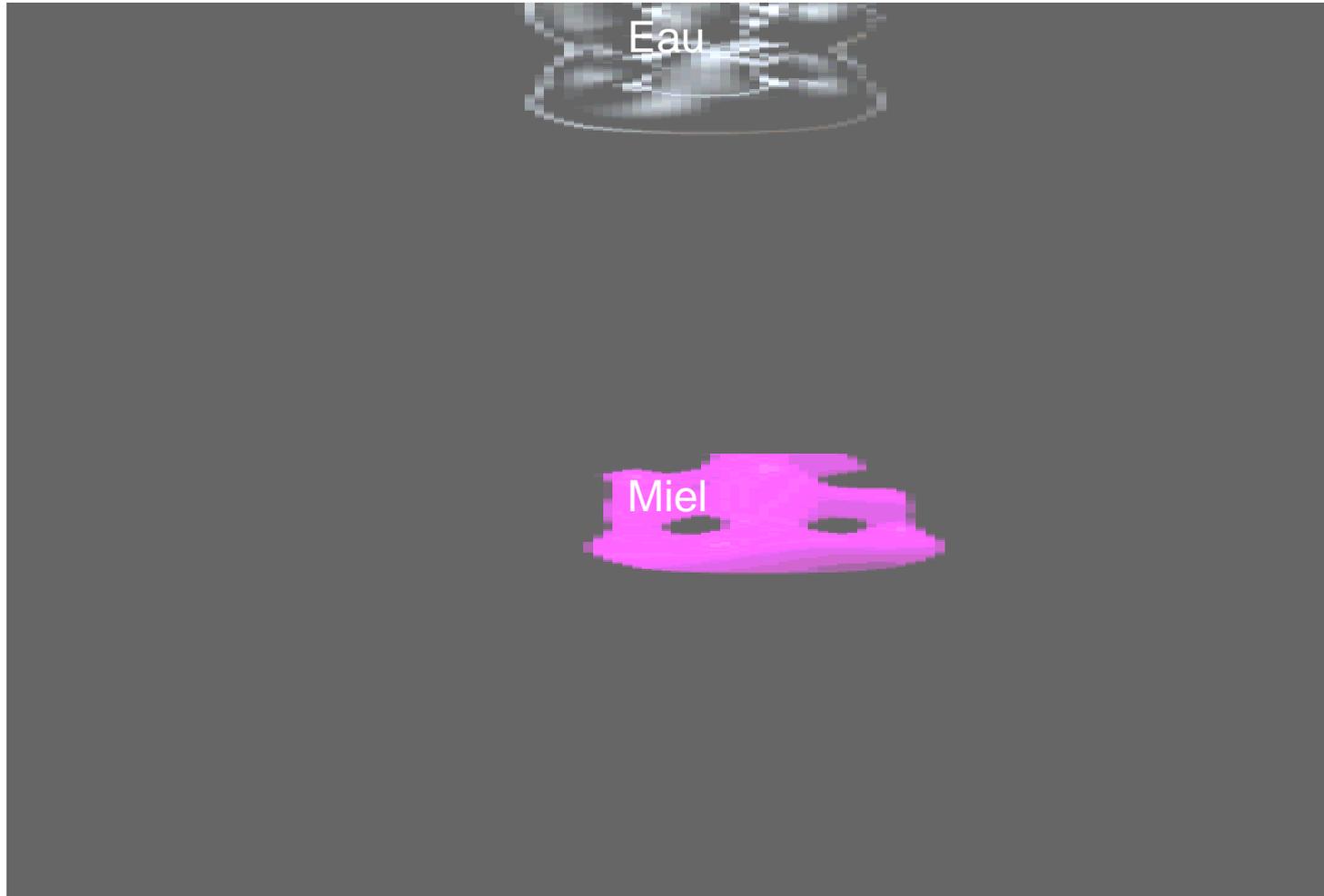


Biophysique

ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES,

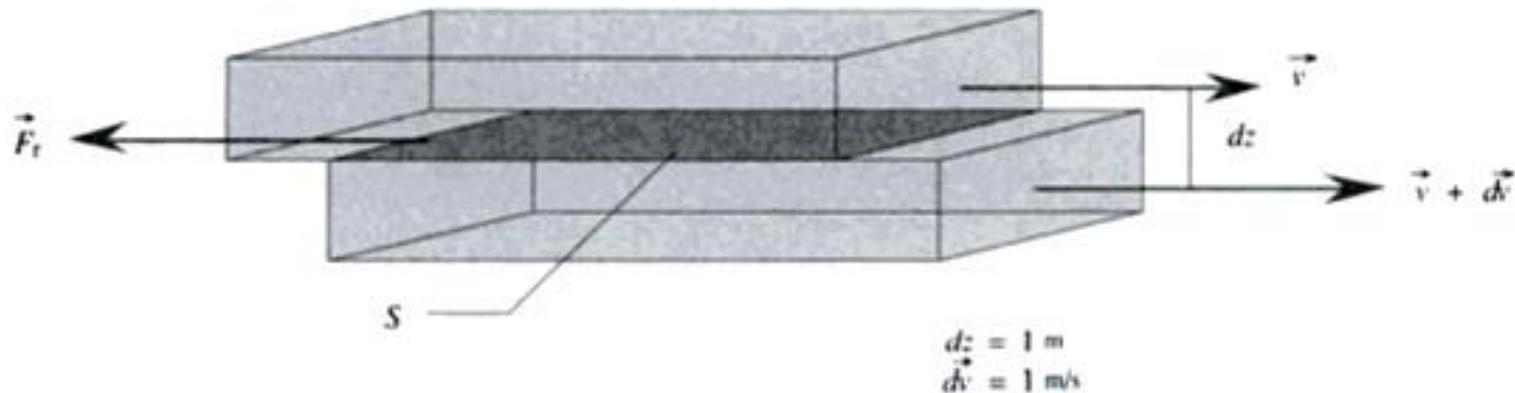
Chapitre 2

Viscosité



Viscosité

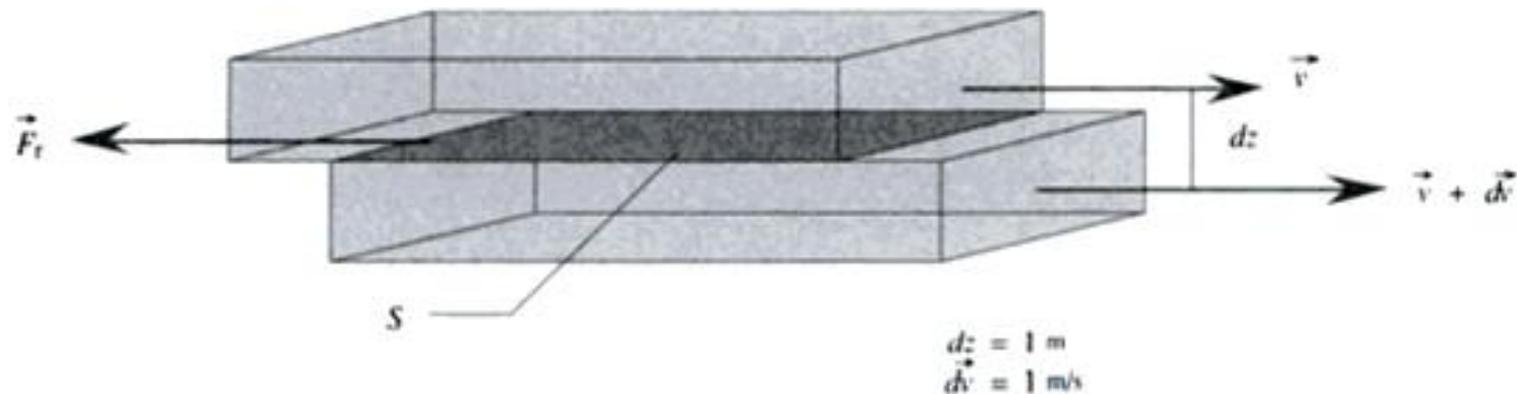
Lors de l'écoulement d'un fluide, la distribution des vitesses n'est pas uniforme. Il en résulte un effort de *cisaillement* entre lames d'eau adjacentes. La force requise pour permettre à deux lames d'eau de glisser l'une sur l'autre est proportionnelle à la différence de leurs vitesses respectives dv . Le coefficient par lequel s'exprime cette proportionnalité est la *viscosité*. Elle caractérise la résistance du fluide au cisaillement et peut être considérée comme une *friction interne*.



