

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

Mobilité : Un fluide peut être considéré comme composé d'un grand nombre de particules matérielles, très petites et libres de se déplacer les unes par rapport aux autres ; contrairement à un solide, un fluide n'a pas donc pas de forme propre : il se répand et épouse la forme du récipient qui le contient.

Isotropie : un fluide est un milieu isotrope, c-à-d que les propriétés du fluide sont les mêmes dans toutes les directions de l'espace qu'il occupe.

Compressibilité : il existe deux grandes classes de fluides, différenciés par leur compressibilité :

- Les fluides compressibles : les gaz, qui occupent tout l'espace qui leur est offert (fluide expansible → ρ varie selon la variation de volume) .
- Les fluides incompressibles ou quasi-incompressibles : les **liquides**, qui occupent un volume déterminé (fluide inextensible ou isovolume → $\rho = \text{cte}$)

la compressibilité traduit la diminution de volume en réponse à un accroissement de pression .

Viscosité : caractérise l'aptitude d'un fluide à s'écouler

I- BASES PHYSIQUES

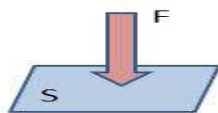
- FLUIDE = milieu matériel facilement déformable donc capable de produire un écoulement.
- Ex : milieu gazeux (compressible) ou milieu liquide (supposé incompressible)
- Fluide idéal : pas de forces de frottement
- Fluide réel : forces de frottement (viscosité)
- fluide parfait : cas idéal où l'on considère qu'il n'y a pas de frottements entre les molécules ; le mouvement du fluide s'effectue « d'un bloc », l'énergie est conservée : pas de viscosité
- _ fluide réel : les molécules interagissent entre elles lors d'un écoulement : frottements internes sources de déperdition énergétique ; si l'on met en mouvement une partie du fluide, ce mouvement se communique de proche en proche aux régions voisines, mais en s'affaiblissant progressivement (gradient de vitesses). Chaque couche « résiste » au mouvement d'entraînement : viscosité
- Ecoulement stationnaire : un régime d'écoulement est dit stationnaire lorsque les paramètres qui le caractérisent : pression, température, vitesse, masse volumique..., ont une valeur constante au cours du temps
- MECANIQUE :

Statique : immobile, caractérisée par la **PRESSION**

Dynamique : en mouvement, caractérisée par un **DEBIT**

II Fluide idéal statique

- 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 du fluide).
-
- =force /surface



$P = \text{énergie /volume}$

· L'unité de la pression est le **Pascal** ($\text{Pa} = \text{N.m}^2$), dont il existe plusieurs équivalents :

1 bar = 105 Pa

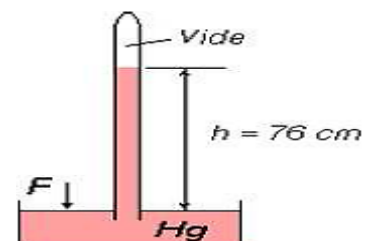
1 mmHg = 133 Pa

1 cm H₂O = 0,98.102 Pa

1 atm = 1,013 bar

LA PRESSION ATMOSPHERIQUE

- elle est mesurée à l'aide du baromètre de Toricelli et correspond :
- à au poids de la colonne d'air (qui s'exerce sur le mercure dans le récipient)
- à au poids de la colonne de mercure



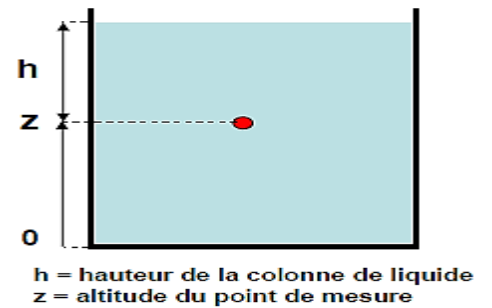
LA PRESSION STATIQUE DANS UN LIQUIDE : elle correspond au poids de la colonne de liquide qui s'applique en un point. Elle varie avec l'**altitude** du point de mesure et est donnée par :

$$Pz = \rho gh$$

ρ masse volumique

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 augmente et si z diminue)

Loi de Pascal

1ère Loi de Pascal : « la pression est la même en tout point de même altitude » en particulier, elle ne dépend pas de la forme du récipient, ni du volume autour (la pression à 10 m sous l'eau est la même que l'on soit dans un puits ou sous la mer)

Paradoxe de Stevin sur l'Hydrostatique : ce n'est pas le volume qui compte **mais la hauteur h** du fluide

La pression au fond est la même quelque soit la forme du récipient, puisque que chaque verre contient la même « hauteur » de fluide (la surface du fond étant la même dans les 3 verres) ; pourtant la pression exercée sur le sol par chaque forme de ses verre n'est pas la même .

Application : les vases communicants, la hauteur d'eau (ρ cte dans les deux récipients)

doit être la même dans chacune des récipients

2ème Loi de Pascal : « la différence de pression entre deux points est proportionnelle à la différence de hauteur H entre ces deux points »

Cette loi est applicable pour un fluide **incompressible, isotherme et immobile**).

La pression est la même en tout point de même altitude.

La pression d'un point donné dépend de son altitude (z).

Selon la loi de Pascal

$$P + \rho gz = Cte$$

On a alors:

$$P_A + \rho gz_A = P_B + \rho gz_B$$

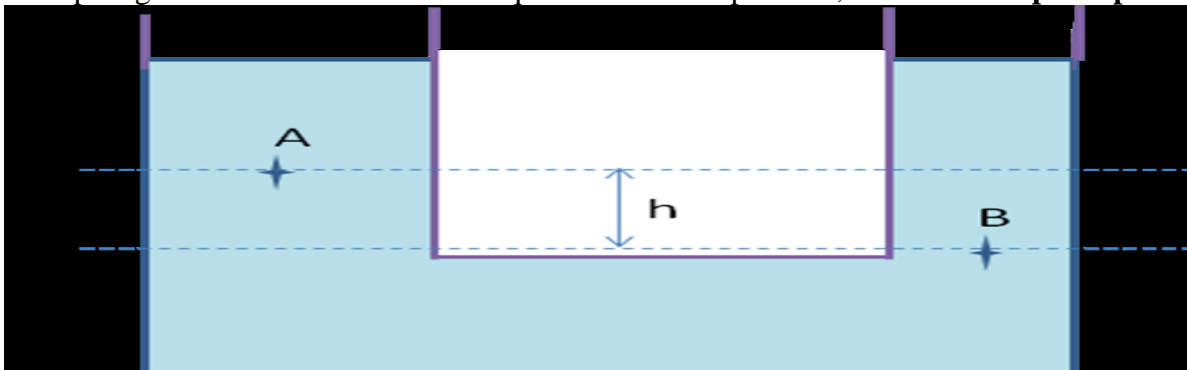
$$P_A - P_B = \rho gz_B - \rho gz_A$$

$$\Delta P = \rho g(z_B - z_A)$$

$$\Delta P = \rho gh$$

différence de pression entre deux points est proportionnelle à la différence de hauteur H entre ces deux points

Remarque : la pression étant proportionnelle à la profondeur, il s'ensuit qu'un corps immergé subira une force plus grande sur sa face inférieure que sur sa face supérieure, d'où résulte le **principe d'Archimède**



Si $h=0$ alors $P_A = P_B$:

Tous les points situés à la même altitude subissent la même pression quelque soit la forme du récipient.

