

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

I/ GENERALITES SUR LES FLUIDES

1. Fluide :

- On appelle fluide tout milieu matériel **continu** susceptible de **s'écouler**.
- contrairement aux solides, définis comme étant indéformables, les particules de fluides sont facilement **mobiles les unes par rapport aux autres** : elles s'écoulent facilement tant qu'elles ne rencontrent pas de contraintes.
- Parmi les fluides, on distingue
 - **les gaz**: compressibles (ils occupent donc tout le volume qui leur est offert).
 - **et les liquides**: incompressibles.
- L'état gazeux:
 - ✓ C'est un fluide dont les molécules occupent toujours tout le volume de l'enceinte qui le retient.
 - ✓ Les gaz sont **compressibles** et **expansibles**.

✓ Ils obéissent à la loi: **$PV = nRT$**

✚ P: pression (en **pascals**)

✚ V: volume (en **m³**)

✚ R: constante des gaz parfaits

✚ T: température absolue (en **°K**)

✚ n: nombre de moles du gaz.

➤ L'état liquide :

- ✓ C'est un fluide qui épouse la forme du récipient qui le contient.
- ✓ Il a une surface libre de séparation plane et horizontale, entre le liquide et l'air.
- ✓ Les liquides sont **incompressibles** et **peu expansibles**.

2. Fluide parfait (idéal):

- On appelle fluide parfait, un fluide pour lequel n'existe **aucune force s'opposant au glissement des différentes parties du fluide les unes sur les autres** ou le long des parois du récipient qui contient le fluide.
- **les forces de frottement** entre les molécules sont **NULLES**.

- **pas de viscosité.**
- À volume constant, toute modification se fait sans dépense d'énergie.

3. Fluide réel :

- les mouvements des fluides se font **avec frottement.**
- Les frottements sont les **forces de viscosité** (forces de Van der Waals, interactions moléculaires).

4. Mécanique des fluides:

- **Statique:** immobile, caractérisée par une **pression.**
- **Dynamique:** en mouvement, caractérisée par un **débit.**

II/ STATIQUE DES FLUIDES PARFAITS

1. Notion de pression:

- La pression peut s'exprimer comme:
 - une force (N) exercée par unité de surface (m^2);
 - Une énergie (J) contenue dans une unité de volume d'un fluide (m^3), (c'est l'énergie des molécules de fluide).

- L'équation aux dimensions donne:

$$[P] = [\text{énergie}]/[\text{volume}] = [\text{force}]/[\text{surface}]$$

$$[P] = MLT^{-2} \cdot L^{-3} = ML^{-1} T^{-2}$$

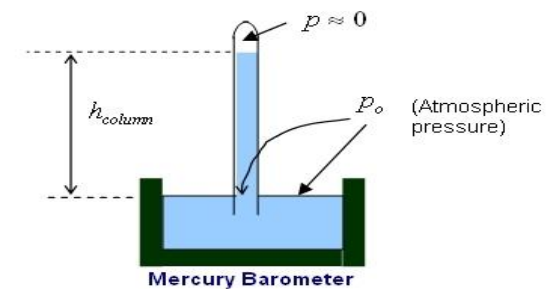
- L'unité de la pression est le pascal ($Pa = N \cdot m^{-2}$), dont il existe plusieurs équivalents:

- **1 bar = 10^5 Pa**
- **1 mm Hg = 133 Pa**
- **1 cm H₂O = $0,98 \cdot 10^2$ Pa**
- **1 atm = 1,013 bar**

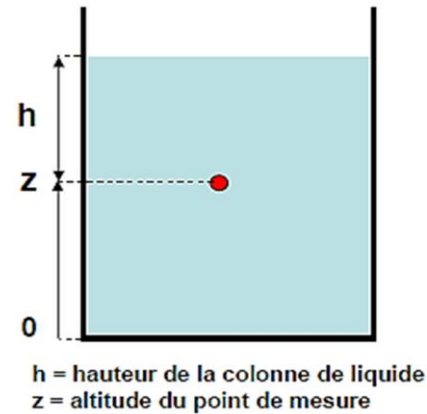
2. La pression atmosphérique:

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.



3. 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: **$P_z = \rho gh$**

- P_z = pression au point z (en N.m^{-2})
- ρ = masse volumique (en Kg.m^{-3})
- g = accélération de la pesanteur $\approx 10 \text{ m.s}^{-2}$
- h = hauteur de la colonne de liquide (en m).

➤ On distingue deux pressions statiques:

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

N.B:

La pression statique augmente avec la profondeur (si $h \nearrow$).

