

PAES

Date : 25/02/13

Professeur : Pr Franken

Nombre de pages : 12

2012-2013

Biophysique



Corporation des Carabins

Niçois

UFR Médecine

28, av. de Valombrese

06107 Nice Cedex 2

www.carabinsnicois.com

vproneo.karpediem@gmail.com

Intitulé du cours : la circulation

Rédacteur : raphael nectoux

Ronéo n° : 9

Partenaires



La médicale

assure les professionnels de santé

Biophysique de la circulation

Pour ce cours, le prof n'a fait que lire les diapos sans faire trop de commentaires et j'ai encadré les formules à savoir par Coeur, enjoy:

Le système cardio-vasculaire est constitué d'un ensemble moteur pompes, le cœur, ainsi que de conduits tubulaires, les vaisseaux sanguins pour faire circuler le sang.

Le système circulatoire est organisé de manière à favoriser les échanges de nutriments au niveau des capillaires viscéraux (apporter l'oxygène et le glucose ou éliminer les substances toxiques) ⇒ ainsi une grande surface d'échanges et une vitesse circulatoire lente favorisent ces échanges.

Au final, quand on regarde l'évolution des pressions et des débits dans le système circulatoire, on verra qu'ils sont régis par des règles simples de physique et d'anatomie permettant d'expliquer l'évolution des pressions et des débits observées le long de l'arbre vasculaire.

I. Bases de physiques

Rappels sur la mécanique des fluides :

- **Un fluide** est un milieu matériel facilement déformable, donc capable de produire un écoulement. Il peut s'agir d'un milieu gazeux (qui est compressible) ou d'un milieu liquide (qui est lui supposé incompressible et qui nous intéresse ici).

Ces fluides peuvent être : - **idéal**, à savoir que ça n'existe pas, c'est juste un modèle qui nous permet de comprendre la mécanique des fluides. C'est un milieu qui ne présente **pas de frottement**.

- **réel**, qui présente des forces de frottement que l'on appelle **viscosité**, forces qui vont modifier les règles établies avec un fluide idéal.

- En ce qui concerne l'aspect **mécanique** d'un fluide il est :

-soit statique, où le fluide est immobile et on le caractérise par une *pression*.

-soit dynamique, où le fluide est en mouvement et on le caractérise par un *débit*.

A. Fluide idéal statique

1. Notion de pression

La Pression est par définition une **Force** exercée par unité de surface (quand on appuie avec son doigt sur une table, on exerce une pression sur cette table..).

$$\begin{aligned}
 [P] &= [FORCE] / [SURFACE] \\
 &= N \cdot m^{-2} \\
 &= kg \cdot m \cdot s^{-2} \cdot m^{-2} \\
 &= kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-2} = \text{Pascal (Pa)}, \text{ unité SI}
 \end{aligned}$$

→ N pour newton : force capable de communiquer à une masse de 1kg une accélération de 1m.s⁻²

25/02/13

2

On peut également voir la pression comme l'**Energie** contenue dans une unité de volume d'un fluide, c'est l'énergie qui va permettre de mettre le fluide en mouvement.

$$[P] = [ENERGIE] / [VOLUME]$$

$$= J \cdot m^{-3}$$

$$= kg \cdot m^2 \cdot s^{-2} \cdot m^{-3}$$

$$= kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-2} = Pa$$

→ J pour joule: travail d'une force de 1N dont le point d'application se déplace de 1m dans la direction de la force (1J= 1N.m)

2. Pression atmosphérique

C'est Evangelista Torricelli qui dans la première moitié du 17^e siècle a démontré que la pression atmosphérique (P_{atm}) correspondait au poids de la colonne d'air qui s'applique sur un même point et il a ensuite démontré qu'elle correspond également au poids de la colonne de mercure (Hg) de 76cm du système suivant.

On trouve alors

$$P_{atm} = \rho g h$$

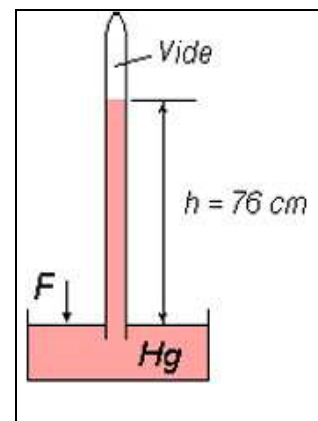
Avec ρ = masse volumique ($kg \cdot m^{-3}$)

g = accélération de la pesanteur ($m \cdot s^{-2}$)