Si $h \neq 0$ alors $P_A \neq P_B$: Pour les points situés à des altitudes différentes, le ΔP est proportionnel à h . Si on

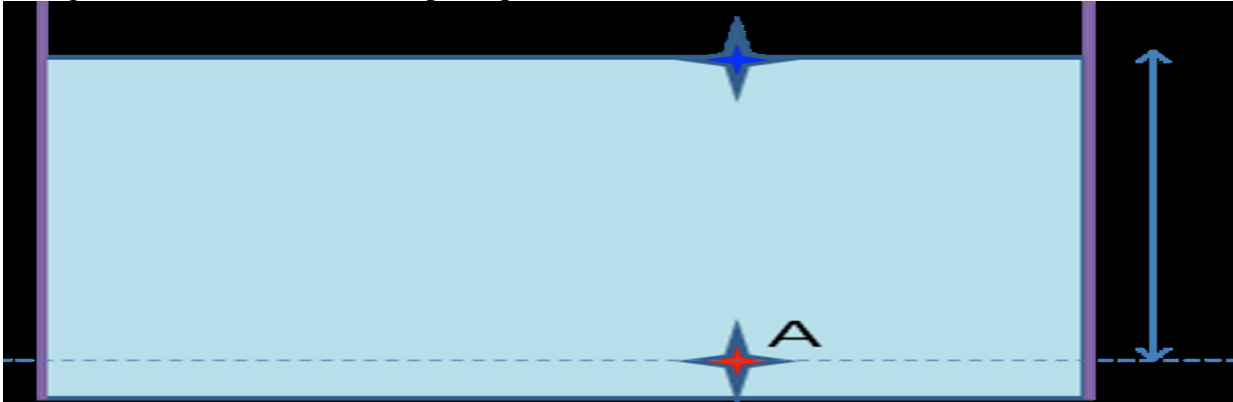
Connait l'altitude d'un point, on peut déterminer sa pression.

Exemple1:

Calcul de la Pression au niveau du point A situe 2m de profondeur. On donne:

$$\rho=103\text{Kg/m}^3,$$

$$g=10\text{m/s}^2 \text{ et Pression atmosphérique } P_0=101325\text{Pa}.$$



Pour répondre à la question on considère un autre point B situe à la surface du liquide. En utilisant la loi de Pascal, on a:

$$P_A = \rho \cdot g \cdot h + P_B \text{ avec } P_B = \text{Pression atmosphérique} = P_0 (\text{contact avec l'air})$$

$$P_A = (103 \times 10 \times 2) + 101325 = 121325 \text{Pa}$$

Exemple 2 : Calcul de la pression hydrostatique au niveau de la tête et des pieds d'une personne de 1,7 m tenant debout. $\rho_{\text{sang}} = 1050 \text{ kg/m}^3$, (on suppose que la pression au niveau de la hauteur du cœur est égale à 13000 Pa et que les veines et artères peuvent être assimilées à des tubes ordinaires). Exprimer les valeurs trouvées en mmHg.

loi de Pascal nous donne:

Pression au niveau de la tête : P_T

$$P_C - P_T = \rho \cdot g \cdot h \text{ avec } P_T = P_C - \rho \cdot g \cdot h = 13000 - (1050 \times 10 \times 0.5) = 7750 \text{Pa}$$

Pression au niveau des pieds: P_p

$$P_p - P_c = \rho \cdot g \cdot h$$

$$P_p = P_c + \rho \cdot g \cdot h = 13000 + (1050 \times 10 \times 1.2) = 25600 \text{Pa}$$

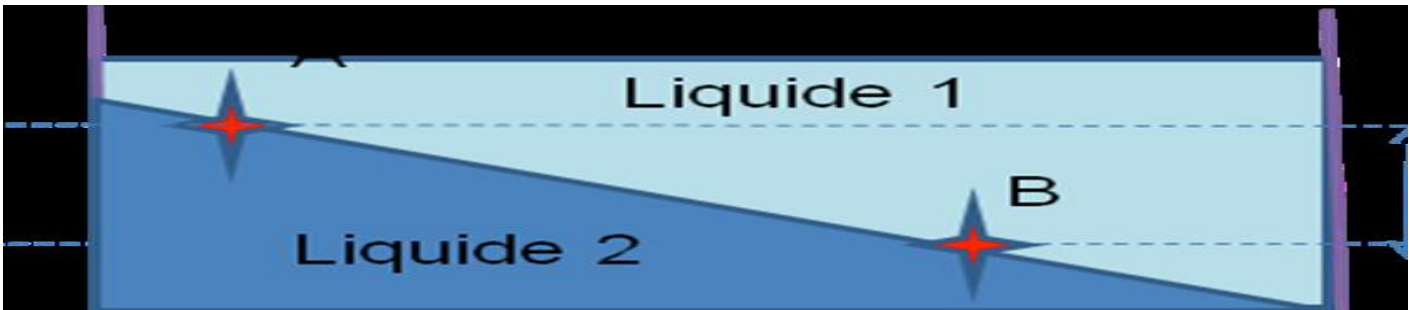
Pressions exprimées en mmHg

$$P_T = 7750 \text{Pa} = 58 \text{mmHg}$$

$$P_C = 13000 \text{Pa} = 97 \text{mmHg}$$

$$P_p = 25600 \text{Pa} = 192 \text{mmHg}$$

Autre exemple, l'application de la loi de Pascal montre que la surface entre deux liquides non miscibles est horizontale.



Loi de Pascal:

$$\text{Liquide 1: } P_A - P_B = \rho_{\text{liquide 1}} \cdot g \cdot h$$

$$\text{Liquide 2: } P_A - P_B = \rho_{\text{liquide 2}} \cdot g \cdot h$$

$$\rho_{\text{liquide 1}} \cdot g \cdot h = \rho_{\text{liquide 2}} \cdot g \cdot h$$

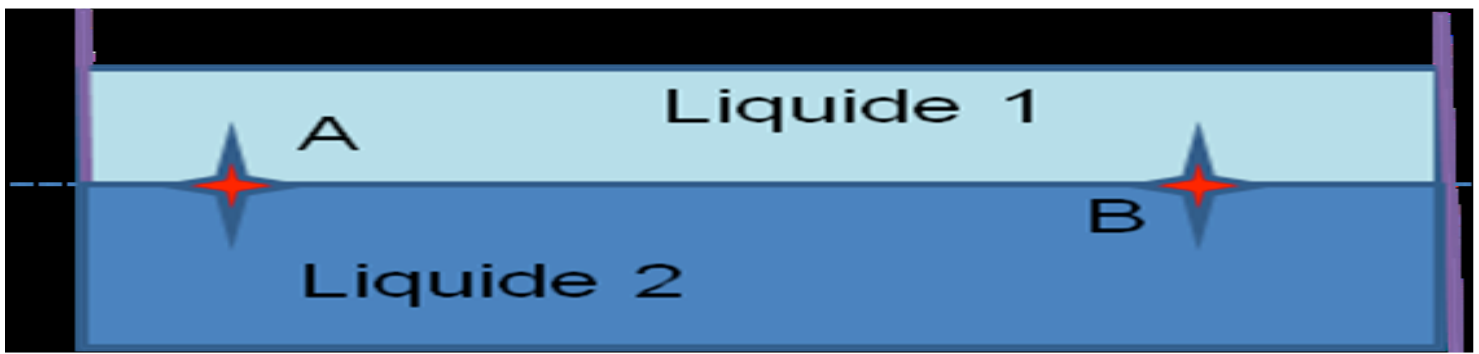
$$\rho_{\text{liquide 1}} \cdot g \cdot h - \rho_{\text{liquide 2}} \cdot g \cdot h = 0$$

$$(\rho_{\text{liquide 1}} - \rho_{\text{liquide 2}}) \cdot g \cdot h = 0$$

Les deux liquides sont non miscibles, $\rho_{\text{liquide 1}} \neq \rho_{\text{liquide 2}}$ Puisque $g \neq 0$