4. Lois de PASCAL: la variation de P avec l'altitude

- $\rho gh + \rho gz = \text{cste} \Leftrightarrow P_{\text{stat}} + \rho gz = \text{cste} \Leftrightarrow E_{\text{pression}} + E_{\text{pesanteur}} = \text{cste}.$
- 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 deux points situés à des altitudes différentes est **proportionnelle à cette différence d'altitude**:

$$P_1 + \rho gz_1 = P_2 + \rho gz_2 \Leftrightarrow \Delta P = P_2 - P_1 = \rho g(z_1 - z_2)$$

III/ DYNAMIQUE DES FLUIDES PARFAITS

Pour simplifier on considère un fluide parfait, incompressible et de régime stationnaire:

➤ Parfait: sans viscosité:

- sans aucune interaction entre les molécules;
- **sans** perte d'énergie;
- l'énergie qui permet son écoulement reste **constante**;
- toutes les molécules se déplacent à la **même vitesse**.

➤ Incompressible: la masse volumique ρ est **la même** en chaque point.

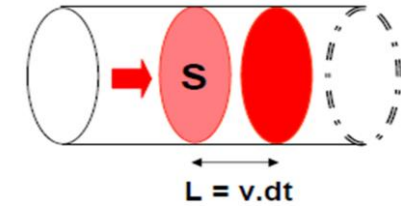
➤ Régime stationnaire:

- la **vitesse** du fluide en un point donné **ne change pas dans le temps**;
- le **débit** est **constant en tout point**.

1. Notion de débit :

□ Le débit Q:

Volume de fluide qui traverse une section S par unité de temps.



$Q = \frac{dV}{dt}$ (dV représente l'élément de volume s'écoulant à travers S pendant le temps dt)

Or: $dV = S \cdot dl$

$Q = S \frac{dl}{dt}$, donc $Q = S v$ (v : la vitesse)

$$Q = dV / dt = S v$$

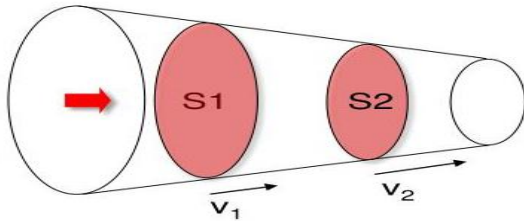
□ Principe de continuité du débit (conservation de la masse):

Pour un fluide incompressible ($\rho = \text{cste}$) qui circule en régime stationnaire (v cste en un point donné), le débit sera constant sur toute la longueur du conduit.

$$Q = S_1 v_1 = S_2 v_2 = \text{cste}$$

Cette équation d'importance considérable est dite équation de continuité.

Si la section du conduit diminue, la vitesse d'écoulement du fluide à l'extrémité distale du conduit augmente pour maintenir un débit constant par rapport à l'extrémité proximale.



2. Energie mécanique totale (charge) d'un fluide en mouvement:

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

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

$$\left. \begin{array}{l} \\ \\ \end{array} \right\} E_{\text{potentielle}}$$

3. Théorème de BERNOULLI:

L'**énergie mécanique totale** d'un fluide idéal circulant à débit constant dans un circuit hydraulique est **constante**.

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

Avec pour un point considéré:

- P : pression statique du point (pression, pression latérale/ transmurale/élastique)
- ρ : masse volumique du fluide
- v : vitesse du fluide en ce point
- g : intensité de la pesanteur
- z : hauteur du point au sein du fluide

Remarques :

- La pression $P = \frac{F}{S}$ a pour équation aux dimensions

$$[P] = \text{MLT}^{-2} \cdot \text{L}^{-2} = \text{ML}^{-1} \text{T}^{-2}$$

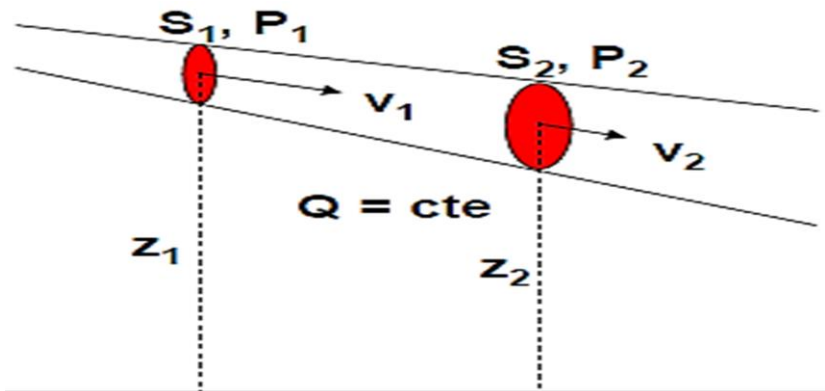
- Elle est aussi homogène à une énergie par unité de volume

$$\text{ML}^2 \text{T}^{-2} \cdot \text{L}^{-3} = \text{ML}^{-1} \text{T}^{-2}$$

- Les hauteurs sont mesurées à partir du niveau le plus bas du liquide.

