

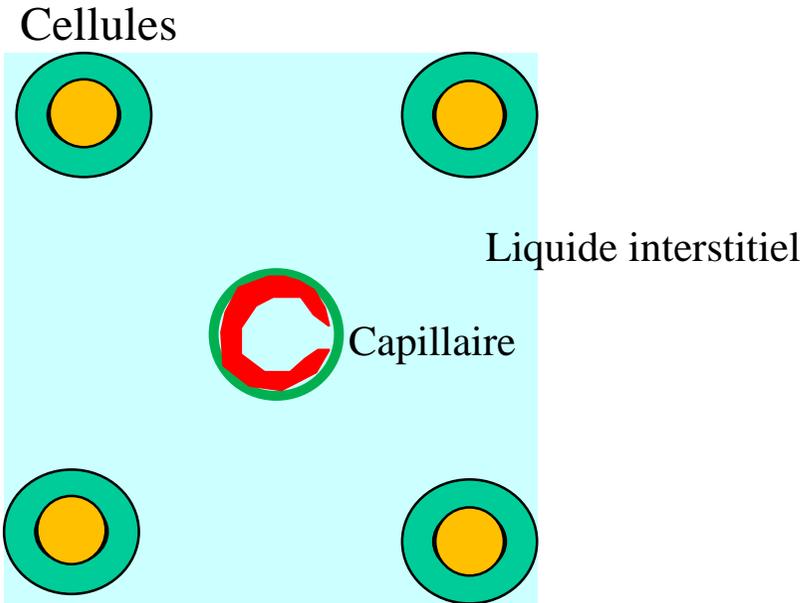
Transferts membranaires

PASS - UE6
PACES - UE3bis

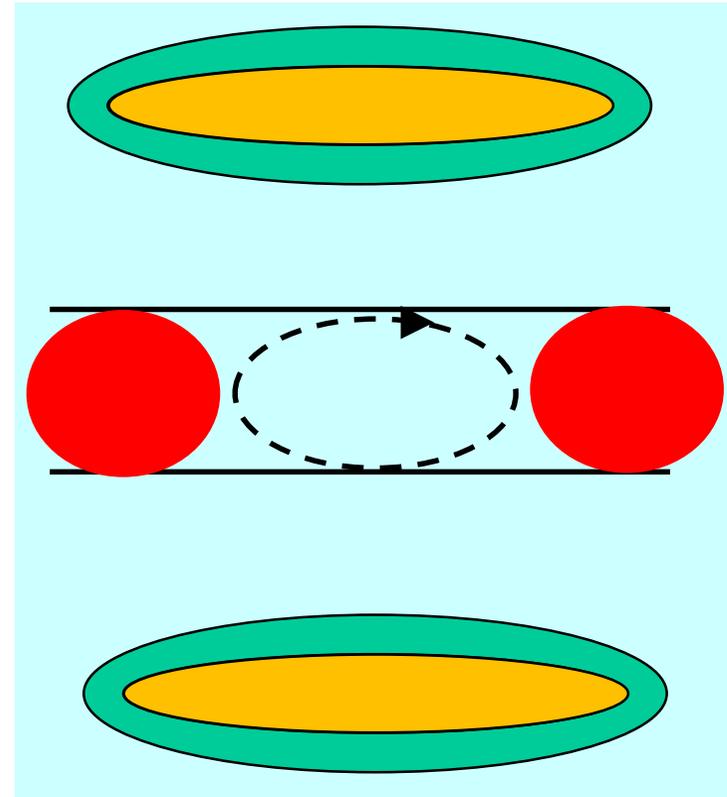


Professeur Marc JANIER
Faculté Lyon-Est
Médecine nucléaire HCL

Au niveau des cellules



Coupe transversale



Coupe longitudinale

Correctif : hématies 8 μm – capillaires jusqu'à 5 μm

De l'arrivée de l'O₂ ou du glucose par le sang au capillaire à son intégration dans la cellule

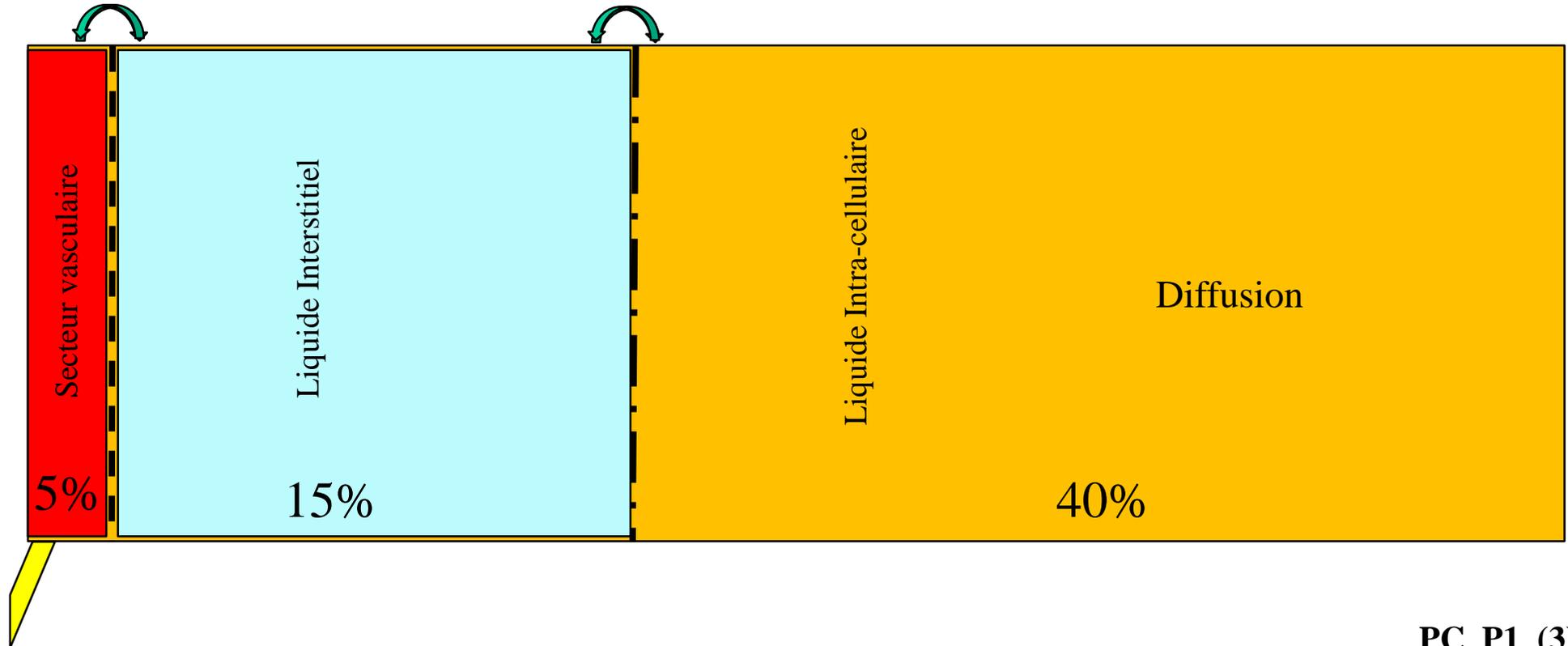
De la production de CO₂ ou du lactate par la cellule à son élimination par le sang

Echanges membranaires passifs :

- Ultrafiltration
- Osmose

Echanges membranaires passifs et actifs :