h = hauteur colonne (m)

et si on remplace avec les valeurs trouvées dans le système de colonne de mercure on a :

$$P_{atm} = 13.6 \times 9.8 \times 0.76 = 1013.10^2 Pa = 1013 hPa$$



En effet le **pascal est une unité faible** donc pour faciliter son utilisation on va utiliser des multiples :

hPa = $10^2 Pa$ utilisé pour la pression atmosphérique

bar = $10^5 Pa$

mmHg = 133 Pa utilisé pour mesurer la pression artérielle

cm H₂O = $0.98 \cdot 10^2 Pa$ utilisé aussi en médecine

atm = 760 mmHg = 1.013 Pa

Exercice : *Quelle est la masse d'un solide exerçant une pression de 1 Pa sur une surface de 1 m² ?*

$$P = 1 Pa = F / S = m \cdot g / S$$

→ ici la Force exercée par la masse est le Poids = $m \cdot g$

$$m = S \cdot P / g = 1 / 9.8 = 0.102 Kg$$

1 Pa = pression exercée par une masse de 102 g sur 1 m²

3. Pression statique dans un liquide

On passe à la mesure de la pression dans un liquide, la pression statique en un point (immergé) est égale au poids de la colonne de liquide qui s'applique sur lui.

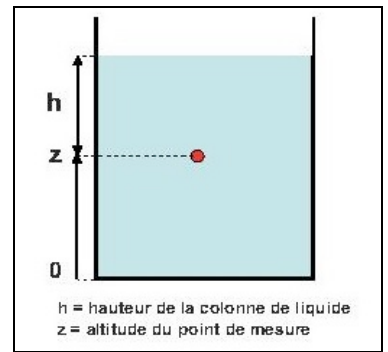
25/02/13

3

Si on voulait être rigoureux, il faudrait prendre en compte la pression atmosphérique en plus de la pression liée à la colonne de liquide : c'est la **pression absolue**.

En pratique, on va simplement tenir compte de la pression liée à la colonne de liquide : c'est la **pression relative**.

Cette pression au point z immergé vaut $P_z = \rho g h$



On voit ainsi que **selon l'altitude du point de mesure, la pression statique va alors varier** :

Si z diminue, la hauteur de la colonne h augmente et donc la pression statique augmente elle aussi.

Si z augmente, la hauteur de la colonne h diminue et donc la pression statique diminue elle aussi.

Du coup $\rho g (h + z) = \text{cte}$

4. Lois de Pascal

Pascal va poser une multitude de lois qui rendent compte de la variation de pression avec l'altitude.

Il dit qu'en tout point d'un liquide idéal statique (donc sans viscosité ni mouvements):

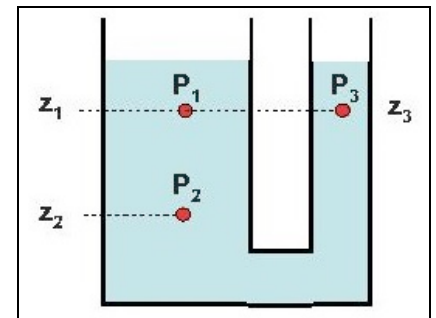
$\rho g h + \rho g z = \text{cte}$

$$\boxed{P_{\text{stat}} + \rho g z = \text{cte}}$$

En terme d'énergie ça donne : E pression + E pesanteur = constante

Du coup ces lois affirment que la pression est la même en tous points situés à la même altitude, quel que soit la forme du récipient (vases communicants)

→ Sur le schéma c'est $P_1 = P_3$ car $z_1 = z_3$.



De même, la différence de pression entre 2 points situés à des altitudes différentes est proportionnelle à cette différence d'altitude. (*principe des altimètres par ex qui calculent la différence de pression entre la surface et la pression au moment donné et renseignent alors sur l'altitude*)

→ Sur le schéma on a $P_1 + \rho g z_1 = P_2 + \rho g z_2$

$$\Delta P = P_2 - P_1 = \rho g (z_1 - z_2)$$

B. Fluide idéal dynamique

1. Notion de débit

On a vu que quand on va parler d'un fluide en mouvement, on va devoir parler de débit : Le débit **Q** est le volume de fluide qui traverse un tuyau de section (ou surface) **S** par unité de temps,

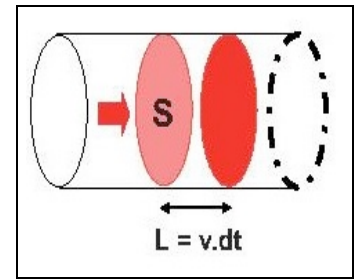
$$Q = V / dt \quad \text{unité SI m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$$

Ce qui correspond au volume **V** balayé par la surface **S** lorsqu'elle avance à une vitesse **v**,

$$V = S \cdot L$$

$$Q = S \cdot L / dt \\ = S \cdot v \cdot dt / dt$$

Relation débit - vitesse d'écoulement : $Q = S \cdot v$ = section x vitesse
(formule à savoir par cœur !!)