- Si le fluide est immobile $\Rightarrow \frac{1}{2} \rho v^2 = 0$ (pression dynamique), et on retrouve la relation de la statique des fluides. $P_2 - P_1 = -\rho g (z_2 - z_1) \Leftrightarrow P + \rho g z = \text{cte}$.
- Si fluide immobile, on peut appliquer les 3 lois de Pascal :
 - ✓ La pression en un point est **indépendante** de **l'orientation** du capteur et s'exerce **perpendiculairement** aux parois.
 - ✓ La pression est **la même en tous les points** situés **au même niveau**.
 - ✓ La pression **augmente** avec la **profondeur**.
- Les différentes formes d'énergie peuvent se transformer les unes dans les autres à condition que l'énergie mécanique totale reste constante.

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

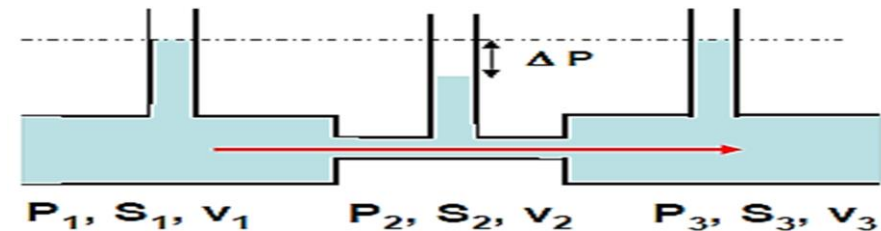


4. Effet VENTURI :

Dans un conduit, en écoulement horizontal, il n'y a pas de dénivellation, donc $z = \text{cte} \Rightarrow P + \frac{1}{2} \rho v^2 = \text{cte}$

$\Rightarrow$ dans les portions rétrécies d'une conduite, l'énergie **cinétique s'accroît** donc la pression **statique baisse**. C'est **l'effet Venturi**.

Si $S \searrow$ alors $P \searrow$



- ❖ $Q = S \cdot v \Rightarrow$ le débit est constant, si la section $S \searrow$ localement $\Rightarrow$ la vitesse $v \nearrow$
- ❖ $P + \frac{1}{2} \rho v^2 = \text{cte} \Leftrightarrow P = \text{cte} - \frac{1}{2} \rho v^2$, donc puisque $v \nearrow \Rightarrow P \searrow$
- ❖ Dans un tube horizontal, l'énergie de pesanteur est 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

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

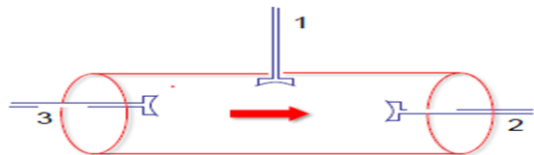
- Le phénomène de Venturi exprime les variations de pression et de vitesse lorsque la section de la canalisation varie.
- Dans le domaine médical, on explique ainsi le bruit (souffle) lors d'une sténose vasculaire et résultant du mouvement vibratoire de la paroi artérielle du fait des fermetures et ouvertures cycliques du vaisseau : la sténose augmente la vitesse et fait donc baisser la pression intra vasculaire provoquant la fermeture du vaisseau qui, à son tour, fait donc réaugmenter la pression et réouvrir le vaisseau, créant ainsi le cycle d'ouvertures/fermetures à l'origine du bruit.

5. Mesure de la pression avec un capteur:

La pression mesurée **dépend de la position du capteur.**

Alors qu'en condition statique l'orientation du capteur est indifférente, en condition d'écoulement, elle conditionne le résultat (importance en cathétérisme).

1. La pression est dite **latérale** = P = pression statique
2. La pression est dite **terminale** = $P + \frac{1}{2} \rho v^2$
3. La pression est dite **d'aval** = $P - \frac{1}{2} \rho v^2$



La différence entre la pression latérale P_L et la pression terminale P_t permet de déterminer la vitesse v ; c'est le principe du double cathéter de Pitot.

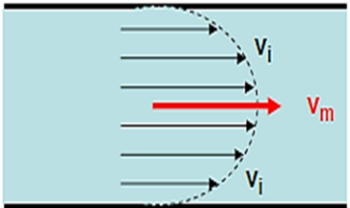
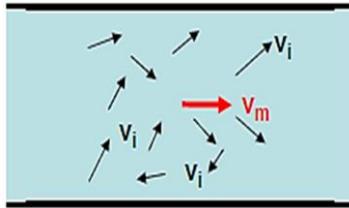
$$P_t - P_L = \frac{1}{2} \rho v^2$$

IV/ DYNAMIQUE DES FLUIDES REELS

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

- **Conséquence** : **de l'énergie mécanique** (= perte de charge) au cours de l'écoulement. Le théorème de Bernoulli **n'est plus vérifié**. Les frottements internes transforment une partie de l'énergie du fluide en chaleur, la relation générale devient : $P + \frac{1}{2} \rho v^2 + \rho g z + \text{chaleur} = \text{cste}$
- Les molécules se déplacent à des **vitesse différentes en fonction des interactions** (molécules/molécules & molécules/paroi).