- Donnan
- + actifs



Physico-Chimie de l'Eau et des Solutions

Propriétés de l'eau

Eau H₂O, M = 18

Molécule +++ car 2/3 du poids de l'organisme

Eau 60%, graisse 11%, Sels minéraux 10%,
Protéines et divers 19%

Répartition compartiments liquidiens

Intra-cellulaire 40%

Interstitielle 15%

Plasmatique 5%

Les solutions

- Définition

Tout mélange homogène en phase condensée (*liquide ou solide*)

On obtient donc une seule phase comprenant

- *le solvant*

- *le soluté, c.à.d. le corps dissout*

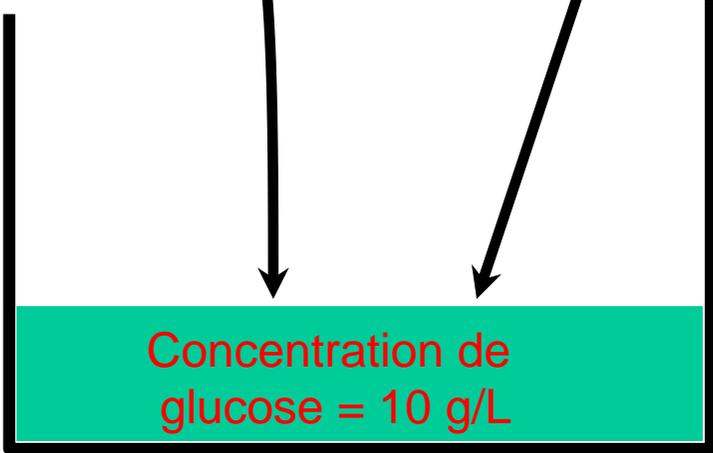
➡ Dépend des rapports de forces entre les interactions
eau-eau, soluté-soluté, eau-soluté

➡ Lors de la dissolution, les variations d'énergie de liaison
se traduisent par une chaleur molaire de dissolution

Ne pas confondre QUANTITE (ou MASSE) et CONCENTRATION

Glucose = 10g

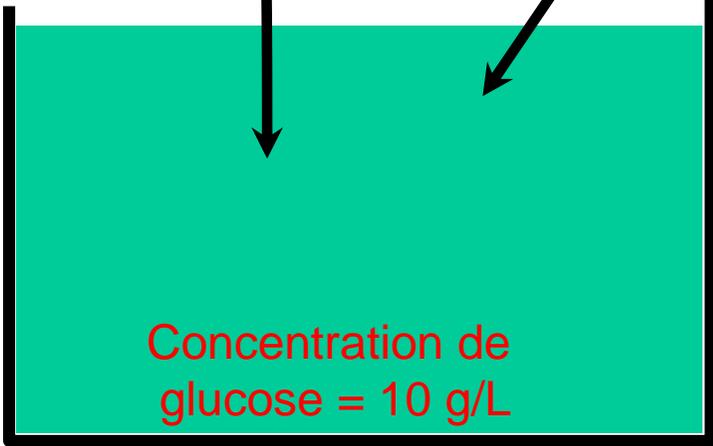
Volume d'eau = 1L



Masse de glucose = 10g

Glucose = 100g

Volume d'eau = 10L



Masse de glucose = 100g

Expressions de la concentration

Concentration Pondérale

$$C_p = m/V \quad (\text{en } g.l^{-1}, \text{ USI } kg.m^{-3})$$

*Adapté pour soluté sans structure bien définie (ex Protéines)
génante car V dépend de la température*

Concentration molaire

C_m = nbre moles pour 1 litre de solvant

(en mol.l⁻¹, USI mol.m⁻³)

(masse de soluté/masse molaire) / V

toujours dépendante de la température pour le volume...d'où

Molalité

nbre moles pour 1000g de solvant *(en mol.kg⁻¹)*

Fraction molaire

$$F = n_1 / (n_1 + n_0) \quad (\text{sans unité})$$

équivalent à pression partielle gaz

avec : n_0 = nbre de moles de solvant, n_1 = nbre de moles de soluté

Exemple : solution glucose 36 g.l⁻¹ (36 g de glucose par litre de solution)

Glucose (M=180) et eau (M=18)

$$n_1 = 36/180 = 0,2; n_0 = (1000 - 36)/18 = 53,55$$

$$\text{d'où } F_{\text{soluté}} = 0,00372 \text{ et } F_{\text{solvant}} = 0,99628$$

Titre

$$\tau = \text{masse soluté} / (\text{masse soluté} + \text{masse solvant}) \quad (\text{sans unité})$$

Concentration équivalente

$$C_{eq} = z C_m \quad (\text{en mol.l}^{-1})$$

z électrovalence de la molécule de soluté

Exemple :



si molécule non ionisée alors C_{eq} nulle

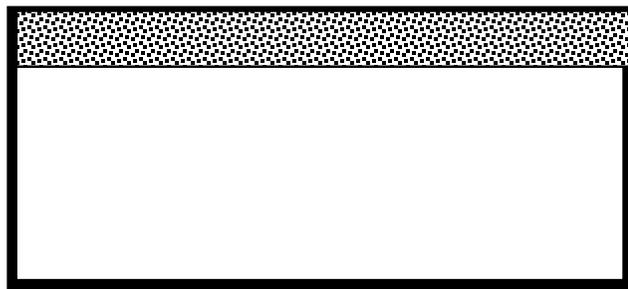
*si 1 mole donne après dissociation un anion et un cation,
on aura $(6,02 * 10^{23}) * (1,6 * 10^{-19})C$ à l'anode et à la cathode
1 équivalent = 96500 Coulombs à l'anode ou à la cathode
(1 Faraday = 96500 C = charge d'une mole d'électrons)*

Composition des différentes solutions aqueuses

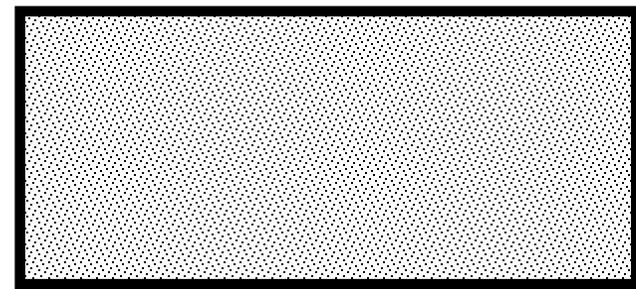
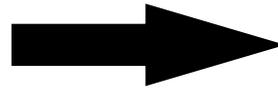
- Solides
solubilité très variable
pour les solubles, il existe une concentration saturante
pour les moins solubles, on définit un produit de solubilité (pKs)
- Liquides
certains solubles dans toutes proportions (eau, alcool)
d'autres présentent l'équivalent d'une saturation
- Gaz (loi de Henry)
+ ou - solubles
dépend de la température et de la pression partielle

1- Diffusion en phase aqueuse

Comme pour les gaz, les molécules dans les liquides sont animées de mouvements d'agitation thermique qui tendent à homogénéiser les systèmes, et ce en l'absence de gradient de température, d'agitation mécanique et de dépense énergétique

