

Programme Deuxième Année

Pharmacie Biophysique

Chapitre 1 : Diffusion des molécules

1. Mise en évidence du phénomène
2. Loi de Fick-Parcours moyen
3. Diffusion à travers les membranes dialysantes
4. Application à la dialyse extra rénale et péritonéale

Chapitre 2 : Osmométrie

1. Mise en évidence du phénomène d'osmose
2. Expression de la pression osmotique
3. Pression oncotique-tonicité –résistance globulaire
4. Travail osmotique
5. Application à l'ultrafiltration des solutions et au travail rénal

Chapitre 3 : Viscosité-hydrodynamique biologique

1. Coefficient absolu de viscosité
2. Ecoulement des liquides non visqueux, théorème de Bernoulli
3. Ecoulement des liquides visqueux-perte de charge- loi de poiseuille
4. Rhéologie du sang
5. Mesure de la viscosité- différents types d'appareillage

Chapitre 4 : Phénomènes de surface

1. Tension superficielle et interfaciale
2. Energie de cohésion
3. Pression des surfaces courbes- loi de Laplace
4. Travail d'adhésion de deux liquides non miscibles
5. Phénomène de capillarité- lois
6. Applications : mousses et émulsions, embolie gazeuse, surfactant pulmonaire

Chapitre 5 : Macromolécules

1. Généralités sur les solutions colloïdales
2. Expression de la masse molaire des macromolécules
3. Propriétés viscométriques des macromolécules
4. Propriétés électriques des macromolécules :
 - Equilibre et potentiel de Donnan
 - Electrophorèse

Chapitre 6 : Polarimétrie

1. Définition de la lumière polarisée Prisme biréfringent : obtention de la lumière polarisée
2. Nicols polariseur et analyseur
3. Activité optique-Lois de Biot et Malus
4. Les états de polarisation
5. Interférences en lumière polarisée – nature des lames minces biréfringentes
6. Dichroïsme circulaire

Chapitre 7 : Radioéléments

1. Différents types de radioactivité
2. Loi activité-activité spécifique
3. Appareillage de mesure de l'activité
4. Dosage par dilution isotopique
5. Détermination de la période des molécules dans les compartiments Biologiques

Chapitre 8 : Dosimétrie X et Gamma

1. Origine des rayons X et Gamma
2. Dose d'exposition-unité
3. Dose absorbée dans les milieux à l'équilibre électronique-unités
4. Notion d'équivalent de doses en radioprotection-unités.

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université de Batna 2
Mostefa BEN BOULAID



POLYCOPIÉ PÉDAGOGIQUE

COURS
BIOPHYSIQUE DEUXIEME ANNEE
PHARMACIE

Présentée par :

Dr SMAIL HASSEN

En vue de l'obtention l'habilitation universitaire MCA

Année universitaire :2024-2025

Sommaire

Chapitre 1 :

Diffusion des molécules

Chapitre 2 :

Osmometrie

Chapitre 3 :

Viscosité-hydrodynamique biologique

Chapitre 4 :

Phénomènes de surface

Chapitre 5 :

Macromolécules

Suite Chapitre 5 :

Équilibre et potentiel de Donnan, Électrophorèse

Chapitre 6 :

Polarimétrie

Suite Chapitre 6:

Spectroscopie Moleculaire

Chapitre 7 :

Radioéléments

Chapitre 8 :

Dosimétrie X et Gamma

References bibliographiques

[1]-Nature and Subject of Biophysics

Roland Glaser

[2]-Exercices with Solutions in Radiation Physics

Bo N. Nilsson

[3]-Biophysics For Dummies Cheat Sheet

By: Ken Vos **Updated:** 02-25-2022

[4]-Exercices et QCM de physique et biophysique - PCEM 1

[5]-PASS Biophysique. Parcours santé & L.AS 2 édition

Salah Belazreg, Rémy Perdrisot.

[6]-BIOPHYSIQUE.. Physico-chimie-Physique, PCEM 1-PCEM 2, Rappels de cours, Exercices corrigés, QCM avec réponses

Jacques Magne, Rose-Marie Magné-Marty

[7]-Introduction à la circulation des fluides physiologiques. Cours et exercices corrigés
3e édition Christophe Lepeltier

[8]-Mécanique des fluides, circulation, transports membranaires. UE3 : Organisation des appareils et des systèmes : bases physiques des méthodes d'exploration - Aspects fonctionnels
Pierre-Olivier Kotzki

SAURAMPS MÉDICAL

BROCHÉ

PARU LE : 10/02/2011

[9]-La structure des protéines

Jeannine Yon-Kahn, Guy Hervé, Jean-Luc Popot EDP SCIENCES BROCHÉ

PARU LE : 07/03/2019

[10]-Physique et biophysique rappels de cours et QCM UE3 2e édition

Jean-Marie Escanyé, Alain Durand

ELLIPSES

BROCHÉ

PARU LE : 06/08/2013

[11]-UE3 Tout en fiches. Physique, Biophysique

3e édition Salah Belazreg Frédérique Belazreg (Auteur)

EDISCIENCE

BROCHÉ

PARU LE : 13/06/2018

[12]-1500 QCM UE3 Physique et biophysique

Lola-Lou Bahuon, Benjamin Barkat, Marion Edoh Coffi, Alain Gelly

Olivier Pleskoff (Directeur de publication)

ELLIPSES

BROCHÉ

PARU LE : 28/06/2019

[13]-UE3 Physique, Biophysique, Physiologie

Alain Gelly, Alexis Benichou

ELLIPSES

BROCHÉ

PARU LE : 31/07/2018

[14]-Analyse spectrale

Méthodes non-paramétriques et paramétriques

Gilles Fleury

[15]-Analyse Spectrale Directe Des Minéraux (French Edition) Hardcover – May 20, 2009

French Edition by Antoine Armand Gramont (Author)

[16]-Biophysics for Beginners: a Journey through the Cell Nucleus

January 2014

Chapitre 1

Diffusion des molécules

Chapitre1 :Diffusion des molécules

1. Mise en évidence du phénomène
2. Loi de Fick-Parcours moyen
3. Diffusion à travers les membranes dialysantes
4. Application à la dialyse extra rénale et péritonéale

Introduction

- **La biophysique est devenue une science primordiale dans notre temps moderne, où on la trouve dans divers domaines biologiques et médicaux.**
- **Ces applications se manifestent par le biais de plusieurs phénomènes physiques très importants qui nécessitent une connaissance préalable du domaine.**

Introduction

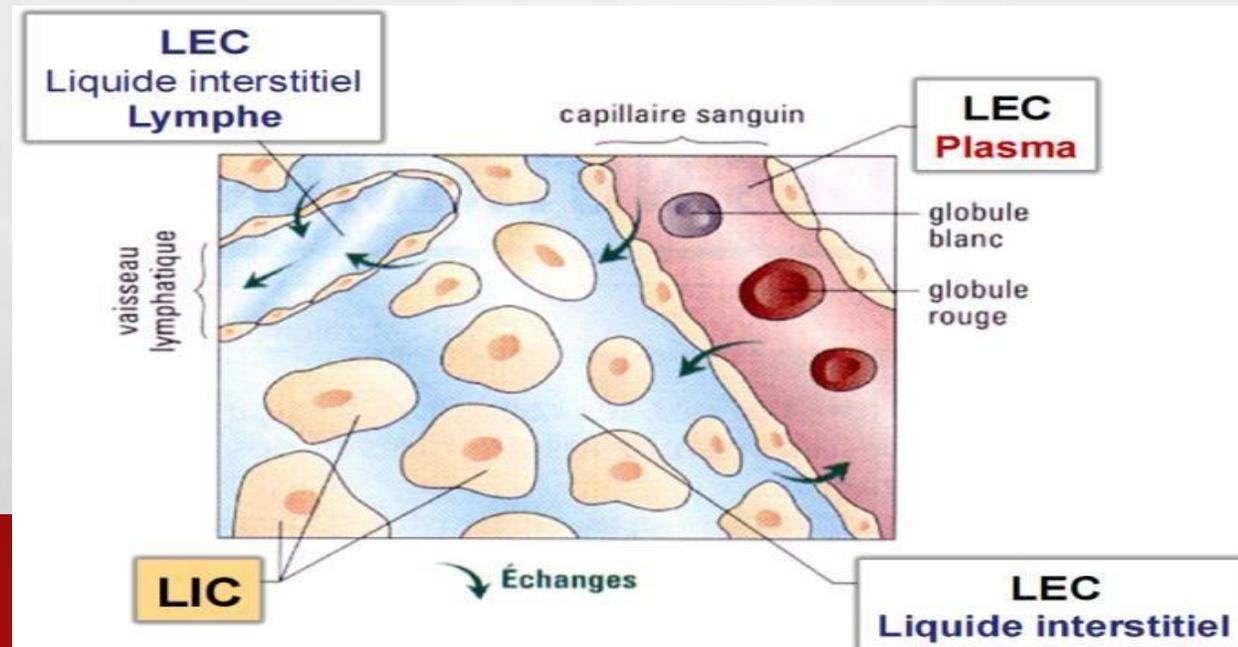
- **La diffusion est connue comme un moyen d'échange des molécules de soluté d'un compartiment à l'autre à travers une membrane.**
- **Elle tend à uniformiser la distribution des particules (des ions ou des molécules non dissociables), donc s'effectuant dans le sens des concentrations décroissantes et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

Introduction

L'eau libre est répartie dans deux grands compartiments liquidiens :

le Liquide IntraCellulaire (LIC), qui est constitué de l'ensemble de l'eau libre contenue dans toutes les cellules de l'organisme ;

le Liquide ExtraCellulaire (LEC), qui est composé des compartiments liquidiens suivants : le plasma, la lymphe, le liquide interstitiel et les liquides transcellulaires.



Introduction

Les échanges d'eau et de solutés entre les différents compartiments liquidiens de l'organisme, en particulier entre les milieux intra et extra cellulaires, s'effectue à travers des membranes . Ces transports de types passif, passif facilité ou actif dépendent :

- **De la nature de la membrane :**
 - Dialysante** : perméable aux particules de dimensions inférieure à la section des pores de la membrane.
 - Semi-permeable**, c'est-à-dire perméable à l'eau
 - Spécifique ou sélective** constituée de molécules appelées transporteurs consommant ou non de l'énergie
- **De la nature de la particule diffusée(neutre ou chargée, micro ou macro molécule)**
- **De l'osmolarité des constituants des milieux d'échange.**
- **De la pression mécanique ou hydrostatique s'exerçant sur la membrane**

I / Solutions et solutés

Définitions :

1/ Solutions

- **Solution** = mélange constitué par un solvant (*généralement liquide*) qui dissout un soluté (*généralement solide*)
 - **SOLVANT** : liquide (en abondance)
 - **SOLUTES** : solides, liquides, gaz.
- **Solution idéale** : solution dont le volume est égal à la somme du volume de solvant et des volumes des solutés: il n'y a pas d'interaction entre les molécules de solvant et les molécules des solutés
- **Solvatation**: association moléculaire entre un soluté et son solvant

2/ Concentrations

- **C. pondérale** → **masse / volume de solution** [kg/l] [g/100ml]
- **C. molaire (molarité)** → **moles / volume de solution = C. pondérale / masse molaire**

Exemple :

- Urée (PM = 60) , 6g/l urée → Cmolaire : $6/60 = 0,1$ mole/l = 100 mmole/l
- Hémoglobine (PM = 60 000), 6g/l Hb → $6/60000 = 0,1$ mmole/l
- Calculer la molarité d'une solution aqueuse contenant 585 mg de NaCl par litre d'eau. (Na : PM = 23 ; Cl : PM = 35,45).

réponse :

La concentration massique de la solution de NaCl est de 585 mg/l. La masse molaire du NaCl est de 58,5.
La concentration molaire est donc : $0,585/58,5 = 10$ mM.

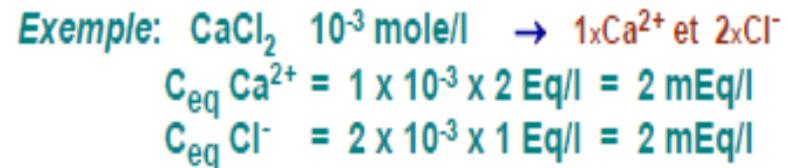
- **C. molale (molalité)** → **nb de moles de soluté / masse de solvant** (gén Eau)
- **Fraction molaire** → **nb de moles de soluté / total du nb de moles de solution**

$$f_s = \frac{n_s}{n_{H_2O} + n_s}$$

n_s = nombre de molécules de soluté
 n_{H_2O} = nombre de molécules de solvant (eau)
 pour une solution constituée par m composés
 (dont l'un est le solvant),
 n_i = nb. de moles pour le composé (i) ⇒ $f_i = n_i / (n_1 + \dots + n_m)$
 f_i fraction molaire du composé (i)

- **Concentration équivalente** : → **nb. de charges électriques / volume de solution**

ion avec valence Z
 ↓
 $C_{eq} = |z| \times \text{molarité}$



3/ Osmolarité (ω)

OSMOLARITE = nombre de particules soluté / litre de solution

1 osmole/litre = 6×10^{23} particules/litre

A. MOLECULES NON DISSOCIABLES

1 molécule \rightarrow 1 particule, donc **osmolarité = molarité**

Exemple: Glucose (*Glu*) PM=180,

27 g/l Glu $\rightarrow 27/180 = 0.15$ osmole/l

B. MOLECULES DISSOCIABLES

1 molécule → plusieurs particules,

α : degré de dissociation (en %), nombre relatif de molécules dissociées

β : nombre d'ions créés par la dissociation

$$\text{OSMOLARITE} = \text{MOLARITE} \cdot (1 + \alpha \cdot (\beta - 1))$$

Exemple :

B1. TOTALEMENT dissociés

• NaCl PM=58.5 (MNa=23 MCl=35.5)

9 g/l [Na+Cl-] → $9/58.5 = 0.15$ mole/l

$\alpha = 1$ $\beta = 2$ 0.15 mole/l Na⁺ + 0.15 mole/l Cl⁻ = 0.30 osmole/l = 300 mosm/l

• Na₂SO₄ PM= (MNa=23 MS=32 MO=16) Combien de particules? $\alpha = 1$ $\beta = 3$ 2x Na⁺ 1x SO₄

B2. PARTIELLEMENT dissociés

• CH₃COOH (Acide acétique, Ac) $\alpha = 0.1$ $\beta = 2$ → 3 particules: 0.9 mole Ac non dissocié + 0.1 mole H⁺
+ 0.1 mole CH₃COO⁻ = 1.1 osmole

II/ Propriétés cinétiques- Diffusion en phase aqueuse

Les grands types de déplacements :

La migration : c'est un déplacement caractérisé par :

- L'existence d'une force appliquée sur la molécule, de direction et de sens parfaitement définis
- Le fait que la molécule puise de son énergie interne l'énergie nécessaire pour se déplacer

Exemple : la migration électrique : DDP \rightarrow cation se déplace vers le potentiel négatif, l'anion vers le potentiel positif. La force appliquée sur la molécule est la force électrique de coulomb

La convection : c'est un déplacement caractérisé par :

- L'existence d'une force appliquée sur la molécule, de direction et de sens parfaitement définis
- Le fait que l'énergie nécessaire au déplacement de la molécule est apportée par l'extérieur

Exemple : Déplacement lié à une différence de pression : il en est ainsi de la circulation du sang dans les vaisseaux ou l'énergie est apportée par la pompe cardiaque à l'origine d'un gradient de pression hydrostatique arterioveineux

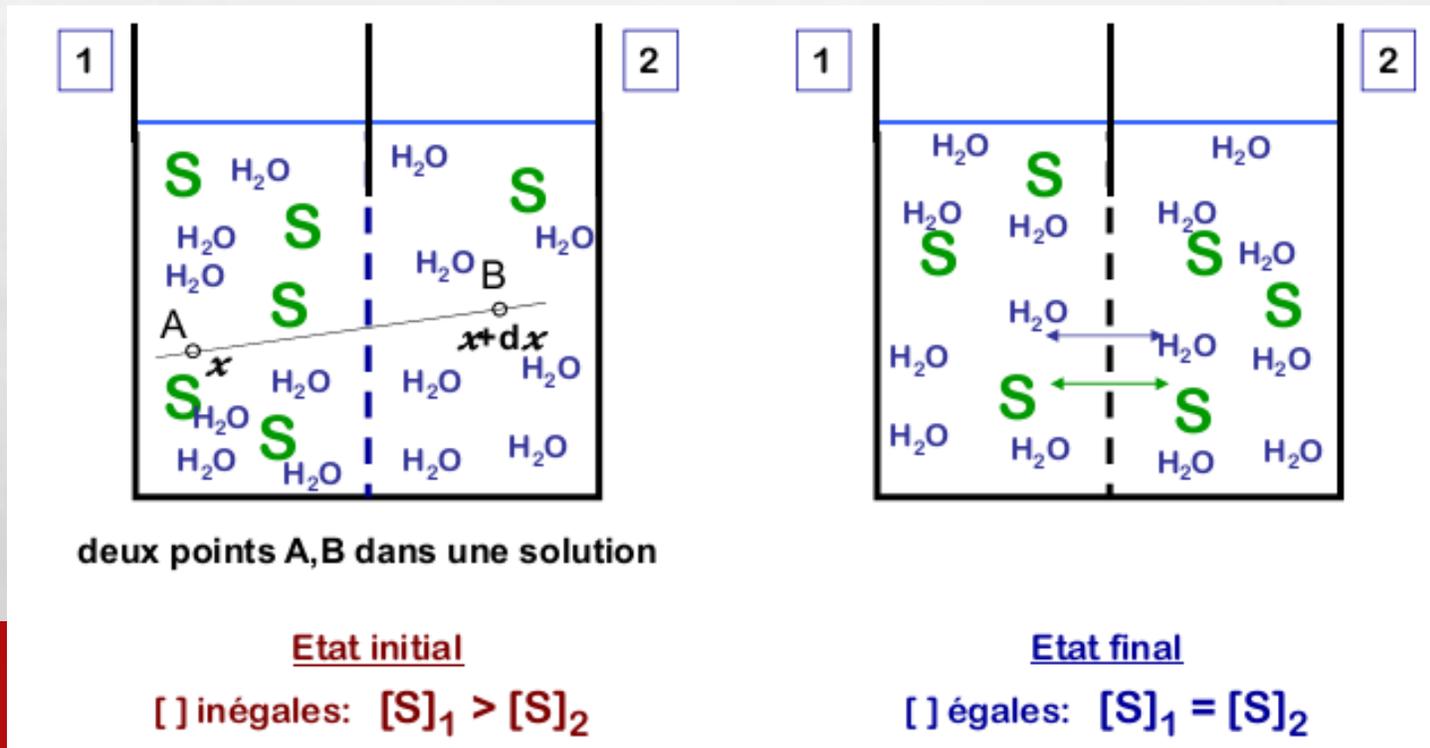
La diffusion: c'est un déplacement caractérisé par :

- Absence de force s'exerçant sur la molécule considérée dans une direction et un sens précis
- Le fait que ce déplacement est en rapport avec l'agitation thermique et avec l'existence d'une différence de concentration entre deux points de l'espace (gradient de concentration).

* Diffusion du soluté à travers les membranes:

Afin d'étudier le mouvement des molécules de soluté à travers les pores membranaires, nous citons les deux lois fondamentales de Fick suivant

Flux de diffusion : 1^{ère} loi de FICK

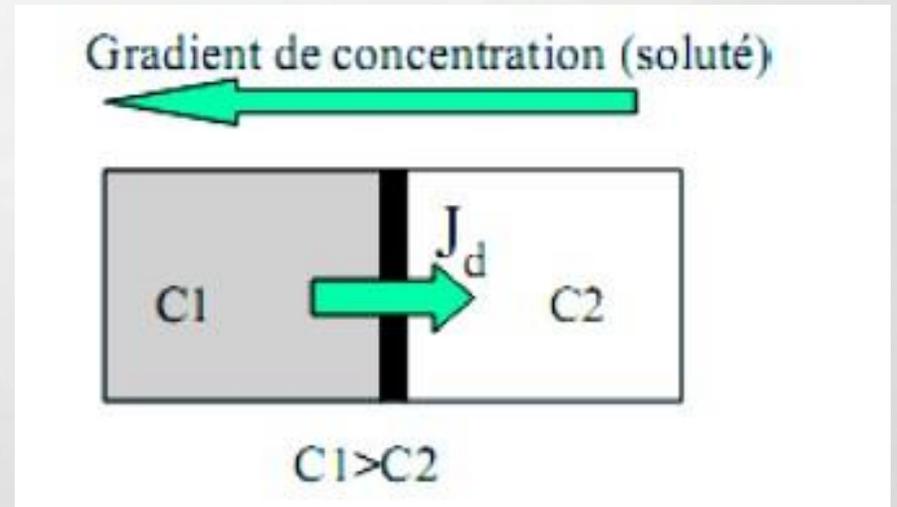


Flux de diffusion : 1^{ère} loi de FICK

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**

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

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



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

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

D = coeff. de diffusion du soluté [$\text{m}^2.\text{s}^{-1}$]
 C, dC = concentration molaire [$\text{mol} . \text{m}^{-3}$]
 dx = longueur [m]

$$D = \frac{k_B T}{f} \quad [\text{m}^2.\text{s}^{-1}]$$

T = température absolue [$^{\circ}\text{K}$]
 f = coefficient de friction moléculaire soluté/solvant
 k_B = Cte. de BOLTZMANN
 $= R / N_A = 8.314 / 6 \cdot 10^{23} = 1.38 \cdot 10^{-23} \text{ [J.}^{\circ}\text{K}^{-1}]$
 R = Cte. des gaz parfaits = $8.314 \text{ [J.}^{\circ}\text{K}^{-1}.\text{mole}^{-1}]$
 N_A = nombre d'AVOGADRO

coefficient de diffusion des molécules
 du soluté dans la solution.

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

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

1ère loi de FICK

$$J = -D \cdot \frac{dC}{dx}$$

D = coeff. de diffusion du soluté [$m^2 \cdot s^{-1}$]
C, dC = concentration molaire [$mol \cdot m^{-3}$]
dx = longueur [m]

BIOPHYSIQUE PHARMACEUTIQUE

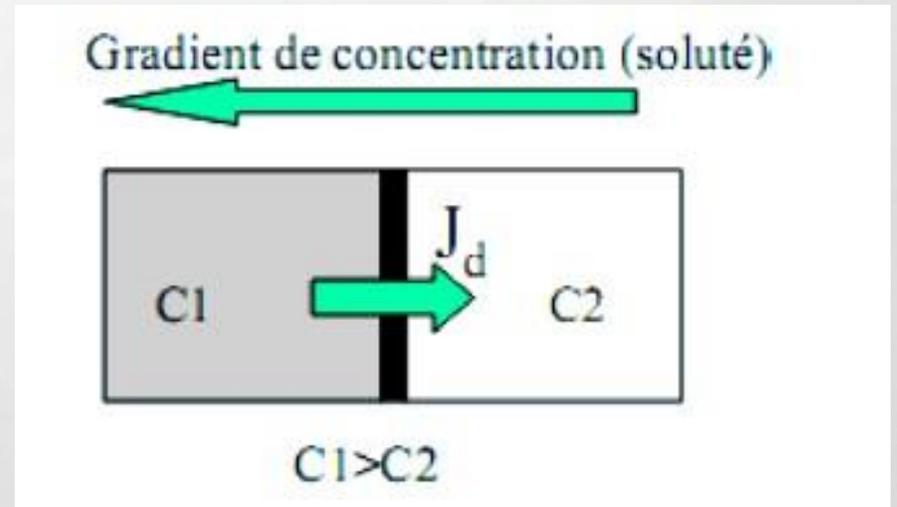


Flux de diffusion : 1^{ère} loi de FICK

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**

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

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



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

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

D = coeff. de diffusion du soluté [$\text{m}^2.\text{s}^{-1}$]
 C,dC = concentration molaire [$\text{mol} . \text{m}^{-3}$]
 dx = longueur [m]

$$D = \frac{k_B T}{f} \quad [\text{m}^2.\text{s}^{-1}]$$

T = température absolue [$^{\circ}\text{K}$]
 f = coefficient de friction moléculaire soluté/solvant
 k_B = Cte. de BOLTZMANN
 $= R / N_A = 8.314 / 6 \cdot 10^{23} = 1.38 \cdot 10^{-23} \text{ [J.}^{\circ}\text{K}^{-1}]$
 R = Cte. des gaz parfaits = $8.314 \text{ [J.}^{\circ}\text{K}^{-1}.\text{mole}^{-1}]$
 N_A = nombre d'AVOGADRO

coefficient de diffusion des molécules
 du soluté dans la solution.

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

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

1ère loi de FICK

$$J = -D \cdot \frac{dC}{dx}$$

D = coeff. de diffusion du soluté [$m^2 \cdot s^{-1}$]
C, dC = concentration molaire [$mol \cdot m^{-3}$]
dx = longueur [m]

La diffusion

Première loi de Fick

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

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

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

$$D = L^2/t \quad t = L^2/D$$

Chaque soluté donné diffuse indépendamment des autres solutés présents dans la solution et toujours vers le compartiment où il est le moins concentré.

La diffusion

Coefficient de Diffusion

Exemples de coefficients de diffusion en milieu aqueux:

	M.M.	D x 10 ⁻⁵ [cm ² .s ⁻¹]
H ₂	2	5.2
O ₂	32	2.0
NaCl	58.5	1.4
Lactose	342	0.5
Myoglobine	17500	0.1
Hémoglobine	68000	0.06

Exemple: PROTEINE $D=10^{-6} \text{ cm}^2.\text{s}^{-1} \rightarrow 0.2 \text{ } \mu\text{m}/\text{ms} \Rightarrow$ traverse 1 cellule (10 μm) en 50 ms

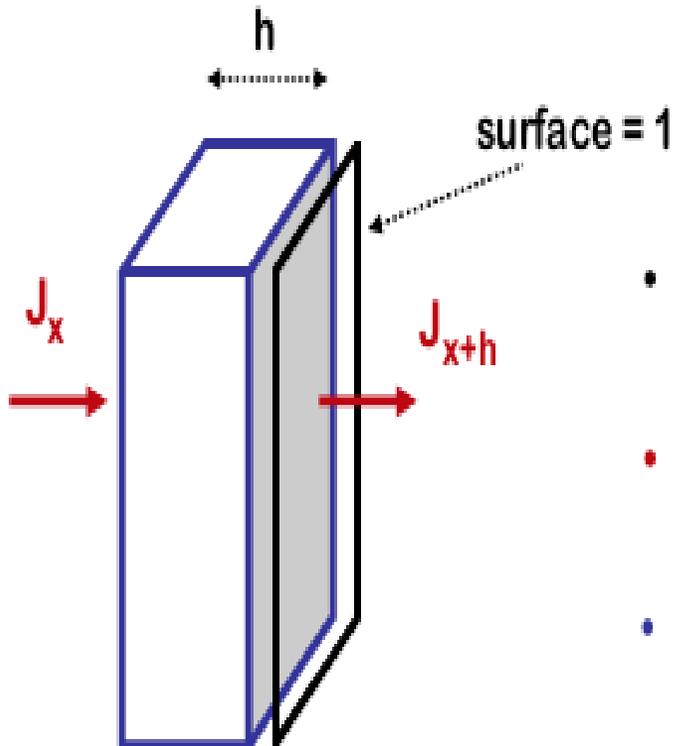
La diffusion

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**,

La diffusion

Deuxième loi de Fick



- considérons un élément de volume
- considérons les flux entrant (J_x) et sortant (J_{x+h})
- en sachant que le soluté nécessite un temps dt pour parcourir la distance h

$$C(x, t_0) = C$$

$$C(x, t_0 + dt) = C - dC$$

$$J(x+h, t_0 + dt) = J + dJ$$

Après un temps dt , il y a un transfert de masse sur une distance h

Deuxième loi de Fick

Loi de conservation de masse :

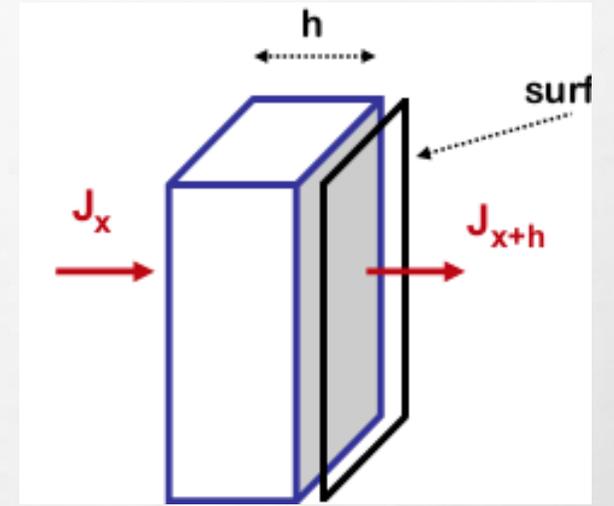
La diminution de la concentration pendant un temps dt doit être égale à l'augmentation du flux sur une distance h

Calculons la quantité de soluté diffus:

Rappel:

Flux = débit de matière par unité de surface

Quantité de soluté diffus = (Flux entrant - Flux sortant) x dt



$$Q_1 = (J_x - J_{x+h}) dt = - \underbrace{\frac{dJ}{dx}}_{\text{différence "ponctuelle" de flux}} \cdot \underbrace{(\text{surface} \times h)}_{\text{volume}} dt$$

Calculons la quantité de soluté diffus par une deuxième méthode:

Rappel: **concentration = quantité de substance par unité de volume**

Quantité de soluté diffus = (Concentration finale - Concentration initiale) x volume

Concentration finale = $C_{x,t+dt}$

Concentration initiale = $C_{x,t}$

$$Q_2 = (C_{x,t+dt} - C_{x,t}) (\text{surface} \times h) = \frac{dC}{dt} (\text{surface} \times h) dt$$

$$Q1 = (J_x - J_{x+h}) dt = - \frac{dJ}{dx} \cdot (\text{surface} \times h) dt$$

$$Q2 = (C_{x,t+dt} - C_{x,t}) (\text{surface} \times h) = \frac{dC}{dt} (\text{surface} \times h) dt$$

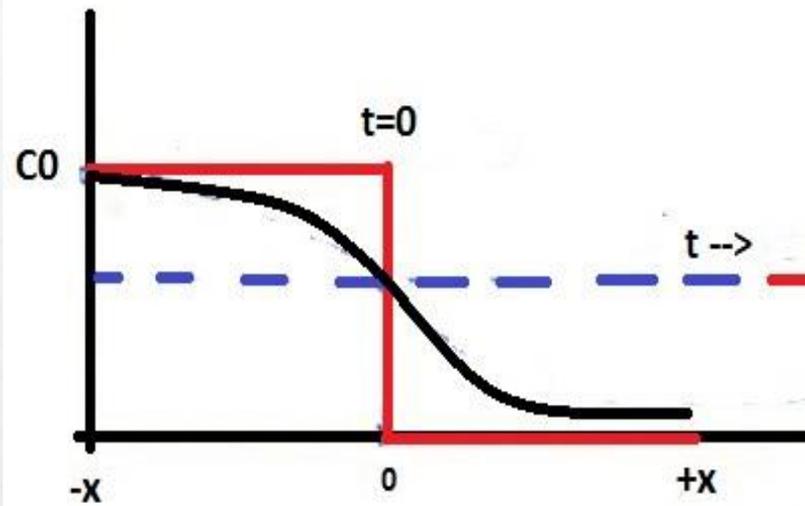
$$Q2 = Q1 \Rightarrow \frac{dC}{dt} (\text{surface} \times h) dt = - \frac{dJ}{dx} (\text{surface} \times h) dt$$

2ème loi de FICK

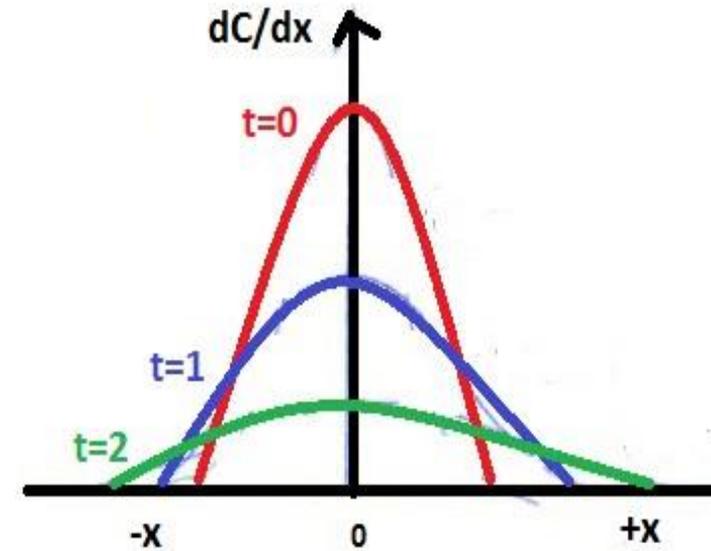
1ère loi de Fick: $J = -D \cdot \frac{dC}{dx} \Rightarrow$

$$\frac{dC}{dt} = - \frac{dJ}{dx}$$

$$\frac{dC}{dt} = D \frac{d^2C}{dx^2}$$



Le soluté diffuse du milieu le plus concentré vers le milieu le moins concentré, jusqu'à égalité des concentrations de part et d'autre de la membrane.