1. Régimes d'écoulement d'un fluide réel:

Écoulement laminaire	Écoulement turbulent
Si la vitesse d'écoulement est faible : - 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 des vitesses parabolique 	Si la vitesse d'écoulement est élevée : - Les molécules tourbillonnent à des vitesses différentes et sans direction précise - La vitesse moyenne diminue - Les lignes se croisent 

2. Le nombre de Reynolds (R) :

Définit le régime d'écoulement

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

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

❑ $R < 2000 \Rightarrow$ écoulement **toujours laminaire**

❑ $R > 10\,000 \Rightarrow$ écoulement **toujours turbulent**

❑ $R [2000, 10000] \Rightarrow$ le régime est **instable** : des conditions extérieures peuvent faire basculer l'écoulement de laminaire à turbulent.

3. La vitesse critique (v_c) :

C'est la vitesse au-delà de laquelle l'écoulement laminaire devient instable avec possibilité de devenir turbulent.

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

4. Coefficient de viscosité η :

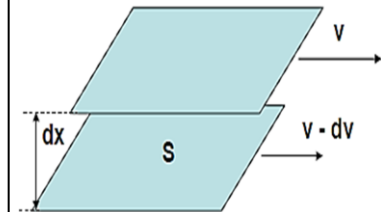
- Caractérise les **fluides réels**

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

η = **viscosité** exprimée en **Pa.s** = **Poiseuille**, varie avec la **température**

S = **surface commune** aux deux lames = surface de frottement

dv/dx = gradient de vitesse, plus souvent appelé **taux de cisaillement**



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

5. Liquides réels newtoniens et non newtoniens:

En principe $\Rightarrow$ viscosité = cte caractéristique du liquide

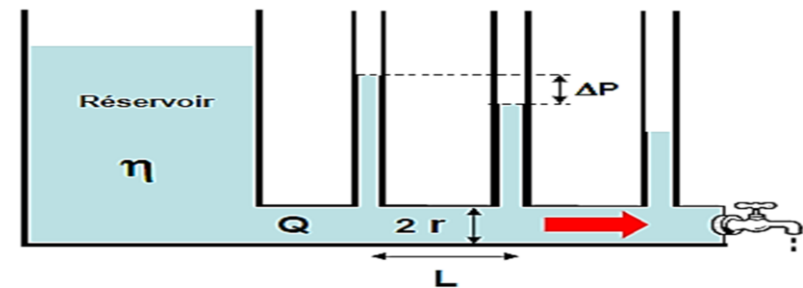
En réalité $\Rightarrow$ viscosité varie avec la **température** : si $\theta \nearrow \Rightarrow \eta \searrow$

- ☐ Liquides newtoniens $\Rightarrow$ viscosité **constante** à une **température donnée** (η indépendant de dv/dx) $\Rightarrow$ exp : l'eau, le plasma ...
- ☐ Liquides non newtoniens $\Rightarrow$ viscosité **varie** avec la **température** et le **taux de cisaillement** $\Rightarrow$ exp: le **sang** car ce sont les GR conditionnent les propriétés mécaniques :

quand $dv/dx \searrow$, il y'a formation de rouleaux et $\eta \nearrow$

- ☐ On définit une **viscosité apparente**: c'est la 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
- ☐ **N.B:** 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** (un **garrot** autour du bras, un **caillot** qui bouche l'artère).

6. Écoulement d'un fluide réel : 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 :

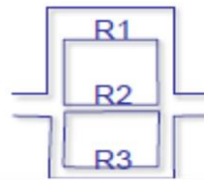
$$\Delta P = Q \frac{8\eta L}{\pi r^4} = Q \cdot R$$

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

- Pour un **liquide newtonien** $\Rightarrow$ on prend la **viscosité** de ce liquide à la **température donnée**
- Pour un **liquide non newtonien** $\Rightarrow$ on prend la **viscosité apparente**

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) $\Rightarrow$ 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 :
(exp de 3 conduits)

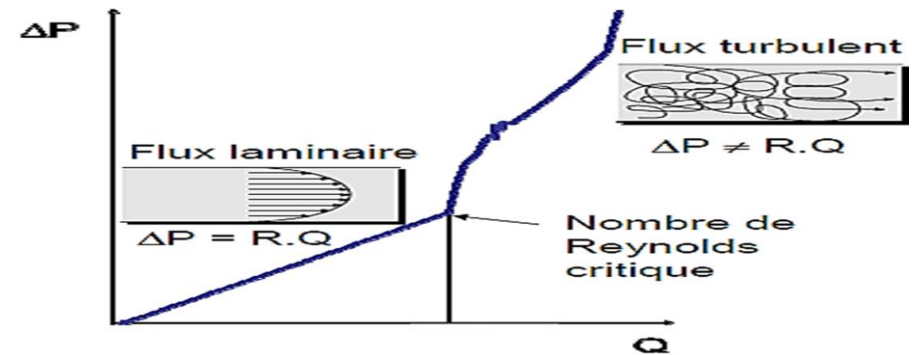
$$\frac{1}{R_t} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3} \text{ puisque } R_1 = R_2 = R_3 \text{ alors } \frac{1}{R_t} = \frac{3}{R_1}$$