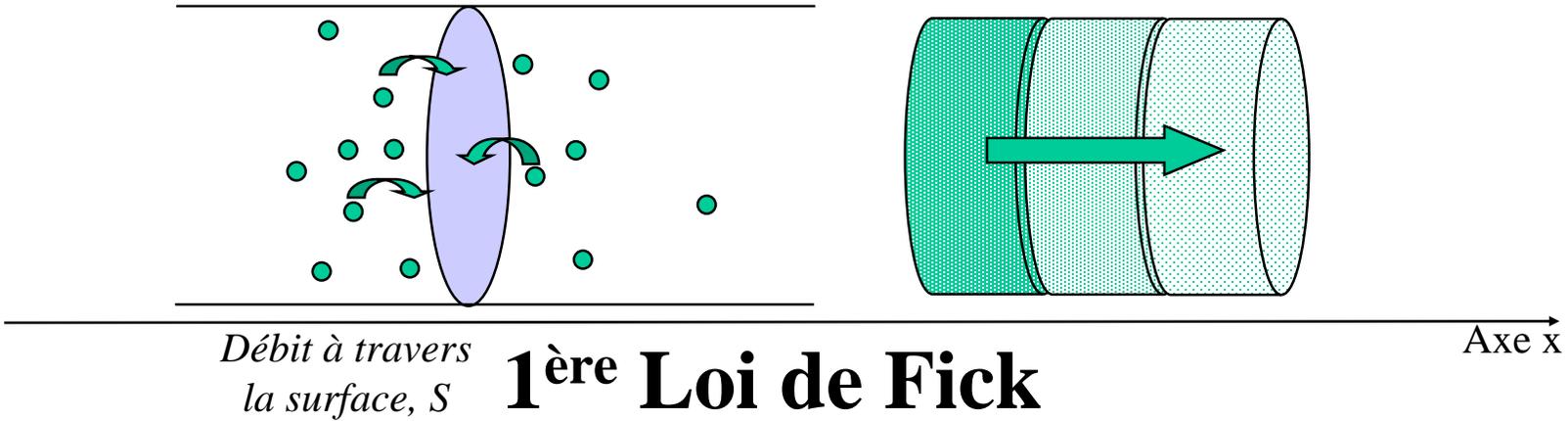


$t = 0$



$t = \infty$

Variation de concentration, C , selon l'axe x ...



$$\frac{dm}{dt} = -D.S.\frac{dC}{dx}$$

$\frac{dm}{dt}$ = débit de matière traversant l'interface S d'un milieu homogène

D = coefficient de diffusion (système, temp.)

S = surface d'échange

$\frac{dC}{dx}$ = gradient de concentration

$J = \frac{dm}{S.dt} = -D.\frac{dC}{dx}$ débit de matière par unité de surface

($\text{mol.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$)

Plus généralement

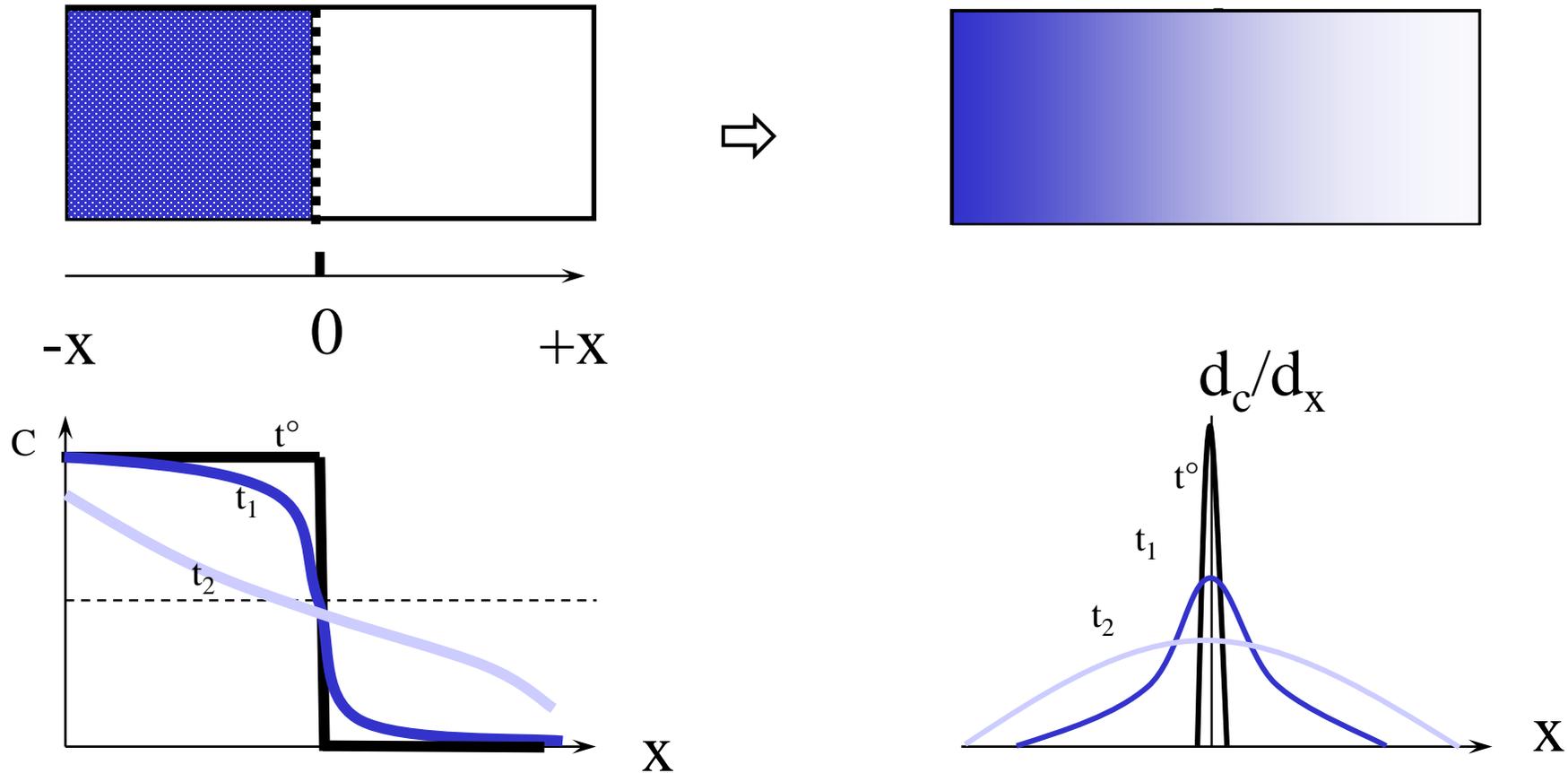
$J = (-D.\frac{dC}{dx}) . \beta$ coefficient de partage entre 2 liquides non miscibles

Si miscibles alors $\beta = 1$

Illustration

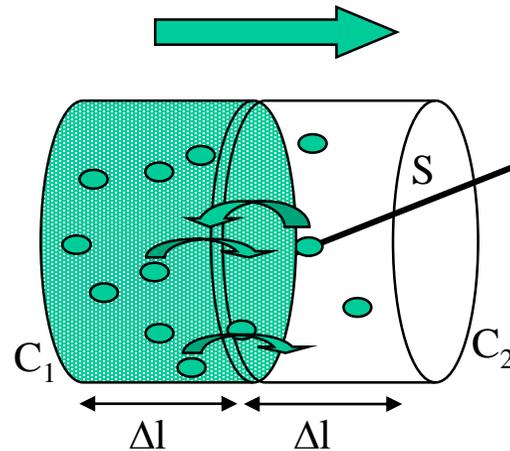
Diffusion en phase aqueuse

Loi de Fick : $dm/dt = -D.S.dC/dx$



La concentration en chaque point dépend à la fois de la distance x et de l'intervalle de temps t : $D.(\partial^2 C / \partial x^2) = \partial C / \partial t = 2^{\text{ème}} \text{ loi de Fick}$