Le gradient de concentration, d'abord localisé en $x=0$, est représenté par une famille de courbes quasi gaussiennes, qui s'aplatissent progressivement jusqu'à atteindre zéro lorsque la densité est uniforme. Les courbes ci contre représentent le gradient de concentration en fonction de x à divers instants t .

- **Si la concentration est indépendante du temps** (cas de la variation de la concentration à l'intérieur du pore) :

$$\frac{\partial C}{\partial t} = 0 \Rightarrow C = f(x)$$

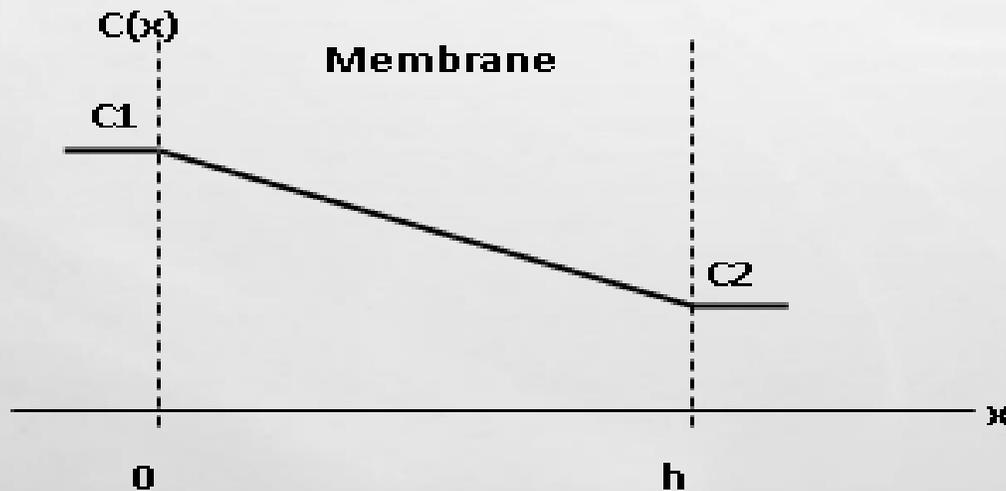
Est une fonction linéaire : c'est l'état **stationnaire**

- **Considérons maintenant le cas d'une épuration extrarénale.** Le soluté étudié est l'urée, de concentration C_u dans le sang.

1/ A l'intérieur des pores de la membrane dialysante

Entre $x=0$ et $x=h$, l'écoulement des particules est quasiment en régime stationnaire. Dans ce cas $C(x)$ est une fonction affine sur l'épaisseur h de la membrane, passant de $C(0)=C_1$ à $C(h)=C_2$.

$$C(x) = C_1 + \frac{x}{h} (C_2 - C_1) \quad \forall x \in [0, h]$$



2/ de part et d'autre de la membrane dialysante : D'un coté, le sang a une concentration uréique

$C_1 = C_u$ et de l'autre passe de l'eau exempte d'urée, donc $C_2 = 0$.

Le gradient de concentration uréique étant uniforme sur l'épaisseur h de la membrane, on a :

$$\frac{\delta C}{\delta x} = \frac{C_2 - C_1}{h} = -\frac{C_u}{h}$$

ET

$$\frac{dn_u}{dt} = -V_e \frac{dC_u}{dt} = D \cdot S \cdot \frac{C_u}{h}$$

Où $n_u = C_u \cdot V_e$ est le nombre de moles d'urée présentes dans le volume V_e d'eau totale du patient. V_e est supposé constant lors de l'opération.

L'équation de diffusion entraîne alors une évolution exponentiellement décroissante de $C_u(t)$:

$$\frac{dC_u}{dt} = -\frac{D \cdot S}{V_e \cdot h} \cdot C_u$$

$$C_u(t) = C_u(0) \cdot e^{\frac{-DSt}{V_e \cdot h}}$$

On définit **la constante d'épuration** par :

$$\frac{1}{\tau} = \frac{D \cdot S}{V_e \cdot h}$$

APPLICATIONS DE LA DIFFUSION



1- **L'épuration extra-rénale (EER)**

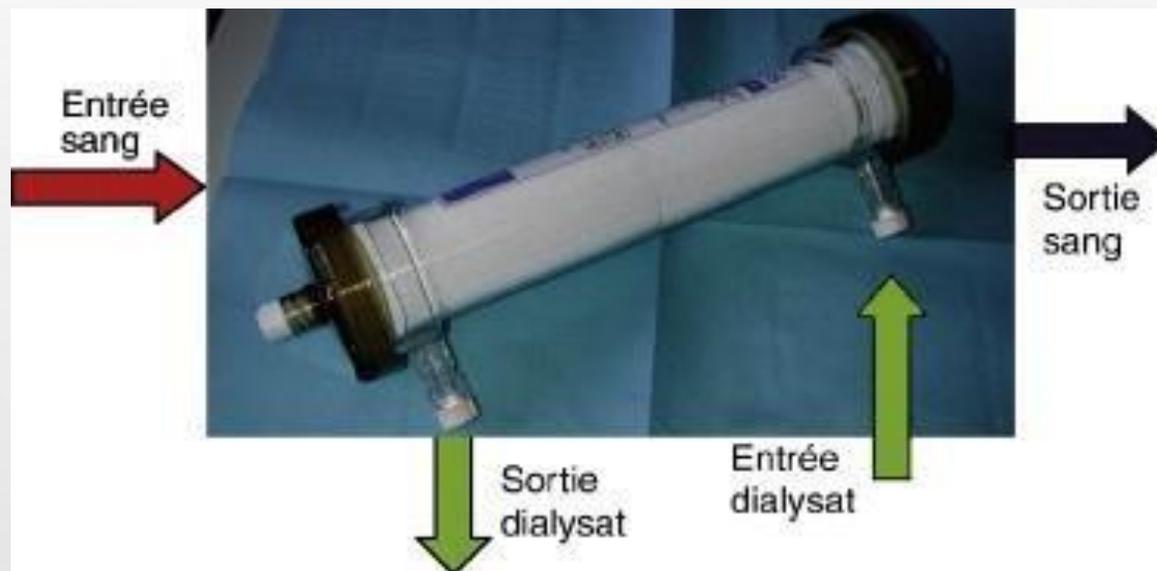
Le rôle d'un rein est **l'échange des molécules** solubles avec l'extérieur : certains ions sont **réabsorbés** ou **excrétés** (Na^+) et d'autres molécules du produit de catabolisme comme l'urée, la créatinine sont **éliminées**.

Lors d'insuffisance rénale grave, cette fonction devient insuffisante et il faut la remplacer.

Une des techniques d'épuration sanguine pour éliminer des substances **toxiques endogènes** produites (en cas d'insuffisance rénale) ou **exogènes** (en cas d'intoxication) est la **diffusion** de molécules du plasma à travers une membrane vers un bain liquide extérieur.

En présence d'un **gradient de concentration**, certaines molécules diffusent quand leur perméabilité n'est pas nulle. Ce triage, basé sur **la loi de fick**, constitue une **dialyse**.

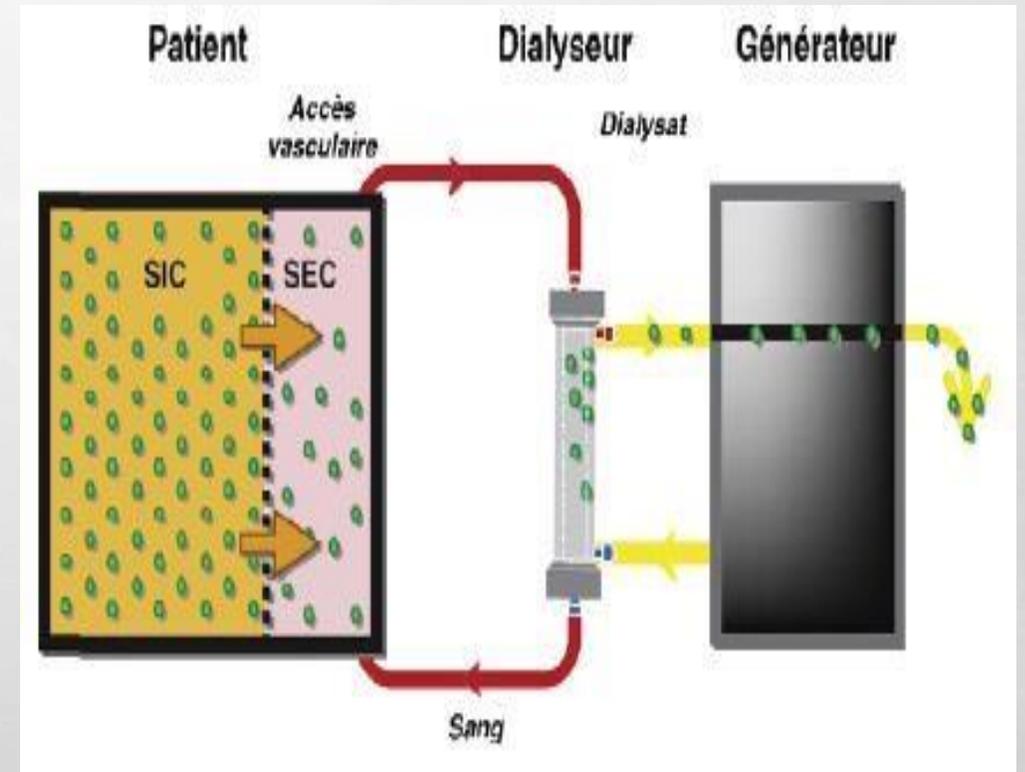
La membrane est la paroi fine d'un long serpentín branché entre une artère et une veine et plongé dans un bain permettant de régler les valeurs des gradients de concentration pour fixer l'importance et la nature de l'élimination. En effet, la diffusion ne peut avoir lieu que si la concentration interne des déchets à éliminer (urée) est supérieure à la concentration externe du dialysat.



La membrane dialysante

Un module d'échange entre le milieu intérieur et le milieu extérieur (hémodialyseur), et une solution électrolytique vectrice des échanges. La séance de dialyse est assurée par un appareil de dialyse. Le moniteur générateur d'hémodialyse a en fait des fonctions multiples :

- il produit de façon continue et extemporanée une solution électrolytique d'échange (dialysat et/ou liquide de substitution)
- il assure la circulation sanguine extracorporelle ;
- il contrôle, monitorise et sécurise le bon déroulement de la séance programmée

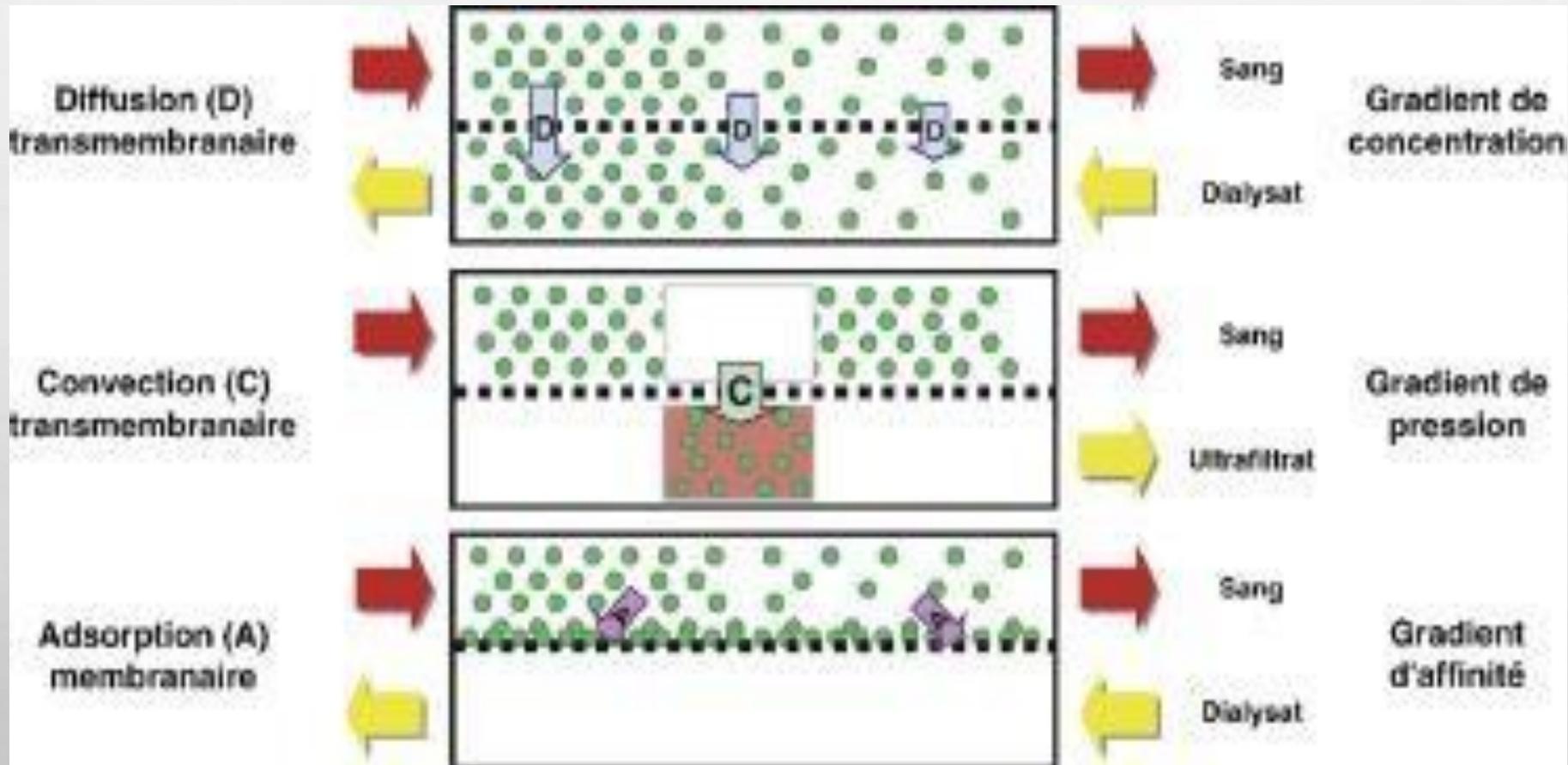


Moniteur-générateur d'hémodialyse



Flux de solutés

Les flux de solutés dans un dialyseur dépendent de phénomènes physiques élémentaires de type diffusif, convectif et adsorptif.



La performance d'un hémodialyseur est mesurée par le volume théorique complètement épuré en une seconde et appelé **clairance Q** souvent exprimée en **ml/min**

$$Q = \frac{\text{masse éliminée par seconde (kg/s)}}{\text{concentration sanguine (kg/m}^3\text{)}}$$

Dialyse péritonéale

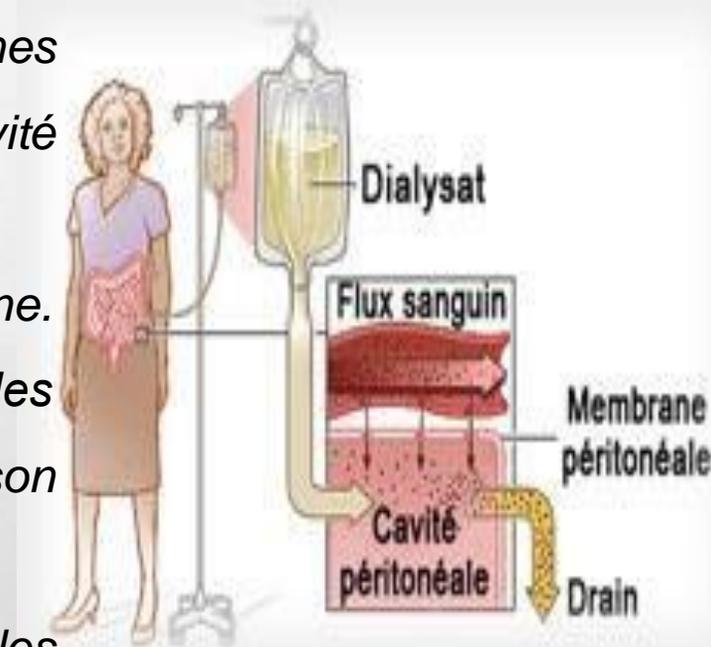
Comment fonctionne la dialyse péritonéale ?

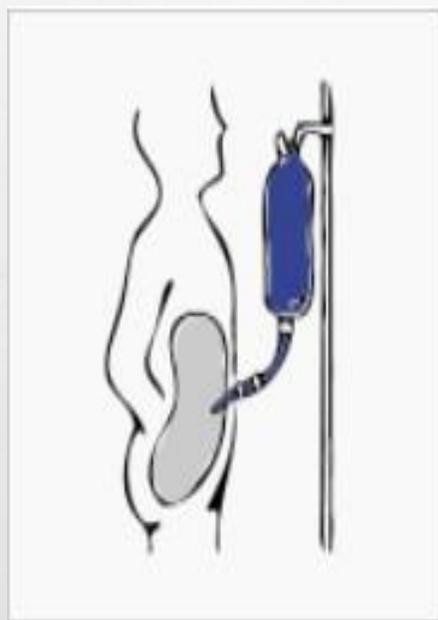
Notre abdomen est constitué d'une cavité péritonéale tapissée d'une fine membrane, le péritoine. Cette membrane recouvre aussi les intestins et d'autres organes internes. En **dialyse péritonéale**, on fait pénétrer un dialysat dans la cavité péritonéale par un cathéter implanté en permanence.

L'excès d'eau et les déchets passent du sang dans le dialysat à travers le péritoine.

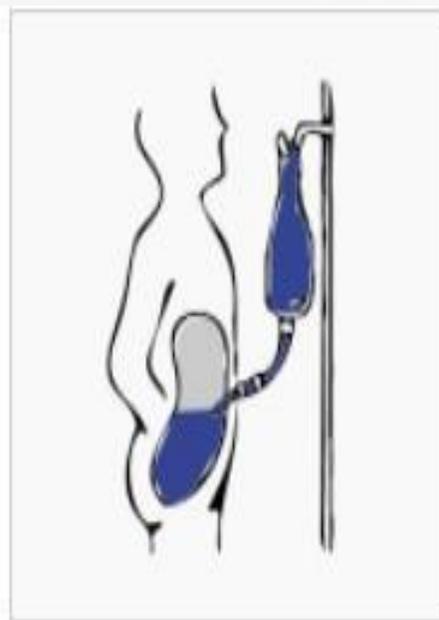
Le dialysat est ensuite drainé hors de l'organisme pour être jeté. Dans la plupart des cas, ce traitement peut être effectué sans l'aide d'une autre personne, à la maison ou au travail.

Une fois le liquide infusé, débute la phase de stase. Pendant cette phase, les échanges ont lieu entre le plasma sanguin et le dialysat au sein de la cavité durant un laps de temps défini. À l'issue de cette période, le liquide contenant les déchets est drainé par le cathéter.

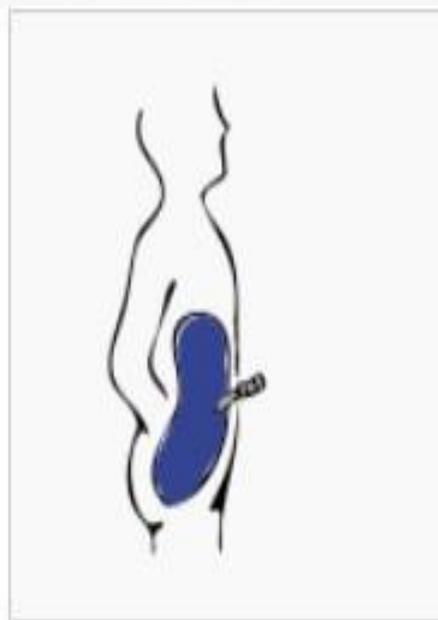




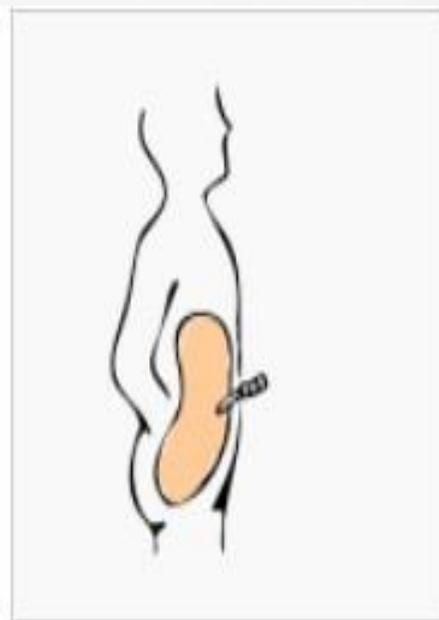
Branchement du dialysat au cathéter



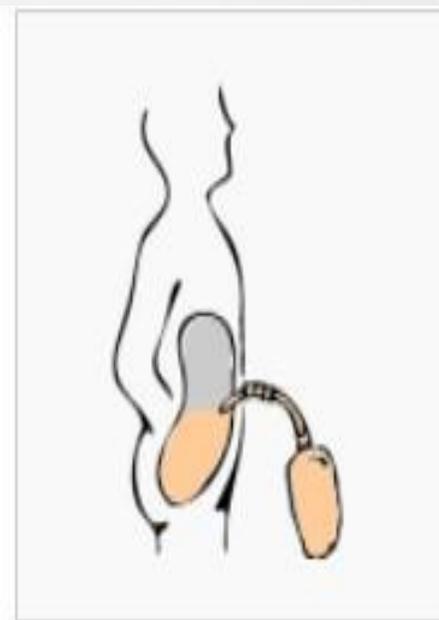
Infusion du dialysat dans la cavité péritonéale



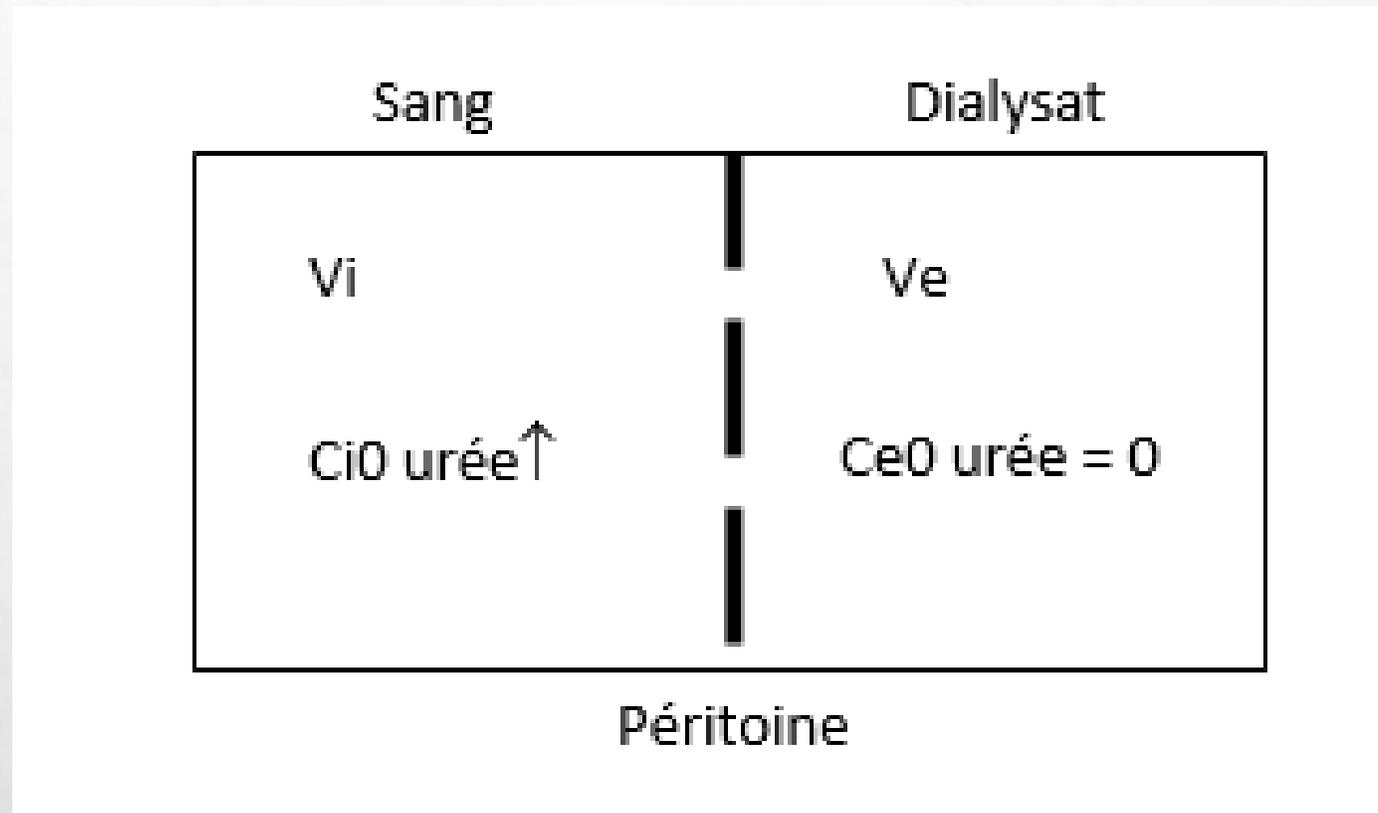
Temps de stase



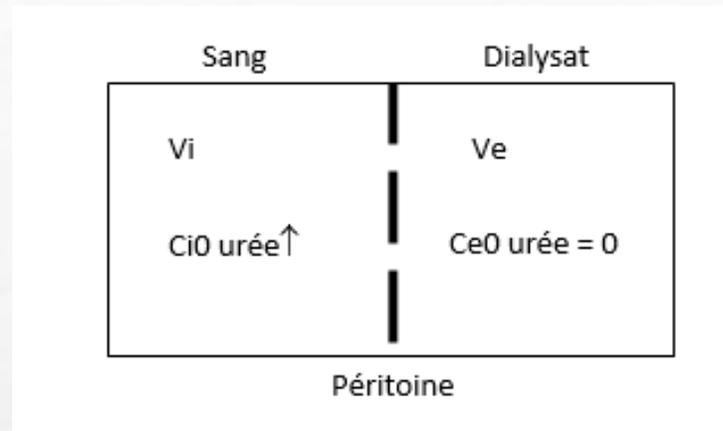
À l'issue du temps de stase, les éléments à épurer ont été captés par le dialysat