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

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:

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

7. Ecoulement laminaire vs. Turbulent :



laminaire	Toute l'énergie consommée est utilisée pour vaincre la viscosité. $P + \frac{1}{2} \rho v^2 + \rho gh + \text{chaleur} = \text{cste}$ Relation <u>linéaire</u> entre ΔP et Q
turbulent	Les tourbillons consomment une partie de l'énergie: chaleur + vibrations $\Rightarrow$ bruits et/ou souffle <u>Pas de proportionnalité</u> entre ΔP et Q

VI/ Hémodynamique :

- ❑ Le sang n'est pas une solution simple mais une **suspension complexe**;
- ❑ Il est **non newtonien**: de **viscosité variable** ;
- ❑ Les problèmes posés par l'hémodynamique sont complexes du fait de:
 - l'**architecture** de l'arbre circulatoire
 - le débit cardiaque : **pulsé** et non continu.

A. Particularités liées au sang :

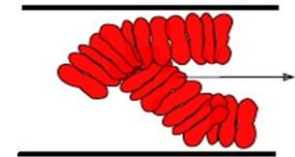
- ❑ Le sang est une suspension:
 - De cellules (éléments figurés du sang): **GR**, GB, plaquettes.
 - Dans une solution de macromolécules (plasma) : globuline, albumine, fibrinogène, lipoprotéines, etc.
- ❑ C'est un fluide non newtonien: viscosité variable car présence de **GR**
- ❑ Le plasma est un fluide newtonien ($\eta = 10^{-3}$ Pa.s)
- ❑ Hématocrite = volume cellulaire / volume total = 0,45.

⇔ Une augmentation de l'hématocrite entraîne une augmentation de la viscosité.

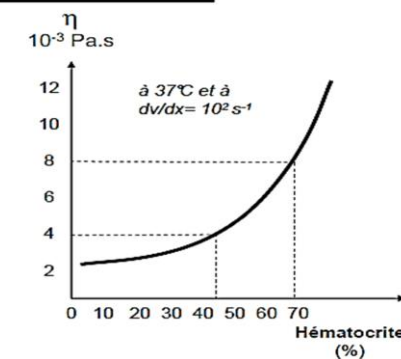
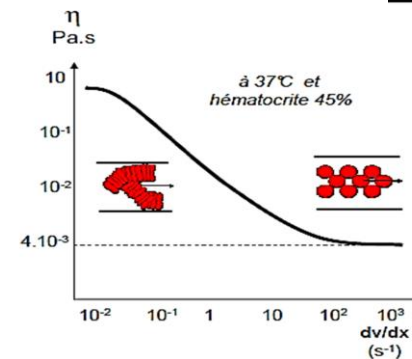
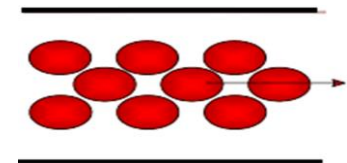
1. Dans les gros vaisseaux:

La viscosité du sang est liée aux interactions intercellulaires qu'il faut rompre pour mobiliser les cellules entre elles.

- ❑ **Débit faible** ⇔ formation de **rouleaux**. Dans ce cas, le taux de cisaillement $\searrow$, ce qui entraîne une agrégation des GR et une $\nearrow$ de la viscosité.



- ❑ **Débit élevé** ⇔ circulation **axiale**. Dans ce cas, le taux de cisaillement $\nearrow$, ce qui entraîne une $\searrow$ de la viscosité. On appelle cela la **rhéofluidification**.



Le comportement rhéologique du sang est complexe car η varie avec :

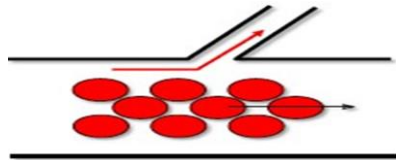
- la température
- dv/dx
- L'hématocrite

Application médicale: polyglobulie primitive ou maladie de Vaquez :

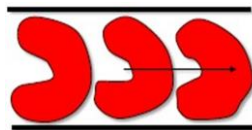
- Hématocrite > 55 %
- Complications: thromboses par hyperviscosité.

2. Dans les petits vaisseaux:

Circulation **axiale** avec **phénomène d'écroulement** au niveau des vaisseaux latéraux $\Rightarrow$ diminution locale de l'hématocrite.