Signification de D (en cm^2/sec) : étude de la diffusion de $C_1^{(+)}$ à $C_2^{(-)}$



Quantité de matière, Δm ,
traversant la section S ,
pendant le temps, Δt ?

$$\Delta l = v \Delta t$$

distance moyenne parcourue par unité de temps, *variable avec la température*

*1/2 car vont
dans les deux
sens*

$$\Delta m = 1/2 [(S \cdot \Delta l \cdot C_1) - (S \cdot \Delta l \cdot C_2)]$$

$$\Delta m / \Delta t = 1/2 \Delta l^2 / \Delta t * S * (C_1 - C_2) / \Delta l$$

$$\Delta m / \Delta t = \mathbf{D} * S * (C_1 - C_2) / \Delta l$$

$$\mathbf{D = \Delta l^2 / 2 \Delta t}$$

Signification de D

D tient compte de 2 forces antagonistes :

force **d'agitation thermique**

&

force résistance de frottement (**viscosité**) = $6\pi\eta r$

η coefficient de viscosité du milieu et r rayon de la sphère (molécule)



$$\mathbf{D = kT / (6\pi\eta r)}$$

(formule d'Einstein, $f = 6\pi\eta r$ vrai pour sphère)

avec $k = R/\mathcal{N} = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J} \cdot \text{°K}^{-1}$ constante de Boltzmann

$R = \text{Cste gaz parfaits}$ et $\mathcal{N} = \text{nbre d'Avogadro}$

- ***Diffusion dans les gels et les tissus***

Gels = Tissus = milieux solides composés de 95% d'eau
d'où propriétés de diffusion identiques à l'eau

- ***Diffusion à travers les membranes***

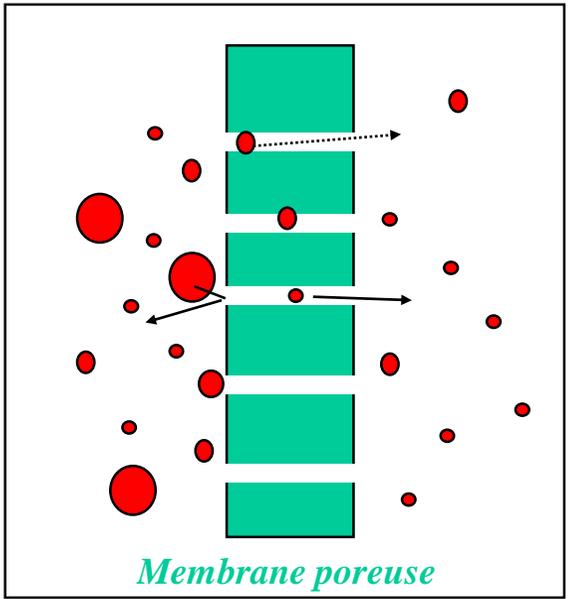
Dépend des **pores** de la membrane !

De identique à l'eau (*très grands pores*)... à bloquante (*très petits pores*)

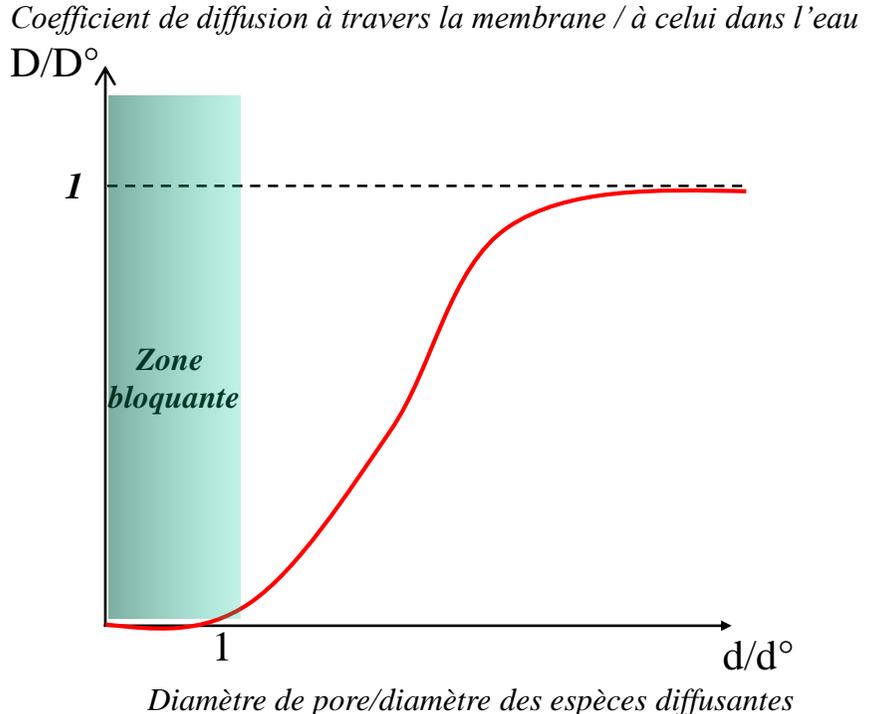
• Diffusion à travers les membranes

- Membrane perméable si \varnothing pore très grand par rapport à taille molécule
- Membrane imperméable si \varnothing pore trop petit
- Entre les deux, variation fonction d'un coefficient de réflexion dépend du rapport entre \varnothing pore et molécule

$J = P \cdot dC$
 $\text{mol.m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$



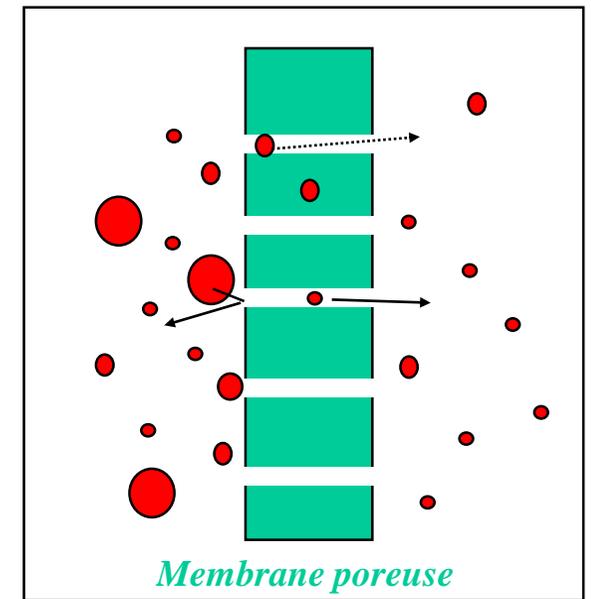
Rem : il existe souvent une « répartition de taille » des pores



- Coefficient de solubilité du soluté dans la membrane α équivalent à β
- $P = -D \cdot \alpha/h$ = perméabilité diffusive de la membrane (dimension d'une vitesse, m.s^{-1} , avec h épaisseur de la mb)

Membranes

- 2 grands types de membranes idéales
 - *Mb dialysante* (cellophanes, collodion)
Diffusion solvant + petites molécules ($M < 1000$)
 - *Mb semi-perméables*
Diffusion du solvant



- Les membranes biologiques + complexes car sélectives
 - capillaires \approx mb dialysante
 - parois cellulaires \approx mb semi-perméable
 - ... existence également de mécanismes «facilités» et «actifs» !