Drainage du liquide



- Volume corporel : V_i ayant une concentration initiale C_{i0} d'urée
- Dialysat de volume V_e injecté dans la cavité péritonéale avec une concentration d'urée $C_e=0$



A T=0 :

L'urée diffuse de V_i vers V_e car $C_{i0} > C_{e0} \rightarrow$ un flux de diffusion de **V_i** vers **V_e** contre le gradient

A T quelconque :

N moles d'urée ont traversé le péritoine, la C_i change

$$C_i = C_{i0} - N/V_i = C_{i0} - C$$

$$C_e = N/V_e = C \cdot V_i/V_e$$

$$C_e > C \quad \text{car } V_e < V_i$$

$$\frac{\Delta C}{\Delta x} = \frac{C_i - C_e}{\Delta x} = \frac{(C_{i0} - C) - (C \frac{V_i}{V_e})}{\Delta x}$$

$$\frac{\Delta C}{\Delta x} = \frac{(C_{i0}) - C(\frac{V_i + V_e}{V_e})}{\Delta x} > 0$$

La quantité d'urée dans le sang égale à $C_i.V_i$

$$\frac{dm}{dt} = \frac{d(C_i.V_i)}{dt} = -V_i \frac{dC_i}{dt} = -V_i \frac{d}{dt} (C_{i_0} - C) = V_i \frac{dC}{dt}$$

$$\frac{dm}{dt} = V_i \frac{dC}{dt} > 0$$

V_i reste constant car seule l'urée diffuse

Pendant une variation dt et selon la première loi de fick :

$$\frac{dm}{dt} = V_i \frac{dC}{dt} = D.S. \frac{C_{i_0} - C\left(\frac{V_i + V_e}{V_e}\right)}{dx}$$

Rappel :

$$\int \frac{1}{1-4x} dx = \frac{-1}{4} \ln(1-4x)$$

$$\frac{dm}{dt} = Vi \frac{dC}{dt} = D.S. \frac{Ci_0 - C\left(\frac{Vi+Ve}{Ve}\right)}{dx}$$

Donc

$$\int_0^C \frac{dC}{Ci_0 - C\left(\frac{Vi+Ve}{Ve}\right)} = \frac{DS}{Vi \cdot dx} \int_0^t dt$$

$$-\frac{Ve}{Vi+Ve} \ln\left(\frac{Ci_0 - C\left(\frac{Vi+Ve}{Ve}\right)}{Ci_0}\right) = \frac{D.S.t}{Vi \cdot dx}$$

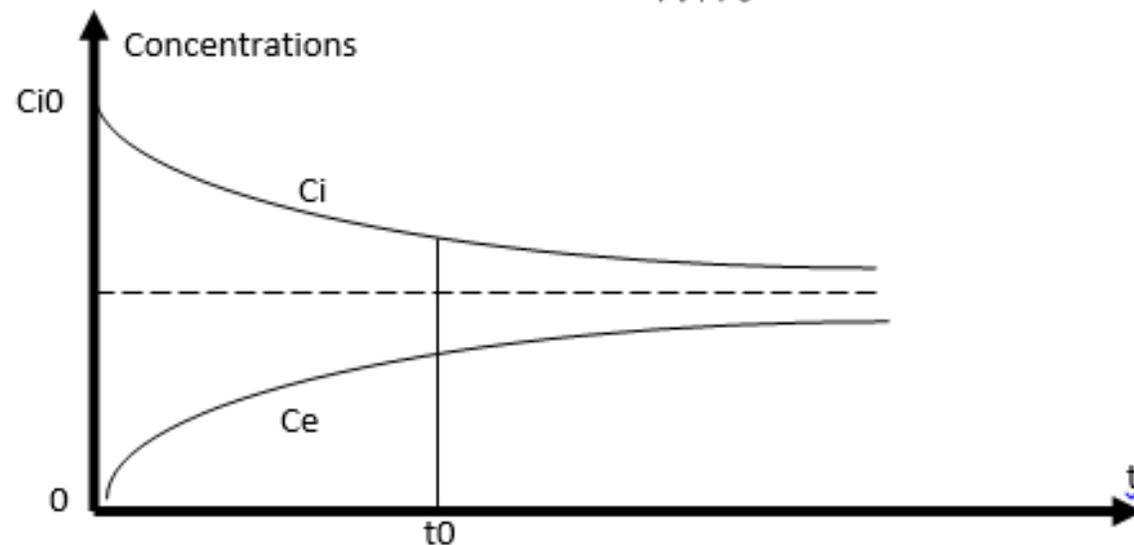
$$C_{i0} - C \left(\frac{V_i + V_e}{V_e} \right) = C_{i0} \cdot \exp \left(- \frac{D.S.t}{V_i \cdot dx} \left(\frac{V_i + V_e}{V_e} \right) \right)$$

$$C(t) = \left(C_{i0} \frac{V_e}{V_i + V_e} \right) (1 - e^{-\alpha t}) \quad / \alpha = \frac{D.S.}{V_i \cdot dx} \left(\frac{V_i + V_e}{V_e} \right)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} C_i(t) = C_{i0} - C = C_{i0} - \left(C_{i0} \frac{V_e}{V_i + V_e} \right) (1 - e^{-\alpha t}) \\ C_e(t) = C \cdot \frac{V_i}{V_e} = \left(C_{i0} \frac{V_i}{V_i + V_e} \right) (1 - e^{-\alpha t}) \end{array} \right.$$

Si $t \rightarrow \infty$

$$C_i = C_e = C_{i0} \frac{V_i}{V_i + V_e} = C_f$$



A $t=0$ la quantité d'urée dans le sang est $Ci_0 Vi$

A $t=\infty$ $Cf = cste$

La quantité d'urée conservée est $Cf(Vi+Ve)$

$$Ci_0 Vi = Cf(Vi+Ve)$$

$$Cf = Ci_0 \frac{Vi}{Vi+Ve}$$

$$C1 = Ci_0 \frac{Vi}{Vi+Ve}$$

$$C2 = C1 \frac{Vi}{Vi+Ve} = Ci_0 \left(\frac{Vi}{Vi+Ve} \right)^2 \rightarrow$$

$$C_\infty = Ci_0 \left(\frac{Vi}{Vi+Ve} \right)^\infty$$

Chapitre2 : Osmometrie

Chapitre2 : Osmometrie

- 1-Mise en évidence du phénomène d'osmose
- 2-Propriétés colligatives des solutions diluées
- 3-Pressions osmotiques des solutions diluées La tonicité
- 4- La tonicité
- 5-Travail osmotique
- 6-Application à l'ultrafiltration des solutions

1-Mise en évidence du phénomène d'osmose

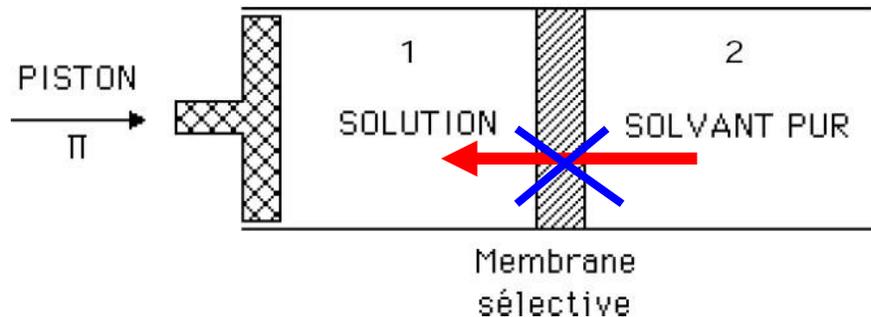
Les mots **osmose** et **osmotique** viennent du grec et désignent une « **poussée par impulsion** » capable de créer un nouvel état d'équilibre dit **osmotique**.

En 1827, Dutrochet réalise un équilibre apparent pour tenter une étude quantitative du phénomène d'osmose.

Son dispositif constitue le premier osmomètre .

2-Propriétés colligatives des solutions diluées:

Pressions osmotiques des solutions diluées :



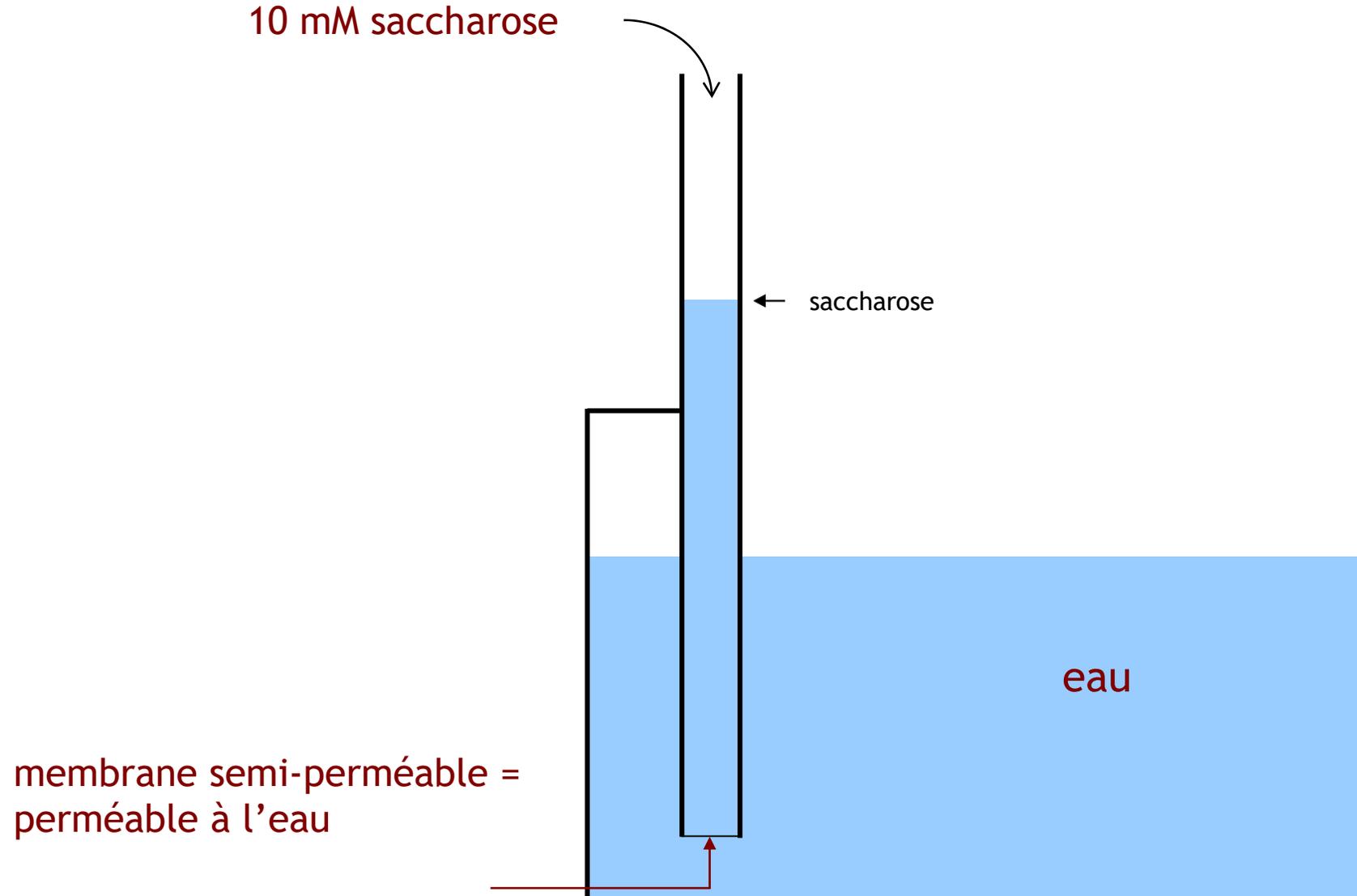
Soient 2 compartiments l'un contenant une solution diluée, l'autre le solvant pur séparés par une membrane hémiperméable ou semi perméable (ne laisse passer que les particules de solvant); la **pression osmotique** sera la pression hydrostatique qu'il faudrait exercer sur la solution pour empêcher le solvant pur de traverser la membrane.

L'Osmose est un transfert de solvant vers une solution à travers une membrane

hémiperméable (càd imperméable au soluté considéré)

mise en évidence de la pression osmotique

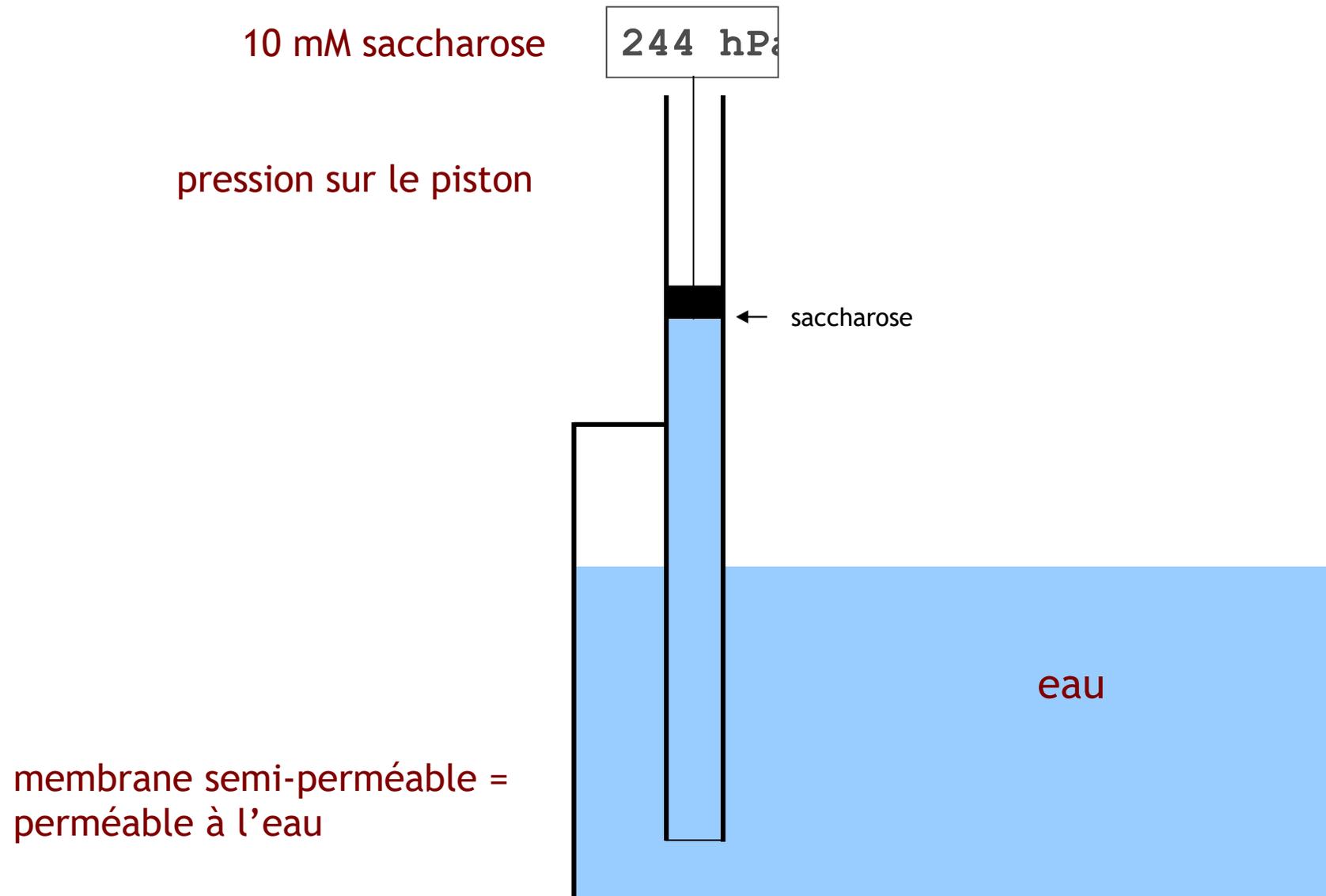
expériences



impermeable aux solutes

mise en évidence de la pression osmotique

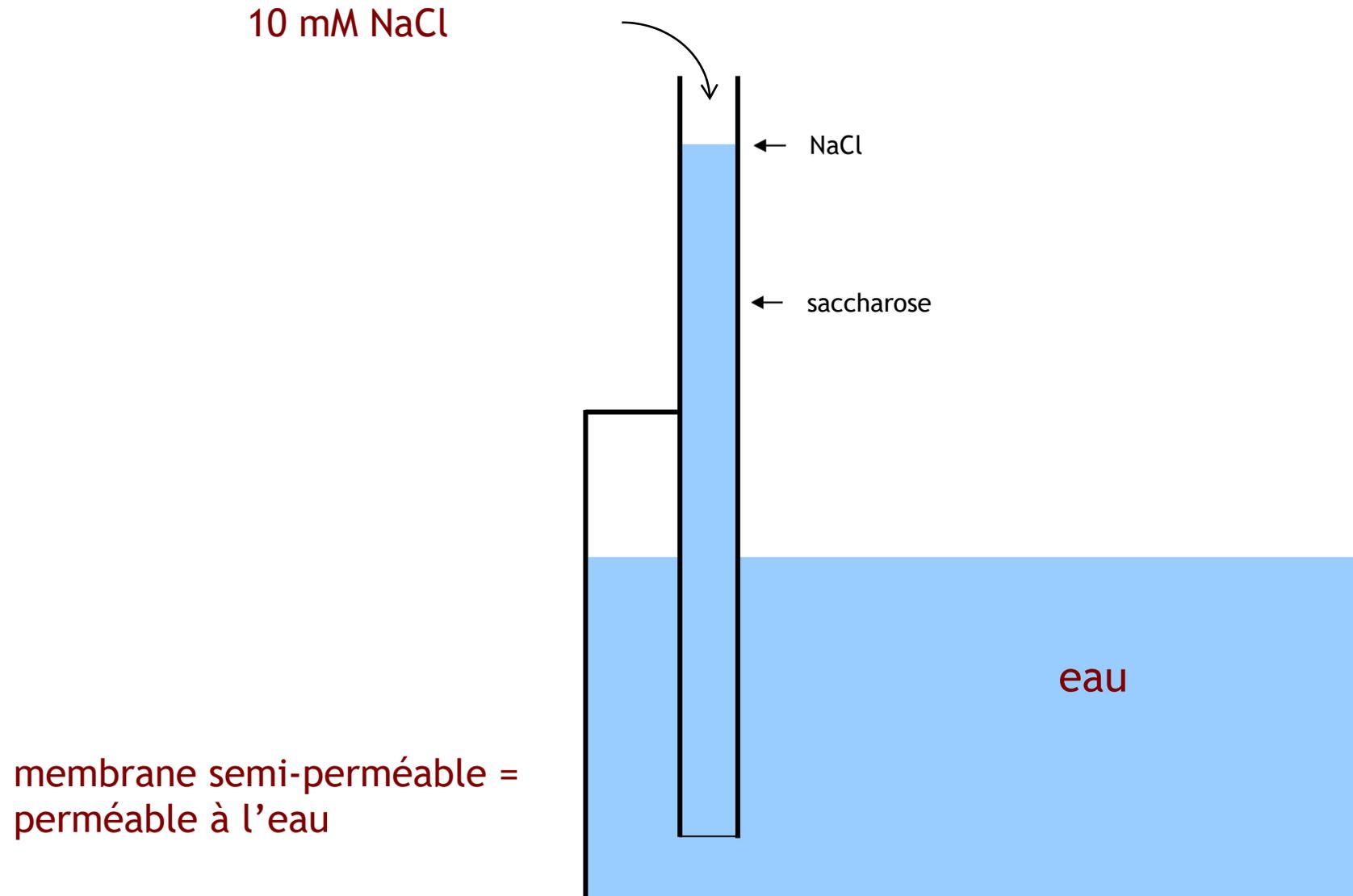
expériences



impermeable aux solutes

mise en évidence de la pression osmotique

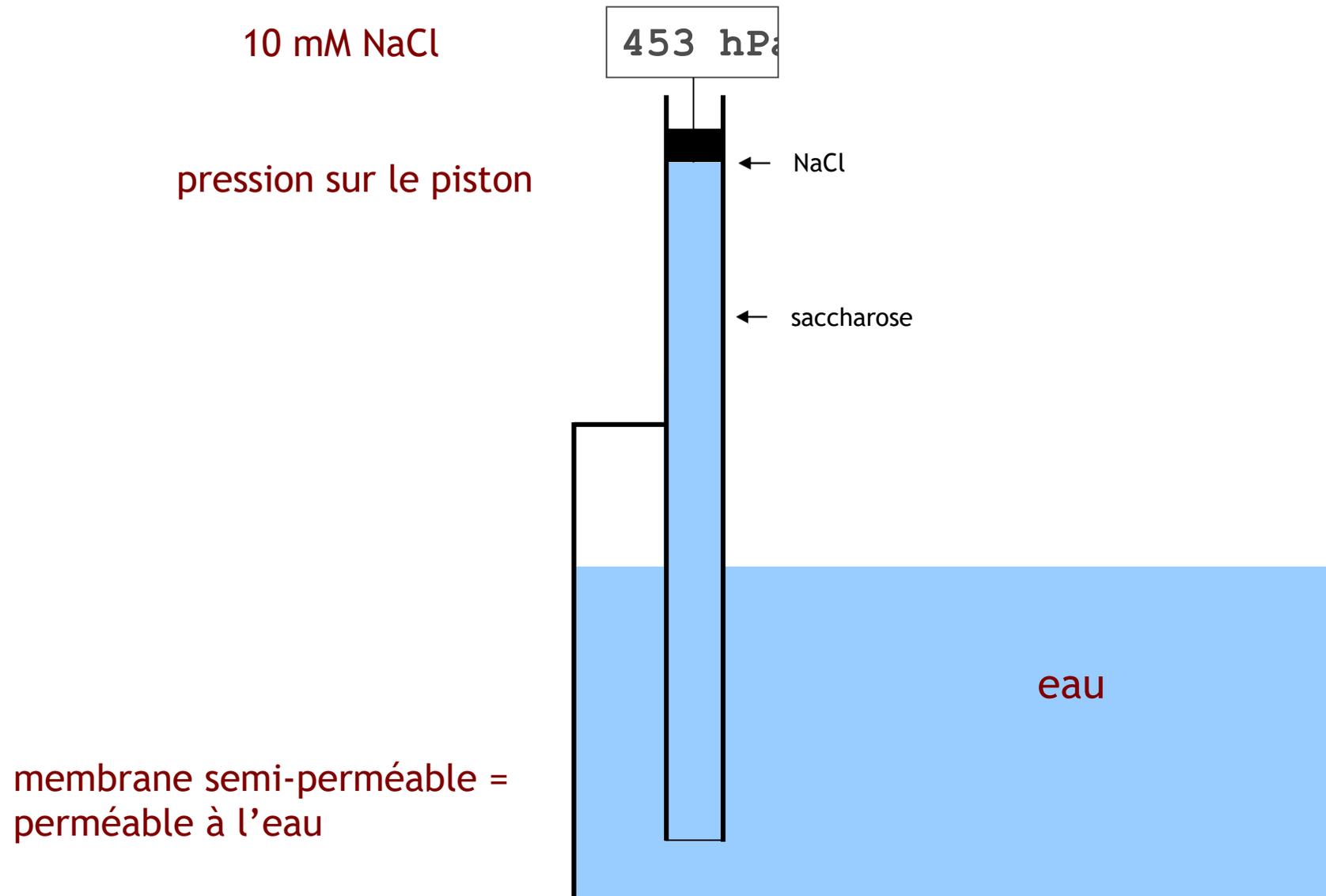
expériences



impermeable aux solutes

mise en évidence de la pression osmotique

expériences



impermeable aux solutes

Pression osmotique

La pression osmotique est la pression exercée par les particules en solution, et responsable de l'osmose.

osmose

mouvement d'eau à travers une membrane semi-perméable, du compartiment le moins concentré en particules en solution vers le compartiment le plus en particules en solution.

osmolarité

L'osmolarité d'une solution est le nombre de moles de particules en solution dans 1 litre de solution.

1 osmole (osm) correspond à une mole de particules.

physique de l'osmolarité

loi de van't Hoff

unités

calcul de la pression osmotique en unités internationale : Pascal (Pa)

$$\pi = R \cdot T \cdot (n/V) \cdot \beta \cdot \alpha$$

Pa

osmolarité :

en osm/m³
en mosm/L

1 atm = 101,3 kPa = 760 mmHg

R = 8,314 (UI)

T : en Kelvin (0 K = -273,15°C)

n: sans unité β : sans unité α : sans unité

V: !!! l'unité internationale de volume est le m³, et non le litre

physique de l'osmolarité

osmolarité d'un mélange

osmolarité d'un mélange de solutés

osmolarité totale = \sum osmolarité de chaque soluté

exemple : calcul de l'osmolarité d'une solution contenant 10 M de saccharose et 10 M de NaCl

osmolarité du saccharose : $10 \times 1 \times 1 = 10 \text{ mosm. L}^{-1}$

osmolarité du NaCl : $20 \times 2 \times 0,93 = 18,6 \text{ mosm. L}^{-1}$

osmolarité totale = $28,6 \text{ mosm. L}^{-1}$

physique de l'osmolarité

osmolarité efficace

solutés imperméants

exemple : calcul de la différence de pression osmotique d'une solution A contenant 10 M de saccharose et d'une solution B contenant 10 M de NaCl

saccharose

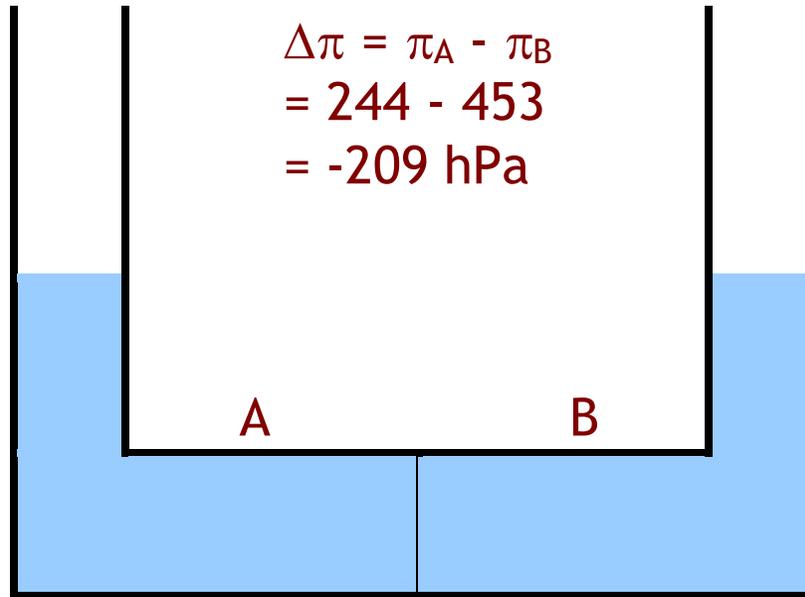
$$\begin{aligned}\pi_A &= 8,314 \times \\ &293,15 \times 10 \\ &= 244 \text{ hPa}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\pi &= R.T.(n/V).\beta.\alpha \\ &= R. T. \text{ osmolarité}\end{aligned}$$

NaCl

$$\begin{aligned}\pi_B &= 8,314 \times \\ &293,15 \times 18,3 \\ &= 453 \text{ hPa}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\Delta\pi &= \pi_A - \pi_B \\ &= 244 - 453 \\ &= -209 \text{ hPa}\end{aligned}$$





19

la différence de pression osmotique crée un mouvement d'eau de A vers B

physique de l'osmolarité

osmolarité efficace

solutés imperméants

le mouvement d'eau de A vers B crée, par la différence de hauteur, une pression hydrostatique qui s'oppose à l'osmose.

saccharose

$\pi_A \text{ final} > \pi_A \text{ initial}$

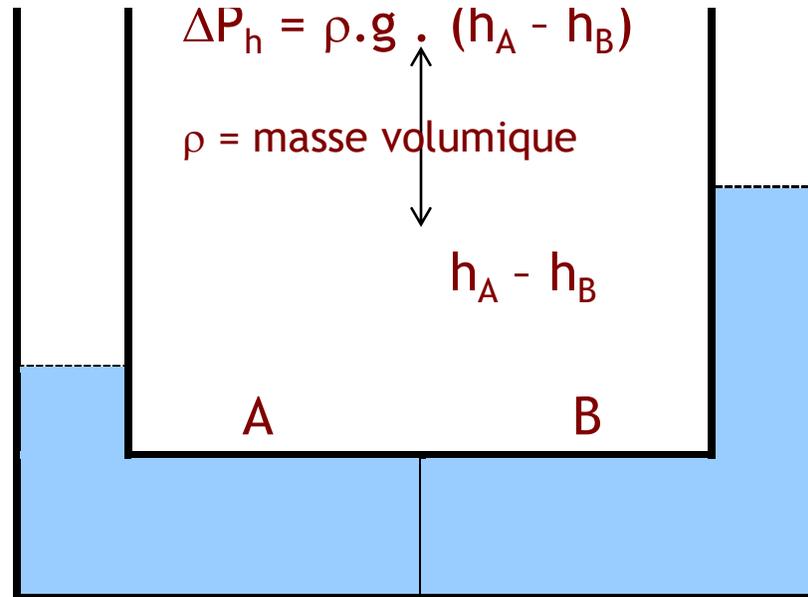
(concentration
due à la perte
d'eau)

$$\Delta\pi' = \pi'_A - \pi'_B =$$

$$\Delta P_h = \rho \cdot g \cdot (h_A - h_B)$$

$\rho =$ masse volumique

$$h_A - h_B$$



NaCl

$\pi_B \text{ final} < \pi_B \text{ initial}$

(dilution due au
gain en eau)

à l'équilibre, la différence de pression osmotique est égale à la différence de pression hydrostatique qui s'exerce en sens opposé

On constate qu'il y a apparition d'une dénivellation « H » donnant lieu à une surpression hydrostatique qui équilibre les phénomènes osmotiques responsables de la pression osmotique.