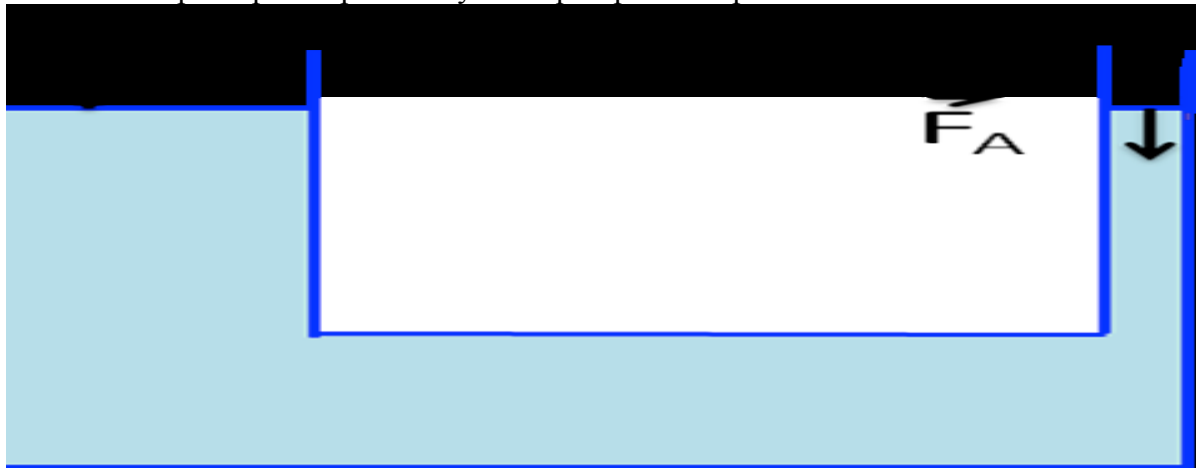
Donc forcément $h = 0$

Et par conséquent la surface est horizontale



Principe de Pascal

- Une variation de pression se transmet intégralement dans un liquide incompressible en équilibre.
- La pression exercée au niveau A est transmise au niveau B.
- On a alors:
 - $P_A = P_B$
 - $F_A/S_A = F_B/S_B$
 - $F_B = F_A \times (S_B/S_A)$
- Comme $S_B \gg S_A$, on a alors:
 - $F_B \gg F_A$
- On peut multiplier les forces de manière considérable.
- C'est le principe des presses hydrauliques par exemple



Pression atmosphérique : (Torricelli ~ 1643)

L'air est le fluide responsable de la pression atmosphérique ; celle-ci correspond donc au poids de la colonne d'air (8 à 15 km pour la troposphère) s'exerçant sur une unité de surface ; au niveau de la mer, le corps humain supporte une pression de 1 kg/cm², ce qui signifie que l'être humain supporte près d'une tonne d'air.

Pression absolue : en toute rigueur, il faudrait toujours tenir compte de la pression atmosphérique quand on mesure une pression à une certaine profondeur (par ex sur un sous-marin en mer), et noter la pression absolue à la profondeur z :

$$p_{abs}(z) = p_{atm} + \rho \cdot g \cdot z$$

Cependant, les objets pour lesquels on mesure une pression ont déjà une pression interne égale à la P_0 atm et donc ces deux pressions s'annulent → on préférera parler uniquement de la pression exercée par le fluide seul :

$$p = \rho \cdot g \cdot z$$

la Pression artérielle : Correspond au Δp entre l'intérieur et l'extérieur du vaisseau

Poussée d'Archimède :

« Tout corps immergé dans un fluide (liquide ou gaz) est soumis à une force verticale ascendante π_a , de valeur égale au poids du volume V du fluide déplacé par le corps immergé »

$$p = -\pi_a$$

$$\pi_a = -\rho_{fluide} \cdot V_{corps} \cdot g$$

$$V_{corps} = \frac{4}{3}\pi R^3$$

Fluide idéal dynamique

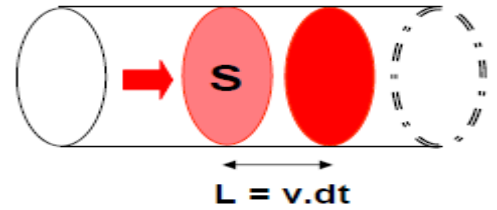
Un fluide idéal s'écoule sans *aucune interaction* : toutes les molécules se déplacent à la même vitesse.

NOTION DE DEBIT :

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

→ on peut également être exprimé en fonction de la section **S** et de la vitesse **v** (car $V = S \cdot L$ et $L/Dt = v$)

V c'est le volume et v la vitesse

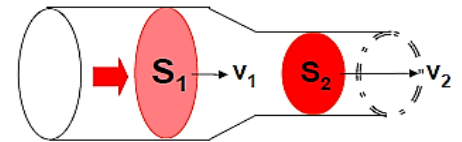


débit=volume /Dt=vitesse surface

Débit=Vitesse surface de la section traversée par le liquide

$D = V.S$ (exprime en m^3/s)

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



$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

$$D_1 = v_1 \cdot S_1$$

$$D_2 = v_2 \cdot S_2$$

Le débit est constant:

$$D_1 = D_2 \text{ donc } v_1 \cdot S_1 = v_2 \cdot S_2$$

$$v_1/v_2 = S_2/S_1$$

La vitesse est inversement proportionnelle à la surface (diamètre du circuit).

Ce principe est utilisé pour:

mesurer le diamètre d'un vaisseau sanguin et savoir s'il y a un rétrécissement du vaisseau (cas de l'athérosclérose qui est une maladie vasculaire).

ARTERE



On peut déterminer le rétrécissement (S_2) de l'artère en appliquant l'équation de la conservation du débit:

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

$$S_2 = (v_1/v_2) \cdot S_1$$

Diamètre en S_1 : 20 mm (donnée obtenue par échographie).

$$v_1 = 1 \text{ ms}^{-1}$$

$$v_2 = 4 \text{ ms}^{-1} \text{ (Echo---Doppler)}$$

$$S_2 = (1/4) \cdot \pi d_1^2/4$$

$$(S = \pi r^2 = \pi d^2/4)$$

Il est plus facile de chercher le diamètre au niveau de la zone rétrécie (d_2).

$$\bullet \pi d_2^2/4 = (1/4) \cdot \pi d_1^2/4$$

$$\bullet d_2^2 = d_1^2/4$$

$$\bullet d_2 = d_1/2 = 10 \text{ mm}$$

Le rétrécissement observé de l'artère est de 50%.

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**

Energie potentielle

$\rho \cdot g \cdot z$ énergie liée à l'**altitude** = Pesanteur

$1/2 \rho v^2$ = énergie liée à la **vitesse** = Cinétique

Pression dynamique (ou cinétique) : un fluide en écoulement crée une pression supplémentaire

$$P_{\text{Cin}} = 1/2 \rho v^2$$

THEOREME DE BERNOULLI : l'énergie mécanique **totale** d'un fluide idéal circulant à débit constant dans un