- Application

Le rein artificiel : les métabolites sanguins vont diffuser vers le liquide de dialyse qui circule à contre-courant (augmentation des échanges) à travers une membrane dialysante et suivant la loi de Fick

La dialyse péritonéale, on profite des propriétés dialysantes des capillaires péritonéaux

Une petite pause sur les membranes



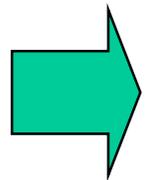
2 - Propriétés colligatives des solutions

Définition

Dans une solution tout se passe comme si la présence des molécules de soluté limite la liberté des molécules de solvant.

Le comportement physico-chimique des solutions est donc différent de celui du solvant pur.

Elles sont directement dépendantes du nombre de particules contenues dans la solution.



Interaction entre espèces dissoutes et solvant !

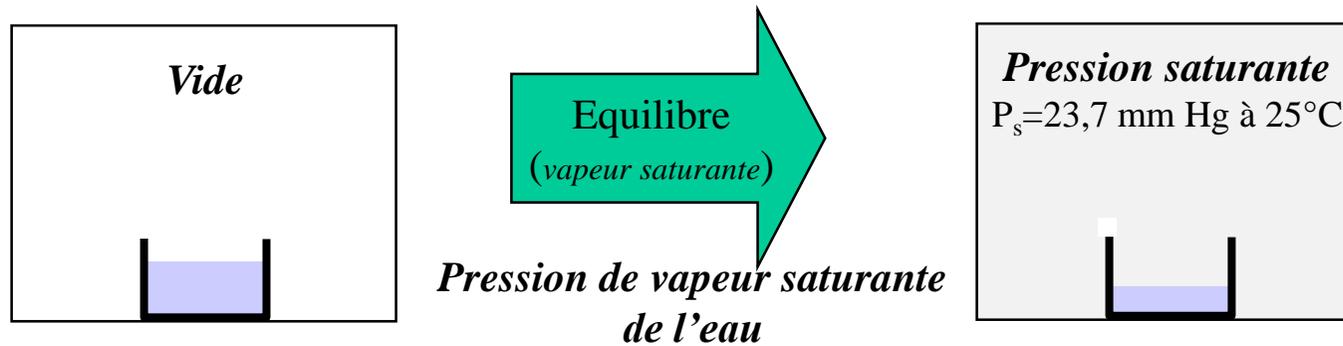
Effet global sur le comportement de la solution, différence par rapport au solvant pur.

Les solutés (ions ou molécules en solutions) vont interagir avec les molécules de solvant, ils vont les gêner, et diminuer ainsi leur « disponibilité » pour s'évaporer, se solidifier, ou même entraîner un phénomène de diffusion osmotique (moins d'eau libre côté solution !)

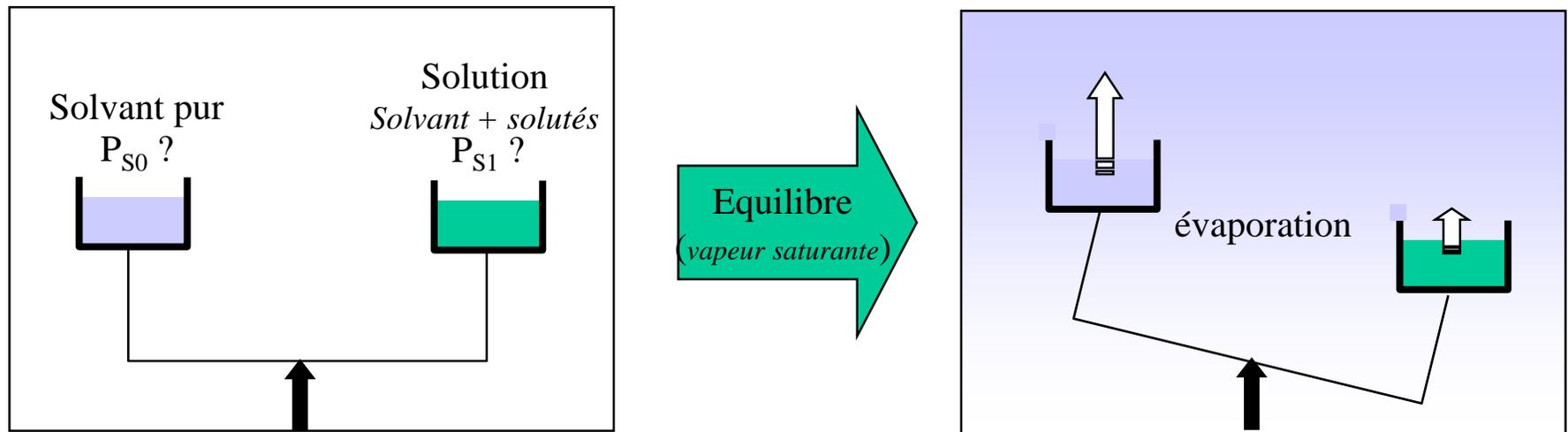
Les quatre principales conséquences de la limitation de la diffusion qui en résultent sont :

- abaissement de la **tension de vapeur**
- abaissement du **point de congélation**
- élévation du **point d'ébullition**
- apparition de la **pression osmotique**, d'intérêt biologique

Abaisssement de la « tension de vapeur »



- Abaissement de la tension saturante, fonction de la fraction molaire du soluté supposé neutre



Il est plus « dur » d'évaporer des molécules de solvant quand il y a des « espèces dissoutes »

Abaissement du « point de congélation »

*Il est plus « dur » de congeler des molécules de solvant
quand il y a des « espèces dissoutes »*

Cryoscopie

abaissement du point de congélation

fonction de la fraction molaire pour un soluté neutre

Si le solvant est l'eau, on a la « loi de Raoult »

$$\Delta T_f = -1,86 \text{ C/M}$$

C = concentration pondérale en g/l et M = masse moléculaire

Remarque

*Protection du radiateur de voiture en hiver : adjonction de petites molécules
de glycol qui permettent de diminuer la température de congélation*

Pression osmotique

L'osmose est un transfert de solvant vers une solution à travers une membrane *semi-perméable*.

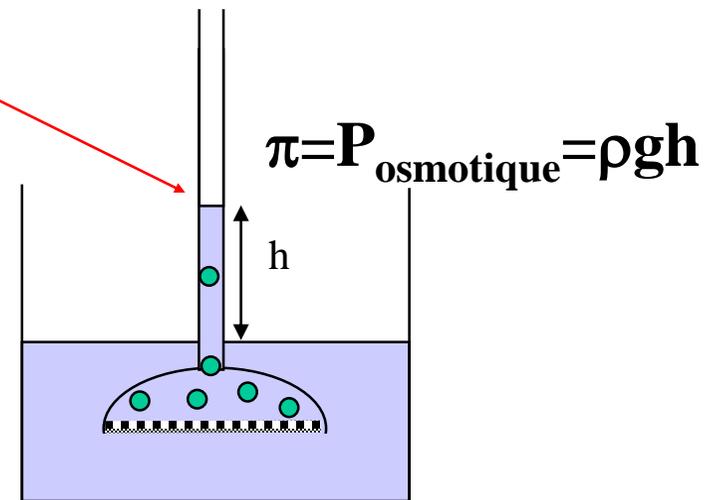
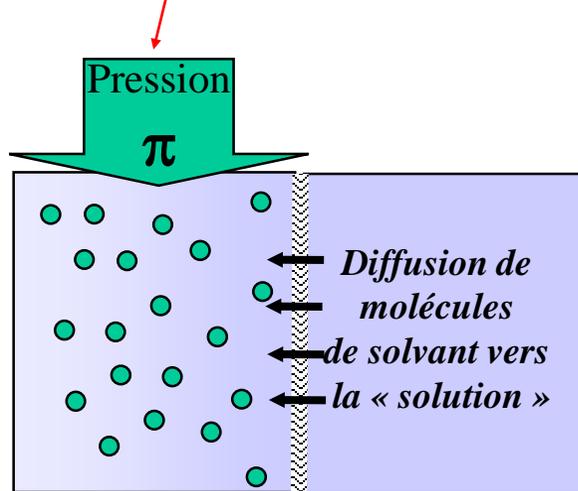
Le flux de solvant tend à égaliser les concentrations de part et d'autre de la membrane, et résulte d'un effet de diffusion