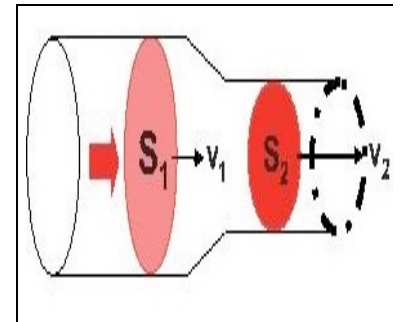


2. Principe de continuité du débit

Selon ce principe, que l'on soit au niveau de la section 1 comme au niveau de la section 2 on aura le même débit tout au long du conduit.

Mais ce principe ne fonctionne que si l'on respecte deux hypothèses :

- L'incompressibilité du milieu, d'où un ρ constant.
- Le régime stationnaire, ce qui signifie que la vitesse en un point est constante.



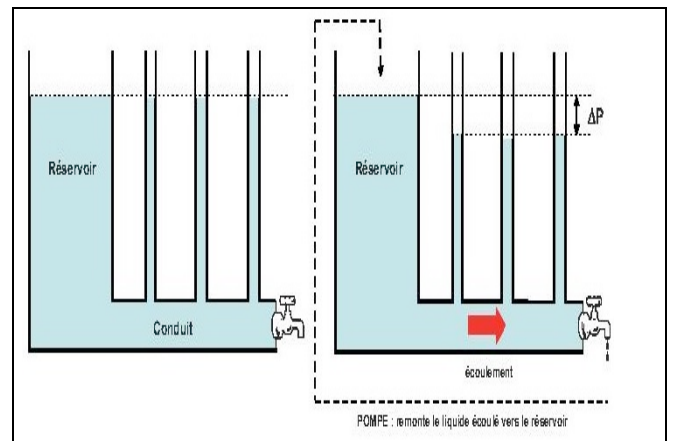
On a donc $Q_1 = Q_2 = Q$ d'où $S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2 = \text{constante} = Q$

De cette dernière formule on se rend compte que si le produit de la section et de la vitesse est constant tout au long du conduit alors si la section diminue à un endroit du conduit alors la vitesse augmentera et vice versa si la section augmente alors la vitesse diminuera pour que le débit soit bien constant.

3. Energie mécanique d'un fluide idéal en mouvement

On se retrouve avec le montage suivant comprenant un réservoir, un conduit avec au bout un robinet et à ce conduit on a 3 colonnes qui permettent de mesurer la pression du liquide dans le conduit (par ρgh).

On ouvre maintenant le robinet donc on a un écoulement dynamique et on a un système de réapprovisionnement pour que le niveau d'eau du réservoir soit constant. On observe alors que la hauteur des liquides a diminué dans les 3 colonnes et plus on va ouvrir le robinet (plus on augmente la vitesse d'écoulement) plus la hauteur de liquide dans les colonnes va diminuer (donc la pression diminue).



En effet il faut savoir que l'énergie mécanique qui permet de mettre en mouvement le liquide se présente sous 3 formes différentes et qui sont respectivement liées à la **pression P**, **l'altitude z** (énergie de pesanteur) et la **vitesse v** (énergie cinétique).

$$\begin{aligned} E_{\text{méc}} &= E_{\text{potentiel}} + E_{\text{cinétique}} \\ &= \text{Pression} + E_{\text{pesanteur}} + E_{\text{cinétique}} \\ &= P + \rho g z + \frac{1}{2} \rho v^2 \end{aligned}$$

$$\rightarrow E_{\text{potentiel}} = \text{Pression} + E_{\text{pesanteur}}$$

4. Théorème de Bernoulli

Il pose
$$E_{\text{méc}} = P + \rho g z + \frac{1}{2} \rho v^2 = \text{cte}$$

Il va démontrer que **l'énergie mécanique totale** par unité de volume (=la charge) pour un fluide idéal dynamique à débit constant dans un circuit hydraulique **est constante**.