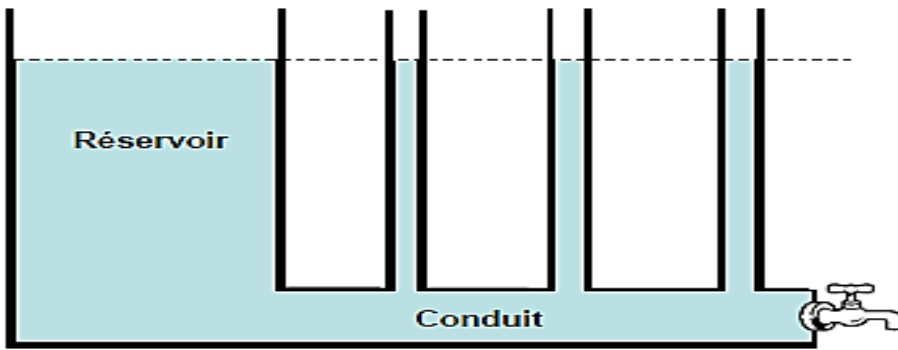
circuit hydraulique est **constante**

$E_m = \rho \cdot g \cdot z + 1/2 \rho \cdot v^2 + P = \text{constante}$

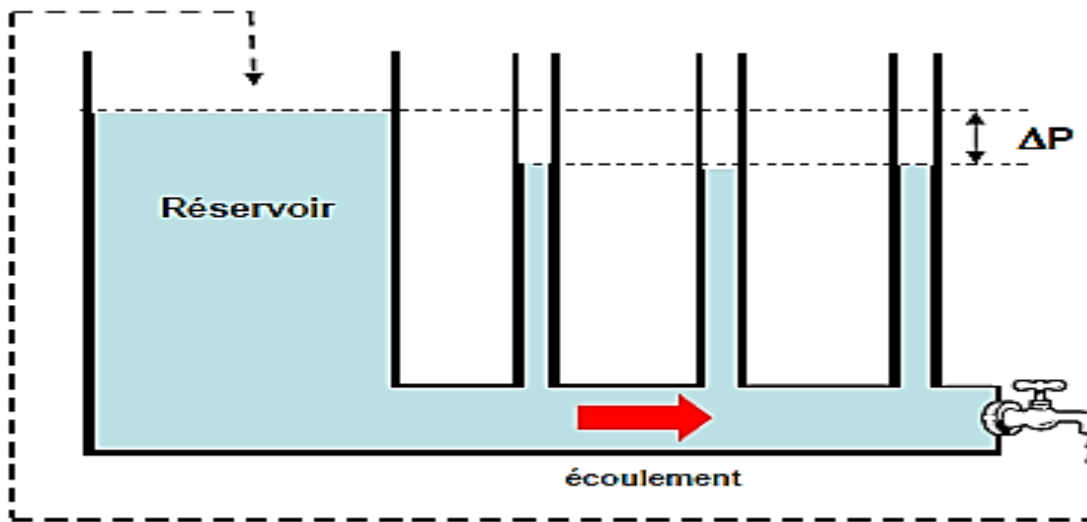
Les différentes formes d'énergie peuvent se transformer les unes dans les autres à condition que l'Emec totale reste constante.

Un fluide parfait, c-à-d de viscosité nulle, est un cas théorique idéal et n'a aucune réalité physique ; en revanche –et l'intérêt de l'Equation de Bernoulli est là–, beaucoup de fluides, sous certaines conditions, peuvent être étudiés sous l'approche du modèle du fluide parfait (ce qui peut être le cas lorsque la viscosité est faible, ou l'écoulement est lent, ou l'écoulement se fait dans un vaisseau de grande section, etc ...).

$\rho \cdot g \cdot z_1 + 1/2 \rho \cdot v_1^2 + P_1 = \rho \cdot g \cdot z_2 + 1/2 \rho \cdot v_2^2 + P_2$



$v = 0$ ó $1/2 \rho v^2 = 0$; $z = \text{cte}$
 → Donc la pression est **constante**



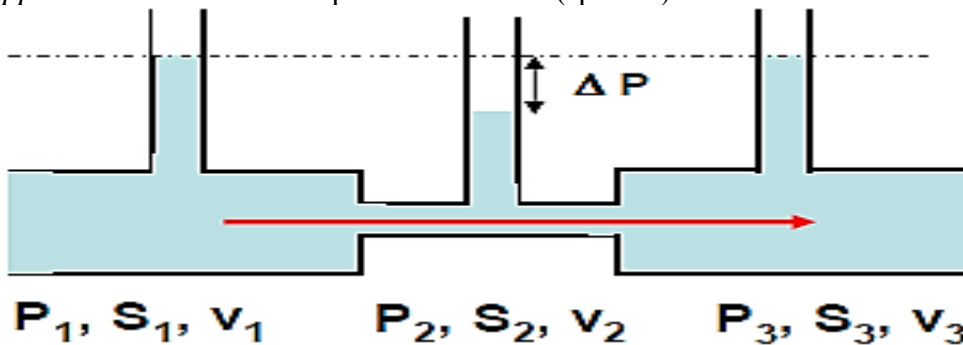
POMPE : remonte le liquide écoulé vers le réservoir

$v \neq 0 \rightarrow 1/2 \rho v^2$; $z = \text{cste}$

Donc la pression **diminue**

EFFET VENTURI

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



$Q = S.v$ à donc le débit étant constant, si la section S diminue localement alors la vitesse v augmente

$\frac{1}{2} \rho v^2 + P = \text{cte} \rightarrow P = \text{cte} - \frac{1}{2} \rho v^2$ puisque v augmente et P diminue

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

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

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

$$\text{Or } S_1 v_1 = S_2 v_2$$

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

Application à l'artériosclérose (ou athérosclérose)

L'athérosclérose est une maladie (cause dominante de la majorité des affections cardiovasculaires) où

le diamètre des artères diminue localement et progressivement par la formation d'une plaque

d'athérome : accumulation de lipides et de tissu fibreux, pouvant conduire à une sténose artérielle, voire une thrombose (obstruction totale du flux sanguin embolie, AVC, infarctus...)

Mécanisme

sans plaque d'athérome, la couche musculaire enrobant l'artère (la média) est

suffisamment tonique pour réguler la pression et le débit sanguin (sans cela l'artère serait molle, flasque, et le sang ne serait pas « conduit » tout le long de l'artère)

lorsque la plaque d'athérome se forme, le flux sanguin est peu à peu obstrué : sténose artérielle

→ chute de tension par effet-Venturi à l'intérieur de la sténose

la couche musculaire exerce toujours la même pression qu'à l'état normal, alors qu'à l'intérieur la pression a diminué sous la pression externe, l'artère se ferme, le sang s'accumule

sous la poussée du sang accumulé, l'artère s'ouvre à nouveau, libérant violemment le

sang : régime turbulent, le sang va dans tous les sens, « cognant » les parois de l'artère

et engendrant un bruit audible à l'auscultation

de nouveau, l'artère se ferme progressivement, puis s'ouvre, puis se referme...

on entend un souffle à l'auscultation

Mesure de vitesse d'écoulement: Tube de Pitot

On considère un liquide en mouvement dans une conduite horizontale, plaçons un tube ouvert dont l'extrémité est perpendiculaire à la direction d'écoulement.

Au point A, on observe que le liquide monte dans le tube à une hauteur h_1 .

On place en un point B voisin de A un autre tube ouvert de forme différente, on constate que le liquide monte à une hauteur h_2 supérieure à h_1 .

On peut écrire: $h = h_2 - h_1$.

Appliquons l'équation de Bernoulli aux points A et B:

$$\rho . g . z_A + \frac{1}{2} \rho . v_A^2 + P_A = \rho . g . z_B + \frac{1}{2} \rho . v_B^2 + P_B$$

$$\text{Comme: } z_A = z_B \text{ et } v_B = 0. \text{ Alors: } P_B - P_A = \frac{1}{2} \rho . v_A^2 \dots (1)$$

Dans les tubes verticaux, le liquide est au repos, donc on lui applique la relation fondamentale de l'hydrostatique, on aura:

$$P_A - P_{at} = \rho g h_1$$

$$\rightarrow P_B - P_A = \rho g (h_2 - h_1) = \rho g h \dots (2)$$

$$P_B - P_{at} = \rho g h_2$$

Puisque (1) = (2), alors :

$$P_B - P_A = \frac{1}{2} \rho . v_A^2 \dots (1)$$

$$P_B - P_A = \rho g (h_2 - h_1) = \rho g h \dots (2)$$

$$\frac{1}{2} \rho . v_A^2 = \rho g h$$

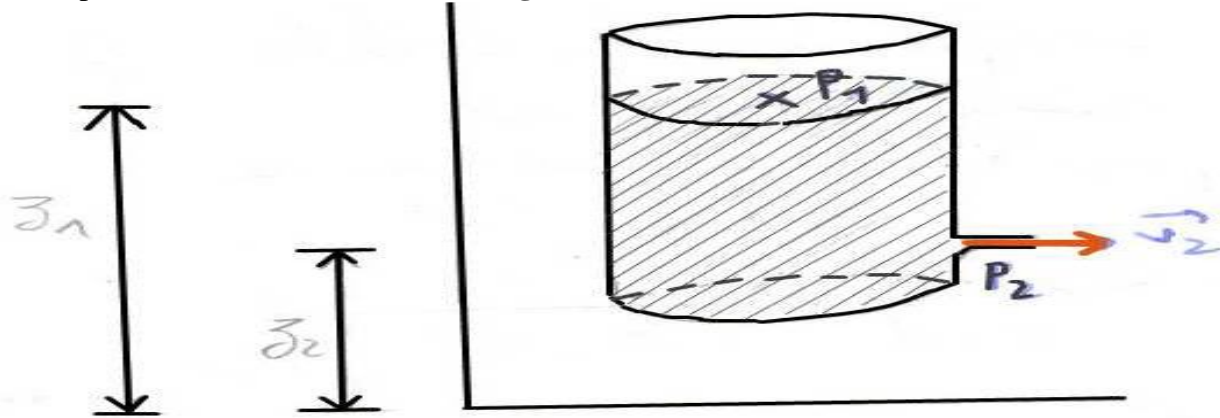
$$v_A = \sqrt{2gh}$$

Cette expression donne la vitesse d'écoulement de liquide dans la conduite horizontale.