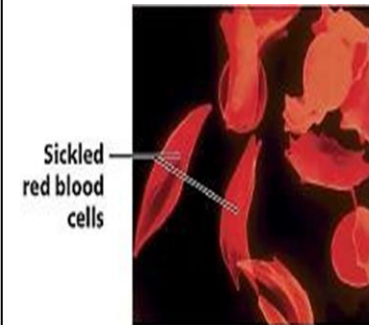


Dans les capillaires $< 8 \mu m$ $\Rightarrow$ **déformation** des GR $\Rightarrow$ la **viscosité intracellulaire** intervient.



Application médicale: la drépanocytose

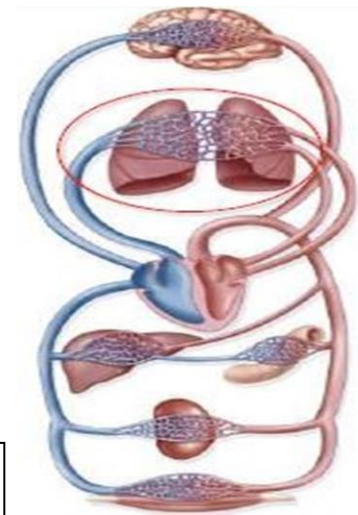
Polymérisation de l'hémoglobine $\Rightarrow$ falciformation des GR $\Rightarrow$ $\nearrow$ de la viscosité intracellulaire $\Rightarrow$ $\searrow$ déformabilité $\Rightarrow$ thromboses capillaires.



B. Particularité anatomiques :

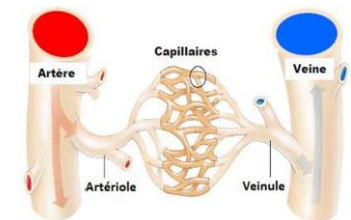
Il existe deux circulations:

- **Systémique** (grande circulation): cœur $\Leftrightarrow$ organes
- **Pulmonaire** (petite circulation): cœur $\Leftrightarrow$ poumons



Organisation de la vascularisation à petite échelle:

Artère $\Rightarrow$ artériole $\Rightarrow$ capillaires $\Rightarrow$ veinule $\Rightarrow$ veine



Capillaires vs. Artères:

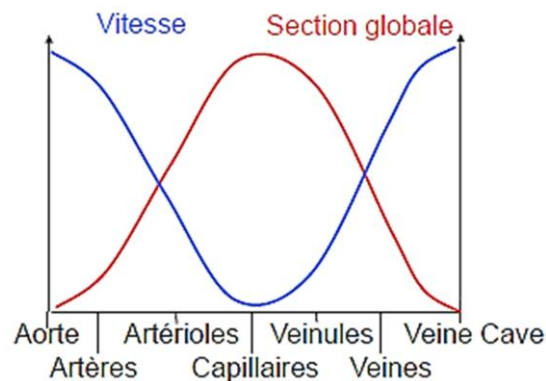
	Artère en amont des capillaires	capillaires
Section globale (1)	Faible	Elevée
Résistance totale	Elevée	Faible (2)
Débit total	Identique	Identique
Vitesse	Elevée (3)	Faible

(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) $Q = S.v \Leftrightarrow$ le débit étant constant, puisque la surface globale est faible, $v \nearrow$

Au niveau des capillaires, la surface globale élevée et la faible vitesse de circulation favorisent les échanges.



Il s'agit d'un système fermé donc le **débit global est constant**.

$$Q = S \cdot v$$

Le débit Q est constant, donc si S varie, v varie aussi en compensation.

Une vitesse minimale au niveau des capillaires permet de favoriser les échanges.

Comme le système capillaires est assimilable à un circuit

électrique en parallèle $\frac{1}{R} = \sum \frac{1}{R_i} \Rightarrow R \searrow$

Cela permet d'introduire la notion de **section globale (S)** et de **section individuelle (S_i)**

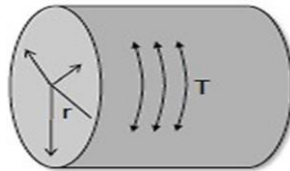
Les variations de pression dépendent des caractéristiques

anatomiques et de la **loi de Poiseuille** : $\Delta P = Q \frac{8\eta l}{\pi r^4} = QR$

L'architecture du réseau module la pression, elle induit les variations de pression et les variations de pression permettent d'induire l'architecture (ex : rein)

C. Particularités liées aux parois vasculaires :

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)
- ❑ La loi de HOOKE (relation tension-élasticité)

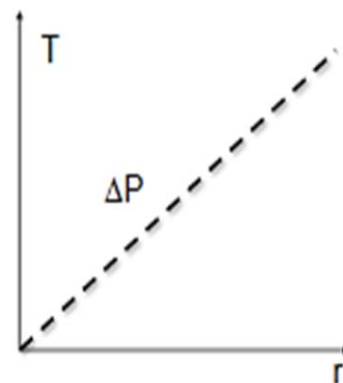
❑ la loi de LAPLACE (relation tension-pression):

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

- 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-élasticité) :

- **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**:

$$F = \gamma S \frac{\Delta L}{L} \quad (S = \text{surface de section}; \gamma = \text{module d'élasticité})$$