- ✓ La différence de pression $\Delta P = \rho g H$ apparait du côté le plus concentré et elle est proportionnelle au nombre de particules présentes dans la solution.
- ✓ La pression au point A sous la membrane est supérieure à la pression au point B en dessus de la membrane $\Delta P = P_A - P_B = \rho g H$ où ρ est la masse volumique de la solution.
- ✓ Le solvant traverse la membrane et ce flux ne s'arrête que lorsque les forces de pression exercées de part et d'autre de la membrane soient équilibrées : $\Delta P = P_A - P_B = \Pi$.
- ✓ La grandeur $\Pi = \rho g H$ est appelée la pression osmotique de la solution, c'est-à-dire la pression qu'il faut exercer sur la solution pour empêcher le solvant de traverser la membrane.

physique de l'osmolarité

osmolarité efficace

solutés perméants

exemple : calcul de la différence de pression osmotique d'une solution A contenant 10 mM de saccharose et d'une solution B contenant 10 mM d'urée

saccharose

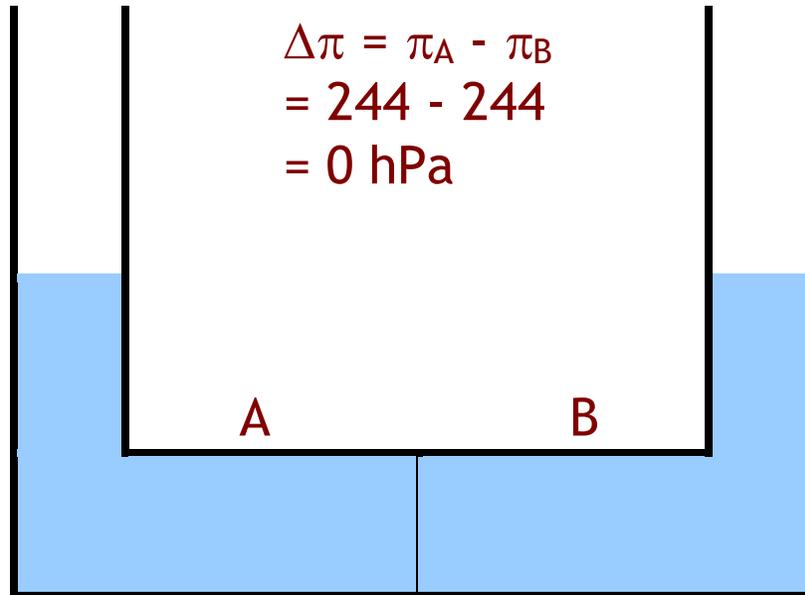
$$\begin{aligned}\pi_A &= 8,314 \times \\ &293,15 \times 10 \\ &= 244 \text{ hPa}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\pi &= R.T.(n/V).\beta.\alpha \\ &= R. T. \text{ osmolarité}\end{aligned}$$

urée

$$\begin{aligned}\pi_B &= 8,314 \times \\ &293,15 \times 10 \\ &= 244 \text{ hPa}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\Delta\pi &= \pi_A - \pi_B \\ &= 244 - 244 \\ &= 0 \text{ hPa}\end{aligned}$$



si la membrane est imperméable à l'urée, il n'y a aucun mouvement d'eau

physique de l'osmolarité

osmolarité efficace

solutés perméants

exemple : calcul de la différence de pression osmotique d'une solution A contenant 10 M de saccharose et d'une solution B contenant 10 M d'urée

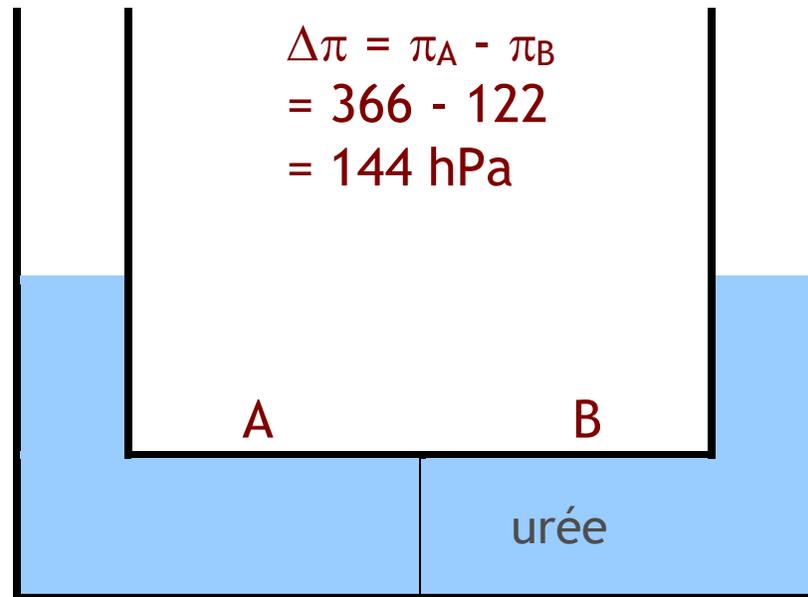
saccharose

$$\begin{aligned}\pi_A &= 8,314 \times \\ &293,15 \times (10 + 5) \\ &= 144 + 122 \\ &= 366 \text{ hPa}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\pi &= R.T.(n/V).\beta.\alpha \\ &= R. T. \text{ osmolarité}\end{aligned}$$

urée

$$\begin{aligned}\pi_B &= 8,314 \times \\ &293,15 \times 5 \\ &= 122 \text{ hPa}\end{aligned}$$



si la membrane est perméable à l'urée, les concentrations en urée s'équilibrent entre A et B (5 M)

physique de l'osmolarité

osmolarité efficace

solutés perméants

exemple : calcul de la différence de pression osmotique d'une solution A contenant 10 M de saccharose et d'une solution B contenant 10 M d'urée

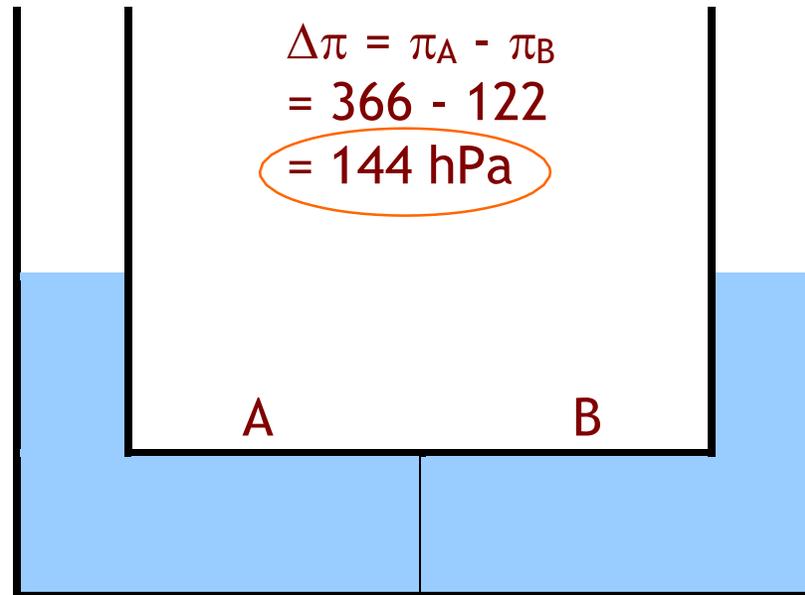
saccharose

$$\begin{aligned}\pi_A &= 8,314 \times \\ &293,15 \times (10 + 5) \\ &= 144 + 122 \\ &= 366 \text{ hPa}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\pi &= R.T.(n/V).\beta.\alpha \\ &= R. T. \text{ osmolarité}\end{aligned}$$

urée

$$\begin{aligned}\pi_B &= 8,314 \times \\ &293,15 \times 5 \\ &= 122 \text{ hPa}\end{aligned}$$



si la membrane est perméable à l'urée, la pression osmotique est due au saccharose

physique de l'osmolarité

osmolarité efficace

solutés perméants

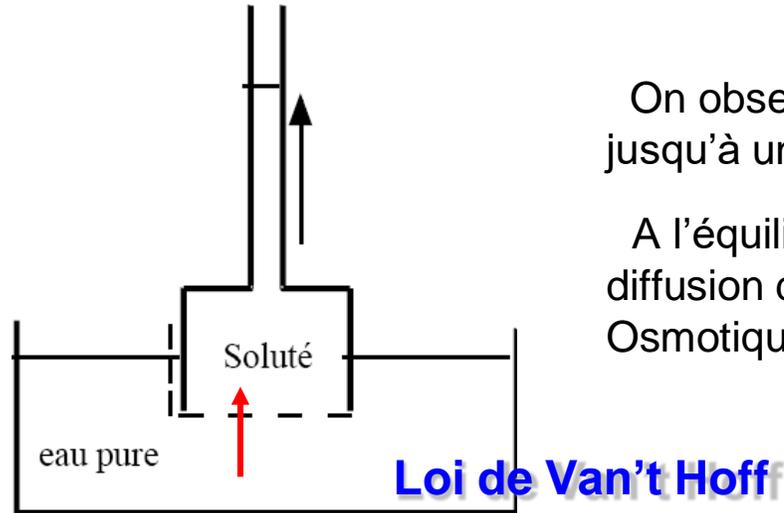
dans le cas d'une solution contenant des solutés perméants et non perméants, la pression osmotique à l'équilibre est due aux solutés imperméants

osmolarité efficace : osmolarité des solutés non perméants

NB : les flux d'eau et de particules n'étant pas instantanés, la situation d'équilibre n'est pas obtenue immédiatement

→ variations transitoires d'osmolarité, de pression osmotique et de volume

Mise en évidence expérimentale : Osmomètre de Dutrochet



On observe une montée du solvant dans le capillaire jusqu'à un niveau donné où un équilibre s'établit.

A l'équilibre, la pression hydrostatique équilibrant la diffusion de l'eau vers la solution est appelée Pression Osmotique.

$$\pi = \rho g h = R \cdot T \cdot \sum C_{\text{osm}}$$

π : Pression Osmotique.

R : Constante des gaz parfaits.

$\sum C_{\text{osm}}$: Somme des concentrations osmolaires de tous les solutés présents dans la solution.

Pression osmotique

Pression qu'il faut exercer sur une solution pour empêcher le solvant pur de diffuser vers la solution à travers une membrane **hémiperméable**

$$\pi = \rho \cdot g \cdot h$$

III. osmolarité et volume cellulaire : les cellules dans l'organisme

composition des milieux intérieurs

liquide interstitiel

milieu intracellulaire

osmolarité cellulaire

isosmolarité - isotonicité

applications pratiques

osmolarité et volume cellulaire

milieux intérieurs

sang

lymphe

liquide extracellaire

liquide céphalo-rachidien

liquide extracellulaire cérébral

liquide synovial

urine

...

osmolarité et volume cellulaire

milieux intérieurs

liquide intersticiel

ions	intracellulaire (mM)	extracellulaire (mM)
Na ⁺	5-15	145
K ⁺	140	5
Mg ²⁺	0,5	1-2
Ca ²⁺	1x 10 ⁻⁴	1-2
H ⁺	7x 10 ⁻⁵ (pH = 7,2)	4x 10 ⁻⁵ (pH = 7,4)
Cl ⁻	5-15	110
<i>Pi (en mEq/l)</i>	<i>100</i>	<i>2</i>

autres composés : glucose, protéines,...

ion majoritaire : Na⁺

osmolarité mesurée (osmomètre) : 290 mosm.L⁻¹

osmolarité estimée : [cation majoritaire] x 2 : 290 mosm.L⁻¹

osmolarité et volume cellulaire

milieux intérieurs

liquide intracellulaire

ions	intracellulaire (mM)	extracellulaire (mM)
Na ⁺	5-15	145
K ⁺	140	5
Mg ²⁺	0,5	1-2
Ca ²⁺	1x 10 ⁻⁴	1-2
H ⁺	7x 10 ⁻⁵ (pH = 7,2)	4x 10 ⁻⁵ (pH = 7,4)
Cl ⁻	5-15	110
<i>Pi (en mEq/l)</i>	<i>100</i>	<i>2</i>

autres composés : glucose, protéines,...

ion majoritaire : K⁺

osmolarité mesurée (osmomètre) : 290 mosm.L⁻¹

osmolarité estimée : [cation majoritaire] x 2 : 280 mosm.L⁻¹

osmolarité et volume cellulaire

milieux intérieurs

liquides intersticiel et intracellulaire

- ◆ les milieux extracellulaire et intracellulaire sont isomostiques
- ◆ l'osmolarité des différents milieux est obtenue différemment

mesure et calcul de l'osmolarité d'une solution :

mesure de l'osmolarité d'une solution : osmomètre

osmolarité estimée d'un liquide biologique intérieur :
[cation majoritaire] x 2 (équilibre des charges)

osmolarité calculée d'une solution de composition déterminée :

$$\text{osmolarité} = (n/V) \cdot \beta \cdot \alpha$$

osmolarité et volume cellulaire

osmolarité cellulaire

isosmolarité - isotonicité

- ◆ deux solutions sont isosmolaires si leurs osmolarités sont égales
- ◆ une solution est isotonique si son osmolarité efficace est égale à l'osmolarité cellulaire

osmolarité et volume cellulaire

solution isotonique → volume cellulaire constant

solution hypotonique → augmentation du volume cellulaire

solution hypertonique → diminution du volume cellulaire

osmolarité et volume cellulaire

osmolarité cellulaire

application pratique

- ◆ détermination de la composition d'une solution de NaCl isotonique
ex : perfusion sanguine

osmolarité cellulaire : 290 mosm.L⁻¹

osmolarité voulue de la solution de NaCl : 290 mosm.L⁻¹

osmolarité = molarité · β · α

molarité = osmolarité / (β · α)

$$\text{molarité de la solution de NaCl} = 290 / (2 \times 0,93) = 156 \text{ mM}$$

On constate qu'il y a apparition d'une dénivellation « H » donnant lieu à une surpression hydrostatique qui équilibre les phénomènes osmotiques responsables de la pression osmotique.

- ✓ La différence de pression $\Delta P = \rho g H$ apparait du côté le plus concentré et elle est proportionnelle au nombre de particules présentes dans la solution.
- ✓ La pression au point A sous la membrane est supérieure à la pression au point B en dessus de la membrane $\Delta P = P_A - P_B = \rho g H$ où ρ est la masse volumique de la solution.
- ✓ Le solvant traverse la membrane et ce flux ne s'arrête que lorsque les forces de pression exercées de part et d'autre de la membrane soient équilibrées : $\Delta P = P_A - P_B = \Pi$.
- ✓ La grandeur $\Pi = \rho g H$ est appelée la pression osmotique de la solution, c'est-à-dire la pression qu'il faut exercer sur la solution pour empêcher le solvant de traverser la membrane.

3-Pression oncotique -tonicité-resistance globulaire

La Pression Oncotique

IV. pression oncotique : les compartiments de l'organisme

mise en évidence de la pression oncotique

définition de la pression oncotique

pression oncotique due à des colloïdes neutres

pression oncotique due aux protéines : effet Donnan

pression oncotique plasmatique et pression hydrostatique

pression oncotique et filtration glomérulaire

la pression oncotique

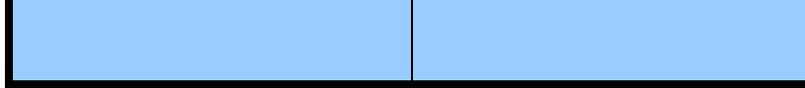
mise en évidence

exemple : pression osmotique due à une solution d'albumine

0,65 mM albumine



0,65 mM :
concentration
sanguine
normale en
albumine



46

La présence d'albumine crée une pression osmotique dans le compartiment B

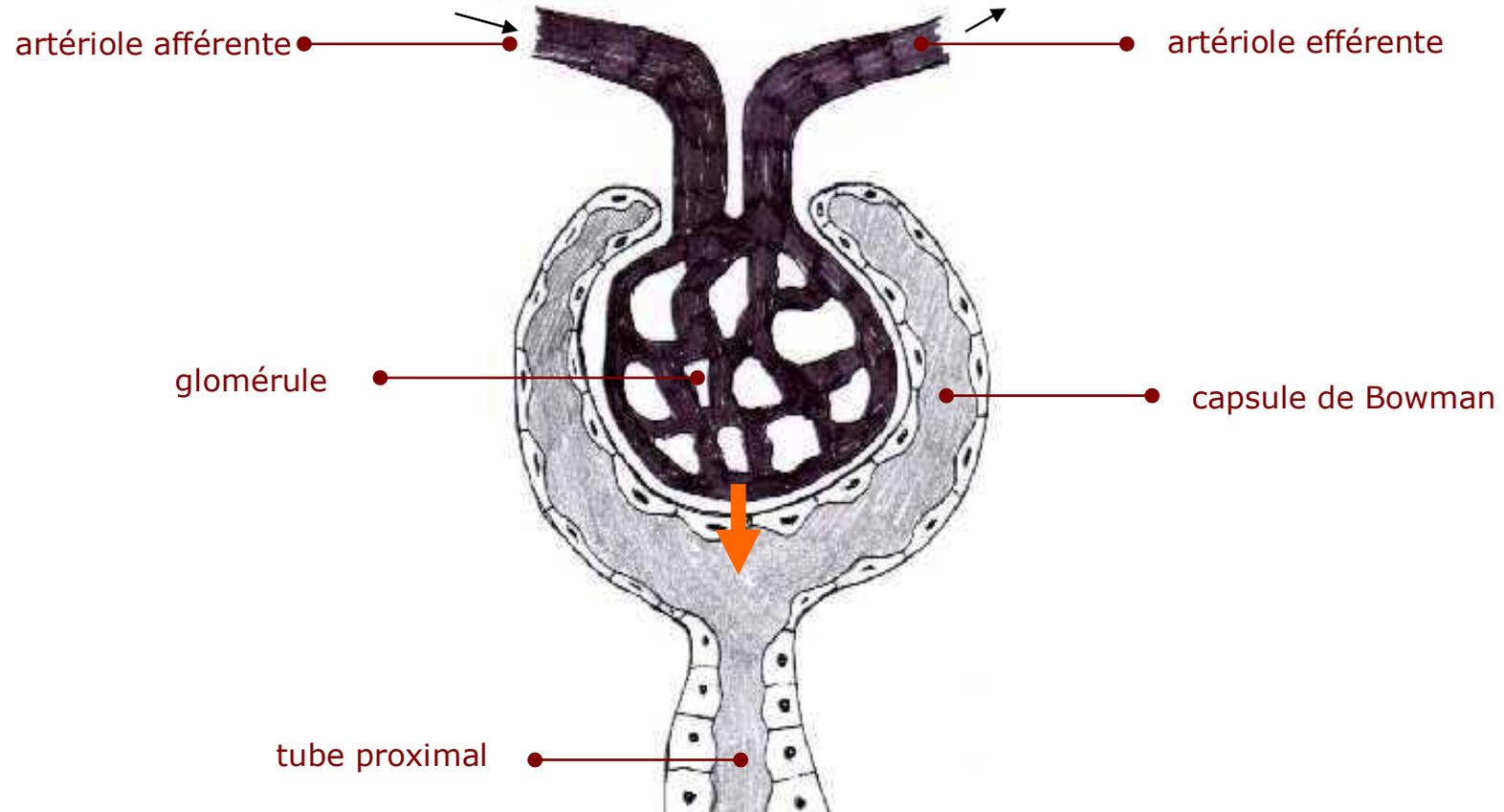
La **pression oncotique** c'est la pression créée uniquement par des protéines (macromolécules).

Alors la pression oncotique est définie comme suite :

$$\Pi = C_p RT \text{ où } C_p \text{ est la concentration en protéines.}$$

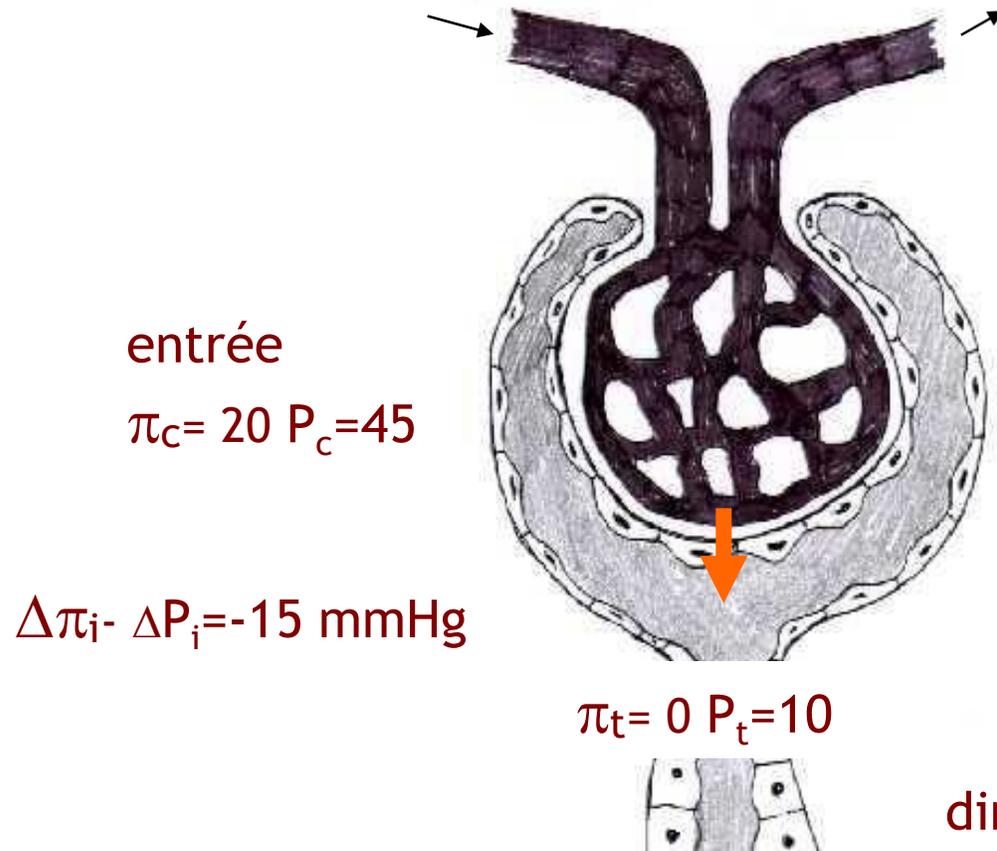
la pression oncotique

filtration glomérulaire



la pression oncotique

filtration glomérulaire



la différence de pression est responsable de la filtration glomérulaire

diminution de la pression sanguine → diminution de la filtration glomérulaire

4-La Tonicité

basée sur le comportement d'une cellule, lorsqu'elle est immergée dans une solution.

Isotonicité

- Notion biologique Solutions **isotoniques**

→ Pressions osmotiques égales.

Pas de modification du volume de la cellule: milieux intracellulaire et extracellulaire

Sinon **hypertoniques** (concentration en soluté plus forte)

ou **hypotoniques** (concentration en soluté plus faible)

Un milieu hypotonique (en soluté) aura une faible pression osmotique.

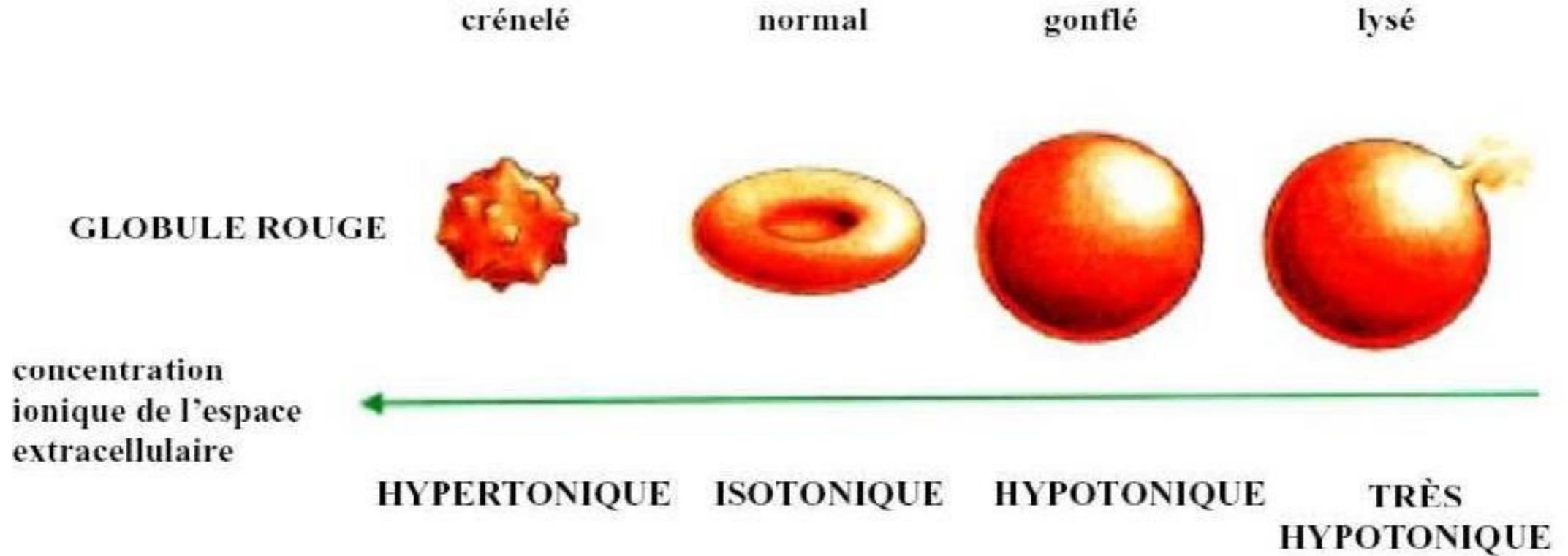
Un milieu hypertonique (en soluté) aura une forte pression osmotique.

Solution Iso osmolaire

même osmolarité, quelque soit la nature des particules.

Deux solutions, dans un même solvant, sont iso-osmotiques si elles ont le même **abaissement cryoscopique** ou la même **pression osmotique**.

Pression Osmotique des GR



Les GR d'osmolarité voisine à 310mosmol/l ont une membrane supposée semi-perméable parfaite.

Plongés dans une solution aqueuse d'osmolarité ω , on observe :

- a. Aucune modification du GR si $\omega=310\text{mOsmol/l}$, le flux osmotique d'eau est représenté par une entrée égale à la sortie: milieu **isotonique**
- b. Si $\omega < 310\text{mOsmol/l}$, alors le flux osmotique d'eau est représenté par une entrée supérieure à la sortie: milieu **hypotonique**. Le GR gagne de l'eau par osmose et est gonflé.

On appelle ce phénomène **TURGESCENTE (hydratation)**.

- a. Si $\omega > 310\text{mOsmol/l}$, alors le flux osmotique d'eau est représenté par une entrée inférieure à la sortie: milieu **hypertonique**. Le GR perd de l'eau par osmose et est crénelé.

On appelle ce phénomène **PLASMOLYSE (déshydratation)**.