La pression osmotique d'une solution est la pression (hydrostatique) qu'il faudrait exercer sur la solution pour empêcher son solvant pur de traverser la membrane

Osmose

Le flux de solvant tend à égaliser les concentrations de part et d'autre de la membrane, et résulte d'un effet de diffusion

La **pression osmotique (π)** d'une solution est la pression (hydrostatique) qu'il faudrait exercer sur la solution pour empêcher son solvant pur de traverser la membrane



Œuf et osmose

Cell in a *hypotonic* solution

vs. a *hypertonic* solution?

OSMOSE

Loi de Pfeffer Van t'Hoff

On assimile les molécules du soluté à des molécules gazeuses...

$$\pi V = n_{\text{soluté}} RT$$

$$\pi = (n_{\text{soluté}}/V) RT = C_{\text{osm}} n_{\text{soluté}} RT$$

π pression osmotique (Pa), V volume, n moles de soluté

R constante des gaz parfaits ($8,32 \text{ J.K}^{-1}.\text{Mol}^{-1}$), C_{osm} en Osm.m^{-3}

- sous 1 atm, une mole occupe 22,4 l à 273 K. A la même température, une mole comprimée dans un litre développe une pression de 22,4 atm
- seuls les solutés non diffusibles participent à la pression osmotique

Exemple OSMOSE à 273 K...solution 60 g/l glucose
glucose (M=180) C/M = 60/180 = 0,33 mole/litre

- Si solution est opposée à de l'eau pure, à travers une membrane **perméable** au glucose, les molécules de glucose se mettent en équilibre de diffusion de part et d'autre de la membrane :

$$\pi = 0 \text{ (pression osmotique nulle)}$$

- Si cette solution est opposée à de l'eau pure, à travers une membrane **semi-perméable**, la pression osmotique sera

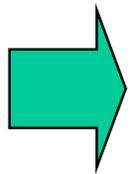
$$\pi = 22,4 * 0,33 = 7,39 \text{ atmosphères}$$

Exemple OSMOSE à 273 K...solution 60 g/l glucose
glucose (M=180) C/M = 60/180 = 0,33 mole/litre

Si cette solution est opposée à une solution contenant 15 g d'urée
(M = 60), par une membrane semi-perméable pour les deux solutés,
la pression effective sera

$$\pi = 22,4 * (0,33 - 0,25) = 1,79 \text{ atmosphères}$$

Cette pression osmotique équivaut à celle obtenue avec une solution 0,08 molaire de glucose opposée à de l'eau pure à travers une molécule semi-perméable



le comportement physico-chimique ne dépend pas de la nature des molécules dissoutes, mais uniquement du nombre de ces molécules en solution

OSMOSE en unités « cinétiques » : *osmole*

- Solution molaire d'1 corps non dissocié
Osmolarité = 1 osmole/L $\Rightarrow \pi = 22,4$ atm
- Solution molaire NaCl (totalement dissociée)
Osmolarité = $2 * 1$ osmole/L $\Rightarrow \pi = 44,8$ atm
- Pour les molécules se dissociant « partiellement » en ions, le nombre d'unités cinétiques est égal au nombre total d'ions.

Le lien entre osmolarité et molarité dépendra du degré de dissociation

osmolarité = $[1 + (\beta - 1) \alpha] * \text{molarité}$

α coefficient de dissociation, β nombre d'ions

Exemple

solution molaire de R-COOH (acide acétique)

Si on a $\alpha = 0,2$ (coefficient de dissociation)

(0,2 M de R-COO⁻ , 0,2 M de H⁺ et 0,8 M R-COOH)

soit une solution à $(0,2 + 0,2 + 0,8) = 1,2$ osmoles/L

L'osmolarité (pression osmotique) d'une solution est égale à la somme de la concentration molaire des différents solutés

Exemple : composition du plasma

	<i>mMol/L</i>	<i>mOsm/L</i>
Na	140	140
K	4	4
Cl	105	105
Glucose	5	5
.....
Total	290	290

Concentration

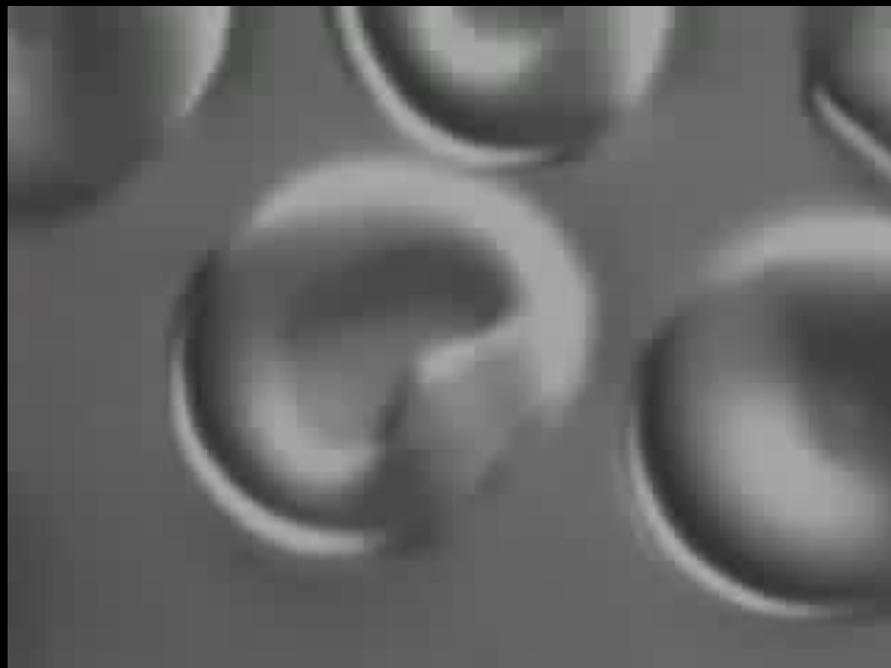
Osmolarité

1 mMol



1 mOsm

- **Plasma $\pi = 0,290$ osmole**
- Solution isotonique si $\pi = 0,290$ osmole
- Solution hypotonique si $\pi < 0,290$ osmole
- Solution hypertonique si $\pi > 0,290$ osmole
- En biologie
 - Plasmolyse si milieu extra-cellulaire a une osmolarité plus importante que le milieu intra-cellulaire
 - Turgescence si milieu extérieur a une osmolarité plus faible que le milieu intra-cellulaire



- Notion de « travail osmotique »

Au cours de la diffusion en phase aqueuse, les molécules se détendent en passant de C_1 à C_2 , de π_1 à π_2 .