Écoulement d'un liquide par un orifice :

- **Théorème de Torricelli** : on vide un réservoir assez large à travers un orifice ; l'écoulement se faisant très lentement, on peut négliger son caractère instationnaire et considérer la vitesse nulle à la surface du fluide (tout comme à l'œil nu on ne voit pas une poche de perfusion se vider) → $v = 0$
- $P_1 = P_{atm}$ $P_2 = P_{atm}$

- L'équation de Bernoulli
- $\rho \cdot g \cdot z_1 + \frac{1}{2} \rho \cdot v_1^2 + P_1 = \rho \cdot g \cdot z_2 + \frac{1}{2} \rho \cdot v_2^2 + P_2$
- devient :
- $\rho \cdot g \cdot z_1 + P_{atm} = \rho \cdot g \cdot z_2 + \frac{1}{2} \rho \cdot v_2^2 + P_{atm}$
- $\rho \cdot g \cdot z_1 = \rho \cdot g \cdot z_2 + \frac{1}{2} \rho \cdot v_2^2$ donc
- $v_2 = \sqrt{2g(z_1 - z_2)}$ en notant H : profondeur par rapport à la surface, c-à-d $H = z_1 - z_2$ $V_2 = \sqrt{2gh}$
- **Théorème de Torricelli** : « la vitesse d'écoulement d'un fluide dans un réservoir ouvert à travers un orifice situé à la profondeur H est : et : $v_2 = V_2 = \sqrt{2gh}$



IV Fluide réel dynamique

- En théorie, un fluide qui coule sans frottement est appelé **fluide parfait**. Pour ce fluide, toutes les particules élémentaires se déplacent à la même vitesse. En réalité, l'existence des forces de frottement influence l'écoulement des fluides. Les particules élémentaires du fluide n'ont pas la même vitesse.
- On parle de **fluide réel**.
- On parle de fluide parfait quand il y a absence de frottement et de fluide réel quand il y a présence de frottement.
- Remarque: Un fluide réel au repos se comporte comme un fluide parfait. Pour un fluide réel, il y a une différence entre la vitesse moyenne du fluide et la vitesse individuelle des particules. Dans ces conditions On distingue deux types de régimes appelés **régime laminaire** et **régime turbulent**.

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

→ **Conséquence** : **î de l'énergie mécanique**

(= perte de charge) au cours de l'écoulement. Le théorème de Bernoulli n'est plus vérifié !

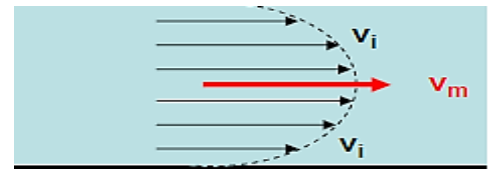
- → Les molécules se déplacent à des **vitesse différentes en fonction des interactions** (molécules/molécules et molécules/parois)

REGIMES D'ÉCOULEMENT D'UN FLUIDE REEL

ÉCOULEMENT LAMINAIRE :

- = si **faible** vitesse d'écoulement
- 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

Toutes les particules se déplacent dans le même sens qui est parallèle au sens général de l'écoulement

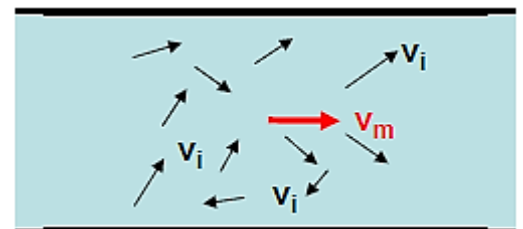


Écoulement TURBULENT

- = si vitesse d'écoulement **élevée**
- les molécules **tourbillonnent** à des vitesses différentes et **sans direction** précise
- la vitesse moyenne diminue
- les lignes se **croisent** *

Les particules se déplacent dans des sens différents avec un déplacement global dans un sens.

Le type de régime d'écoulement est déterminé par quatre variables qui sont:



- La vitesse d'écoulement
- La masse volumique du fluide
- Le diamètre du tube ou canalisation
- La viscosité
- LE NOMBRE DE REYNOLDS à définit le régime d'écoulement
- $R = \rho d v / \eta$
- R=coefficient de Reynolds (sans dimension)
- v:vitesse d'écoulement (vitesse circulatoire moyenne)
- d:diametre du tube
- ρ :masse volumique du fluide η :viscosite
- $R < 2000$ à écoulement TOUJOURS laminaire
- $R > 10\ 000$ à écoulement TOUJOURS turbulent
- Entre les deux, le régime est dit instable. Il peut évoluer vers l'un des deux régimes en fonction des conditions exterieures.La turbulence diminue l'efficacité de l'écoulement .Dans la majorité des vaisseaux sanguins, le régime est laminaire. Il existe deux exceptions: le régime circulatoire dans l'aorte aucours d'un effort,et le régime en aval d'une sténose vasculaire.
- VITESSE CRITIQUE (VC) = vitesse au-delà de laquelle l'écoulement laminaire devient instable avec possibilité de devenir turbulent.
- $V_c = 2000 \eta / \rho d$

COEFFICIENT DE VISCOSITE

→ il caractérise les fluides réels

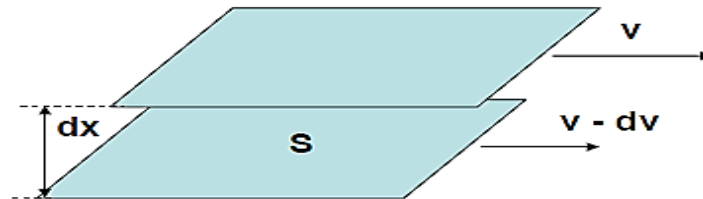
Microscopique ment, on décompose un liquide en mouvement en des lames de fluide qui circulent parallèlement et à des vitesses différentes à cause des **forces de frottement F**

$$F = \eta s dv/dx$$

η : **viscosité** exprimée en **Pa.s = Poiseuille**

s= **surface commune** aux deux lames

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 à viscosité qui varie avec la température (si $T \uparrow$ à viscosité \downarrow)

Liquides newtoniens →viscosité constante à une température donnée

Ex : l'eau, le plasma...