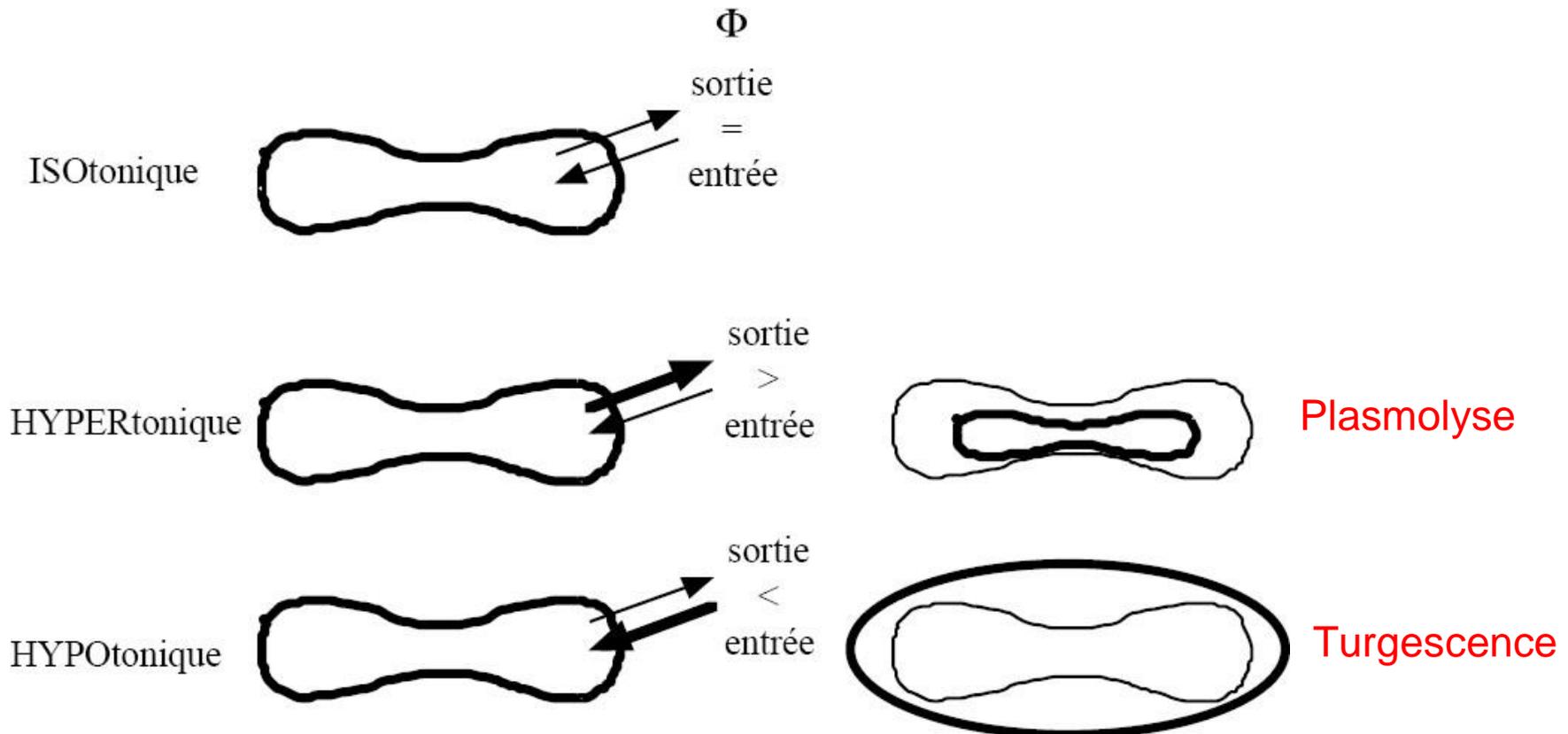
En réalité, la membrane du GR est perméable à l'eau et à l'urée, elle est dite sélective. Aussi, dans l'osmolarité de la solution, on doit retrancher celle de l'urée, ce qui introduit la notion **d'osmolarité**

osmotique efficace ω_e .

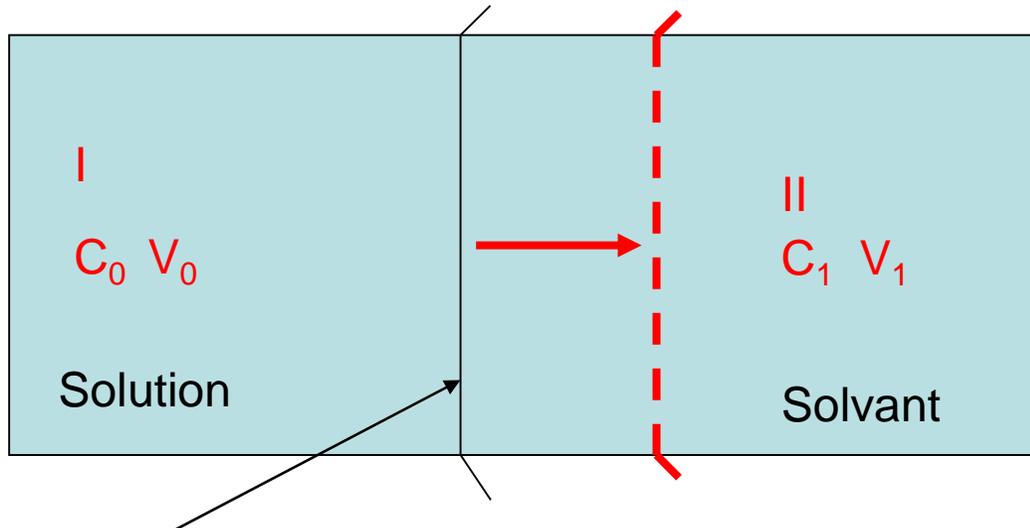
$$\omega_e = \omega - \omega_u$$

Notion de Tonicité :

Deux solutions A et B sont isotoniques si par rapport à une membrane quelconque et opposées à un solvant pur elles ont même pression osmotique.



5-Travail osmotique



Membrane hémi perméable mobile
(piston)

Dans le compartiment I : on place une solution de volume initial V_0 contenant n mole de solutés et donc d'osmolarité initial $C_0 = n/v_0$.

Dans le compartiment II : on met le solvant pur.

➤ on constate que le piston se déplace spontanément vers l'eau ; en effet par osmose l'eau passe vers la solution dont le volume augmente et la concentration du soluté diminuera (dilution)

➤ Le piston étant soumis à une force se déplace il y a donc **travail** et variation d'énergie avec une nouvelle concentration $C_1 = n/v_1$

$$dE = dW = \pi \cdot dv$$

$$\pi = R.T. \sum C_{osm}$$

$$\pi = R.T. \frac{n}{v}$$

$$\text{donc : } dW = R.T \frac{n}{v} \cdot dv$$

Par suite de la dilution, le volume du premier compartiment passe d'un volume initial (v_0) à un volume final (v_1).

Le travail résultant de la pression osmotique :

$$\int_{v_0}^{v_1} dW = \int_{v_0}^{v_1} n \frac{R.T}{v} dv$$

$$\int_{v_0}^{v_1} dW = n.R.T. \int_{v_0}^{v_1} \frac{dv}{v}$$

$$W = n.R.T \ln \frac{v_1}{v_0}$$

$$W = nRT \cdot \ln \frac{\omega_f}{\omega_i}$$

Application médicale: Travail renal

Lorsque le rein épure l'organisme de diverses substances dans les urines d'osmolarité ω_u le travail rénal est :

$$W = nRT \cdot \ln \frac{\omega_u}{\omega_s}$$

Exemple : Un sujet émet 0,6l/j d'urines d'abaissement cryoscopique $-1,96^\circ\text{C}$.

Déterminer la puissance fournie par chaque rein.

On donne : l'abaissement cryoscopique du sang = $-0,56^\circ\text{C}$ et l'osmolarité du sang du sujet 300mosmol/l . $T=37^\circ\text{C}$

Solution :

Travail rénal quotidien : $W = nRT \cdot \ln \frac{\omega_u}{\omega_s}$

$$\frac{\omega_u}{\omega_s} = \frac{-1.96}{-0.56} = 3.5$$

Soit $\omega_u = 3,5 \cdot \omega_s = 1050 \text{mosmol/l}$

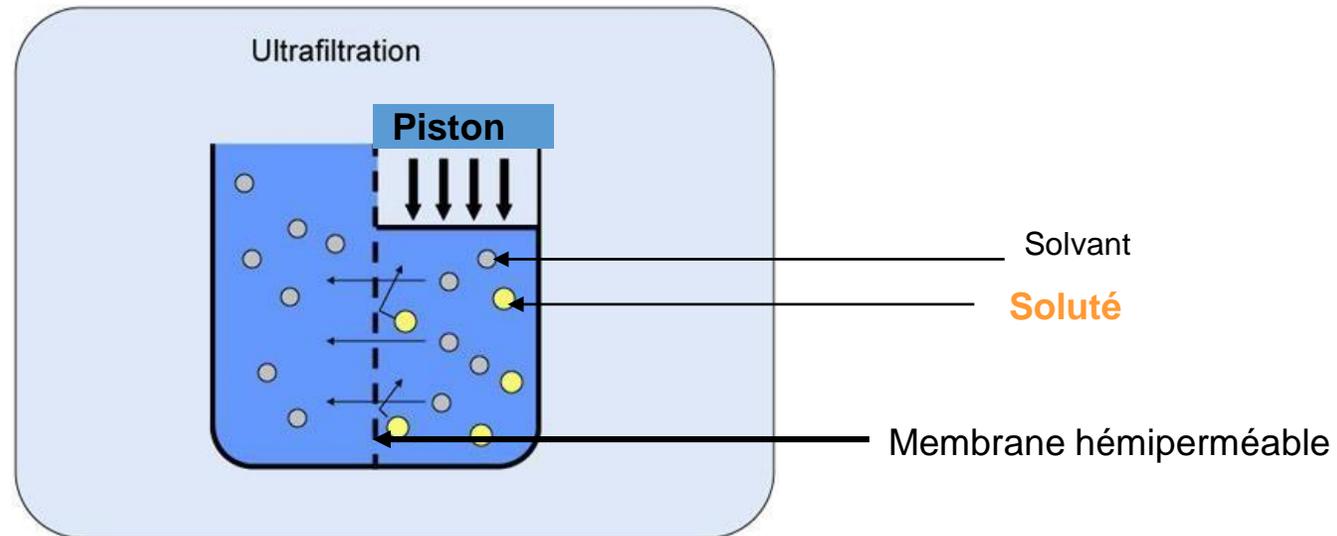
Nombre d'osmoles éliminées dans les urines :

$n = 1050 \cdot 0,6 = 0,63$ osmoles d'où :

$$W = nRT \cdot \ln \frac{\omega_u}{\omega_s} = 0,63 \cdot 8,32 \cdot 310 \cdot \ln 3,5 = 2035,6 \text{ J}$$

Puissance par chaque rein: $P = \frac{W}{t} \cdot \frac{1}{2} = 11,78 \text{ mW}$

6-Application à l'ultrafiltration des solutions



Si on exerce une pression mécanique sur la solution; le solvant ne passe pas à travers la membrane.

Si la pression mécanique $>$ pression osmotique  on débarrasse la solution du solvant c'est le phénomène d'**Ultrafiltration**.

Application à l'ultrafiltration des solutions

L'osmose inverse :

Les applications de l'osmose inverse concernent surtout le traitement des eaux et la concentration des solutions :

- Dessalement des eaux saumâtres pour produire de l'eau potable
- Préparation d'eau ultrapure pour l'électronique et la pharmacie
- Concentrations de jus de fruits, antibiotiques, acides aminés

Chapitre 3

Viscosité-hydrodynamique biologique

I/Introduction

II/Viscosité: un phénomène physique

- Définition
- Unités et ordres de grandeur
- Influence de la température
- Importance de la nature du fluide et de l'écoulement

III/Mesure de la viscosité

- Généralités
- Viscosimètre à cylindres concentriques: Méthode de Couette
- Viscosimètre à chute de bille
- Viscosimètre à écoulement
- Viscosimètres empiriques

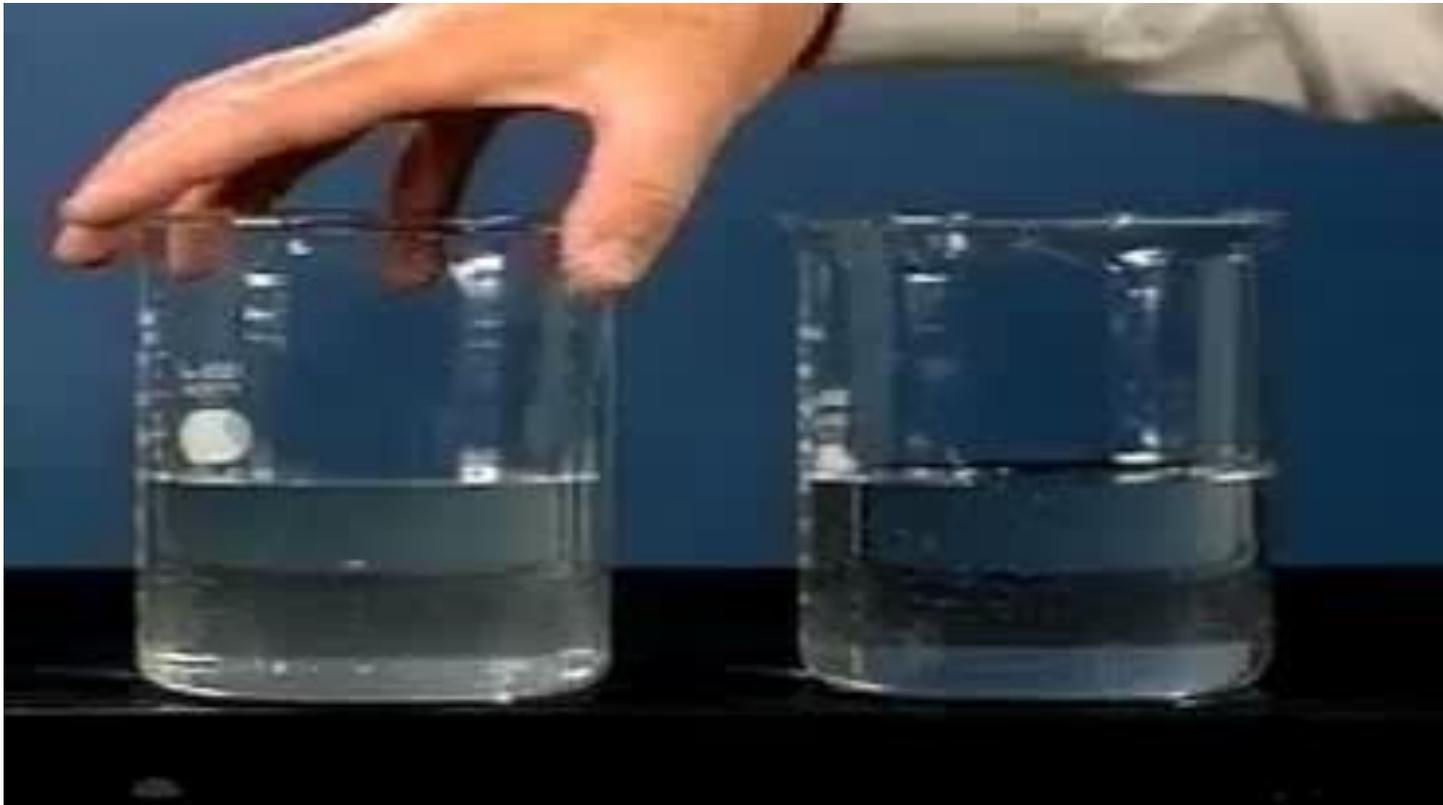
IV/Applications

V/Viscosité et rhéologie du sang.

VI/Conclusion

INTRODUCTION

- On utilise le qualificatif de visqueux pour décrire une chose de **consistance pâteuse**, ni **liquide**, ni **solide**.



INTRODUCTION

- **La viscosité est une caractéristique de la matière, quel qu'en soit l'état physique : gazeux, liquide ou à la limite solide.**
- **Elle intervient fréquemment dans les équations de la mécanique des fluides.**
- **Elle traduit, en bref, la résistance d'un fluide à l'écoulement.**
- **Tous les liquides sont doués de viscosité et cette propriété modifie l'allure des phénomènes: la viscosité ralentit le mouvement du liquide au voisinage des parois.**

Viscosité: un phénomène physique

Définition:

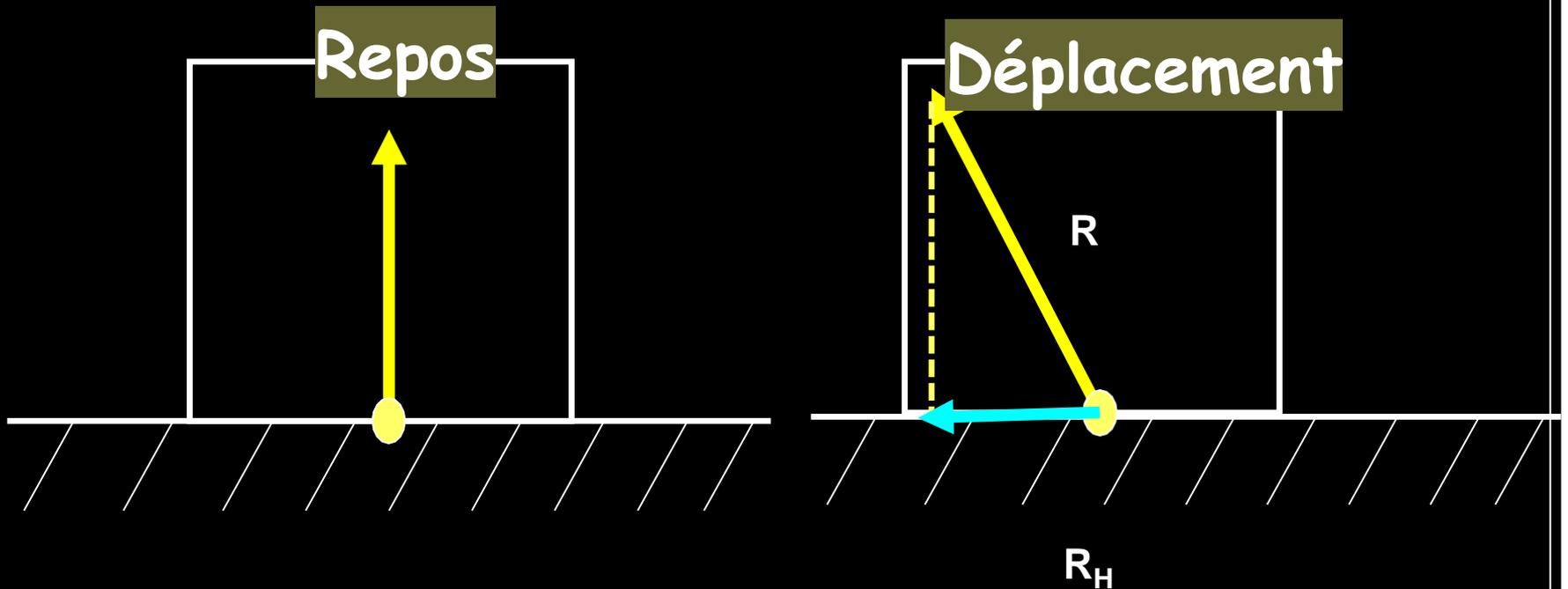
La viscosité se manifeste chaque fois que les couches voisines d'un même fluide sont en mouvement relatif, c'est à dire lorsqu'il **s'établit un gradient de vitesse.**

On peut donc dire de la viscosité qu'elle est la mesure du **frottement fluide.**

La **force de frottement** peut être figurée par **l'énergie** nécessaire

pour déplacer un objet qui frotte sur un autre.

Definition Definition

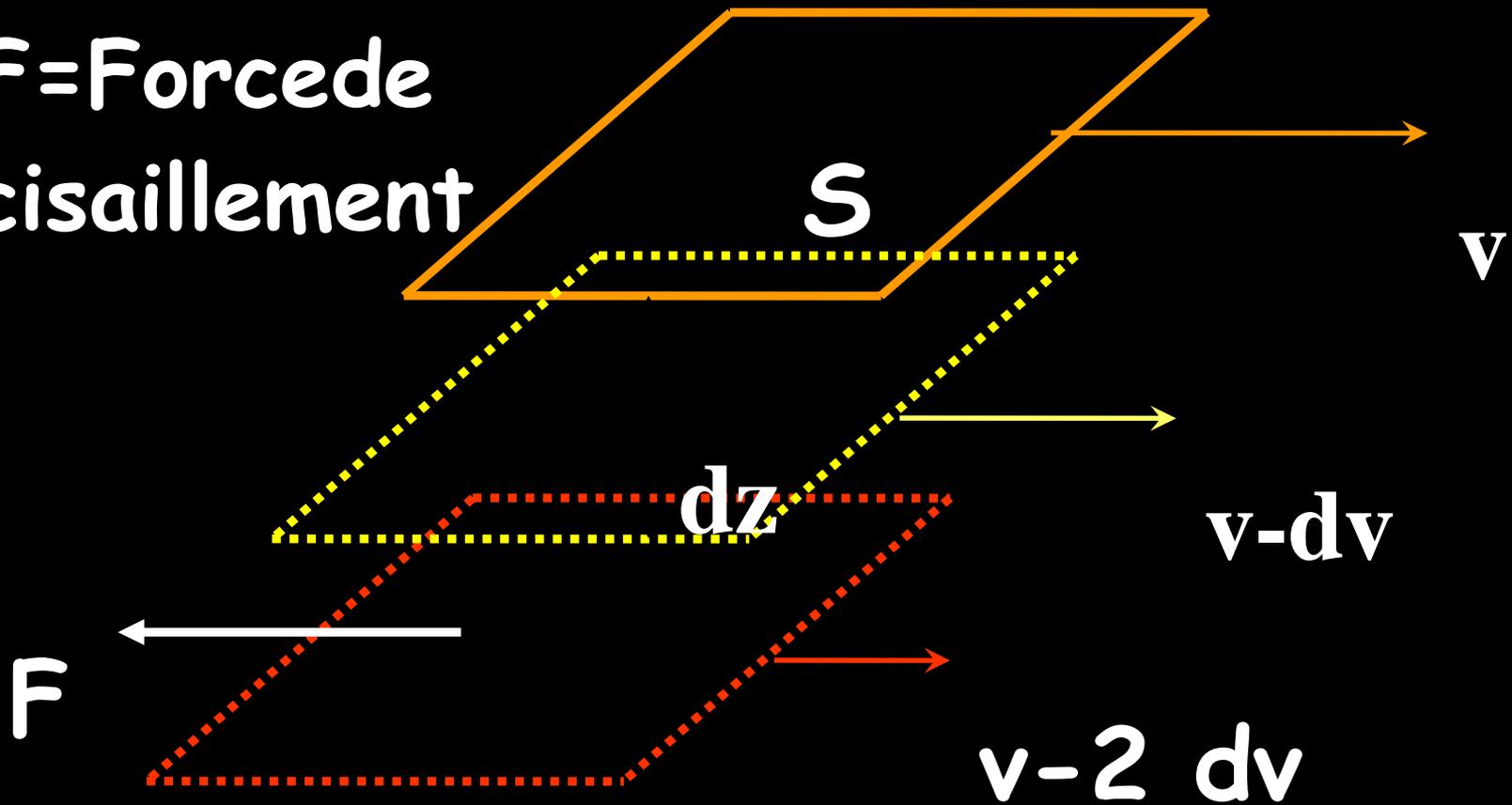


Viscosité \Leftrightarrow Résistance électrique

Force de cisaillement

Forcedecisaillement

F = Force de cisaillement



Viscosité:Definition

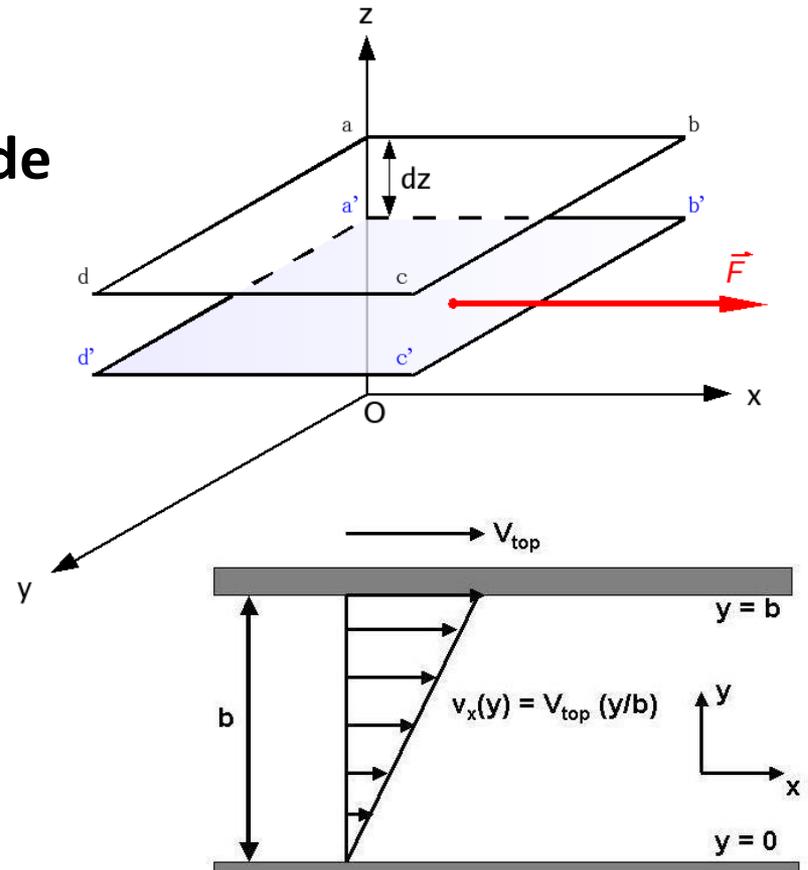
- ✦ La viscosité peut donc être considérée comme le **frottement interne** qui résulte du glissement d'une couche de fluide sur une autre.
- ✦ Un liquide **très visqueux** est un liquide qui présente un frottement interne **élevé**.

Viscosité: Définition

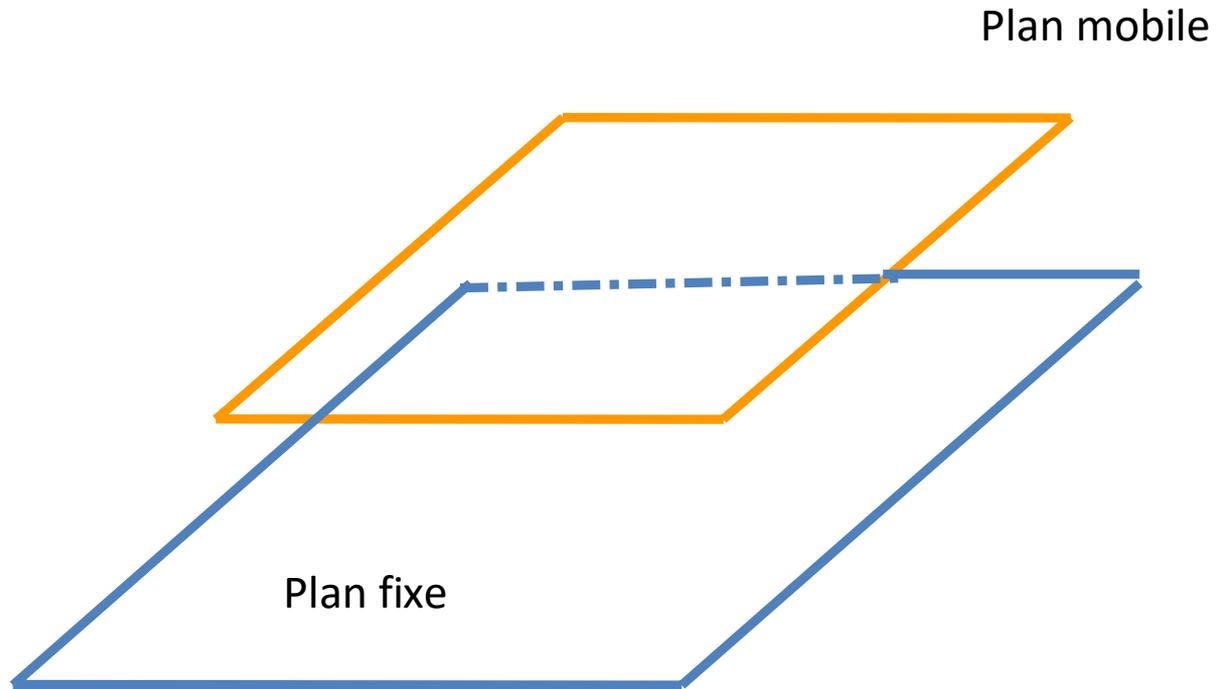
• Le liquide exerce des forces tangentielles τ sur la plaque supérieure dont la résultante vaut précisément F .