Frottement entre deux couches de fluide adjacentes

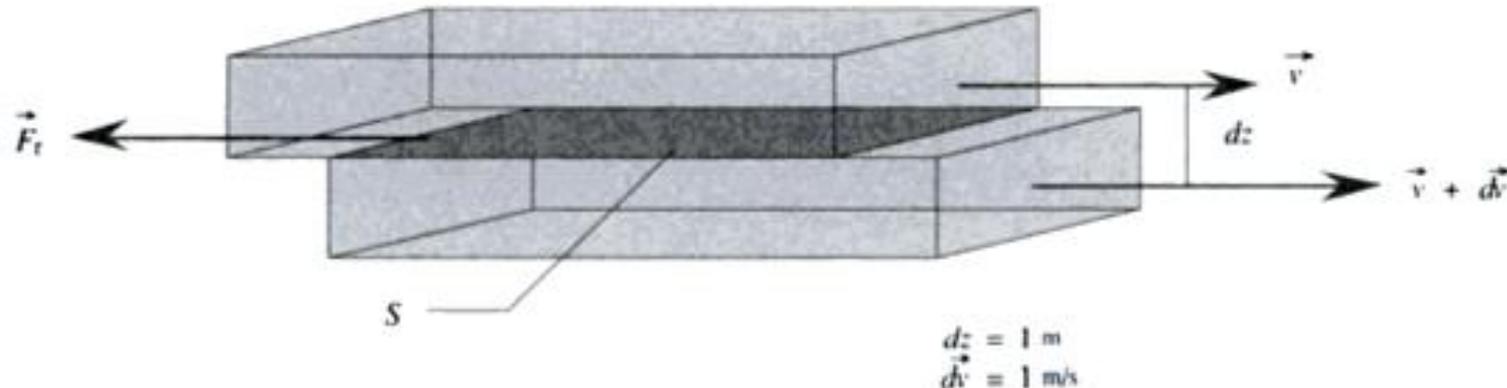
Viscosité

Lors de l'écoulement d'un fluide, la distribution des vitesses n'est pas uniforme. Il en résulte un effort de *cisaillement* entre lames d'eau adjacentes. La force requise pour permettre à deux lames d'eau de glisser l'une sur l'autre est proportionnelle à la différence de leurs vitesses respectives dv . Le coefficient par lequel s'exprime cette proportionnalité est la *viscosité*. Elle caractérise la résistance du fluide au cisaillement et peut être considérée comme une *friction interne*.



Frottement entre deux couches de fluide adjacentes

Viscosité



L'effort de cisaillement peut s'écrire de la manière suivante :

$$\tau = \frac{F_t}{S} = \eta \frac{dv}{dz} \quad [\text{Pa}]$$

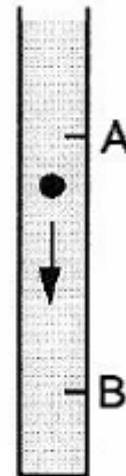
La contrainte tangentielle τ est exprimée par la force de frottement F_T par unité de surface de contact S . Cette force est proportionnelle au gradient transversal de vitesse. La **viscosité dynamique** η , qui s'exprime en Ns/m^2 ($\text{Pa}\cdot\text{s}$) dans le système international, est ainsi définie comme la contrainte tangentielle qu'il faut appliquer pour maintenir un gradient de vitesse de 1 m/s par m , perpendiculairement au plan de glissement.

Viscosité

On fait chuter une bille dans un fluide visqueux contenu dans une éprouvette graduée de diamètre très grand devant celui de la bille

Si la viscosité est suffisante, la bille atteint très rapidement une vitesse limite de chute constante v_{LIM} et cette vitesse est assez faible pour que la force de frottement soit décrite par la loi de Stokes :

$$F = 6\pi R\eta v_{LIM}$$



ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Viscosité

La bille est en outre soumise à son poids et à la poussée d'Archimède. La **2ème loi de Newton** se traduit donc, lorsqu'il n'y a plus d'accélération, par

$$F + F_p = F_g \quad F = F_g - F_p$$

$$6\pi R\eta v_{LIM} = \mu_{BILLE} v_{BILLE} g - (\mu_{LIQ} v_{LIQ} g)$$

$$6\pi R\eta v_{LIM} = g v_{BILLE} (\mu_{BILLE} - \mu_{LIQ})$$

$$6\pi R\eta v_{LIM} = 4\pi R^3 / 3 (\mu_{BILLE} - \mu_{LIQ}) g$$

On en déduit:

$$\eta = \frac{2R^2}{9v_{LIM}} (\mu_{BILLE} - \mu_{LIQ}) g$$

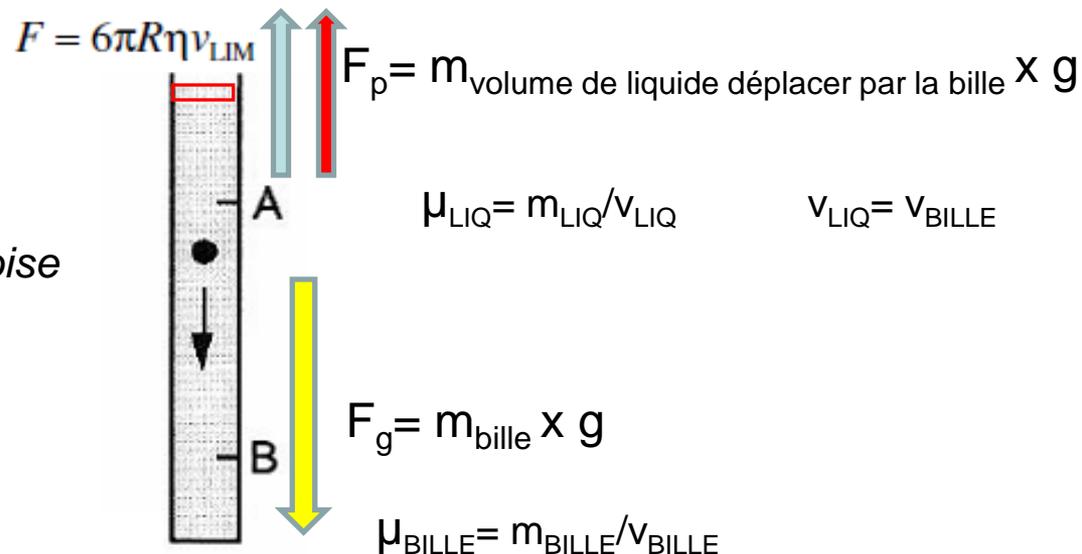
$$g = 9,8 \text{ m/s}^2.$$

η : viscosité dynamique en *Pa.s* ou en *poise*
(1 poise = 10^{-1} Pa.s).