Liquides NON newtoniens à 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 $dv/dx \downarrow$, il y a formation de rouleaux et $\eta \uparrow$

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 :

$$\Delta P = QX \ 8 \ \eta \ L / \pi R^4 = QXR$$

$8 \ \eta \ L / \pi R^4$ 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) à 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) :

$$1/R_t = 1/R_1 + 1/R_2 + 1/R_3$$

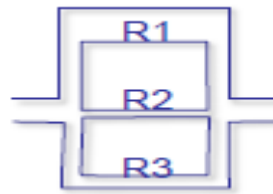
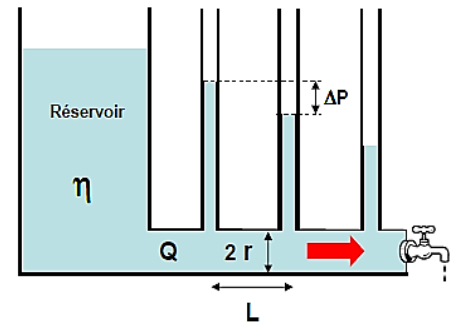
Puisque $R_1 = R_2 = R_3$

$$1/R_t = 3/R_1$$

$$R_t = R_1/3$$

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:

$$\Delta P = Q \times 8 \eta L / n r^4$$



ÉCOULEMENT LAMINAIRE

Toute l'énergie consommée est utilisée pour vaincre la viscosité.

$$1/2 \rho v^2 + \rho g h + p + \text{chaleur} = \text{cte}$$

Relation linéaire entre ΔP et Q

ÉCOULEMENT TURBULENT :

Les tourbillons consomment une partie de l'énergie : chaleurs + vibrations + bruits et/ou souffle

\emptyset de proportionnalité entre ΔP et Q

PARTICULARITES LIEES AU SANG

Sang = suspension de \emptyset dans une solution macromoléculaire (= le plasma) \square fluide non newtonien (car présence de globules rouges)

→ Plasma = fluide newtonien ($\eta = 10^{-3} \text{ Pa.s}$)

→ Hématocrite = 0,45 volume de cellule / volume total

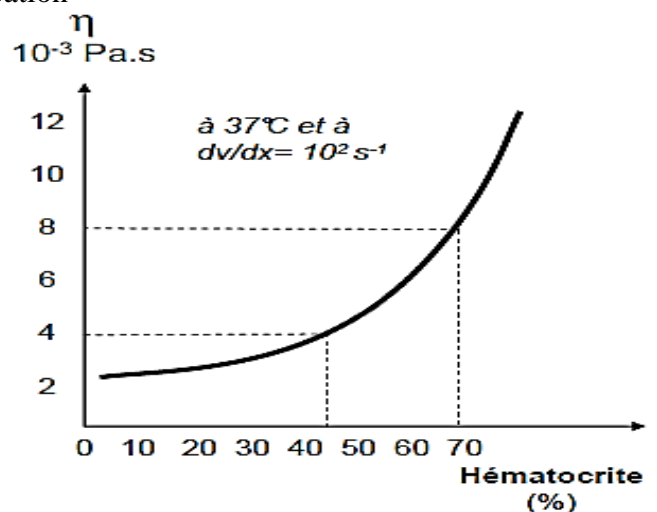
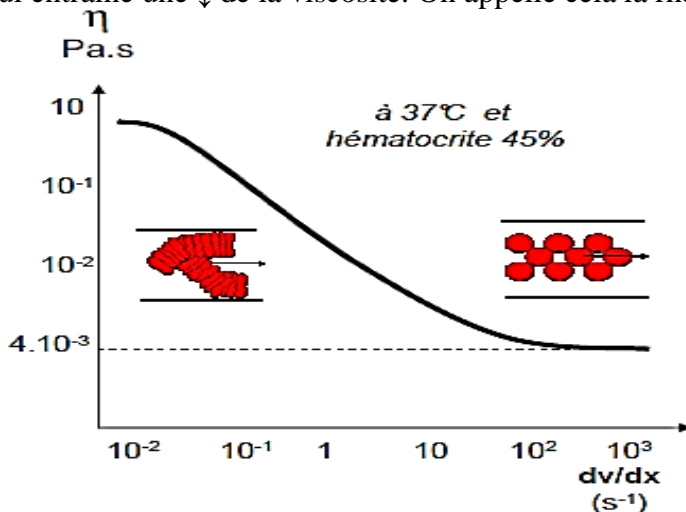
La viscosité du sang est liée aux interactions inter- \emptyset R qu'il faut rompre pour mobiliser les \emptyset entre elles.

Dans de GROS vaisseaux

→ 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



R_q : le comportement rhéologique du sang est complexe car varie avec la température, avec dv/dx et avec

l'hématocrite

Application pathologique : polyglobulie primitive ou maladie de Vaquez

→hématocrite supérieur à 55-60%

→complications = 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 capillaires < 8 µm **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

PARTICULARITES ANATOMIQUES

Il existe deux circulations :

→**systémique (grande circulation) :**

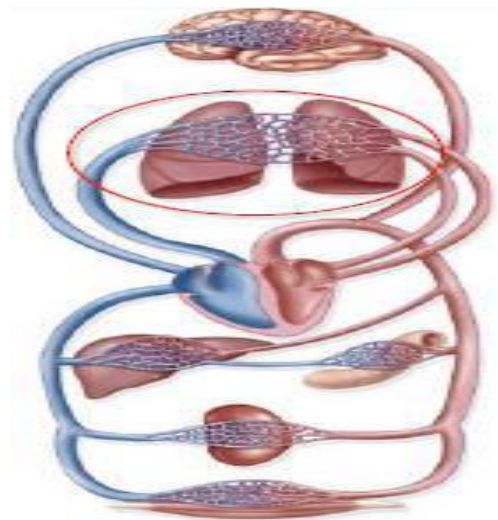
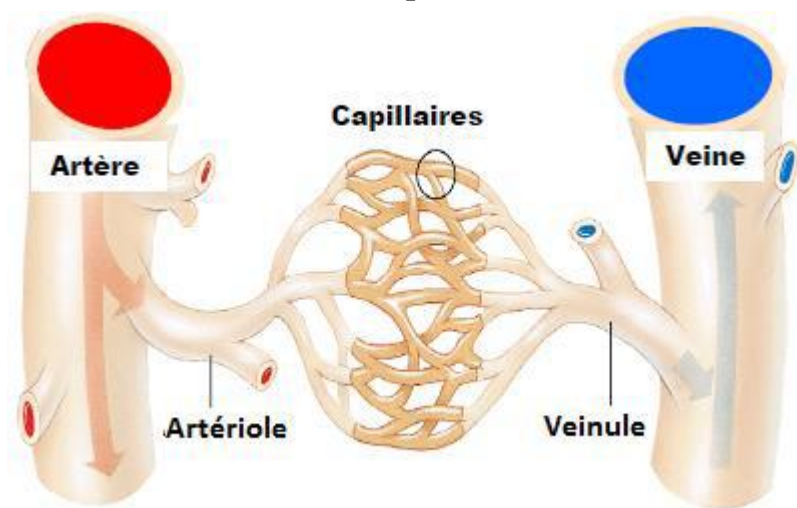
Coeur ➤ **organes**

→**pulmonaire (petite circulation) :**

cœur ➤ **poumons**

Organisation de la vascularisation à petite échelle :

Artère → **artériole** → **capillaires** → **veinule** → **veine**

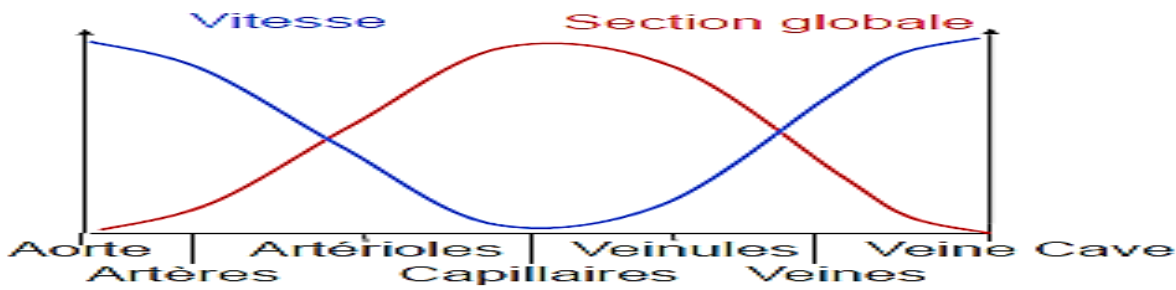


	En amont des capillaires	capillaires
Section totale résistance globale (1)	Faible	élevée
	Elevée	Faible (2)
Débit total vitesse	Identique	
	Élevée (3)	Faible

(1) = somme des sections individuelles.