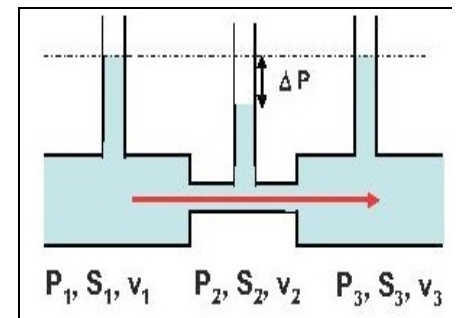
Donc les différentes formes d'énergie vont pouvoir se transformer les unes dans les autres à condition que l'énergie mécanique totale reste constante

Cela explique que lorsque l'on va ouvrir le robinet, on va mettre en mouvement le fluide donc l'énergie cinétique augmente et pour que l'énergie mécanique reste constante on va devoir équilibrer le système. Du coup vu que le conduit est horizontale, l'énergie de pesanteur va rester la même et c'est donc la pression statique qui va diminuer expliquant ainsi la diminution de la hauteur de liquide dans les colonnes.

5. Effet de la section sur la pression : effet Venturi

Application du théorème de Bernoulli dans un conduit avec un rétrécissement ponctuel de la section.

Dans la partie plus étroite du conduit on va avoir une diminution de la section qui va entraîner une augmentation de la vitesse (pour conserver le débit $Q=Sv$), une augmentation de vitesse synonyme d'augmentation de l'énergie cinétique à l'origine d'une diminution de la pression (et donc de la hauteur du fluide selon le théorème de Bernoulli).



On se propose de calculer ΔP :

Le tube étant horizontal, l'énergie de pesanteur est constante

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

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

$$\text{or } S_1 v_1 = S_2 v_2 \rightarrow v_2 = S_1 v_1 / S_2 \quad (\text{on replace ça dans l'équation})$$

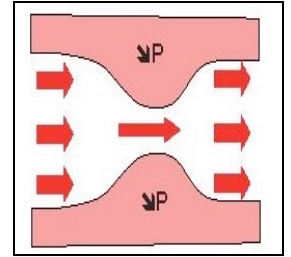
$$\text{d'où } \Delta P = \frac{1}{2} \rho \left[\left(\frac{S_1}{S_2} \right)^2 - 1 \right] v_1^2$$

L'application de cet effet ça va être de **calculer la vitesse dans la partie large du conduit avant le rétrécissement** car à partir de la dernière égalité on trouve que ΔP est proportionnelle au carré de la vitesse v_1 . C'est le principe de fonctionnement du débitmètre (mesure des vitesses en aéronautique, marine, F1 etc).

Maintenant il part en couille avec le tube de pivot (débitmètre de l'avion) et sur le crash d'un avion D'accords....

6. Autres applications de l'effet venturi

- **En médecine** : à charge constante, une sténose artérielle (rétrécissement au niveau d'une artère qui peut être due à la formation d'une plaque athéromateuse) est associée à une augmentation de la vitesse d'écoulement et à une diminution de la pression, ce qui contribue au risque d'obstruction du vaisseau par spasme.
- **En jardinage** : à charge constante, un rétrécissement du diamètre du tuyau avec le pouce est associé à une augmentation de la vitesse d'écoulement et donc à un rayon d'arrosage plus grand. Ce n'est pas la pression du jet qui augmente.

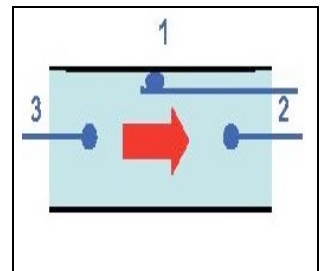


7. Mesure de la pression avec un capteur

Chez l'homme on ne va pas utiliser une colonne d'eau que l'on va brancher aux artères, pour mesurer la pression dans une des artères, on va amener un capteur placé au bout d'un fil que l'on introduit dans l'artère fémorale et ensuite on va le faire remonter jusqu'à l'artère qui nous intéresse.