• La tension τ est proportionnelle au gradient de vitesse d'où la formule de Newton:

$$\tau = \frac{dF_z}{dS} = \eta \cdot \frac{\partial v}{\partial z}$$

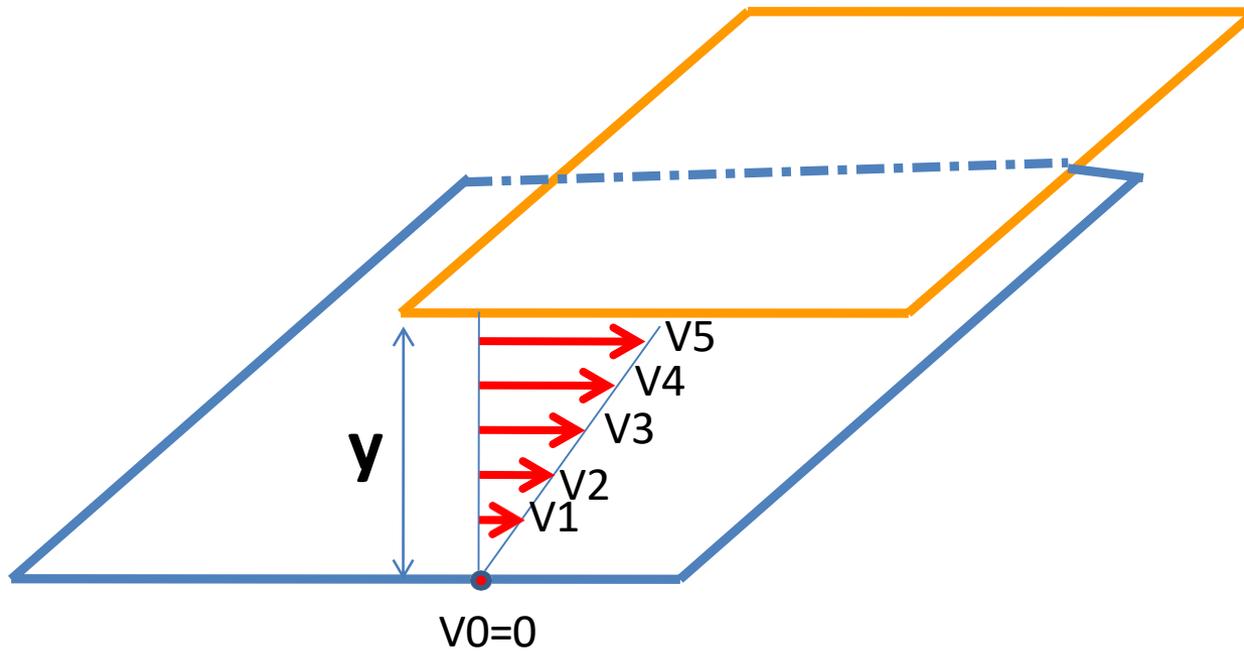


Démonstration

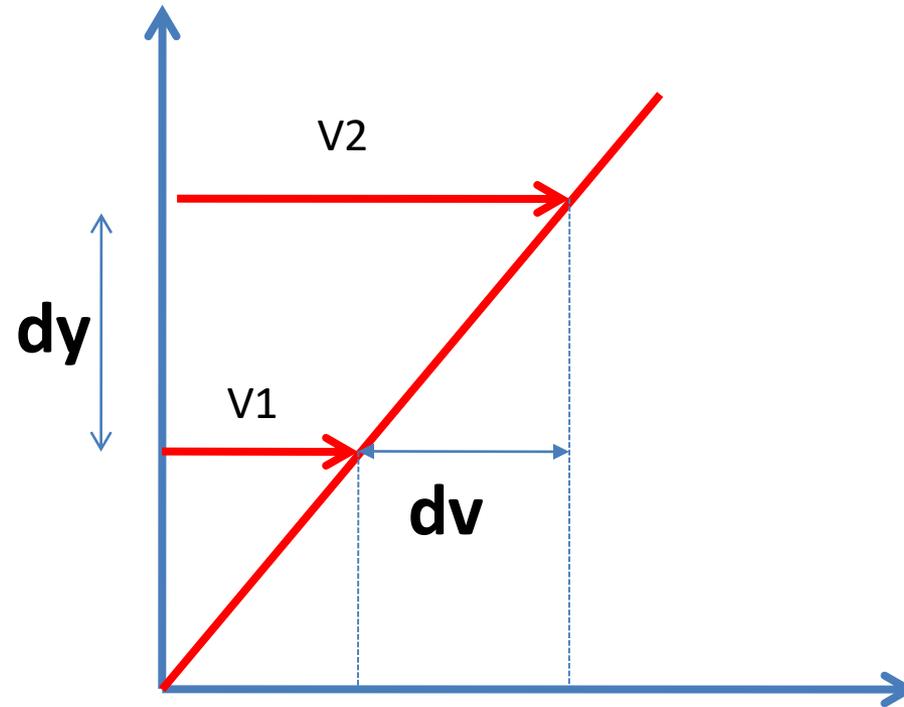


Démonstration

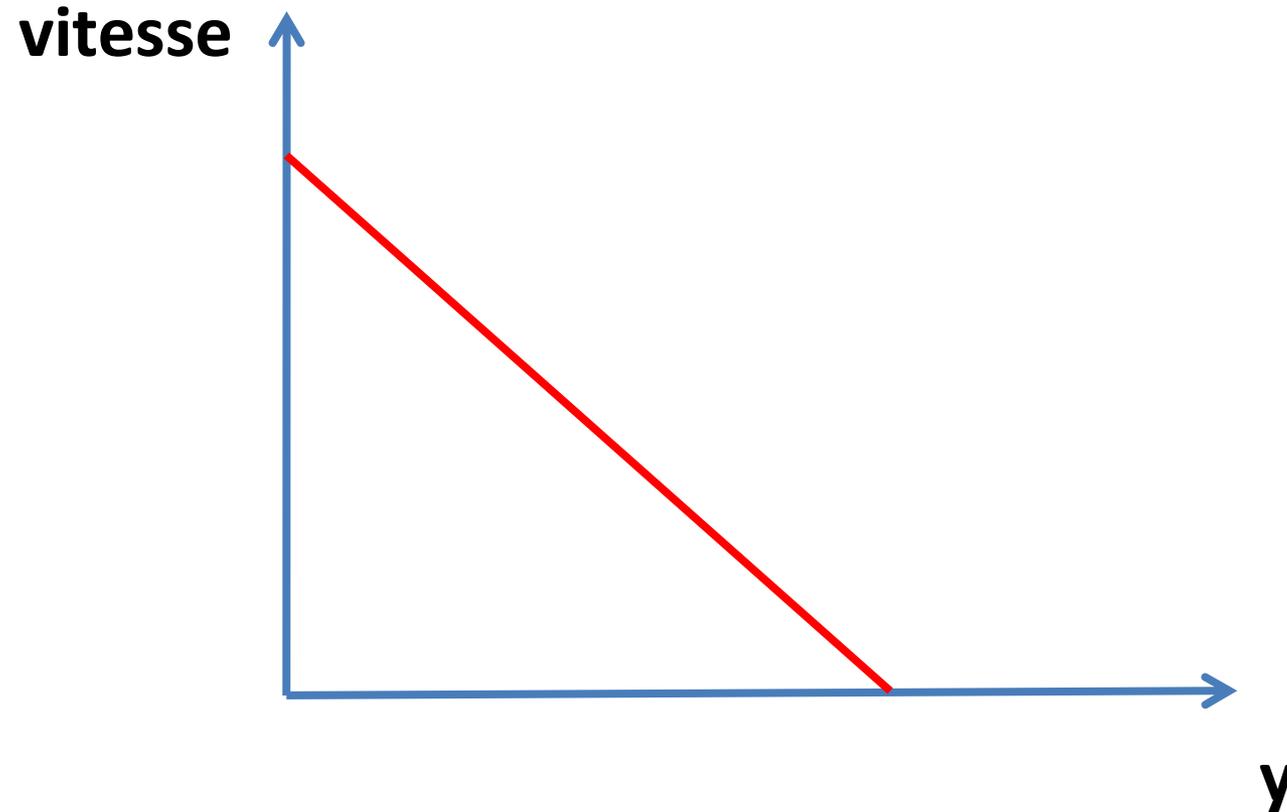
Plan mobile



Démonstration

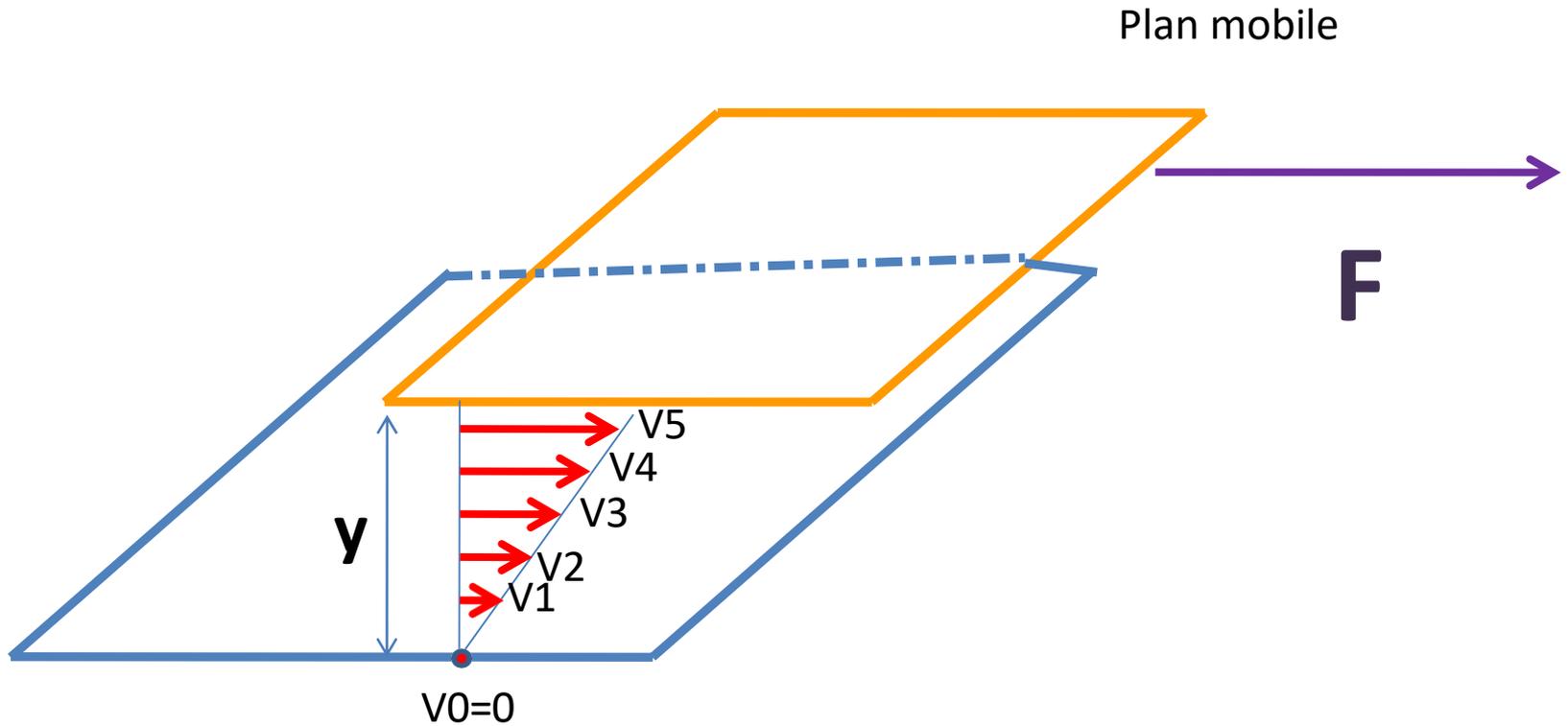


Démonstration



$$V(y) = ay + v_0/a = -dv/dy$$

Démonstration



$$F \sim V \cdot S / y$$

$$F = \tau \cdot S$$

$$F \sim dV/dy \cdot S$$

$$(N) = (N/m^2) \cdot (m^2)$$

$$F \sim V.S/\gamma$$

$$F \sim dV/dy.S$$

$$F = \tau.S$$

(N) = (N/m²). (m²)

$$\tau \sim dV/dy$$

Par définition, la viscosité, notée η , est ce coefficient de proportionnalité.

$$\tau = \frac{dF}{dS} = \eta \cdot \frac{\partial v}{\partial y}$$

η s'appelle **la viscosité dynamique** par opposition à la **viscosité cinématique**, notée ν .

la **viscosité cinématique** est égale au rapport de la viscosité dynamique par la masse volumique du fluide considéré.

$$\text{viscosité cinématique : } \nu = \frac{\eta}{\rho}$$

Unités et ordres de grandeur

L'équation aux dimensions de la viscosité dynamique s'écrit:

$$[\eta] =$$

$$[\eta] = \frac{N.m}{m^2.(m.s^{-1})} = Pa.s$$

$$[\eta] = ML^{-1} T^{-1} = ML T^{-2} L^{-2} T$$

SI: Poiseuille ($kg/ m.s$) ou *Pa.s*

CGS: Poise

1Poiseuille=10Poises

Unités et ordres de grandeur

L'équation aux dimensions de la viscosité cinématique s'écrit:

$$[v] = \left[\frac{\eta}{\rho} \right] = \frac{N.m}{m^2.(m.s^{-1})} \cdot \frac{m^3}{kg} = m^2.s^{-1}$$

L'unité de la viscosité cinématique, dans le système CGS, est le Stokes, notée St.

($\Rightarrow 1 \text{ m}^2.s^{-1} = 10^4 \text{ St}$).

Ordres de grandeur

Viscosité dynamique de quelques fluides à 20°C
(en mPa.s):

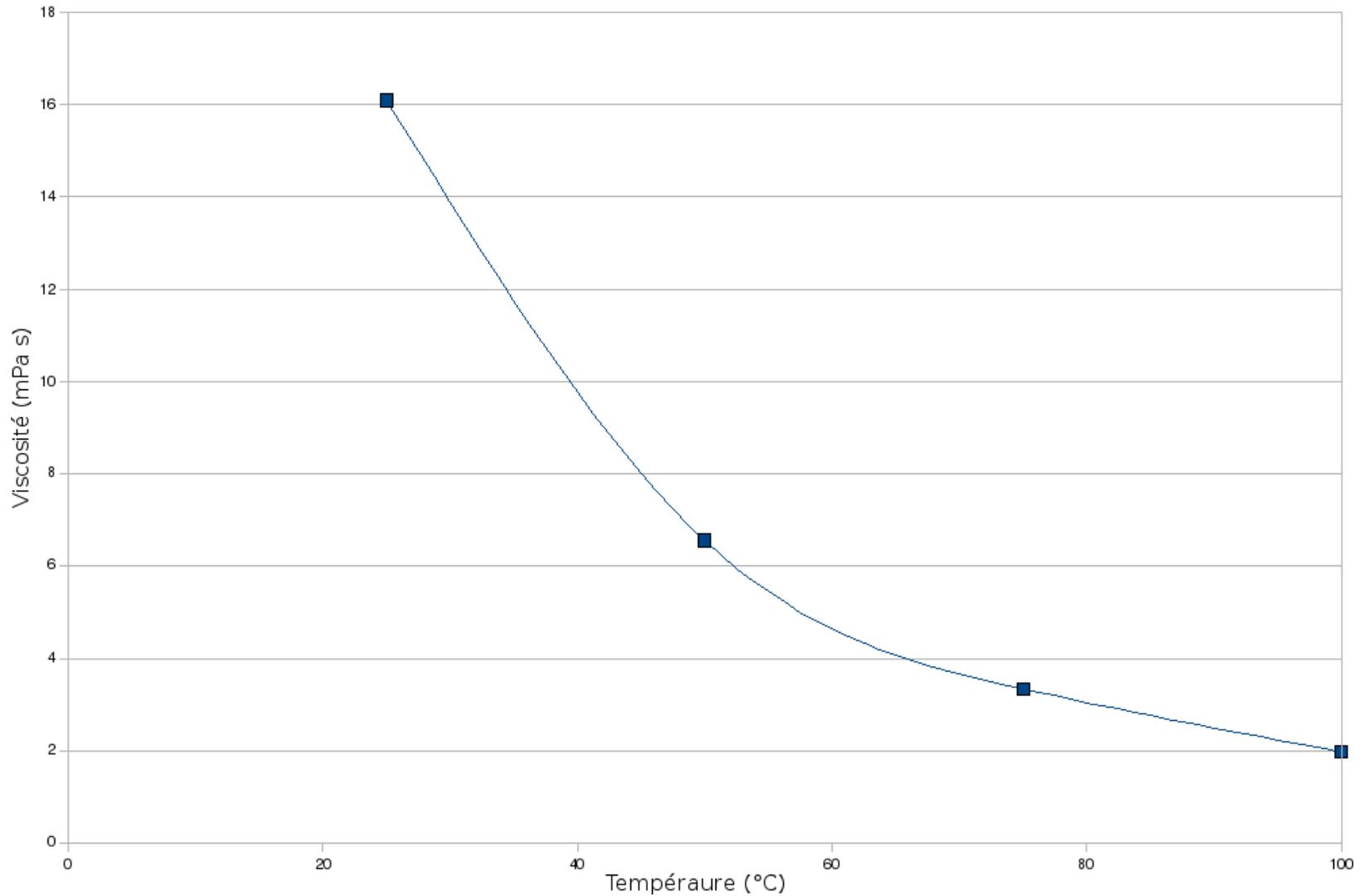
- ✿ Eau: 1.005
- ✿ Essence: 0.652
- ✿ Ethanol: 1.2
- ✿ Glycérine: 1490
- ✿ Huile d'olive: 84
- ✿ Lait: 2
- ✿ Mercure: 1,554
- ✿ Mielliquide: 6000

Effet de la température

La viscosité dépend fortement de la température. Pour conserver un sens à la mesure, on doit préciser la température à laquelle elle a été faite. Dans un liquide, **la viscosité décroît rapidement en fonction de la température**

Effet de la température

Viscosité de l'éthylène glycol



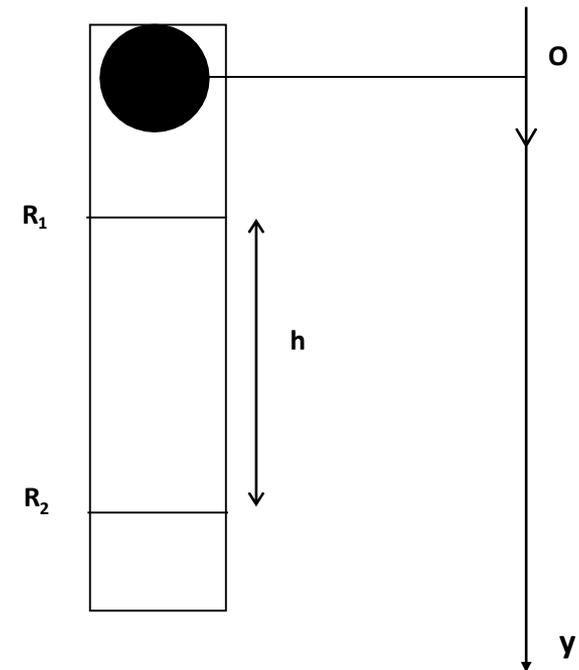
Mesure de la viscosité

Viscosimètre à chute de bille

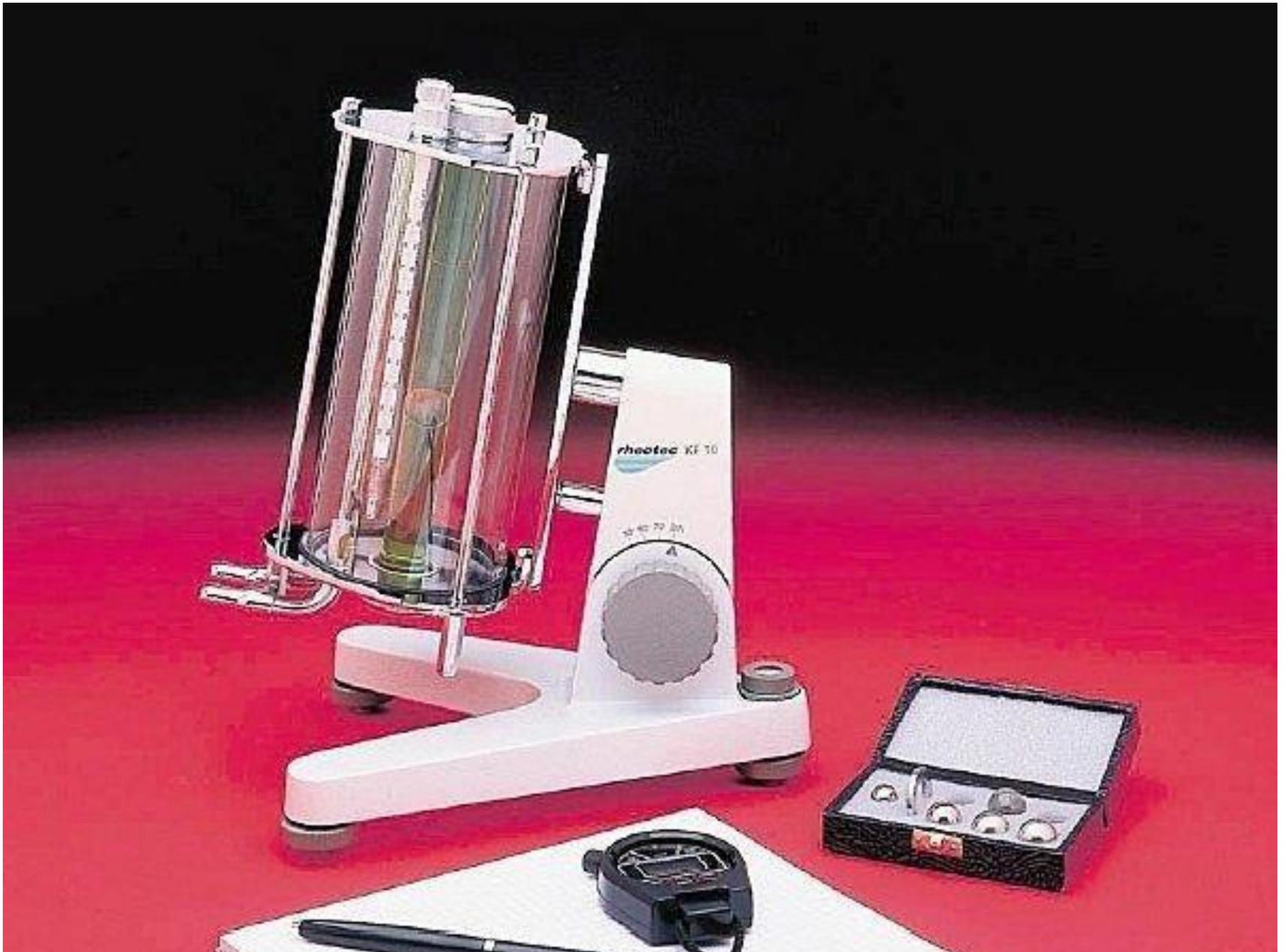
Le viscosimètre à chute de bille est basé sur le principe de mesure d'Höppler. Une bille sphérique tombe lentement dans un tube bien calibré renfermant le liquide visqueux. On mesure la durée et le temps que met la bille pour parcourir une certaine distance. On montre que la viscosité dynamique η est proportionnelle à la durée t : $\eta = K \cdot t$.

Le tube est monté sur un pivot à roulement à billes qui autorise une rotation à 180° du tube, permettant ainsi de démarrer immédiatement un nouveau test.

Trois mesures sont effectuées puis un temps moyen de chute est retenu.







Étude théorique:

Expression du poids P de la bille en fonction de son volume V et de sa masse volumique r :

$$P = Vrg.$$

$$P_a = Vr_0g.$$

La force de frottement, d'après la loi de Stokes, a pour expression

$$F = 6 \cdot \pi \cdot \eta \cdot R \cdot v$$

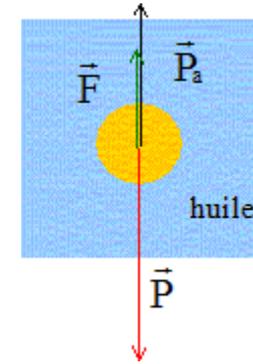
η : est la viscosité dynamique de l'huile (constante si la température est constante),

R : le rayon de la bille

v : la vitesse de chute,

Relation existant entre le temps de chute mesuré avec le viscosimètre, la distance L entre les deux traits repères, r , r_0 , V , η , R lorsque la bille a atteint sa vitesse de chute limite.

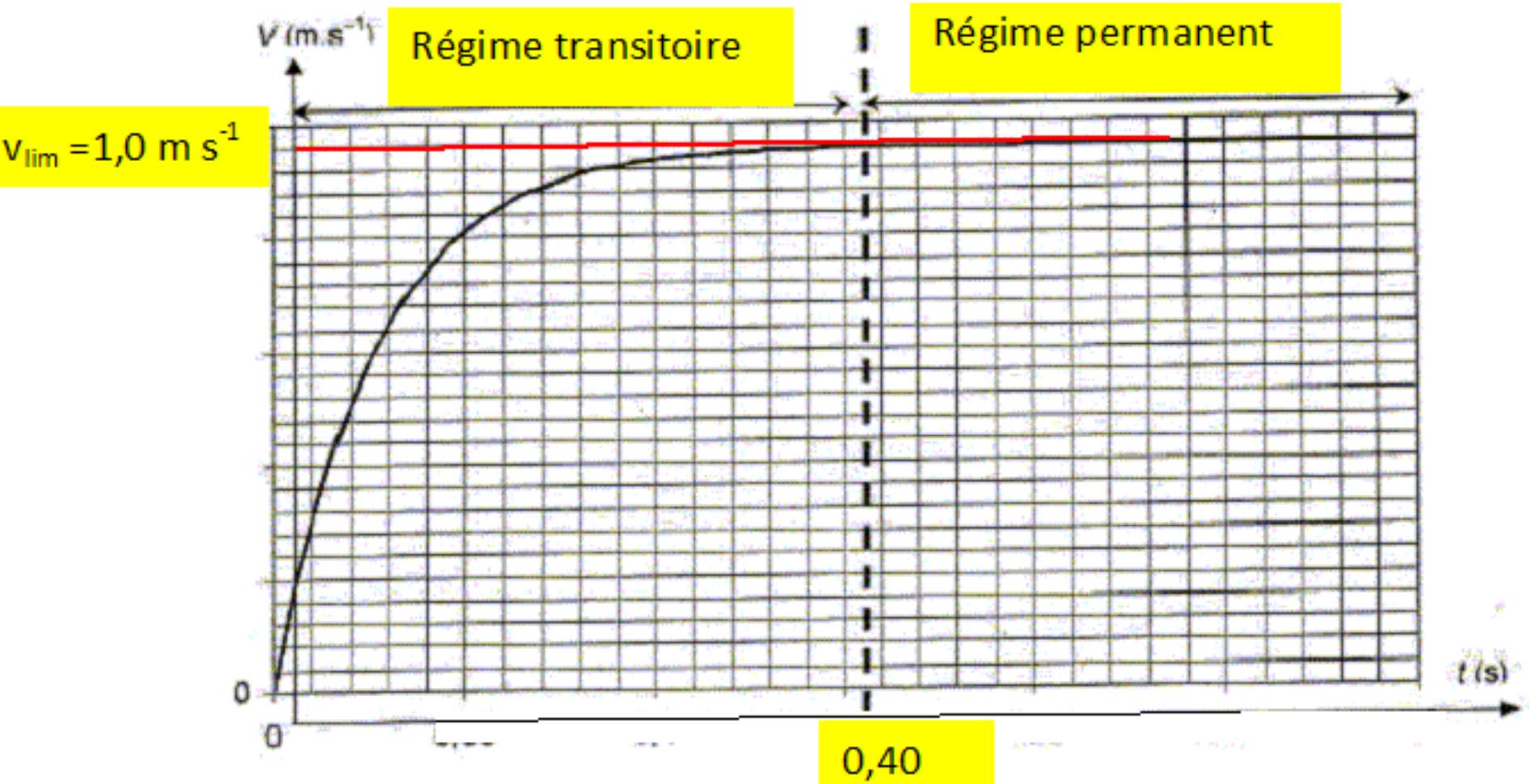
Lorsque la vitesse limite est atteinte, la bille est pseudo-isolée (la somme vectorielle des forces est nulle d'après la première loi de Newton). Toutes les



Si la vitesse limite est atteinte :

$$\vec{F} + \vec{P} + \vec{P}_a = \vec{0}$$

forces ont la même direction verticale ; le poids est dirigé vers le bas, la poussée et la force de frottement sont dirigés vers le haut .



$$F + P_a = P;$$

$$6 \cdot \pi \cdot \eta \cdot R v_{\text{lim}} + V \rho_0 g = V \rho g$$

$$6 \cdot \pi \cdot \eta \cdot R v_{\text{lim}} = V \rho g - V \rho_0 g = V g (\rho - \rho_0) \quad v_{\text{lim}} =$$

$$V g (\rho - \rho_0) / (6 \cdot \pi \cdot \eta \cdot R)$$

$$v_{\text{lim}} = \frac{4}{3} \cdot \pi \cdot \frac{R^3 g (\rho - \rho_0)}{(6 \cdot \pi \cdot \eta \cdot R)}$$

$$v_{\text{lim}} = \frac{2}{9} \cdot \frac{R^2 g (\rho - \rho_0)}{(\eta)}$$

de plus, le mouvement étant rectiligne uniforme: $v_{\text{lim}} = L/t$ soit $t = L/v_{\text{lim}}$ remplacer v_{lim} par son expression d'où :

$$t = \frac{9}{2} \cdot L \cdot \eta \cdot \frac{1}{R^2 g (\rho - \rho_0)}$$

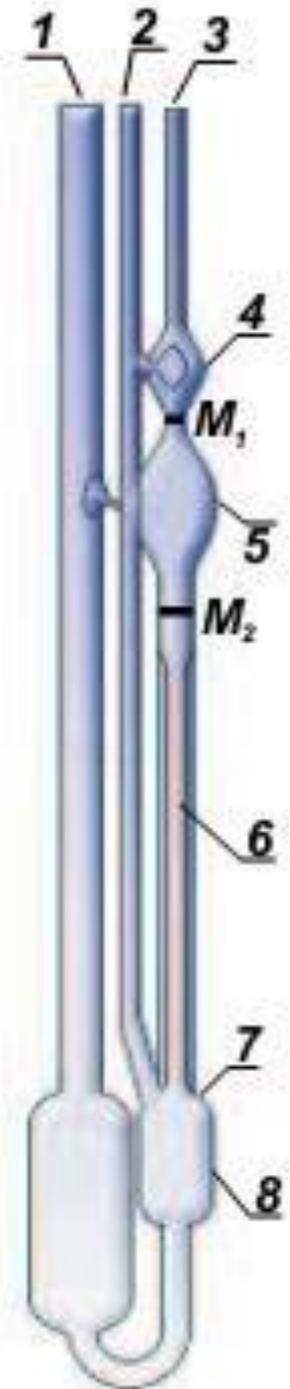
Pour un tube donné, une bille donnée et un liquide de masse volumique donnée, L , R , V , $(r-r_0)$ sont constants par suite $t = \text{constante} * n$.