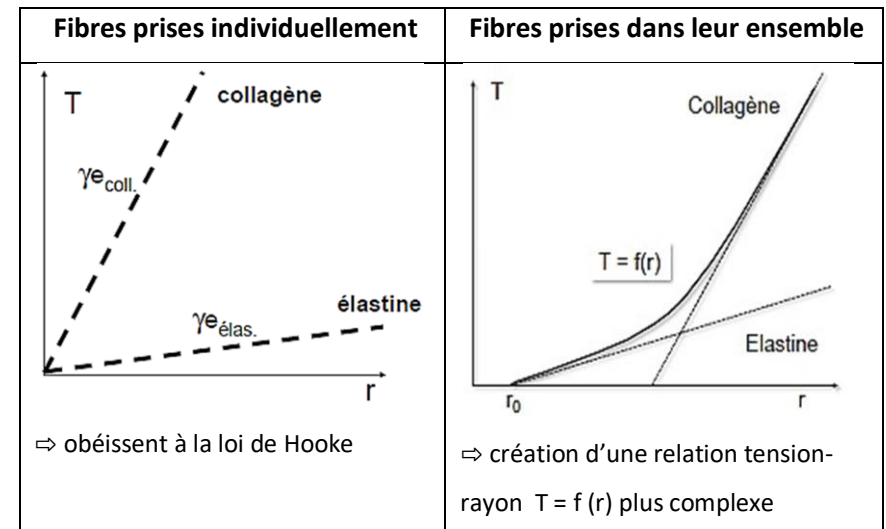
- **La tension**:

$$T = \gamma e \frac{\Delta L}{L} \quad (\gamma e = \text{élastance} = \text{résistance à l'étirement})$$

2. Propriétés de déformabilité des vaisseaux:

❑ Vaisseaux à parois purement élastiques:

Vx composés d'élastine et de collagène



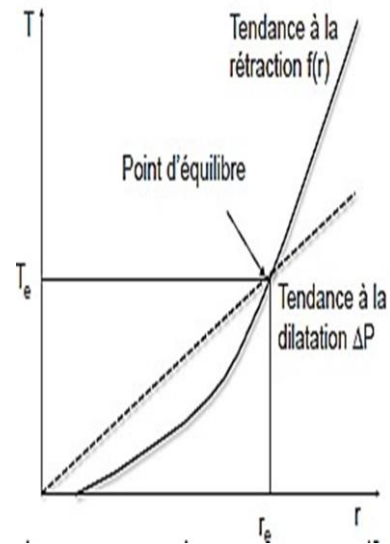
- Les fibres **d'élastine** sont les premières à être mobilisées.

- Puis les fibres de **collagène d'élastance supérieure** prennent le relai.

Diagramme tension rayon:

- Loi de Laplace $T = \Delta P \cdot R$
- Propriétés de déformabilité: $T = f(r)$

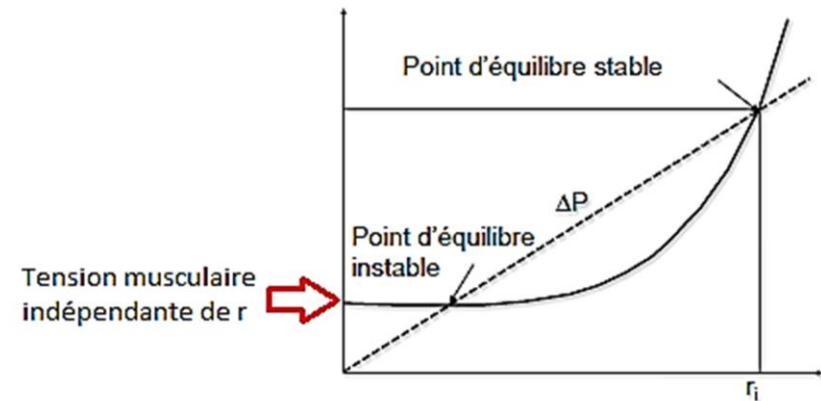
⇒ un point d'équilibre entre les deux tendances (correspondant à un triplet $P/T/r$)



□ 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**



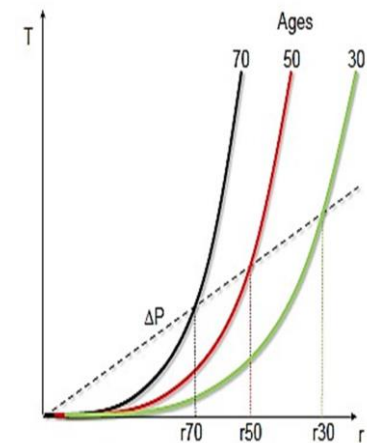
3- modifications physiopathologiques:

□ À 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**.