Si on regarde de plus près, on voit que le fil comporte plusieurs capteurs à son extrémité ou sur le côté pour permettre de mesurer la pression de 3 manières différentes:

1. Si on utilise le capteur latéral, on mesurera une pression identique à celle que l'on mesure avec la colonne de fluide. → on mesure la **Pression latérale** = P
2. Si on utilise l'extrémité du capteur et qu'on le positionne face au sens du courant sanguin → on mesurera la **Pression « terminale »** = $P + 1/2\rho v^2$
3. Si on place maintenant l'extrémité du capteur dans le sens du courant → on mesurera la **Pression « d'aval »** = $P - 1/2\rho v^2$



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

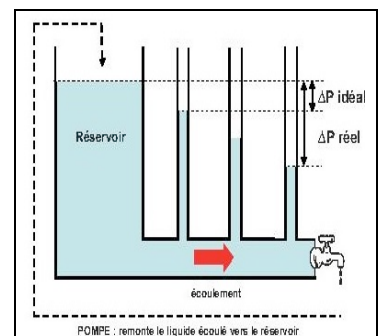
C. Fluide réel dynamique

Dans un fluide réel, entrent en jeu **les forces de frottement** (entre molécules, entre les molécules et les parois). L'E mécanique d'un fluide réel en mouvement a tendance à diminuer au cours de son trajet (perte de charge). Energie perdue pour vaincre ces forces de frottements notamment en E thermique (cf effet Joule en électricité).

Donc pour un fluide réel (visqueux), le théorème de Bernoulli n'est plus vérifié (la charge n'est plus constante).

$$P + \rho g z + 1/2 \rho v^2 \neq \text{cte}$$

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

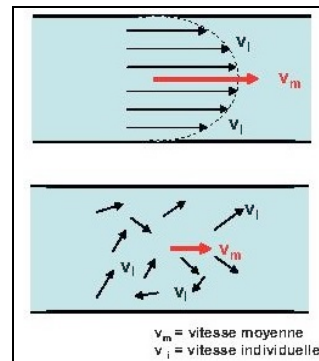


1. Ecoulement d'un fluide réel

Quand on avait à faire à un **fluide idéal** sans forces de frottement, il n'y avait aucune interaction et toutes les molécules se comportaient donc de la même façon et allaient à la même vitesse.

Mais quand on a à faire à un **fluide réel**, les forces de frottement font que les molécules vont se déplacer à des vitesses variables en fonctions des interactions (entre elles et avec les parois du conduit), on a deux régimes d'écoulement possible :

- A faible vitesse, l'**écoulement laminaire** : les lignes de courant ne se croisent pas. Du fait de la viscosité, une couche infiniment mince au contact de la paroi ne se déplace pas ; la vitesse s'accélère progressivement et devient maximale au centre : profil parabolique des vitesses.
- A vitesse moyenne élevée, l'**écoulement** devient **turbulent** : les molécules tourbillonnent sans distribution systématisée des vitesses ; les lignes de courant se croisent, la vitesse moyenne diminue.



Donc on peut passer d'un écoulement laminaire efficace à un écoulement turbulent en dépassant un certain seuil de vitesse, seuil que l'on apprécie grâce au nombre de Reynolds.

2. Le nombre de Reynolds R

Ce nombre est calculé à partir de 4 variables qui participant à la définition du régime d'écoulement :

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

$$R = \rho d v_m / \eta$$

Limites empiriques : $R < 2\,000$: écoulement toujours **laminaire**

$R > 10\,000$: écoulement toujours **turbulent**

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

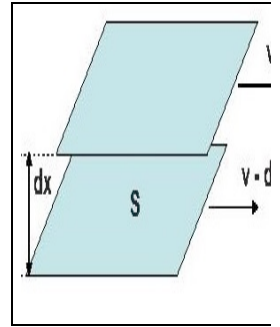
Vitesse critique (v_c) : c'est la vitesse à partir de laquelle la cohérence de l'écoulement laminaire est détruite. Au-dessus de cette vitesse, l'écoulement devient instable avec possibilité de devenir turbulent.

$$v_c = 2000 \eta / \rho d$$

3. Coefficient de viscosité η (lettre grecque éta)

La viscosité caractérise les fluides réels. Si on reprend le schéma d'un liquide en écoulement laminaire on a un gradient de vitesse entre la vitesse maximale au centre et la vitesse nulle sur les bords du conduit.

Maintenant imaginons 2 lames circulant parallèlement, la première va à la vitesse v et la deuxième lame, séparée de la première par une distance dx va à une vitesse $v-dv$, elle va moins vite à cause des forces de frottement F . il se crée donc un gradient de vitesse de lame à lame donné par dv/dx traduisant le ralentissement de la vitesse due aux frottements.



$$F = \eta S \, dv/dx$$

Avec η =coefficient de viscosité en $kg.m^{-1}.s^{-1} = Pa.s = \text{Poiseuille}$
 S =surface commune aux 2 lames
 dv/dx =gradient de vitesse (ou taux de cisaillement).