R: en m

μ : en kg/m^3

v_{LIM} : en m/s



ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Viscosité

La bille est en outre soumise à son poids et à la poussée d'Archimède. La **2ème loi de Newton** se traduit donc, lorsqu'il n'y a plus d'accélération, par

$$6\pi R\eta v_{LIM} = \frac{4}{3}\pi R^3 (\mu_{BILLE} - \mu_{LIQ}) g$$

On en déduit:

$$\eta = \frac{2R^2}{9v_{LIM}} (\mu_{BILLE} - \mu_{LIQ}) g$$

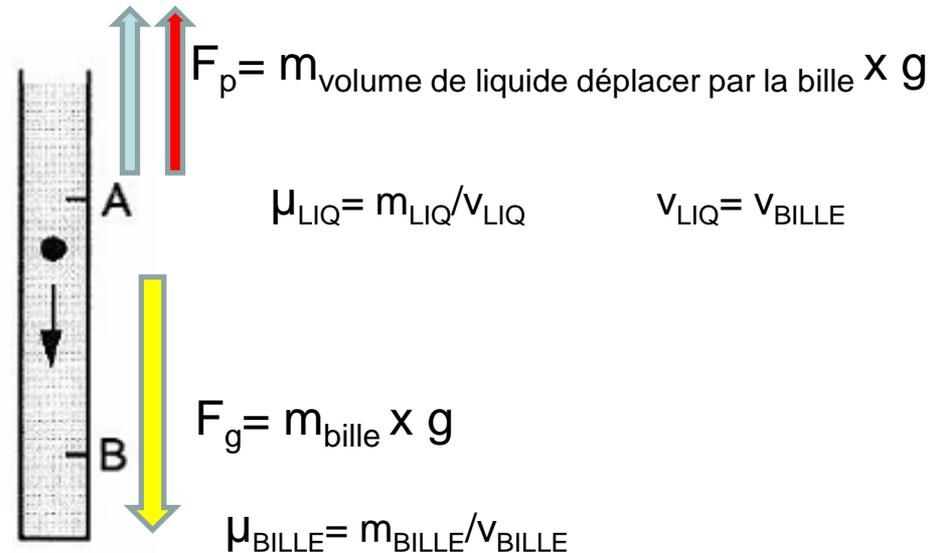
$$g = 9,8 \text{ m/s}^2.$$

η : viscosité dynamique en *Pa.s* ou en *poise*
(1 poise = 10^{-1} Pa.s).

R: en m

μ : en kg/m^3

v_{LIM} : en m/s



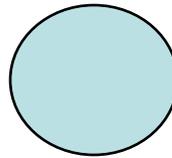
ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Viscosité cinématique de quelques fluides en fonction de la température

Température [°C]	Eau $\cdot 10^{-6}$ [m ² /s]	Mercure $\cdot 10^{-6}$ [m ² /s]	Ethyl-alcool $\cdot 10^{-6}$ [m ² /s]	Air (sec) $\cdot 10^{-6}$ [m ² /s]
0	1.787	0.124	2.199	13.210
10	1.307	0.119	1.837	14.186
20	1.004	0.115	1.520	15.087
30	0.802	0.111	1.284	15.983
40	0.658	0.107	-	16.879
50	0.554	0.104	-	-

Si l'on souhaite comparer le degré de **viscosité** de divers fluides, il faut s'affranchir de l'influence qu'exerce la gravité, au travers de la masse volumique des fluides, sur l'intensité du cisaillement. La **viscosité cinématique** η_k d'un fluide est de ce fait définie comme le rapport de sa **viscosité dynamique** à sa masse volumique :

$$\eta_k = \frac{\eta}{\rho} \quad [\text{m}^2/\text{s}]$$



Viscosité: bille métallique

ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Exercice

Une bille métallique de masse volumique $7,8 \text{ g.cm}^{-3}$ et de 4 mm de diamètre descend d'une hauteur de 1m à travers une huile de densité 1,12 sous l'effet de la pesanteur pendant 55s. Calculer la viscosité de l'huile?

$$\eta = \frac{2R^2}{9v_{\text{LIM}}} (\mu_{\text{BILLE}} - \mu_{\text{LIQ}}) g$$

$$\eta_{\text{huile}} = \frac{2 \times (2 \cdot 10^{-3})^2 \times (7,8 \cdot 10^3 - 1,12 \cdot 10^3) \times 9,8}{9 \times 1/55}$$

$$\eta_{\text{huile}} = 3,2 \text{ Pa.s}$$

$$7,8 \text{ g} \rightarrow 1 \text{ cm}^3 \quad 7,8 \text{ g} \rightarrow 1 \text{ ml}$$

$$7,8 \text{ kg} \rightarrow 1 \text{ L}$$

$$\mu_{\text{BILLE}} \rightarrow 1 \text{ m}^3 (1000 \text{ L})$$

$$\mu_{\text{BILL}} = 7,8 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$$

ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Exercice

Une bille métallique de $7,5 \text{ g.cm}^{-3}$ de masse volumique descend à travers de l'eau dans un tube et met 2 s pour atteindre le fond. La bille met 9 s lorsque le tube est rempli de sang.

Calculer la viscosité du sang si sa densité est de 1,06 et la viscosité de l'eau 10^{-2} poise?

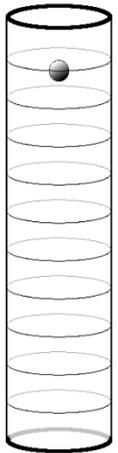
$$\eta = \frac{2R^2}{9v_{\text{LIM}}} (\mu_{\text{BILLE}} - \mu_{\text{LIQ}}) g$$

$$\eta_{\text{eau}} = \frac{2 \times R^2 \times (\mu_{\text{BILLE}} - \mu_{\text{eau}}) \times g}{9 \times d/t_{\text{eau}}}$$

$$\eta_{\text{sang}} = \frac{2 \times R^2 \times (\mu_{\text{BILLE}} - \mu_{\text{sang}}) \times g}{9 \times d/t_{\text{sang}}}$$

$$d = \frac{2 \times R^2 \times (\mu_{\text{BILLE}} - \mu_{\text{eau}}) \times g}{9 \times \eta_{\text{eau}}/t_{\text{eau}}}$$