On est à T constante, comme pour les gaz, le travail fourni pour une mole est égal à

$$w = RT \ln (\pi_2/\pi_1) = RT \ln (C_2/C_1)$$

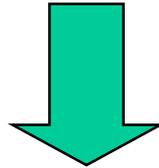
Au niveau du rein

Concentration du plasma (310 milliosm) en urine (1800 milliosm)

soit $w \approx 4000 \text{ J}$

3 – Transfert de molécules chargées à travers les membranes

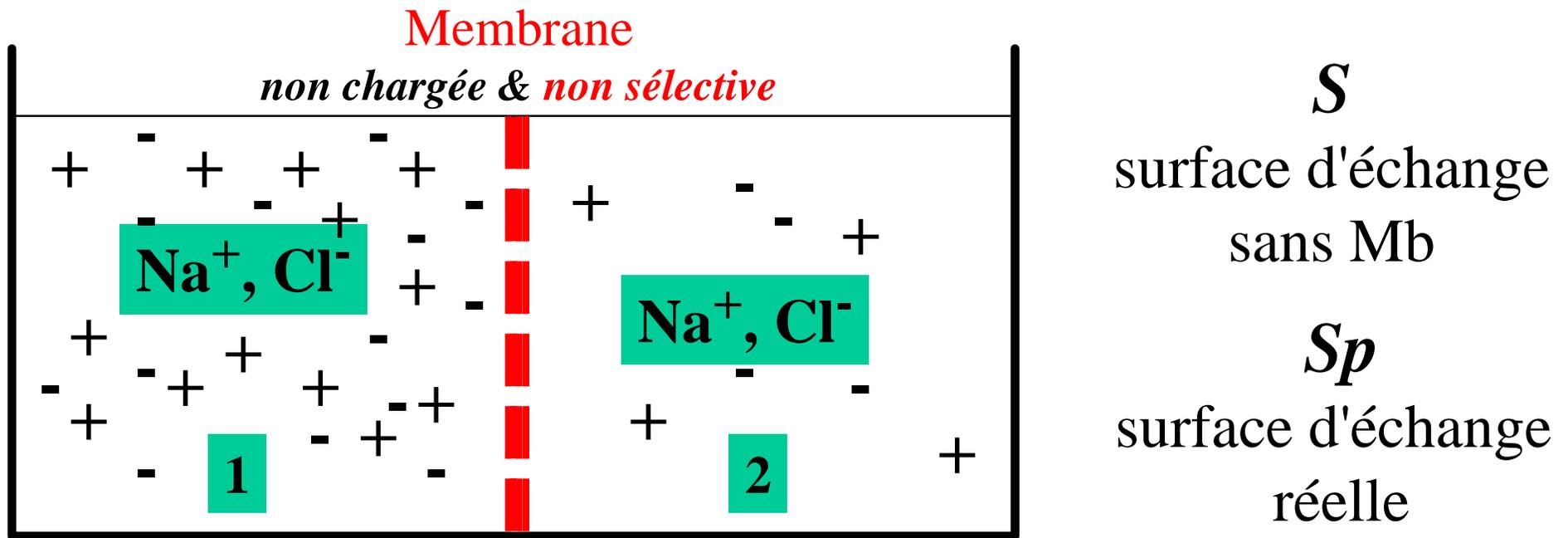
Transport passif des molécules chargées à travers des membranes dialysantes



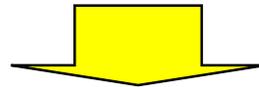
Gradient de concentration

Gradient de pression, π

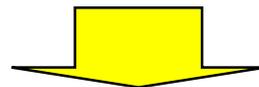
Gradient de potentiel électrique, ψ



Diffusion en présence d'un gradient de concentration
pour chaque ion dépendant de la taille du pore, constante diffusion propre
pour chaque ion ($\text{Cl}^- > \text{Na}^+$)



gradient de charge au niveau de la membrane



Champ électrique transitoire

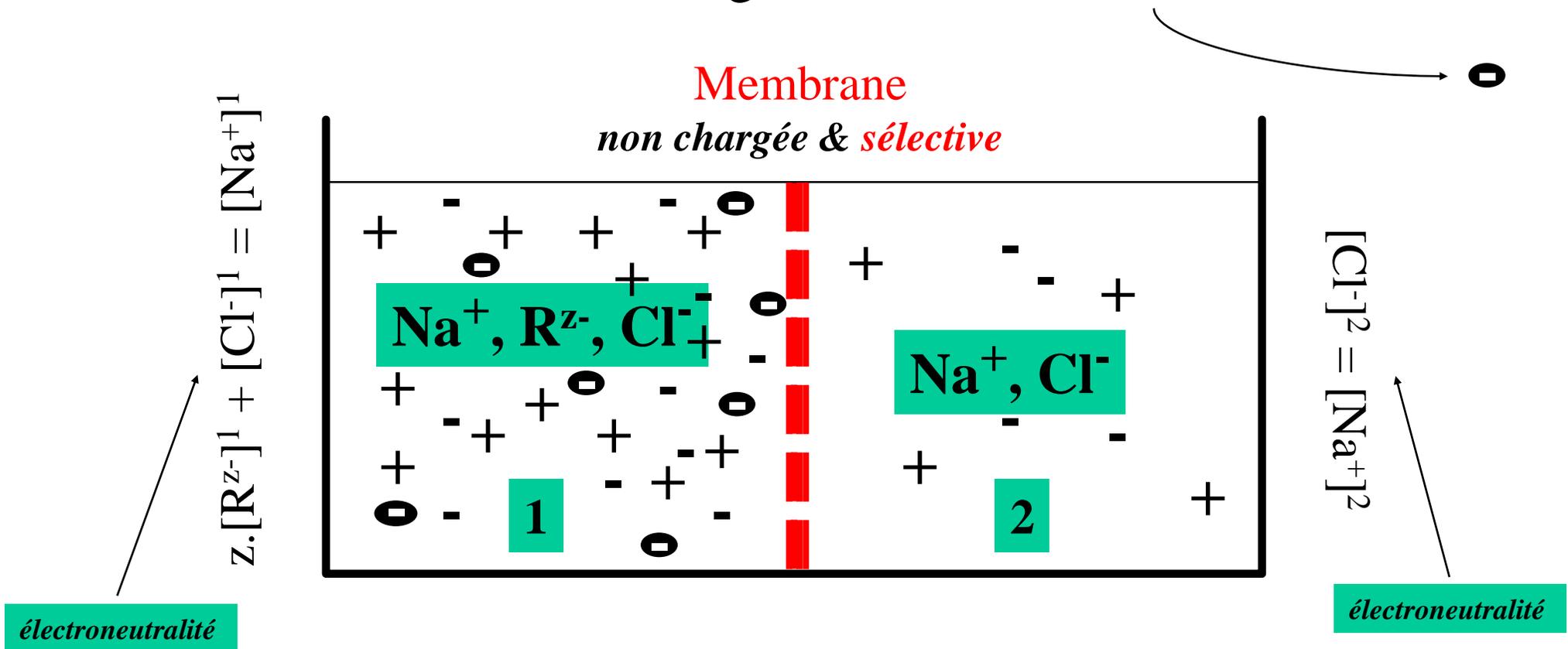
(s'annule avec l'équilibre, on parle de potentiel de jonction liquide) (37)

Transport passif des molécules chargées à travers des membranes dialysante

Equilibre de Donnan

On ajoute une « grosse molécule chargée », protéinate de sodium

Macromolécule chargée : $R^{z-}, zNa^+ \rightarrow R^{z-} + zNa^+$



2 *CONDITIONS* à respecter...