Viscosimètre d'Ubbelohde ou d'Ostwald:

Le viscosimètre est constitué principalement de trois parties tubulaires (1, 2 et 3), du tube capillaire (6) avec la sphère de mesure (5), de la sphère des avant-coulants (4) et du vase à niveau (8).

Au dessus et en dessous de la sphère de mesure (5), les marques annulaires M_1 et M_2 sont imprimées sur le tube (3). Ces marques définissent le volume de contrôle pour les expériences.

Le tube capillaire (6) se termine par la calotte sphérique (7) du vase à niveau (8). Par la surface intérieure de cette calotte sphérique (7), l'échantillon s'écoule du tube capillaire (6) sous la forme d'un mince film liquide.



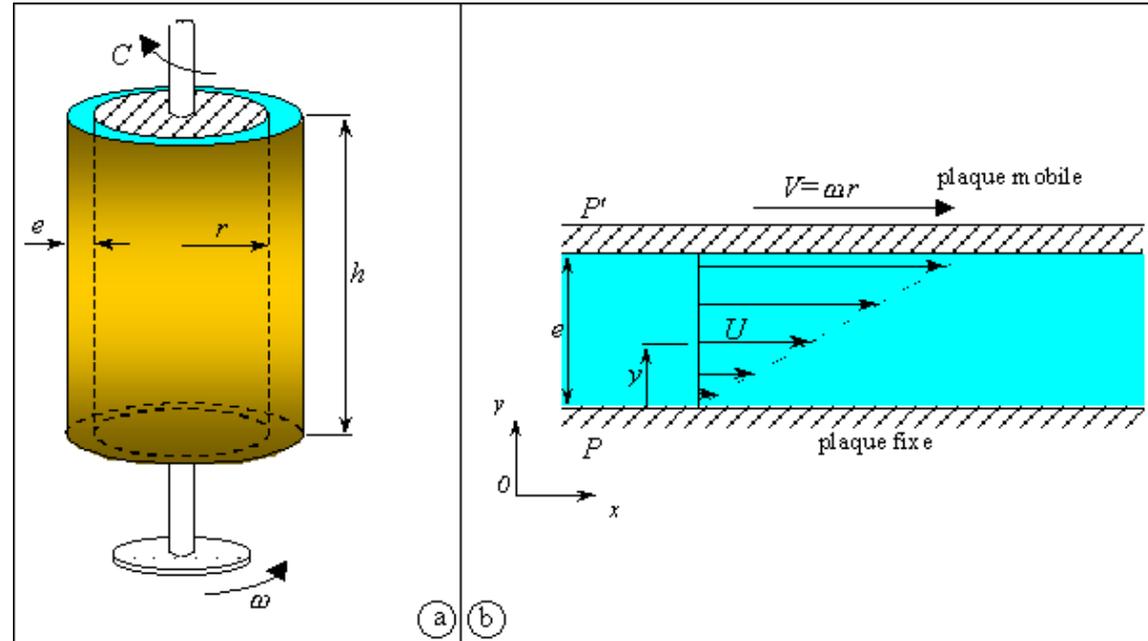
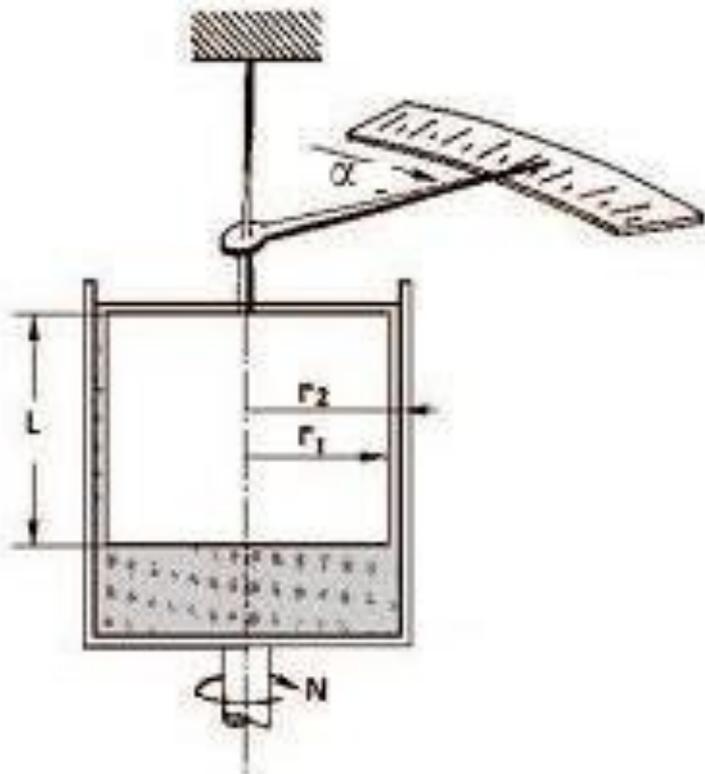
On mesure la durée d'écoulement d'un volume V de liquide à travers un tube capillaire. On montre que la viscosité cinématique ν est proportionnelle à la durée d'écoulement t par :

$$\nu = K \Delta t$$

La constante K de l'appareil est donnée par le constructeur du viscosimètre.

Si cette donnée est manquante, il est possible de la déterminer préalablement à l'aide d'un fluide dont la viscosité est connue.

Viscosimètre rotatif ou viscosimètre de Couette





Un récipient cylindrique tourne autour de son axe de rotation. Il contient le liquide visqueux et un cylindre plein. Ce cylindre, mobile sur son axe de rotation, est entraîné par le fluide. Cependant un ressort fixé sur ce cylindre le tient en équilibre.

On montre que la viscosité dynamique n est proportionnelle à l'angle de rotation :

$$n = K\alpha$$

L'angle α est d'autant plus grand que la viscosité du liquide placé entre les deux cylindres est plus grande

Nature du fluide et de l'écoulement

A/Nature du fluide: Les fluides newtoniens et non newtoniens

Comme on l'a vu, le gradient de vitesse dv/dy intervient dans la définition du coefficient de viscosité. On est ainsi amené à considérer deux cas, selon que la force de cisaillement est **proportionnelle** au gradient de vitesse et donc le coefficient de viscosité constant quelque soit le gradient de vitesse, ou au contraire que cette force de cisaillement diminue lorsque le gradient de vitesse augmente (les plans glissant plus facilement l'un sur l'autre à vitesse élevée qu'à faible vitesse) et dans ce cas **le coefficient de viscosité diminue lorsque le gradient de vitesse augmente.**

Ces considérations permettent de définir :

- **Les fluides newtoniens** (premier cas): le coefficient de viscosité est constant quelque soit le gradient de vitesse.

Les fluides non newtoniens : la viscosité diminue lorsque le gradient de vitesse augmente.

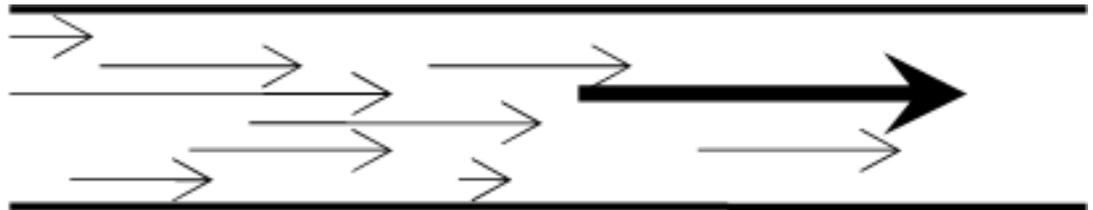


Nature de l'écoulement:

• **Écoulement laminaire:**

Dans ce cas toutes les particules se déplacent dans une direction parallèle au sens général de l'écoulement, ce qui veut dire que tous les vecteurs vitesse individuels sont parallèles entre eux et parallèles au vecteur vitesse moyenne;

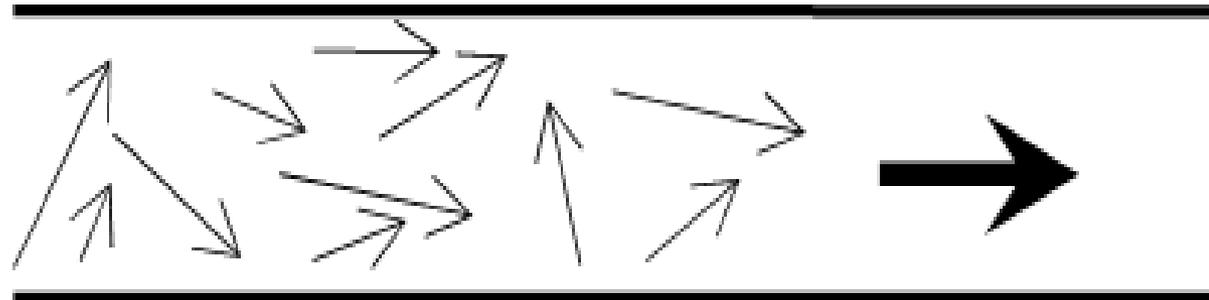
écoulement laminaire



Nature de l'écoulement:

• **Écoulement turbulent:**

Les vecteurs vitesse peuvent prendre toutes les directions, ce qui se traduit par l'apparition de tourbillons, mais la résultante de ces vitesses reste malgré tout dirigée dans le sens global de l'écoulement.



écoulement turbulent

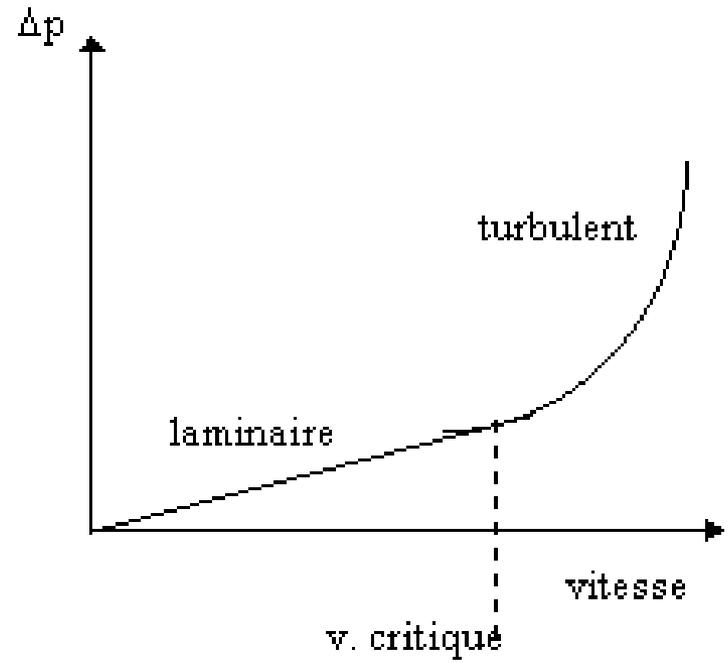
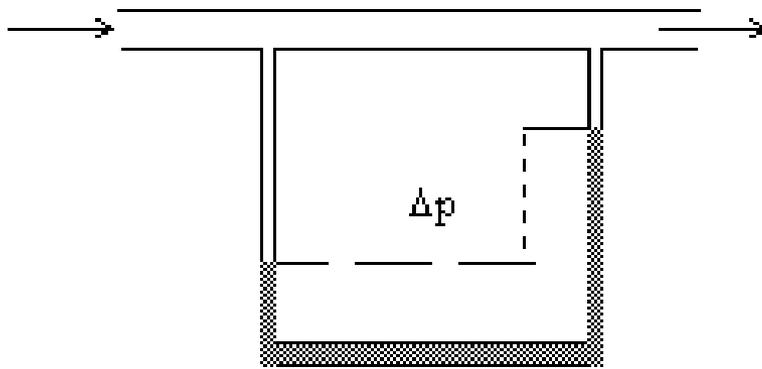
**Air bubbles
passing through
crystal tubes:**

smooth and corrugated



Le nombre de Reynolds

Expérience de Reynolds: un fluide coule dans un tube. On augmente progressivement la vitesse du fluide. On évalue sa vitesse par la différence de pression mesurée entre deux points. L'écoulement est d'abord laminaire. A partir d'une certaine valeur de la vitesse, il devient turbulent



Le nombre de Reynolds

Les conditions dans lesquelles le régime d'écoulement d'un fluide se modifie, notamment pour passer d'un régime laminaire vers un régime turbulent, font appel à quatre variables qui participent à la définition du régime d'écoulement :

- ✿ la vitesse circulatoire moyenne: V_m
- ✿ le diamètre du tuyau : d
- ✿ la masse volumique du liquide: ρ
- ✿ la viscosité du liquide: η

Le nombre de Reynolds

Les trois premières variables agissent dans **le sens direct**: le régime aura tendance à être turbulent lorsque la vitesse moyenne augmente, lorsque le diamètre du tuyau augmente et lorsque la masse volumique du liquide augmente;

la dernière variable, **au contraire** agit en sens inverse : le régime sera d'autant plus volontiers turbulent que la viscosité sera plus faible, c'est à dire que le liquide sera plus "fluide".

Le nombre de Reynolds

Le rapport entre force d'inertie et la force visqueuse est représenté en ordre de grandeur par le nombre de **Reynolds R**

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

Quand $R \ll 1$, la force vis que use est dominante

Quand $R \gg 1$, la force d'inertie est dominante

Le nombre de Reynolds

Le nombre de Reynolds est un nombre sans dimensions et selon les valeurs qu'il prend (dans le système international) on pourra caractériser la probabilité pour un écoulement d'être laminaire ou turbulent :

- si $R < 2400$ le régime est probablement laminaire
 - si $R > 3000$ le régime est probablement turbulent
 - si $2400 > R > 3000$ le régime instable (intermittent), c'est à dire qu'il peut être aussi-bien laminaire que turbulent, en fonction des conditions extérieures :
- par exemple des vibrations extérieures peuvent conduire à faire passer un régime laminaire instable vers un régime turbulent.

Le nombre de Reynolds

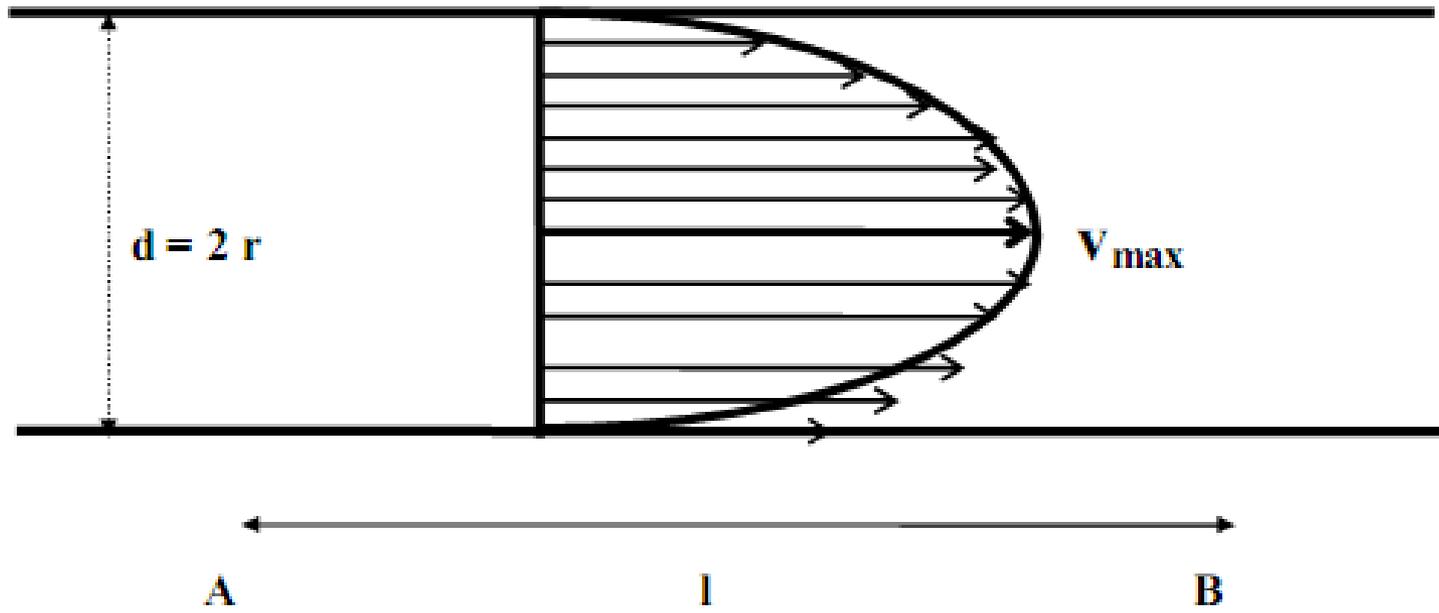
La valeur seuil de 2400 permet de définir une vitesse dite "vitesse critique" en dessous de laquelle le régime est probablement laminaire et au-dessus de laquelle il aura tendance à devenir instable, avec donc une possibilité de devenir turbulent :

$$v_c = 2400 \frac{\eta}{\rho d}$$

Loi de Poiseuille

Le régime laminaire, dans le cas d'un liquide newtonien, suit une loi qui précise que:

- la vitesse maximale se situe dans l'axe du tuyau
- la vitesse décroît lorsqu'on s'approche des parois du tuyau
- le profil des vitesses (l'extrémité des vecteurs vitesse) est parabolique.



Loi de Poiseuille

Si l'on considère alors deux points A et B sur ce conduit séparés par une distance l , il existe, du fait des frottements, une "perte de charge" (pression + énergie potentielle liée à l'altitude + énergie cinétique) qui est donnée par la loi de Poiseuille :

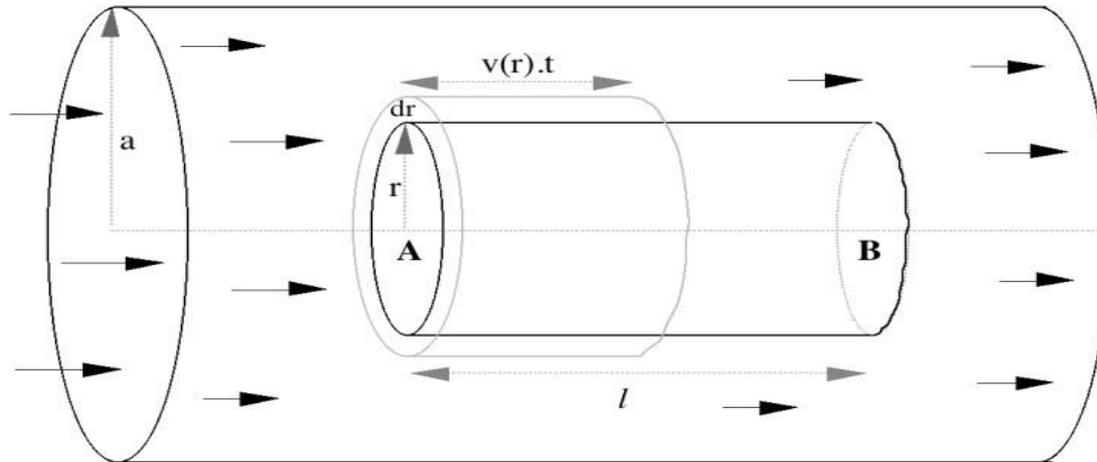
$$V_{\max} = \frac{r^2}{4\eta} \cdot \frac{\Delta P}{\Delta l}$$

Loi de Poiseuille

Cette même loi permet également de trouver le débit d'écoulement par intégration des différentes vitesses sur le profil parabolique de section du tuyau:

$$D = \frac{\pi r^4}{8 \eta} \cdot \frac{\Delta P}{\Delta l}$$

Démonstration



$$F_{\text{pression/Ox}} = (p_A - p_B). \pi r^2$$

$$F_{\text{frottement/Ox}} = F_{\text{fx}} = \eta . S . \frac{dv}{dr} = \eta . 2\pi r . l . \frac{dv}{dr}$$

Cylindre en équilibre
 $\implies F_{\text{px}} + F_{\text{fx}} = 0$

$$v_{\text{max}} = r^2 / 4 \eta . \Delta P / \Delta l$$

$$D = \frac{dV}{dt}, \quad dV = S \cdot dl, \quad dl = v \cdot dt$$

$$dV = S \cdot v \cdot dt \quad \rightarrow \quad D = \frac{S \cdot v \cdot dt}{dt}$$

$$D = S \cdot v = \pi \cdot r^2 v \qquad v = \frac{\Delta P}{4nl} \cdot r^2$$

$$dD = v \cdot dS = \frac{\Delta P}{4nl} \cdot r^2 \cdot 2\pi r dr$$

$$dD = \frac{\Delta P \cdot \pi}{2nl} \cdot r^3 dr$$

$$D = \frac{\Delta P \cdot \pi}{2nl} \cdot \frac{1}{4} r^4$$

Loi de Poiseuille

$$D = \frac{\Delta P \cdot \pi}{8 \eta l} \cdot r^4$$

La résistance à l'écoulement: la loi d'ohm

Il est possible d'établir un parallèle entre l'écoulement d'un fluide dans un tuyau et le passage du courant électrique dans un conducteur :

- ✿ la perte de charge ΔP joue un rôle comparable à la différence de potentiel,
- ✿ le débit est équivalent à l'intensité électrique

et il s'agit donc simplement de trouver l'équivalent de la résistance électrique pour pouvoir écrire la loi d'Ohm:

$$V = R I$$

et son équivalent hydraulique. Il suffit pour ce la d'écrire la loi de Poiseuille sous une forme légèrement différente

$$D = \pi r^4 / 8\eta \cdot \Delta P / \Delta l$$

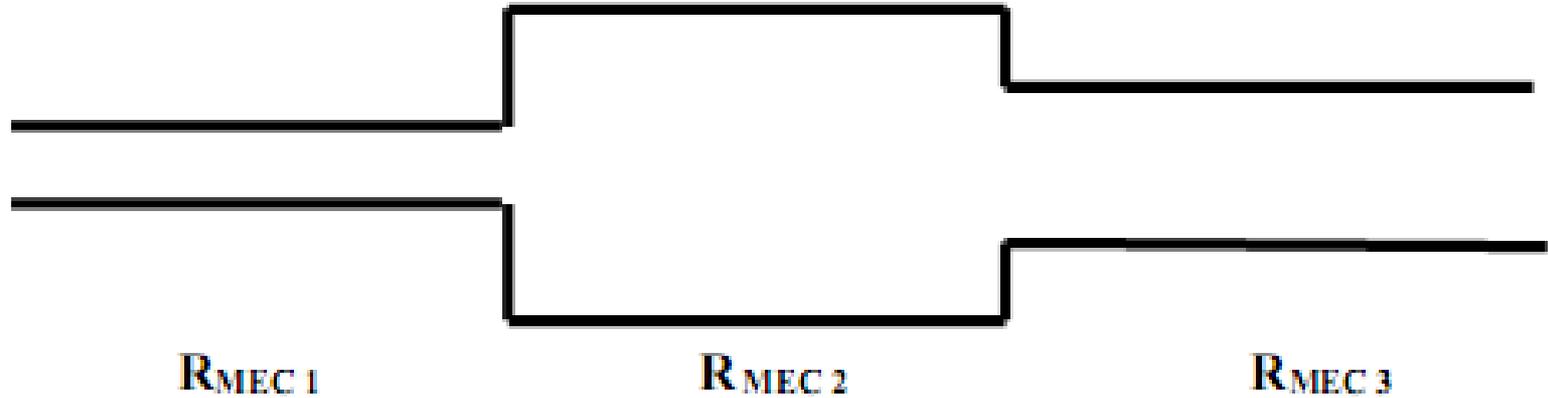
$$D = \pi r^4 / 8 \eta \cdot \Delta P / \Delta l$$

$$V = R I$$

$$\Delta P = 8 \eta \Delta l / \pi r^4 \cdot D$$

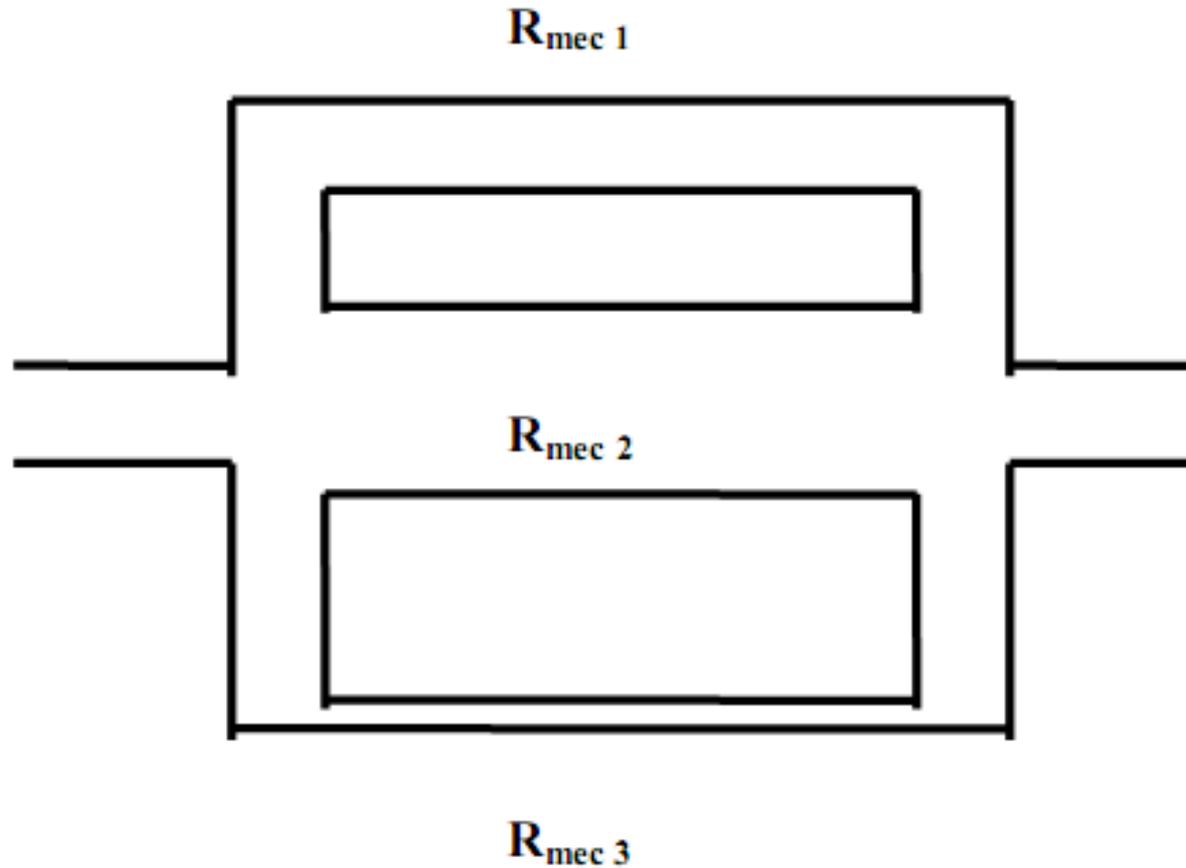
$$R_{\text{mec}} = 8 \eta \Delta l / \pi r^4$$

- conduits en série :



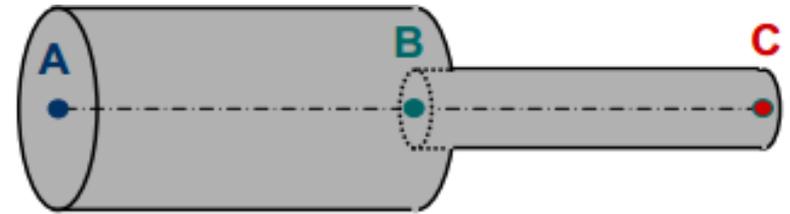
$$R_{MEC \text{ TOTALE}} = R_{MEC 1} + R_{MEC 2} + R_{MEC 3}$$