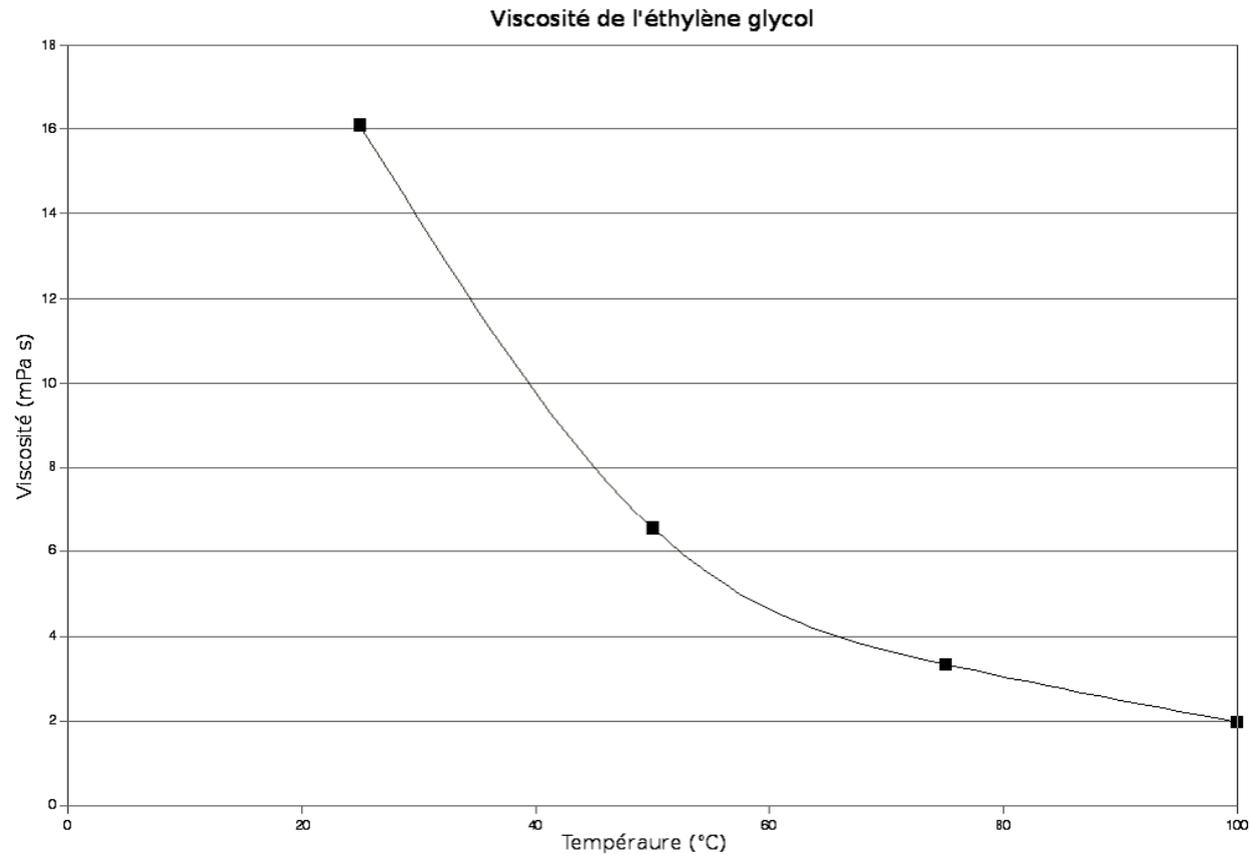
$$d = \frac{2 \times R^2 \times (\mu_{\text{BILLE}} - \mu_{\text{sang}}) \times g}{9 \times \eta_{\text{sang}}/t_{\text{sang}}}$$



$$\frac{2 \times R^2 \times (\mu_{\text{BILLE}} - \mu_{\text{eau}}) \times g}{9 \times \eta_{\text{eau}}/t_{\text{eau}}} = \frac{2 \times R^2 \times (\mu_{\text{BILLE}} - \mu_{\text{sang}}) \times g}{9 \times \eta_{\text{sang}}/t_{\text{sang}}}$$

$$\eta_{\text{sang}} = \frac{\eta_{\text{eau}} \times (\mu_{\text{BILLE}} - \mu_{\text{sang}}) t_{\text{sang}}}{(\mu_{\text{BILLE}} - \mu_{\text{eau}}) t_{\text{eau}}} = 4,45 \cdot 10^{-2} \text{ Poise}$$

Viscosité



Viscosité

La viscosité du sang:

La viscosité du sang varie en fonction de la concentration en globules rouges (hématocrite).

En absence de cellules sanguines, le sérum (obtenu après coagulation) ou le plasma (obtenu par centrifugation) ont une viscosité proche de celle de l'eau à 20°C :

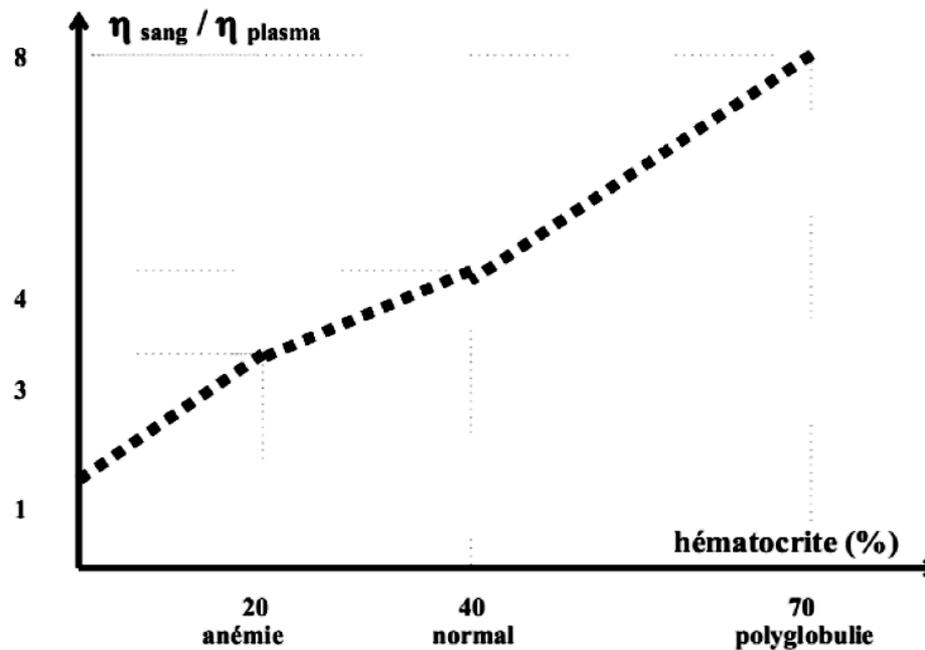
-viscosité du sérum : $1,1 - 1,3 \cdot 10^{-3}$ Pa.s

-Viscosité du plasma : $1,4 \cdot 10^{-3}$ Pa.s

Viscosité

La viscosité du sang:

Pour le sang total, il existe une relation entre la viscosité et l'hématocrite:



Viscosité

La viscosité du sang:

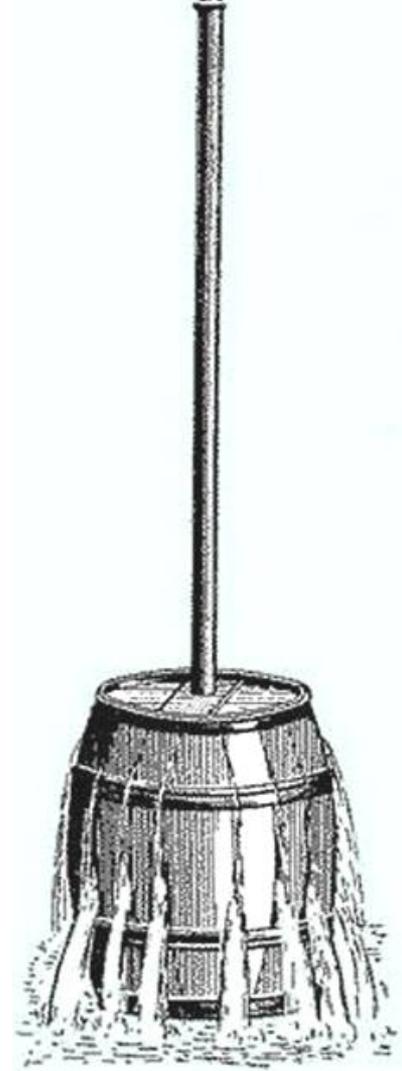
Dans les **situations pathologiques**, et notamment en cas de **polyglobulie**, la viscosité sanguine peut devenir très élevée, avec comme conséquence une augmentation parallèle des résistances mécaniques, étant donné que la viscosité intervient directement dans l'expression de la résistance mécanique. Ces phénomènes peuvent avoir des conséquences graves sur la perfusion sanguine des tissus et sur l'apport d'oxygène par la circulation

Polyglobulie : Hématocrite ↗ → viscosité ↗ → vitesse ↘ → flux ↘ → temps de circulation de sang ↗

Anémie : Hématocrite ↘ → viscosité ↘ → vitesse ↗ → flux ↗ → temps de circulation de sang ↘

Pression hydrostatique : loi de pascal

$$P = h \rho g$$



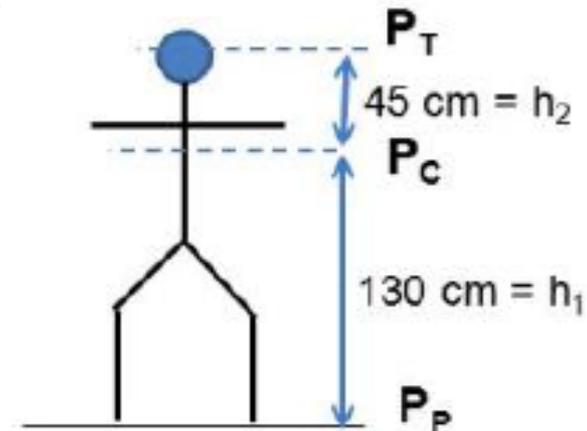
Pression hydrostatique : loi de pascal

Exercice

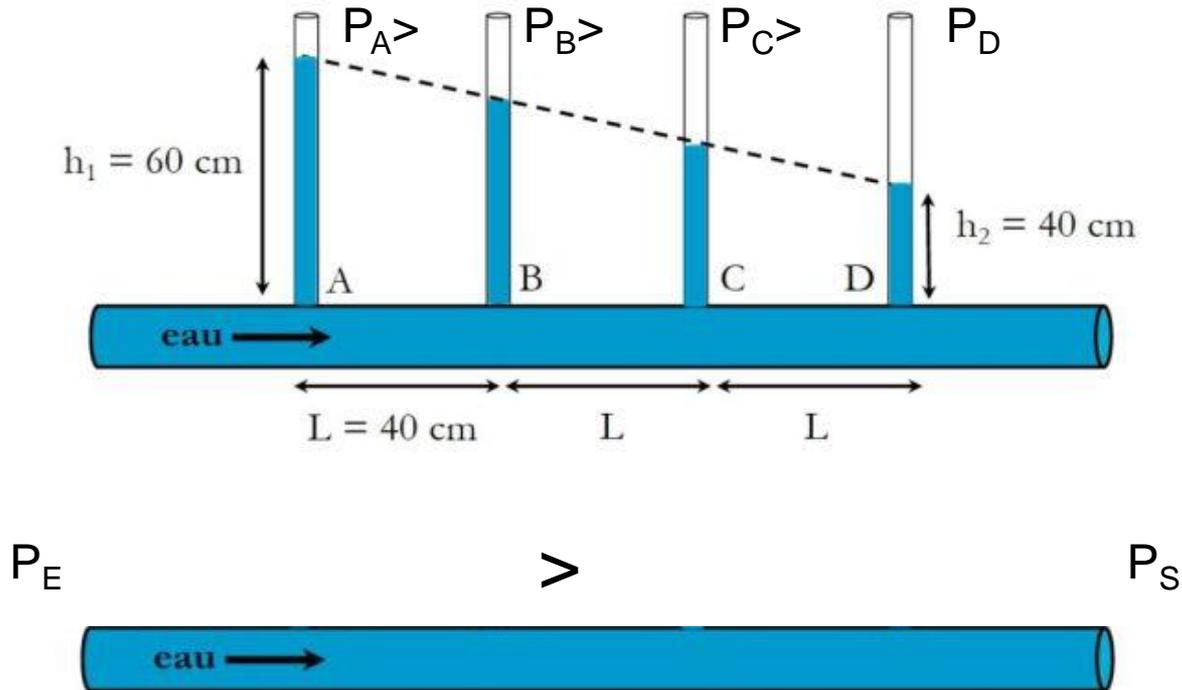
On considère un sujet, en position debout. La pression artérielle moyenne du sang à la sortie du cœur est de 100 mm Hg. En ne considérant que le seul effet de pesanteur :

1. Calculer la pression artérielle moyenne au niveau de la tête et des pieds ?
2. La pression artérielle est-elle la même en tout point du corps en position debout ?
3. Que devient cette pression lorsque le sujet est allongé ? justifier

On donne : La distance tête-cœur = 45 cm
La distance cœur -pieds = 130 cm
La masse volumique du sang : $1,05 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$
 $1 \text{ mm Hg} = 133 \text{ Pa}$

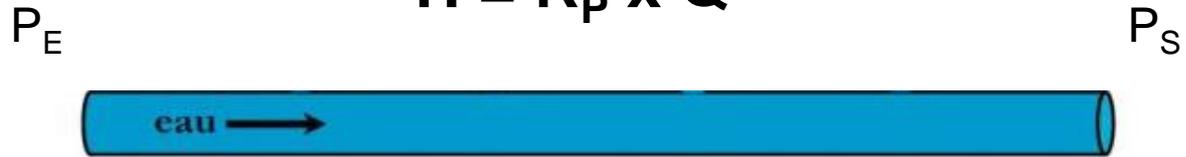


Loi de Poiseuille



Loi de Poiseuille

$$\Pi = R_p \times Q$$

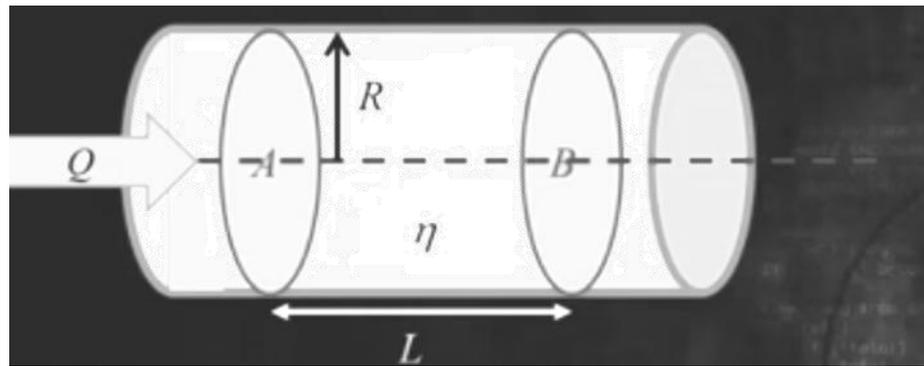


Π : perte de charge (différence de pression) en Pa.