On étudie les dimensions de la viscosité :

$$\eta = ([F] / [S]) \cdot dx/dv \quad \rightarrow dx/dv = m / m.s^{-1} = s \text{ (donc unité de temps T)}$$

$$= [P] \cdot T \quad \text{d'où Pa.s}$$

4. Liquides réels newtoniens et non newtoniens

En principe la **viscosité** est une constante qui est caractéristique du liquide mais en réalité, celle-ci **varie avec la température** à savoir que si la température augmente alors la viscosité va diminuer. Elle peut aussi varier avec le **gradient de vitesse** donc on va regrouper les fluides réel dans deux groupes :

- **Liquides newtoniens** : la viscosité est constante à une température donnée

ex : H2O : $\eta = 1.10^{-3} Pa.s$ à 20 °c

- **Liquides non newtoniens** : la viscosité varie avec dv/dx en plus de la température

ex : le sang où ce sont essentiellement les globules rouges qui conditionnent les propriétés mécaniques : quand dv/dx diminue, il y a formation de rouleaux de GR et la viscosité augmente.

On préfère alors utiliser pour les calculs la **viscosité apparente** : viscosité qu'aurait un fluide newtonien induisant le même débit pour une même différence de pression

ex : sang $\eta_{app} = 3 \text{ ou } 4 \cdot 10^{-3} Pa.s$ à 20°C

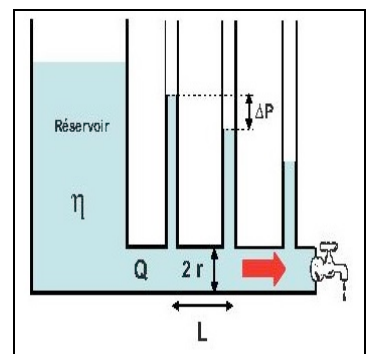
5. Ecoulement d'un fluide réel : loi de poiseuille

Dans un conduit horizontal, où l'écoulement est laminaire, l'énergie nécessaire à vaincre les forces de frottement va se traduire par une diminution de la pression. En effet, l'E de pesanteur et l'E cinétique sont constantes et seule la Pression peut varier (Bernoulli)

Loi de Poiseuille :

$$\Delta P = R \cdot Q$$

où R (résistance à l'écoulement) = $8 \eta L / \pi r^4$

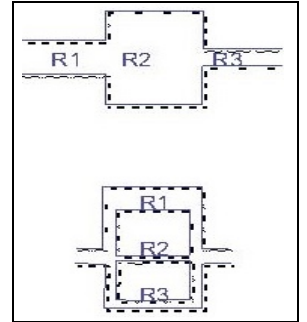


On utilise la viscosité apparente (sang : 3 ou 4 Pa.s)

6. Combinaison de résistance à l'écoulement

Le système vasculaire est composé d'une multitude d'artères et d'artérioles qui peuvent être disposées soit en série, soit en parallèle. Par analogie avec l'électricité ($U = RI$ et $\Delta P = RQ$) on trouve :

- Dans un **système en série** : la résistance totale est égale à la somme des résistances individuelles $\rightarrow R_t = R_1 + R_2 + R_3$
- Dans un **système en parallèle** : $\rightarrow 1/R_t = 1/R_1 + 1/R_2 + 1/R_3$



A bien retenir car dans notre cas, **nos artérioles et nos capillaires sont dans un système en parallèle**, il ne faut pas oublier d'utiliser cette formule pour obtenir la résistance totale dans les exercices.

Exercice : Soit une artériole avec un débit de $6 \text{ mL} \cdot \text{min}^{-1}$. Elle se divise en 100 capillaires de rayon $r = 0.4 \text{ mm}$ et de longueur $L = 2 \text{ cm}$. Quelle est la chute de pression entre l'entrée et la sortie de ce réseau capillaire ? ($\eta = 4 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$)

.La première chose à faire c'est de mettre les variables en unité SI :

$$Q = 6 \text{ mL} \cdot \text{min}^{-1} = 6 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3 \cdot \text{min}^{-1} = 1 \cdot 10^{-7} \text{ m}^3 \cdot \text{s}^{-1} \text{ (ne pas oublier de faire la conversion)}$$

$$r = 4 \cdot 10^{-4} \text{ m} \text{ et } L = 2 \cdot 10^{-2} \text{ m}$$

.On veut calculer la chute de pression donc on va utiliser la loi de Poiseuil :