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

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



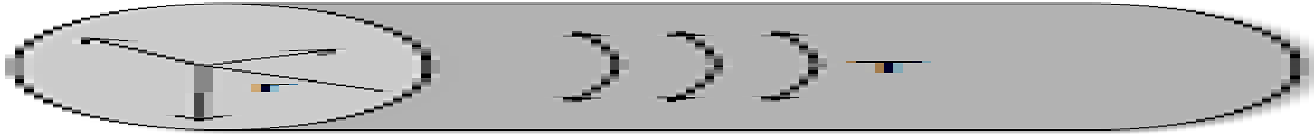
➤ Au niveau capillaire, la **surface globale élevée** et la **faible vitesse de circulation** favorisent les échanges.

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 \uparrow
- la paroi se tend jusqu'à une tension T qui va équilibrer ΔP

$$T = \Delta x \times Pr$$



→ 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 : $F = y \Delta L/L$ (S = surface de section ; Y = module d'élasticité)

La tension : $y_e \Delta L/L$ (y_e = élastance = résistance à l'étirement)

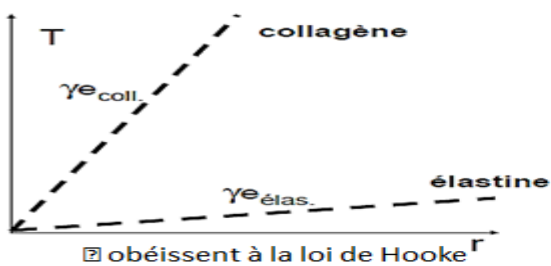
Propriétés de déformabilité des vaisseaux

→ Vaisseaux à parois purement élastiques

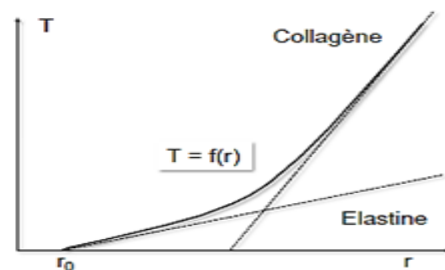
= vaisseaux composés d'élastine et de collagène

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

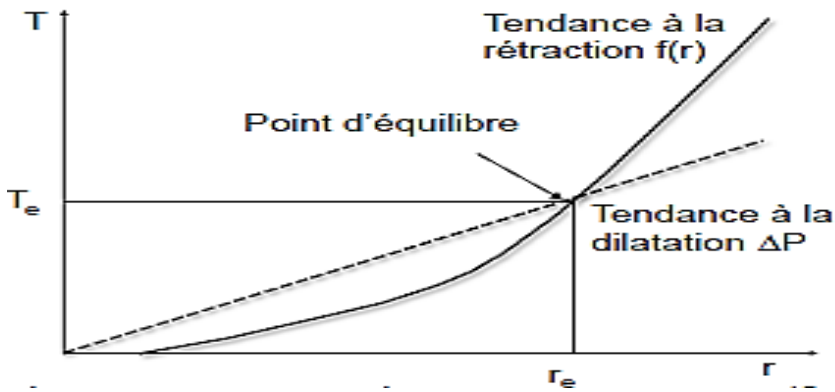
- Fibres prises individuellement
- Fibres prises dans leur ensemble



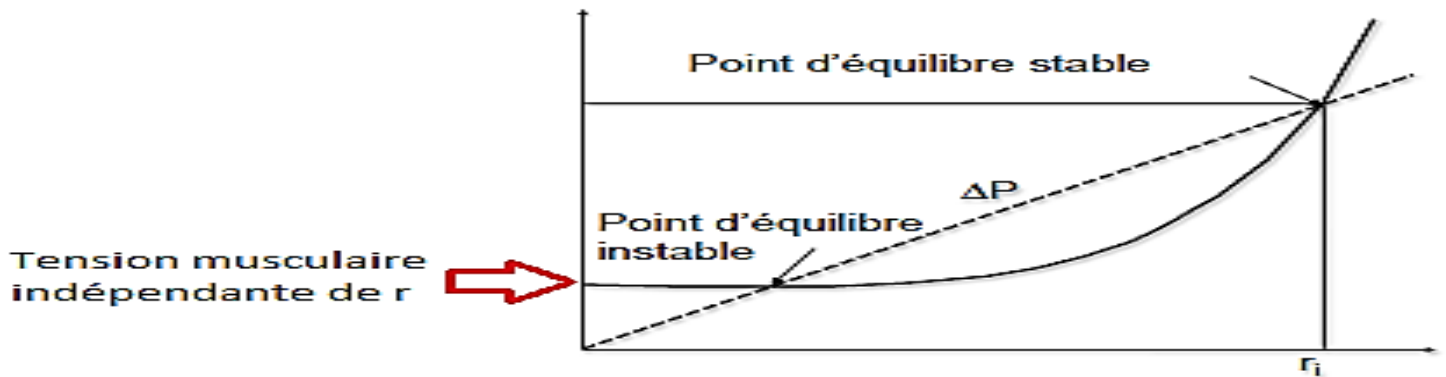
• Fibres prises dans leur ensemble



création d'une relation tension-rayon $T=f(r)$ plus complexe



Vaisseaux à parois musculo-élastiques



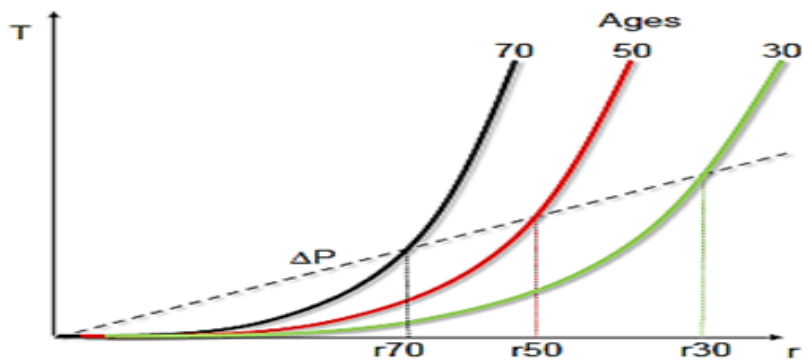
Existence d'une tension musculaire permanente et indépendante du rayon = **tonus vasomoteur** qui permet une régulation du rayon des vaisseaux.

Modifications physiopathologiques

➤ A PRESSION FIXE

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

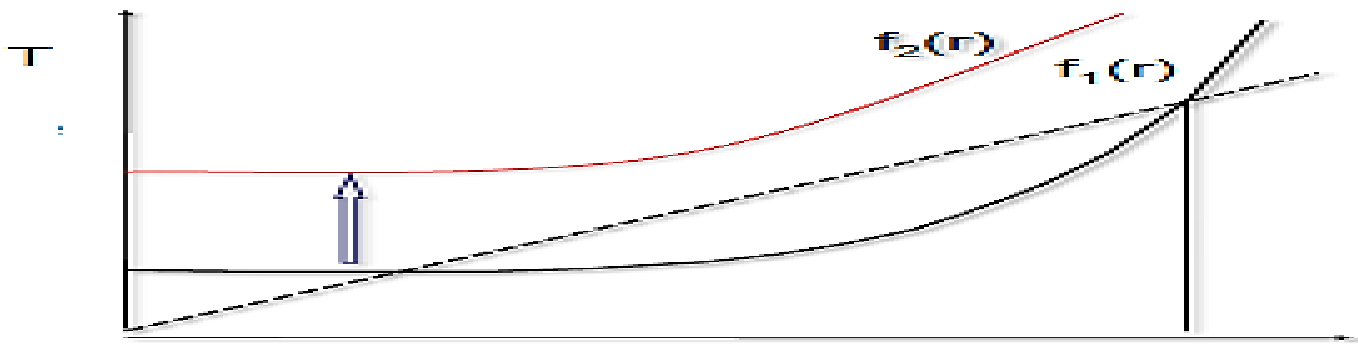
Le vieillissement s'accompagne d'une diminution de l'élastine au profit du collagène.
Conséquence : déplacement du point d'équilibre vers la gauche → réduction du rayon.