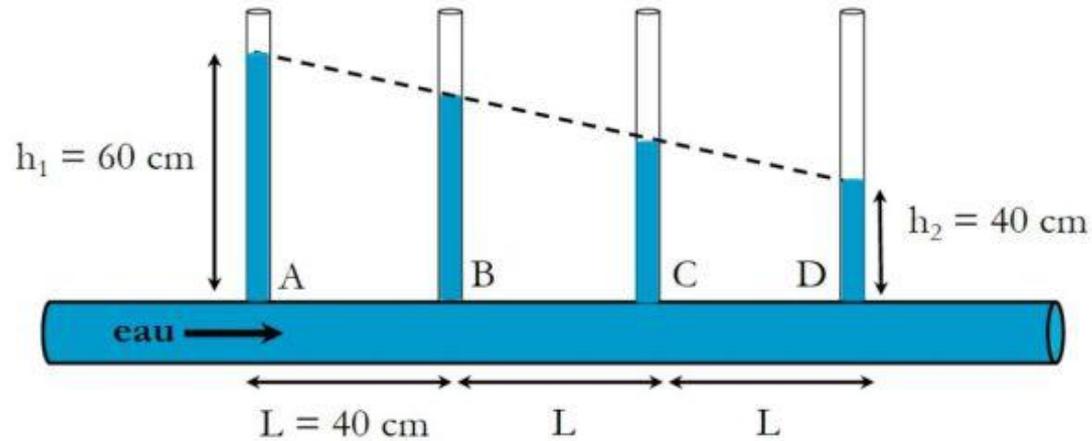
Q : le débit en m^3/s

R_p : la résistance de poiseuille (résistance hydraulique) en $Pa.s.m^{-3}$

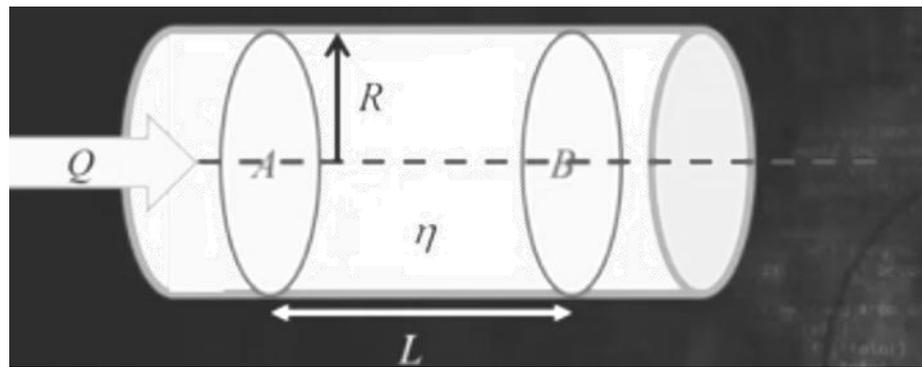
$$R_p = 8 \eta L / (\pi r^4)$$



Loi de Poiseuille



$$R_p = 8 \eta L / (\pi r^4)$$



Nombre de Reynolds (métrique)

$$R_e = \frac{v \rho D}{\mu}$$

- v = Vitesse du liquide (m/s)
- ρ = Densité du liquide (kg/m^3)
- D = Diamètre interne du conduit (m)
- μ = viscosité du liquide (en Pa.s)

REYNOLDS

Laminaire	$Re < 2000$
Transitoire	$2000 < Re < 4000$
Turbulent	$Re > 4000$

Exercice

Loi de Poiseuille

On veut perfuser en 60 min un patient avec un flacon de 500 ml de plasma de densité 1,03 et de viscosité $1,4 \cdot 10^{-3}$ Pa.s. L'aiguille utilisée à une longueur de 3 cm et un diamètre intérieur de 0,4 mm.

Quel est le débit d'écoulement du plasma ?

Calculer la résistance hydraulique de l'aiguille et en déduire la perte de charge.

$$500 \text{ ml} \rightarrow 60 \text{ min (3600 s)} \quad x = 0,1388 \text{ ml/s} \quad x = 0,1388 \cdot 10^{-3} \text{ L/s}$$
$$x \rightarrow 1 \text{ s}$$

$$1 \text{ m}^3 \rightarrow 1000 \text{ L} \quad Q = 0,1388 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3/\text{s}$$
$$Q \rightarrow 0,1388 \cdot 10^{-3} \text{ L}$$

$$\Pi = R_p \times Q \quad R_p = 8 \eta L / (\pi r^4)$$

$$R_p = 8 \times 1,4 \cdot 10^{-3} \times 3 \cdot 10^{-2} / [3,14 \times (0,2 \cdot 10^{-3})^4] = 66,87 \cdot 10^9 \text{ Pa.s.m}^{-3}$$

$$\Pi = 66,87 \cdot 10^9 \times 0,1388 \cdot 10^{-6} = 9,28 \cdot 10^3 \text{ Pa}$$

Loi de Poiseuille

débit volumique : $0,5 \cdot 10^{-3} / 3600 = 1,39 \cdot 10^{-7} \text{ m}^3 / \text{s}$.

résistance hydraulique aiguille : $L = 0,03 \text{ m}$ et $r = 2 \cdot 10^{-4} \text{ m}$

$8 \eta L / (\pi r^4) = 8 \times 1,4 \times 10^{-3} \times 0,03 / (3,14 \times 16 \cdot 10^{-16}) = 6,69 \cdot 10^{10} \text{ Pa m}^{-3} \text{ s}$.

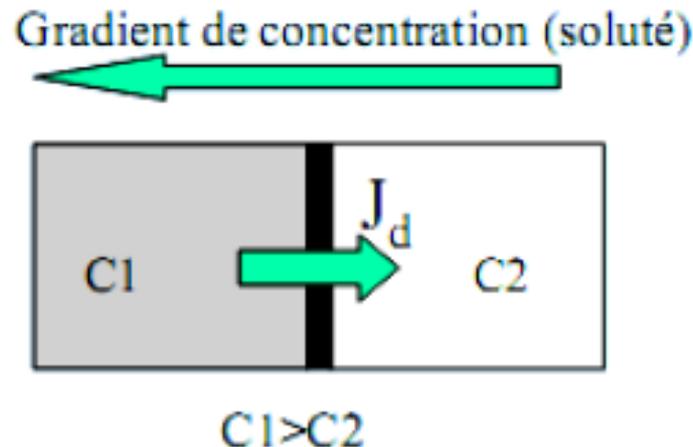
perte de charge : résistance fois débit

$6,69 \cdot 10^{10} \times 1,39 \cdot 10^{-7} = 9,28 \cdot 10^3 \text{ Pa}$.

ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Diffusion du soluté à travers les membranes

La diffusion est connue comme un moyen d'échange des molécules de soluté d'un compartiment à l'autre à travers une membrane. Elle tend à uniformiser la distribution des particules (des ions ou des molécules non dissociables), donc s'effectuant dans le sens des concentrations décroissantes et alors les particules se déplacent d'une région de forte concentration vers une région de faible concentration.



ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Diffusion du soluté à travers les membranes

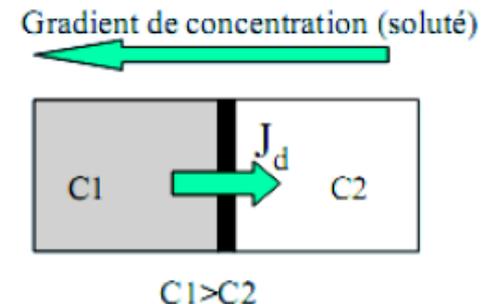
Première loi de Fick

On appelle le **débit molaire diffusif du soluté** J_D le transfert molaire du soluté considéré qui correspond au nombre de moles n traversant une membrane de surface S dans un temps dt

$$J_D = \frac{dn}{dt}$$

Il est donné par la première loi de Fick comme suit :

A une dimension :
$$J_D = \frac{dn}{dt} = -DS_p \frac{dC}{dx} \quad (\text{mol.s}^{-1})$$



Et le signe (-) exprime que le transfert diffusif se fait vers les concentrations les plus faibles.

Avec D (m^2/s) est le coefficient de diffusion des molécules du soluté dans la solution.

Et S_p représente la surface totale des pores perméables au soluté, qui peut être donnée par l'expression suivante:

$$S_p = N\pi a^2 = pS\pi a^2$$

Où N est le nombre total de pores, a : le rayon des pores, p : le nombre de pores par unité de surface et S : la surface totale de la membrane.

ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Diffusion du soluté à travers les membranes

Première loi de Fick

l'expression de flux molaire à une dimension est donnée par :

$$J = \frac{J_D}{S_p} = -D \frac{dC}{dx} \quad (\text{mol.m}^{-2}.\text{s}^{-1})$$

Deuxième loi de Fick

Au cours de la migration moléculaire à travers les pores de la membrane, la concentration unidimensionnelle $C(x,t)$ en un point quelconque du système dépend de la position x et aussi du temps t et elle est une solution de l'équation du second ordre par rapport à la position, qui est donnée par la deuxième loi de Fick

$$\frac{\partial C}{\partial t} = -\frac{\partial J}{\partial x} = D \frac{\partial^2 C}{\partial x^2}$$

ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Exercice

Soit une solution d'hémoglobine de concentration $2 \cdot 10^{-4}$ mol/l qui diffuse à travers une membrane de surface diffusante $S=5\text{cm}^2$ jusqu'à une concentration de $8 \cdot 10^{-5}$ mol/l de l'autre côté. Déterminer la masse d'hémoglobine qui s'est déplacée de 3cm pendant 5 min.

On donne $D_{\text{hémoglobine}} = 6,9 \cdot 10^{-7} \text{ cm}^2/\text{s}$ et $M_{\text{hémoglobine}} = 68 \text{ kg/mol}$.

$$J_D = \frac{dn}{dt} = -DS_p \frac{dC}{dx} \quad (\text{mol} \cdot \text{s}^{-1})$$

$$J_D = [6,9 \cdot 10^{-7} \cdot 10^{-4} \times 5 \cdot 10^{-4} \times (2 \cdot 10^{-4} \cdot 10^3 - 8 \cdot 10^{-5} \cdot 10^3)] / 3 \cdot 10^{-2}$$
$$= 13,8 \cdot 10^{-14} \text{ mol/s}$$

$$\begin{array}{ll} 13,8 \cdot 10^{-14} \text{ mol} \rightarrow 1\text{s} & x = 41,4 \cdot 10^{-12} \text{ mol} \\ x & \rightarrow 5\text{min (300 s)} \end{array}$$

$$\begin{array}{ll} 1\text{mol} & \rightarrow 68000 \text{ g} \\ 41,4 \cdot 10^{-12} \text{ mol} & \rightarrow m_{\text{hémoglobine}} \end{array}$$

$$m_{\text{hémoglobine}} = 2,815 \cdot 10^{-6} \text{ g}$$

ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Coefficient de diffusion

Comme le coefficient de diffusion D joue un rôle primordial dans le phénomène de diffusion, il est commode d'étudier explicitement l'expression de ce coefficient qui est donné par : $D = RTb$

Où $R = 8,31 [J.K^{-1}.mol^{-1}]$, $T[K]$ et $b[s.kg^{-1}]$ représentent respectivement le coefficient de gaz parfaits, la température et la mobilité mécanique molaire.

Lorsqu'on considère une particule sphérique de rayon r (en m) dans un milieu de viscosité η (en $pa.s$), l'équation de la mobilité mécanique devient comme : $b^{-1} = N_A 6\pi\eta r$

Avec $N_A = 6,023 \cdot 10^{23}$ est le nombre d'Avogadro.

Qui peut nous mener à une nouvelle expression de coefficient de diffusion comme

$$D = \frac{k_B T}{6\pi\eta r}$$

$$k_B = R / N_A = 1,38 \cdot 10^{-23} [J.K^{-1}] \quad (k_B \text{ représente la constante de Boltzmann})$$

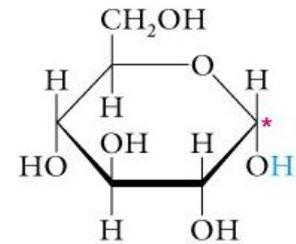
ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Exercice

Soit une membrane d'épaisseur 0,1mm séparant deux compartiments *A* et *B*, le compartiment *A* contient une solution de glucose à 0,2 mol/l, la concentration de glucose dans le compartiment *B* est de 0,1 mol/l.

- Calculer le flux molaire initial de diffusion du glucose à 25°C sachant que le rayon de ces molécules supposées sphériques est $r = 3\text{\AA}$.

On donne: $k_B = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{JK}^{-1}$ et la viscosité de glucose; $\eta_g = 10^{-3} \text{Pa.s}$.



$$D = \frac{k_B T}{6\pi\eta r}$$

$$J = \frac{J_D}{S_p} = -D \frac{dC}{dx} \quad (\text{mol.m}^{-2}.\text{s}^{-1})$$

ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Exercice

Soit une membrane d'épaisseur 0,1mm séparant deux compartiments A et B, le compartiment A contient une solution de glucose à 0,2 mol/l, la concentration de glucose dans le compartiment B est de 0,1 mol/l.

- Calculer le flux molaire initial de diffusion du glucose à 25°C sachant que le rayon de ces molécules supposées sphériques est $r = 3\text{Å}$.