.On calcul d'abord la résistance pour une seule artériole :

$$R_i = 8 \eta L / \pi r^4 = (8 \times 4 \cdot 10^{-3} \times 2 \cdot 10^{-2}) / \pi \times (4 \cdot 10^{-4})^4 = 796 \cdot 10^7 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-4} \cdot \text{s}^{-1}$$

.Attention dans l'exercice on dit que l'artériole se divise en 100 capillaires donc il faut calculer R_t :

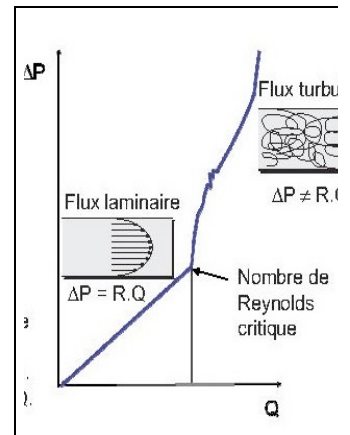
$$1/R_t = 1/R_i + 1/R_i + 1/R_i \dots = 100/R_i \quad \text{donc } R_t = R_i/100 = 796 \cdot 10^5 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-4} \cdot \text{s}^{-1}$$

.Du coup $\Delta P = RQ = 796 \cdot 10^5 \times 10^{-7} = 7.96 \text{ Pa}$ (ne pas s'arrêter à R_t en voulant aller trop vite)

Voilà un QCM type concours, il existe aussi des variantes où on peut en donnant d'autres données vous demandez de calculer le nombre de capillaire d'un système.

7. Écoulement en régime turbulent

- Dans un écoulement laminaire, toute l'énergie consommée est utilisée pour vaincre la viscosité sous forme de chaleur. On observe alors une **relation linéaire** entre la différence de pression ΔP et le débit Q à savoir $\Delta P = RQ$ → c'est un régime efficace.
- Alors que dans un écoulement turbulent, la présence des tourbillons va consommer une partie supplémentaire d'énergie perdue en chaleur et vibrations (on entend un **bruit et/ou un souffle** → ça va nous intéresser plus tard). Il n'y a plus de proportionnalité entre ΔP et Q → c'est un régime peu efficace.



II. Particularités liées au sang

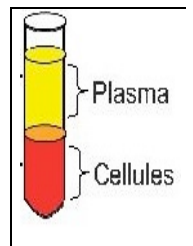
A. Description du sang au repos

On a vu premièrement que le sang était un fluide réel donc visqueux, plus précisément le **sang** est une suspension de cellules (en majorité des GR mais ya des plaquettes, des GB etc.) qui circulent dans une solution macromoléculaire (le plasma).

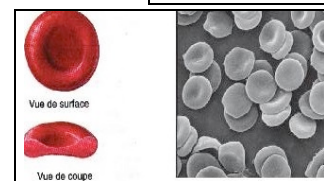
Ce que l'on appelle **hématocrite**, c'est le rapport du volume de cellules en suspension sur le volume total du sang. L'hématocrite normal étant égal à 0.45.

Quand on laisse sédimenter du sang dans un tube, on va avoir séparation entre

- les cellules sanguines : qui sont plus lourdes et qui vont se déposer au fond, on va les assimiler à un fluide non newtonien (η app = 3 ou 4 10^{-3} kg.m⁻¹.s⁻¹).
- le plasma : qui va rester au-dessus est qui a les caractéristiques d'un fluide newtonien de viscosité $\eta = 1.10^{-3}$ kg.m⁻¹.s⁻¹



Les GR (majorité des cellules sanguines) sont des ϕ semblables à des assiettes qui sont synthétisées par la moelle hématopoïétique et qui vont perdre leur noyau. Ce sont des « sacs à hémoglobine » qui vont vivre une centaine de jour avant d'être recyclé dans le foie. Leur fonction c'est livrer l'O₂ et récupérer le CO₂ (on le sait déjà...)

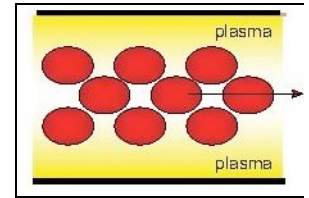
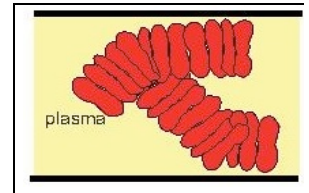


B. Description rhéologique du sang dans les grands vaisseaux

La **rhéologie**, c'est une spécialité de physiologie qui étudie les rapports entre la viscosité, la plasticité et l'élasticité de la matière.