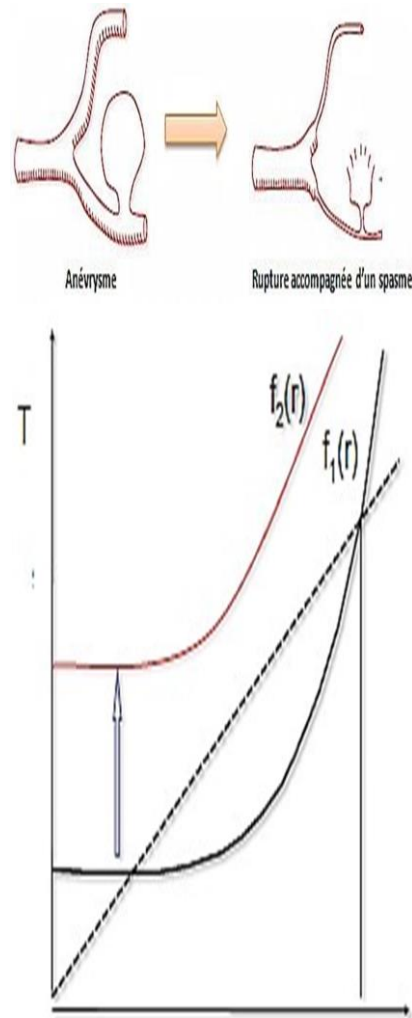


➤ Réponse à la rupture hémorragique d'un anévrisme cérébral:

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

- Pas de modification de la courbe de la Place (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.

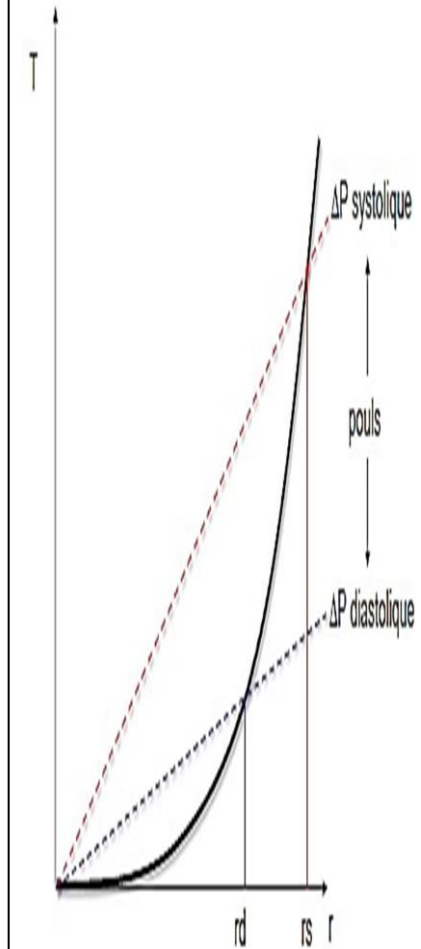
Conséquence: perte des points d'équilibre et obstruction totale de l'artère qui entraîne une **ischémie des territoires normaux** (ils ne sont plus irrigués).



□ À déformabilité fixe:

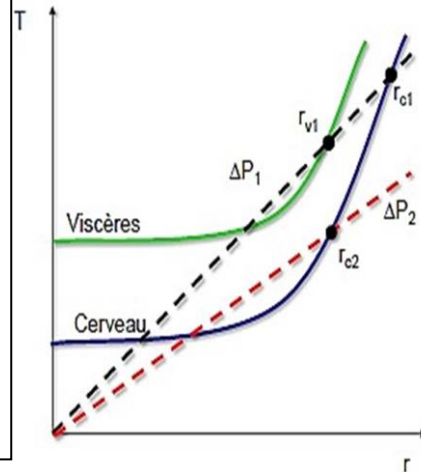
➤ Variation de la courbe de laplace en fonction du cycle cardiaque:

- **Augmentation** du gradient transmural de pression en **systole**
- **Diminution** du gradient transmural 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.



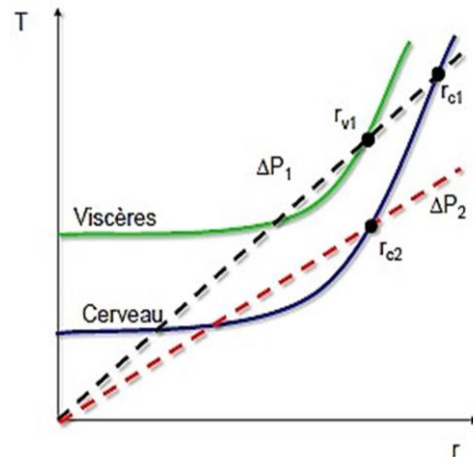
➤ Protection hiérarchisée des organes en cas de baisse de la pression de perfusion:

- 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 $\Rightarrow$ perte du point d'équilibre et **obstruction des vx.**



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

Au niveau du cerveau: il subsiste un point d'équilibre $\Rightarrow$ les vx **restent ouverts.**



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

Au niveau 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**