On donne: $k_B = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{JK}^{-1}$ et la viscosité de glucose; $\eta_g = 10^{-3} \text{Pa.s}$.

$$\text{Avec un calcul direct, on aura } J_{gI} = \frac{D_g (C_A - C_B)}{h}.$$

A ce point, on doit déterminer le coefficient de diffusion $D_{g_{25^\circ}}$ à 25°C :

$$\text{Par définition, on a } D_{g_{25^\circ}} = \frac{k_B \cdot T_{25^\circ}}{6\pi\eta_g r_g} = \frac{1,38 \cdot 10^{-23} \cdot (25 + 273)}{6,3,14 \cdot 10^{-3} \cdot 3 \cdot 10^{-10}} = 7,28 \cdot 10^{-10} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}.$$

$$\text{Alors } J_{gI} = \frac{7,28 \cdot 10^{-10} (0,2 - 0,1) \cdot 10^{+3}}{0,1 \cdot 10^{-3}} = 7,28 \cdot 10^{-4} \text{ mol} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}.$$

ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Exercice

$$\text{On a : } J_g = -D_{g_{25^\circ}} \frac{dC}{dx} \Rightarrow \int_0^h J_{gI} dx = -\int_{C_A}^{C_B} D_{g_{25^\circ}} dc.$$

$$\text{Avec un calcul direct, on aura } J_{gI} = \frac{D_g (C_A - C_B)}{h}.$$

A ce point, on doit déterminer le coefficient de diffusion $D_{g_{25^\circ}}$ à 25°C :

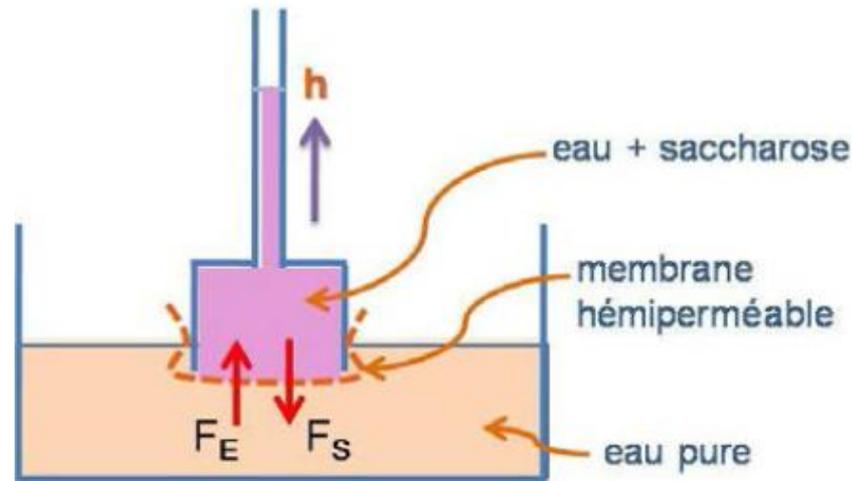
$$\text{Par définition, on a } D_{g_{25^\circ}} = \frac{k_B \cdot T_{25^\circ}}{6\pi\eta_g r_g} = \frac{1,38 \cdot 10^{-23} \cdot (25 + 273)}{6,3 \cdot 10^{-3} \cdot 3 \cdot 10^{-10}} = 7,28 \cdot 10^{-10} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}.$$

$$\text{Alors } J_{gI} = \frac{7,28 \cdot 10^{-10} (0,2 - 0,1) \cdot 10^{+3}}{0,110^{-3}} = 7,28 \cdot 10^{-4} \text{ mol} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}.$$

ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Pression osmotique

Un osmomètre est constitué d'un réservoir de verre rempli d'une solution (eau + soluté) colorée (sorte de cylindre vertical dont la base est obturée par une membrane **hémiperméable**, donc imperméable au soluté : seul le solvant peut diffuser dans les deux sens, et dont la partie supérieure est reliée à un long tube vertical de petit calibre) et plongé dans un cristallisoir contenant de l'eau.



Au départ, le flux de solvant entrant F_E est très supérieur au flux sortant F_S , puis on atteint l'équilibre. A ce moment la pression hydrostatique est égale à la pression osmotique $p = h\rho g$

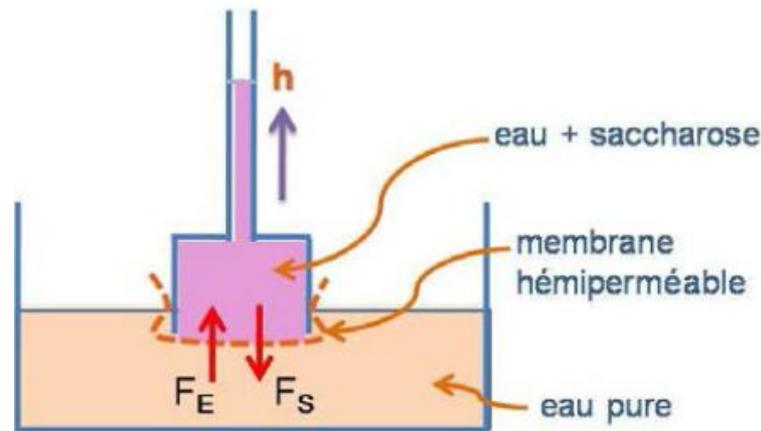
ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Pression osmotique

Donc la pression osmotique d'une solution est la pression hydrostatique qu'il faudrait exercer sur la solution pour empêcher le solvant pur de traverser la membrane. Elle est établie empiriquement à partir de nombreuses études expérimentales et finalement exprimées sous forme théorique par Vant'Hoff.

$$\pi = iC_m RT \quad \text{en } [Pa] \text{ ou } [N / m^2]$$

Avec : i est le coefficient d'ionisation qui peut être donné par $i = 1 + \alpha(\beta - 1)$ pour un électrolyte faible et pour un électrolyte fort. $i = \beta$



ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Exercice

Calculer la pression osmotique à 27°C d'une solution aqueuse contenant 9g de glucose et 2,92g de NaCl par litre.

Avec : $R=8,31 \text{ J.K}^{-1}.\text{mol}^{-1}$, $\text{NaCl}=58,5 \text{ g.mol}^{-1}$, $\text{glucose}=180 \text{ g.mol}^{-1}$

$$\pi = i C_m R T \quad \text{en } [\text{Pa}] \text{ ou } [\text{N} / \text{m}^2]$$

$$\pi_{\text{glucose}} = i C_{\text{glucose}} R T = 0,05 \cdot 10^3 \cdot 8,31 (27+273) = 124\,650 \text{ Pa}$$

$$\pi_{\text{NaCl}} = i C_{\text{NaCl}} R T = 2 \cdot 0,05 \cdot 10^3 \cdot 8,31 (27+273) = 249\,300 \text{ Pa}$$

$$\pi_{\text{solution}} = 124\,650 + 249\,300 = 373\,950 \text{ Pa}$$

ETUDE DES INTERFACES SOLIDES-LIQUIDES

Exercice

Calculer la pression osmotique à 27°C d'une solution aqueuse contenant 9g de glucose et 2,92g de NaCl par litre.

Avec : $R=8,31 \text{ J.K}^{-1}.\text{mol}^{-1}$, $\text{NaCl}=58,5 \text{ g.mol}^{-1}$, $\text{glucose}=180 \text{ g.mol}^{-1}$

Pour une solution avec plusieurs solutés: $\pi = \sum_{i=1}^n \omega_i RT$

On note ici, que la solution contient deux solutés (n=2): glucose et NaCl

$$\pi = \pi_g + \pi_{\text{NaCl}} = (\omega_g + \omega_{\text{NaCl}})RT = \left(\frac{C_{\text{p}_{\text{glucose}}}}{M_{\text{glucose}}} + \frac{2C_{\text{p}_{\text{NaCl}}}}{M_{\text{NaCl}}} \right) RT$$

$$\pi = \left(\frac{9 \cdot 10^3}{180} + 2 \frac{2,92 \cdot 10^3}{58,5} \right) 8,31 \cdot 300 = 373 \cdot 10^3 \text{ pascal}$$