction total de l'artère** qui entraîne une **ischémie des territoires normaux** (c'est-à-dire qu'ils ne sont plus irrigués).

■ **A DEFORMABILITE FIXE**

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

Augmentation du gradient transmurale de pression en **systole**

Diminution du gradient transmurale de pression en **diastole**



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

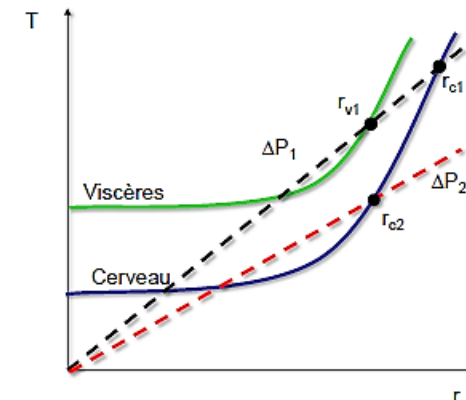
Rq : Les propriétés élastiques des artères permettent également de transformer le débit pulsatile en débit constant.

➤ **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 :

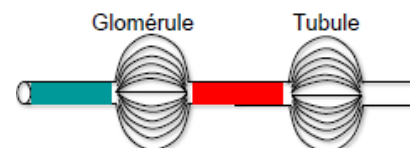
Au niveau des **viscères**, la contraction devient très supérieure à la dilatation ➔ perte du point d'équilibre et **obstruction des vaisseaux**

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

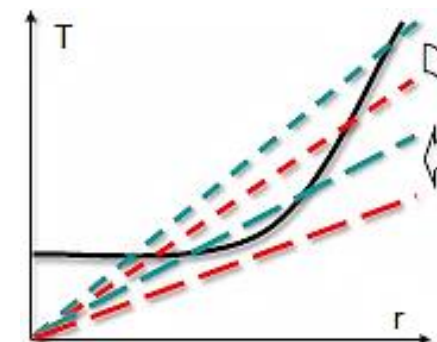


Cas du rein : la déformabilité est la même au niveau du glomérule et du tubule mais la **pression** exercée par le sang sur les parois est **plus faible au niveau du tubule** à l'état basal.

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



Conséquence : **tubulonéphrite aiguë ischémique**



V- APPLICATIONS CLINIQUES

1) Bases de la mesure des pressions sanguines

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

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

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

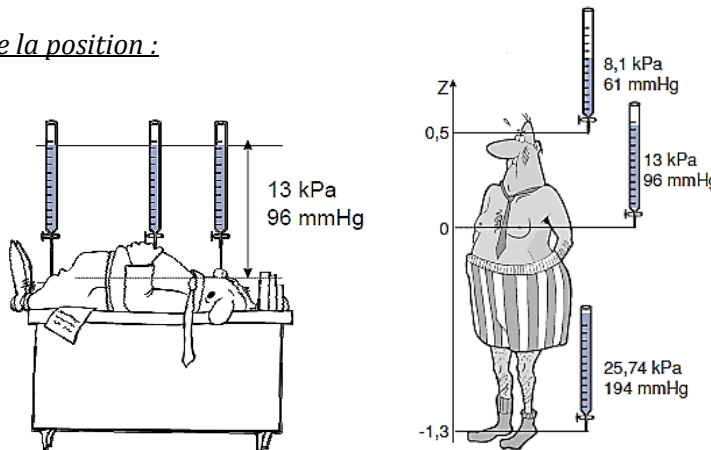
2) Mesure de la pression artérielle

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)

Résultats en fonction de la position :

Valeur de référence
= au niveau du ♥

Rq : pression au niveau du ♥ = pression au niveau de l'artère humérale



→ 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**.

$$\text{PA maximale (systolique)} = 18 \text{ kPa} = 135 \text{ mmHg}$$

$$\text{PA minimale (diastolique)} = 11 \text{ kPa} = 85 \text{ mmHg}$$

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

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

Application de la formule : $\text{PA}(x) = \text{PA}(0) + dP = \text{PA}(0) - \rho g dz$

⇒ **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** car **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 cmH₂O : en divisant la pression par **100**.

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 cmH₂O**

➤ 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)

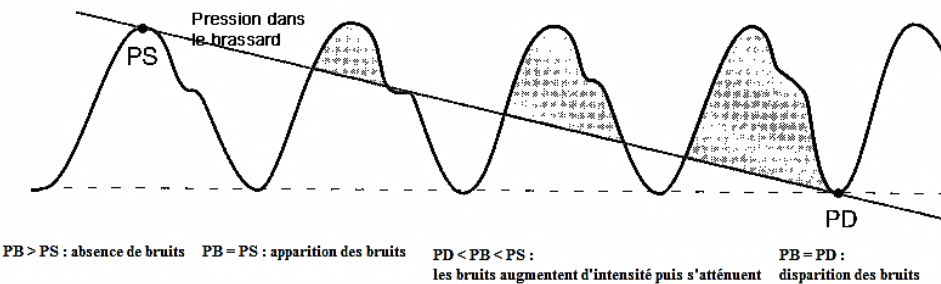
5) Examens cardio-vasculaires

➤ 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**
 - ⇒ **Turbulence diastolique** = bruit qui **s'allonge**
- } = bruits de **Korotkov**



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

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

Réécriture du nombre de Reynolds :

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

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**

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**



Echographie simple

Echographie doppler

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**