- conduits en parallèle :



$$1 / R_{MEC\ TOTALE} = 1 / R_{MEC\ 1} + 1 / R_{MEC\ 2} + 1 / R_{MEC\ 3}$$

- Circuits en série



$$D = Cste$$

$$\Delta P_{AB} = R_{AB} D \quad \Delta P_{BC} = R_{BC} D \quad \Delta P_{AC} = R_{AC} D$$

$$\Delta P_{AC} = \Delta P_{AB} + \Delta P_{BC} = R_{AB} D + R_{BC} D = R_{AC} D$$

$$R_{AC} = R_{AB} + R_{BC}$$

sténose

■ rapport de résistances

$$R = \frac{8\eta L}{\pi r^4} \quad \frac{R'}{R} = \left(\frac{r}{r'}\right)^4 = 16$$

$$R' = \frac{8\eta L}{\pi r'^4}$$

■ résistance totale

- saine
- sténosée

$$R_{tot} = 9R$$

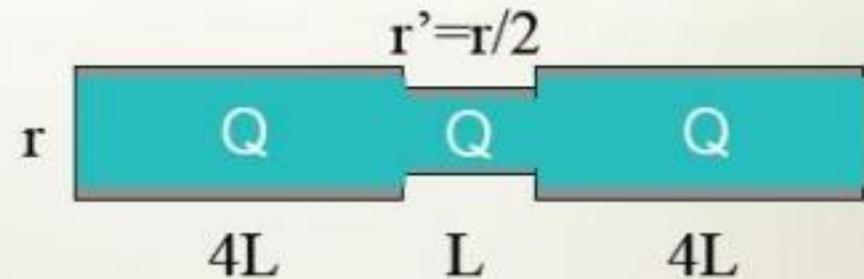
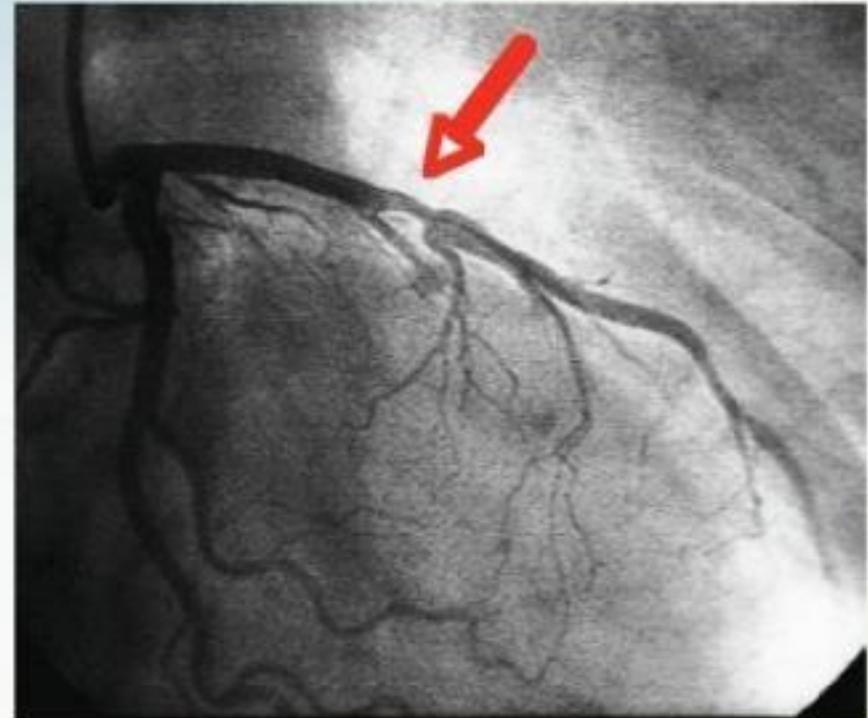
$$R'_{tot} = 4R + R' + 4R = 24R$$

■ perte de charge

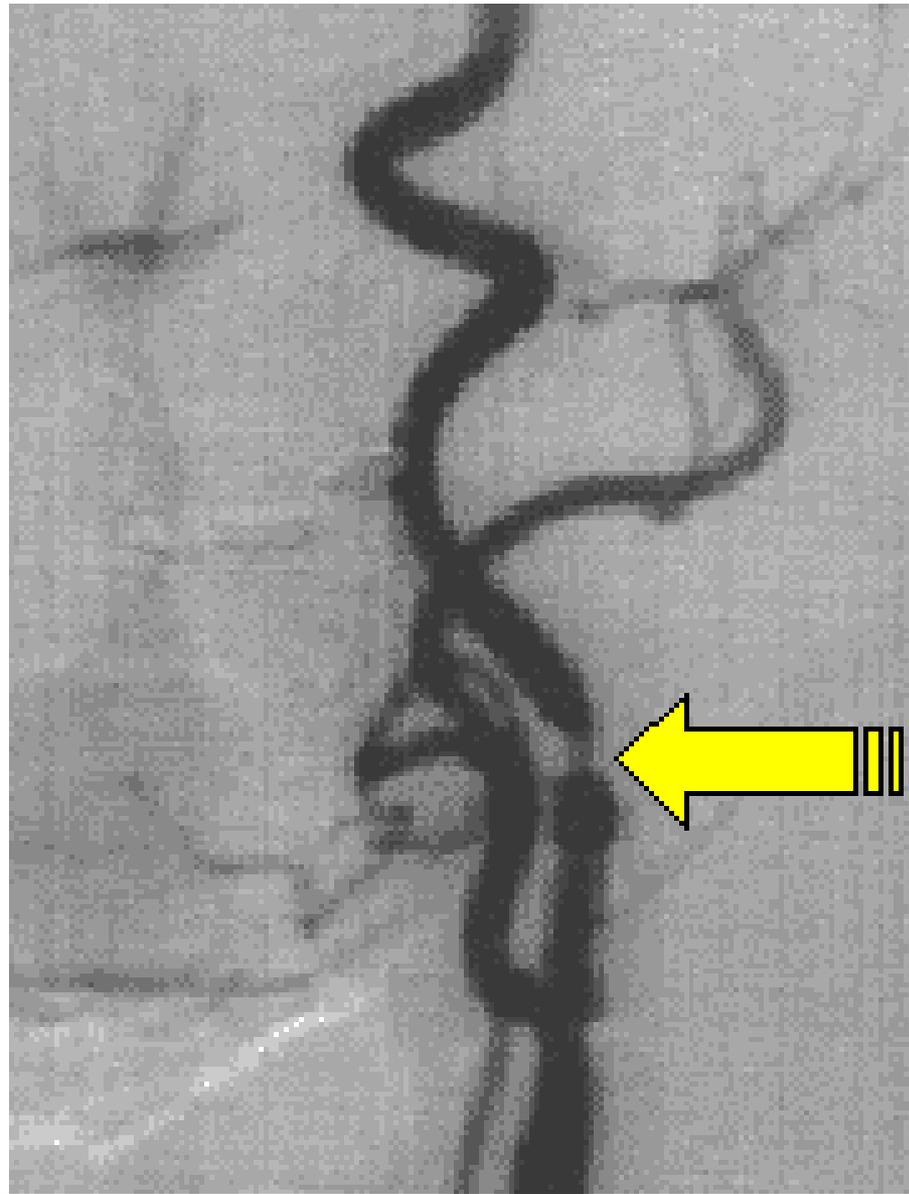
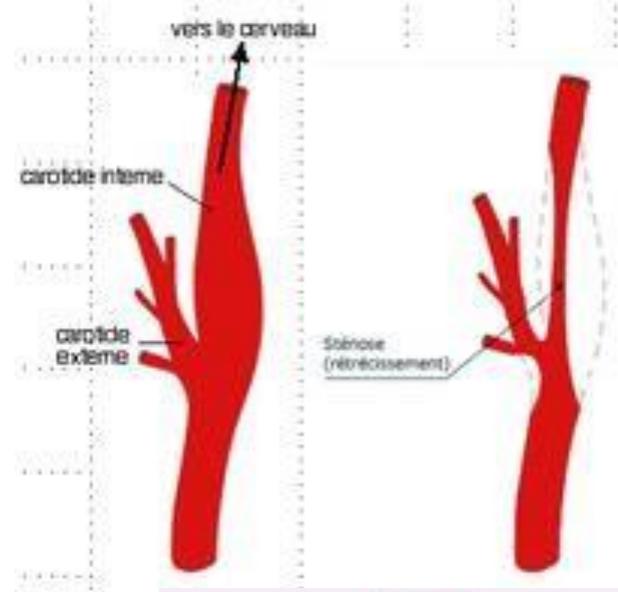
- saine
- sténosée

$$p_{ent} = p_{sort} + 9RQ$$

$$p_{ent} = p'_{sort} + 24RQ$$



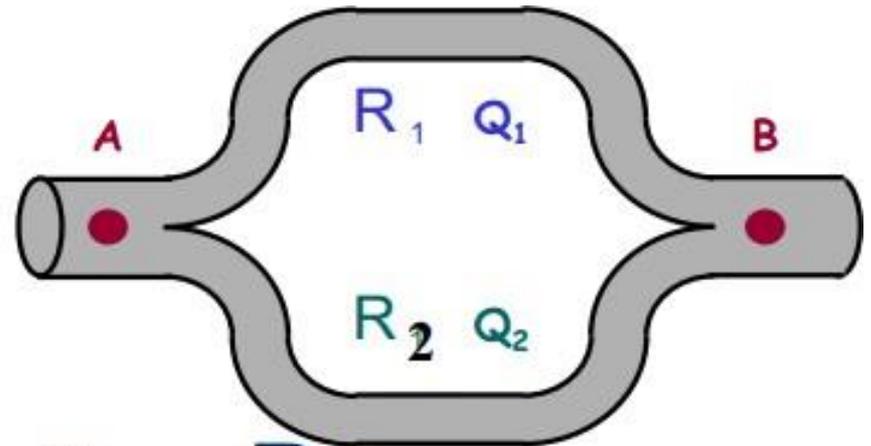
67



Un exemple de sténose

- Circuits en parallèle

$$D = Cste$$



$$\Delta P_{AB} = R_1 D_1 = R_2 D_2 = R D$$

$$D = D_1 + D_2 = \frac{\Delta P_{AB}}{R_1} + \frac{\Delta P_{AB}}{R_2} = \frac{\Delta P_{AB}}{R}$$

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}$$

Régime d'écoulement dans les vaisseaux EN CAS DE STENOSE

- Si rétrécissement, la vitesse localisée augmente puisque débit constant
- Une turbulence naîtra au niveau de la sténose
- Turbulence = souffle systolique \pm frémissement palpable (vibrations de l'artère)
 - Ex: sténoses athéromateuses des carotides

Régime d'écoulement dans les vaisseaux EN CAS D'ANEMIE

- La viscosité du sang diminue
- La vitesse critique diminue $v_c = \frac{2400}{\rho d}$
- Le cœur augmente son débit pour continuer à oxygéner les tissus
- Conditions favorables d'apparition d'une turbulence et donc un souffle systolique (auscultation aire cardiaque d'un sujet anémique)

Régime d'écoulement dans les vaisseaux AU REPOS

Vitesse moyenne dans **l'aorte** (V_{moy}): $25\text{-}30 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$

Vitesse critique (V_c): $48 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$

($d=2\text{cm}$, $\rho=1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ et $\eta=4\cdot 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$)

- $V_c > V_{\text{moy}} \rightarrow$ **flux laminaire**
- Pour vaisseaux plus petits (vitesse est plus faible) on a aussi un flux laminaire donc **l'auscultation est silencieuse**

Régime d'écoulement dans les vaisseaux A L'EXERCICE INTENSIF

- Débit cardiaque augmente
- La vitesse du sang augmente
- **Pas rare d'entendre des souffles systoliques nullement pathologiques chez les sujets normaux (enfants ++++)**

Viscosité et rhéologie du sang

Viscosité relative

Si η est la viscosité de la solution macromoléculaire, et si η_0 est la viscosité du solvant, on définit la viscosité relative, notée η_r , par:

$$\eta_r = \eta / \eta_0$$

Viscosité et rhéologie du sang

Viscosité spécifique

On définit de même la viscosité spécifique, notée η_{sp} , comme l'accroissement relatif de la viscosité :

$$\eta_{sp} = \frac{\eta - \eta_0}{\eta_0}$$

Viscosité et rhéologie du sang

Viscosité sanguine

La viscosité sanguine est fortement variable avec la concentration en globules rouges (hématocrite). En l'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 :

-sérum:1,1-1,310⁻³Pa s

-plasma:1,410⁻³Pas

Pour ce qui concerne le sang total ,il existe une relation entre la viscosité et l'hématocrite que l'on peut représenter approximativement sous la forme graphique suivante:

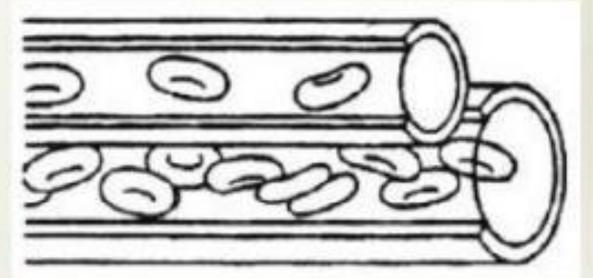
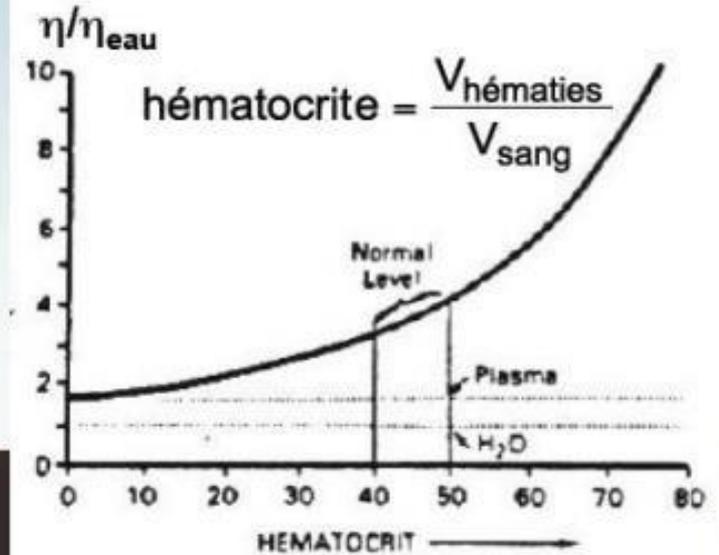
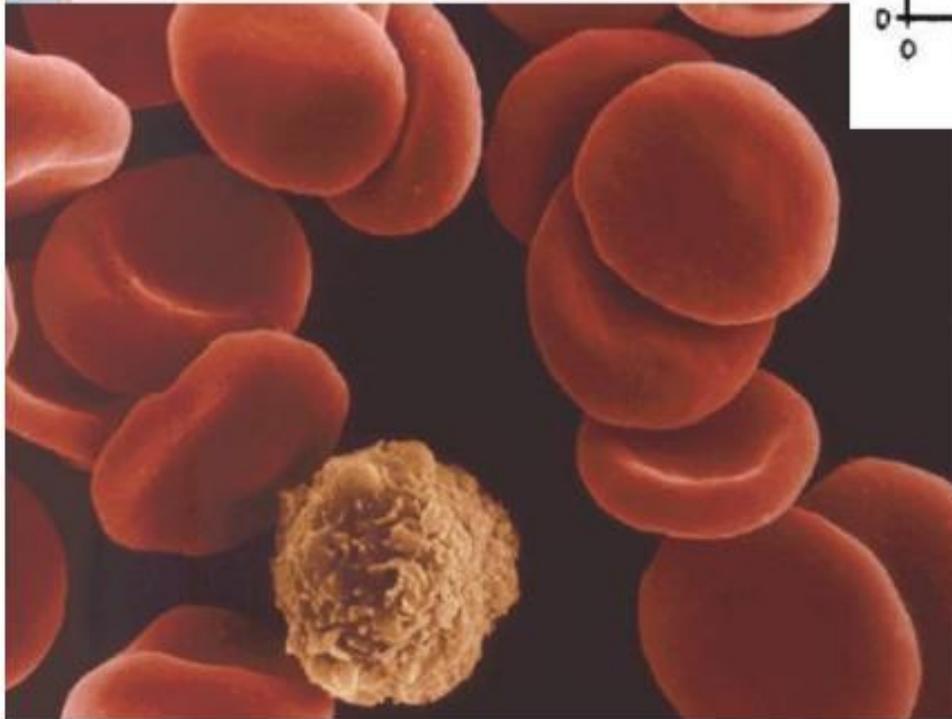
viscosité sang

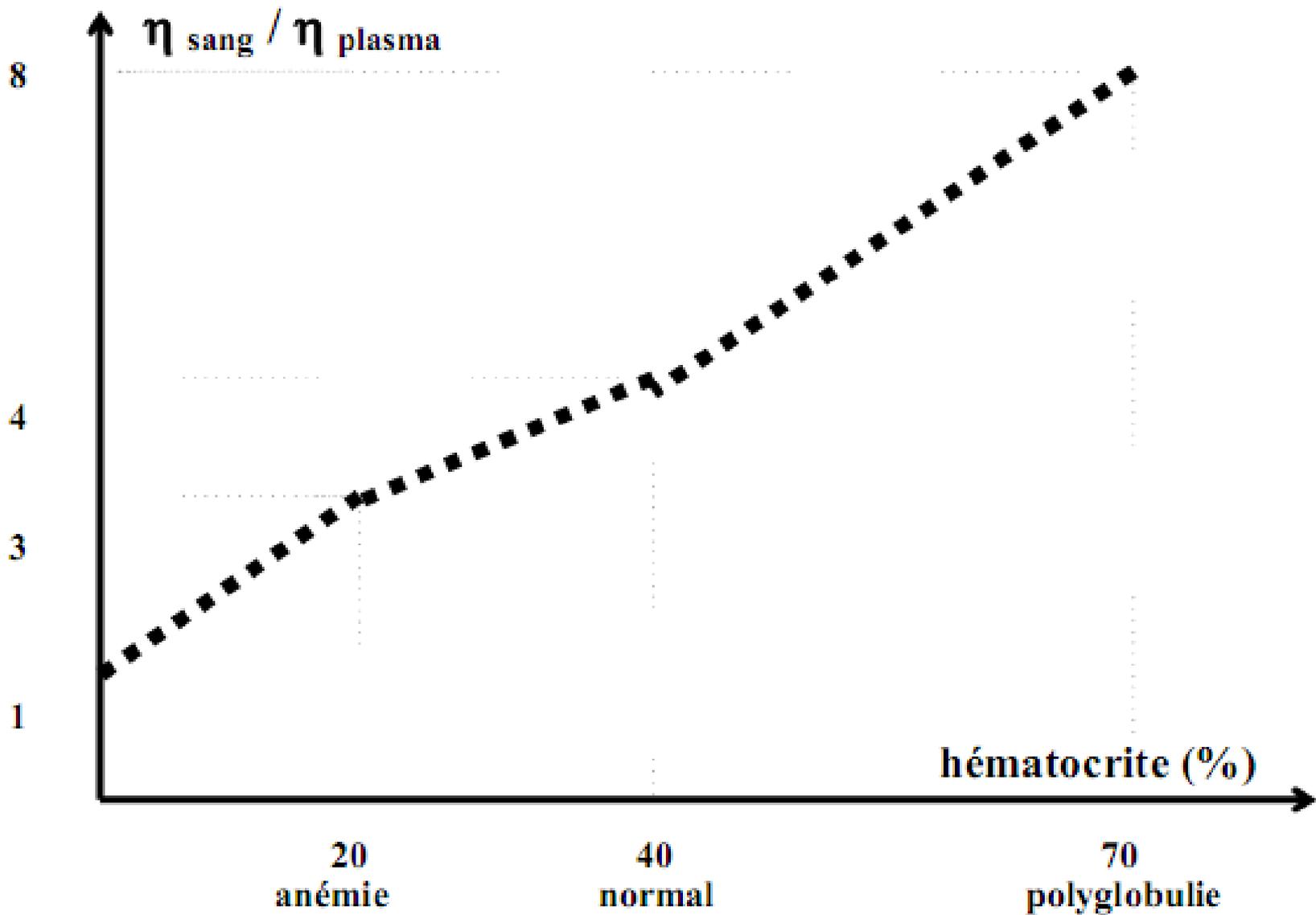
- liée à la densité de globules

4.5 à 5.0 10^6 mm^{-3}

1-2 μm épaisseur, 8-9 μm diamètre

- $\eta \sim 2.1 \cdot 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$





Viscosité relative du sang:

$$\eta_r = \frac{\eta_{\text{sang}}}{\eta_{\text{H}_2\text{O}}}$$

viscosité spécifique du sang:

$$\eta_{sp} = \frac{\eta_{\text{sang}} - \eta_{\text{H}_2\text{O}}}{\eta_{\text{H}_2\text{O}}}$$

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

Une autre donnée relative à la viscosité sanguine concerne le caractère non newtonien du sang. La présence de protéines et de cellules se traduit par deux phénomènes caractéristiques de la circulation sanguine (en régime laminaire) :

- Il existe une concentration plus élevée de globules rouges dans la partie centrale du vaisseau par rapport aux bords (concentration axiale des globules rouges)
- sur les bords, en revanche, il existe une couche de protéines (couche de glissement) qui favorise l'écoulement et de ce fait le profil des vitesses s'éloigne du profil parabolique théorique, valable pour un liquide newtonien.

Comment l'aspirine peut-elle protéger le cœur?

A faible dose, l'aspirine empêche les plaquettes du sang de s'agglutiner entre elles et ainsi former de dangereux caillots dans les vaisseaux : c'est l'effet dit anti-agrégant plaquettaire. On utilise donc l'aspirine au quotidien chez certaines personnes à risque pour fluidifier le sang, ou rendre son coefficient de viscosité normal. Et ce pour prévenir les attaques cardiaques et, cérébrales. Dans cette indication, une dose de 80 à 325 mg/jour (sur avis médical) apporte selon plusieurs études, une protection réelle aux personnes de plus de 50 ans qui présentent au moins un facteur



de risque cardio-vasculaire comme l'hypertension ou

- Si $\Delta p = 0$ $D = \dots$

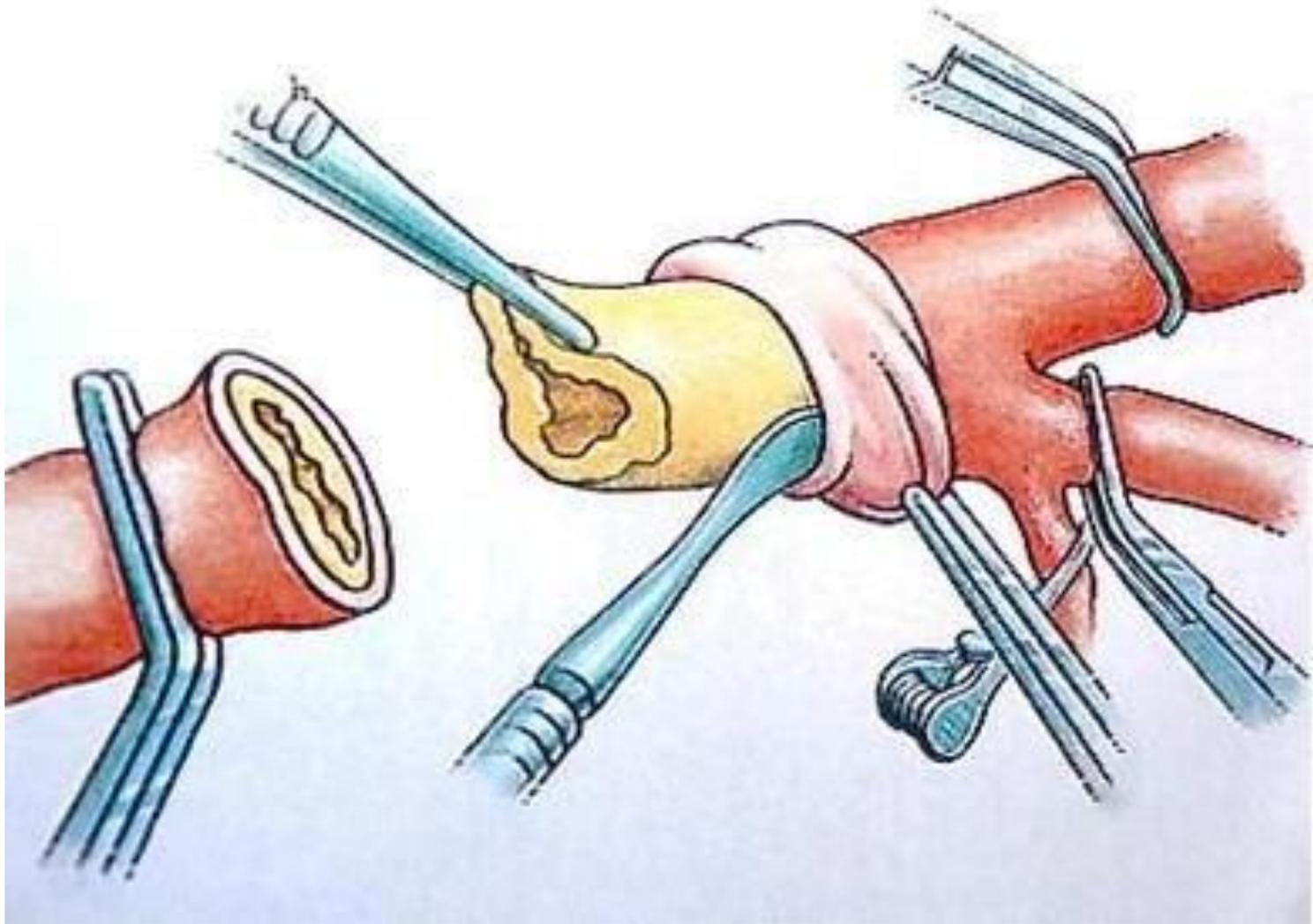
L'écoulement d'un liquide visqueux dans un tuyau est lié à l'existence d'unePerte de charge..... dans le sens de l'écoulement.

- Pour une même perte de charge ($\Delta p = \text{Cte}$), dans quel facteur le débit varie-t-il :
 - si r est multiplié par 2 :
 - si l est multiplié par 2 :
 - si η est multiplié par 1000 :

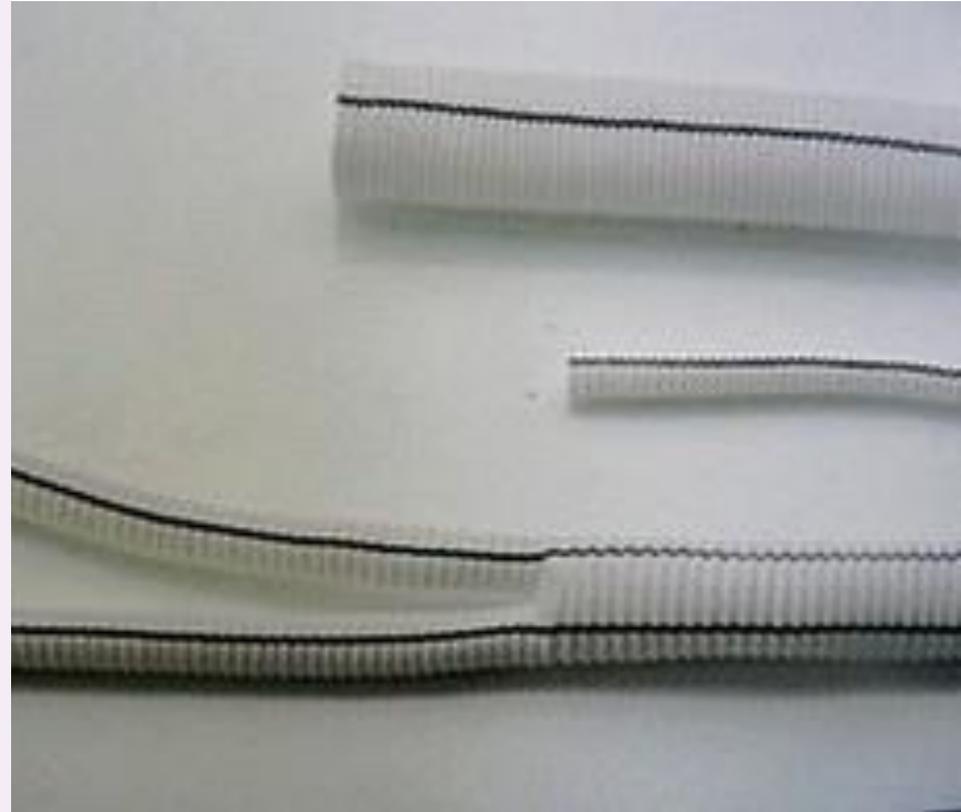
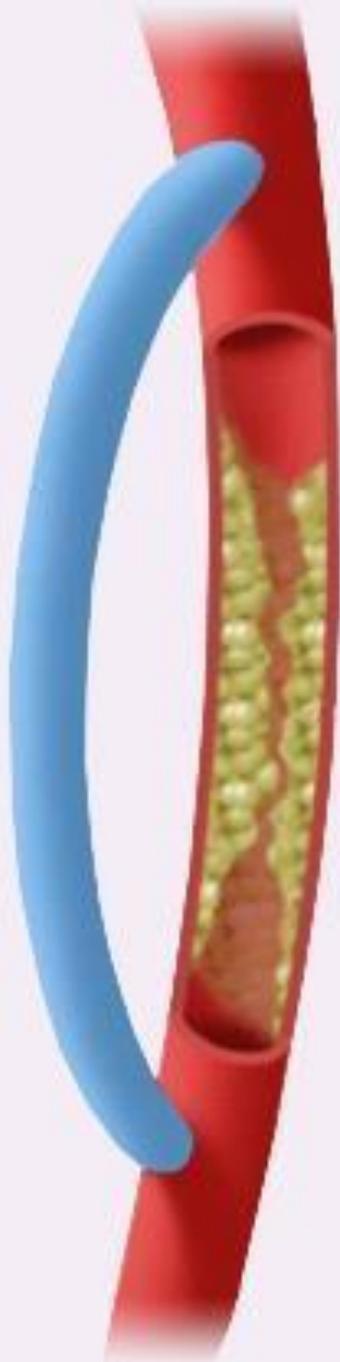
Dans un tuyau, pour une même différence de pression, le débit augmente :

- avec le rayon à la puissance
- avec de la longueur du tuyau.
- avec de la viscosité.

L'ENDARTERIECTOMIE



LEPONTAGE



DILATATION STENTING

Le principe du stent

- 1 Grâce à une sonde, un petit ballonnet gonflable est mis en place dans l'artère au niveau de la zone rétrécie.
- 2 Une fois gonflé, le ballon agrandit le diamètre utile de l'artère.
- 3 Le ballon est dégonflé pour rétablir le flux sanguin.
- 4 Un stent (sorte de mini-ressort) est introduit dans l'artère pour la maintenir ouverte. Le ballonnet est retiré.