→ Réponse à la rupture hémorragique d'un anévrisme cérébral



La rupture hémorragique d'un anévrisme cérébral engendre un **vaso spasme** : 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 \uparrow 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

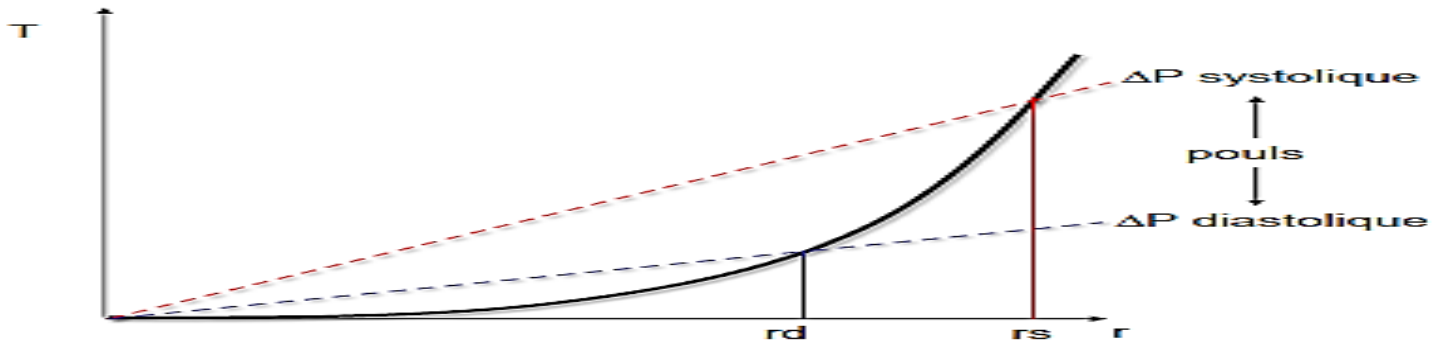
→ Variation de la courbe de Laplace en fonction du cycle cardiaque

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

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.

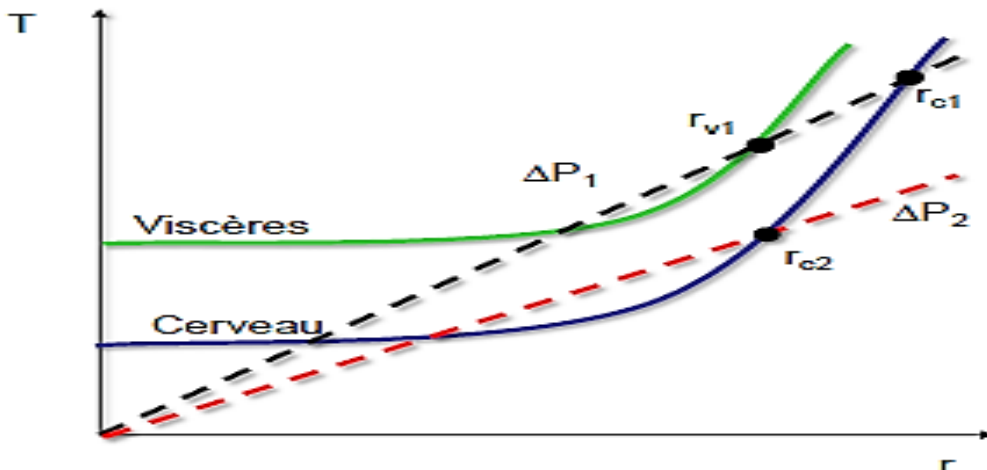


→ Protection hiérarchisée des organes en cas de baisse de la pression de perfusion

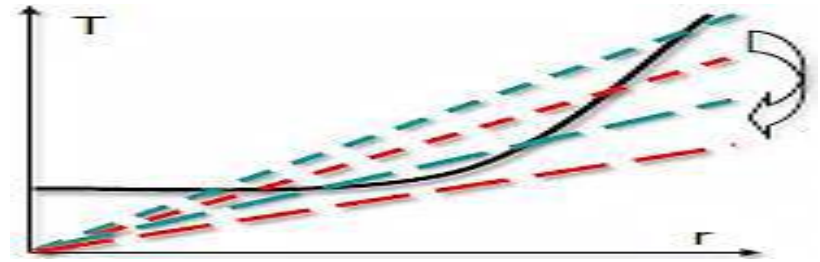
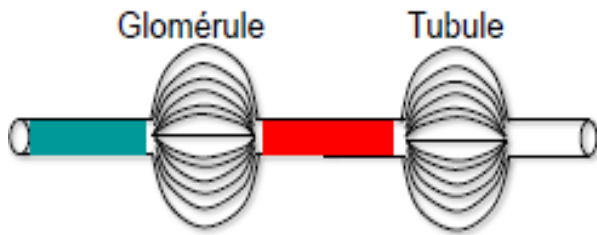
Les vaisseaux au niveau des viscères sont plus contractés que ceux du cerveau à l'état basal. Puisqu'une baisse de pression diminue la tension exercée par le sang sur les parois alors :

Au niveau des viscères, la contraction devient très supérieure à la dilatation à 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*

APPLICATIONS CLINIQUES

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 $\rho = 103 \text{ kg.m}^{-3}$

MERCURE $\rho = 13,6 \cdot 103 \text{ kg.m}^{-3}$

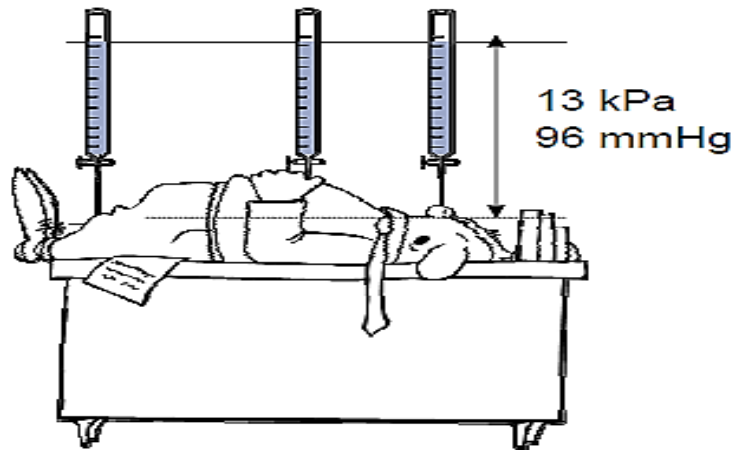
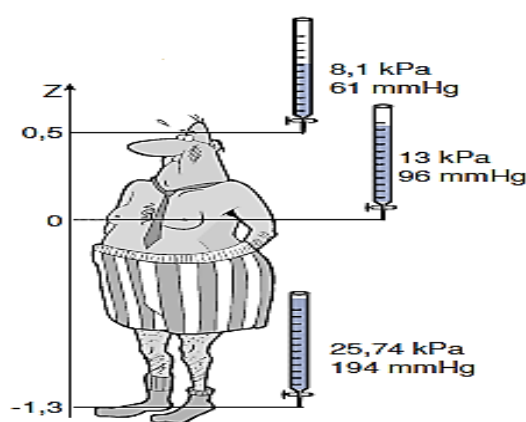
Pression mesurée, Equivalent en pression

Veineuse \rightarrow eau $1 \text{ cmH}_2\text{O} = 100 \text{ Pa}$

Artérielle \rightarrow mercure $1 \text{ mmHg} = 133 \text{ Pa}$

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 coeur

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

\rightarrow 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) = $18 \text{ kPa} = 135 \text{ mmHg}$

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

PA moy = $\text{PA systolique} + 2 \text{PA minimale diastolique} / 3 = 13 \text{ kPa} = 96 \text{ mmHg}$

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

Une PA maximale de 14 cmHg

Une PA minimale de 8 cmHg