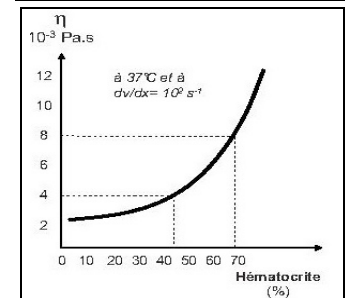
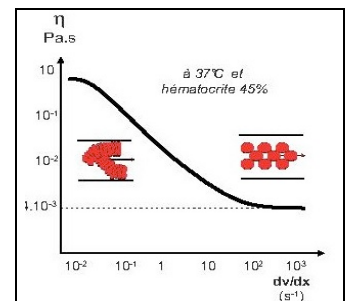
La viscosité du sang est lié aux **interactions intercellulaires** qu'il faut rompre pour mobiliser les cellules entre-elles.

- Quand le débit est faible : les GR vont avoir tendance à **former des rouleaux**, ce qui va provoquer une **augmentation importante de la viscosité**, le sang aura du mal à circuler et on a un risque de boucher les artères.
- Quand le débit est élevé : on rompt les interactions intercellulaires et on va avoir une **circulation axiale des GR**, le plasma qui est moins visqueux va se placer à la périphérie du conduit et va former un **manchon plasmatique** ce qui favorise le bon écoulement des GR et donc on a une **diminution importante de la viscosité**.



Donc on l'a vu, le comportement rhéologique du sang est complexe (non newtonien) et la viscosité va varier avec :

- La température : plus il fait chaud, moins c'est visqueux
- le taux de cisaillement dv/dx : avec un sang normal, lorsque le taux de cisaillement diminue, la viscosité augmente à cause de la formation de rouleaux (perte de la circulation axiale) favorisant le risque de formation de caillots.
- l'hématocrite : avec un hématocrite normal à 45% la viscosité est bien de $4 \cdot 10^{-3}$ Pa.s mais quand celui-ci augmente, la viscosité augmente elle aussi et on favorise ici encore le risque de thrombose (boucher les vx).



Exemple de la polyglobulie primitive ou maladie de Vaquez :

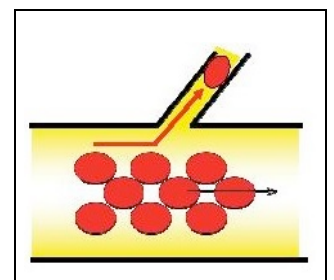
Cette maladie est caractérisée par une augmentation du nombre de globule rouge (+ de 6 millions par mm^3 alors que la normale est a 4-5 millions).

Et donc on a un hématocrite augmenté, ce qui favorise le risque de thromboses par hyper-viscosité. *C'est la photo avec les 2 petits doigts qui deviennent blancs car ils ne sont plus irrigués puis vont nécroser. Le traitement ça va être la saignée pour diminuer le nombre de GR.*



C. Ecoulement dans les petits vaisseaux

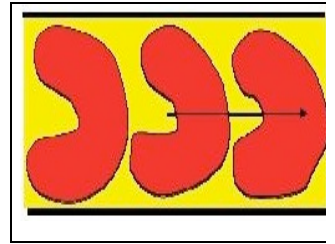
.Dans les gros vaisseaux, les Gr circulent en position axiale, sur la périphérie on va avoir un embranchement des sous-artères ou artérioles. Comme en périphérie du conduit principal on a surtout du plasma et peu de GR on va avoir un **phénomène « d'écémage » au niveau des vaisseaux latéraux se traduisant par une diminution locale de l'hématocrite.**



.Au niveau des capillaires $< 8 \mu\text{m}$, on va observer une **déformation des GR**, ce qui va mettre en jeu la **viscosité intracellulaire**.

Exemple de la drépanocytose :

Cette maladie génétique provoque la formation d'Hb S qui donne un aspect falciforme aux GR. Falciformation qui provoque une augmentation de la viscosité intracellulaire et une diminution de la déformabilité avec comme complication possible des thromboses capillaires.



C'est l'heure d'une micro dédichiasse :

-à Julie Borovik et Sarah Balhagi vos vp ronéo et en général à tous vos tuteurs qui font du super taff !!! (pas comme un certain nike-tout...)

-à vous pour votre patiente vis à vis du retard de cette ronéo.