- Electro-neutralité (des compartiments en C1 et C2)

$$z \cdot [\text{R}^{z-}]_1 + [\text{Cl}^-]_1 = [\text{Na}^+]_1 \quad \text{et} \quad [\text{Cl}^-]_2 = [\text{Na}^+]_2$$

- Relation de Donnan

A l'équilibre, les flux d'ion sodium et chlorure de 1 vers 2 et de 2 vers 1 sont égaux.

De plus pour respecter l'électroneutralité, chaque passage de cation dans un sens doit être accompagné du passage d'un anion

Comme la probabilité de passage de chaque espèce est proportionnelle à la concentration, on en déduit :

$$[\text{Na}^+]_1 / [\text{Na}^+]_2 = [\text{Cl}^-]_2 / [\text{Cl}^-]_1$$

ou $[\text{Na}^+]_1 \cdot [\text{Cl}^-]_1 = [\text{Na}^+]_2 \cdot [\text{Cl}^-]_2$

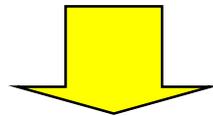
Transport passif des molécules chargées à travers des membranes dialysantes

Bilan : équilibre de Donnan

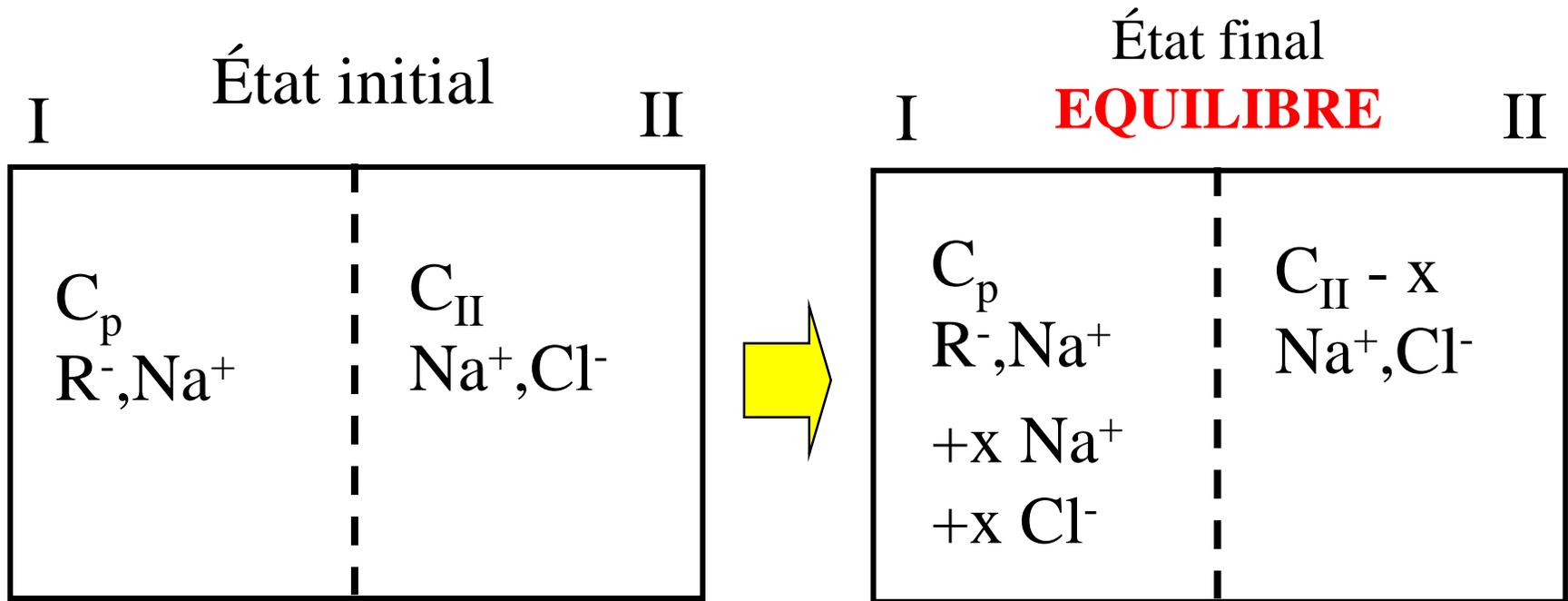
La présence d'une protéine chargée non diffusible d'un côté de la membrane a pour conséquences :

- répartition des ions diffusibles est différente en 1 et 2
en 1, + d'ions de charge opposée à celle de la protéine

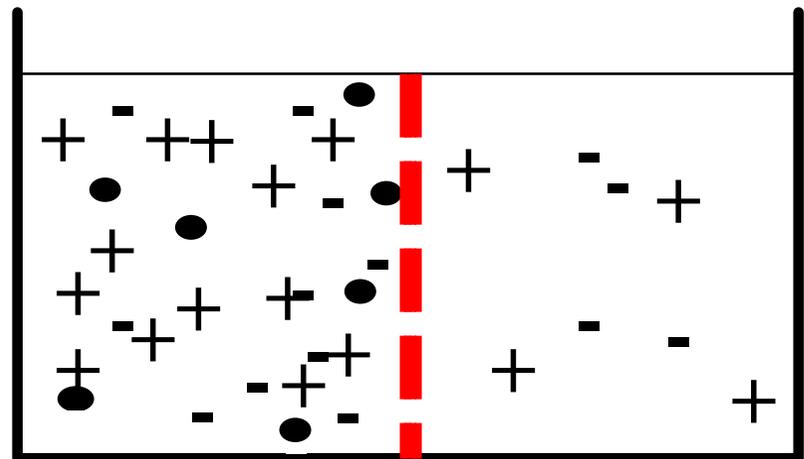
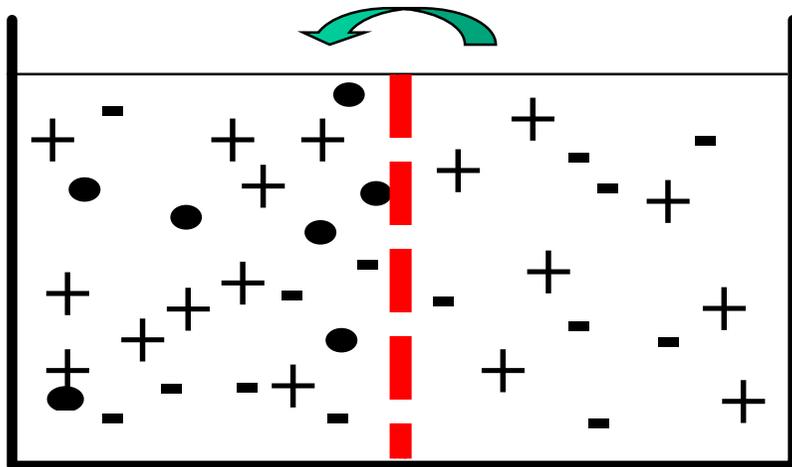
Tout se passe comme si la protéine retenait les ions de signe contraire et repoussait les ions de même signe



***- L'existence de cette différence entraîne
une ddp permanente***



Diffusion de $x : Na^+, Cl^-$



Pour 1 charge sur protéine et ions

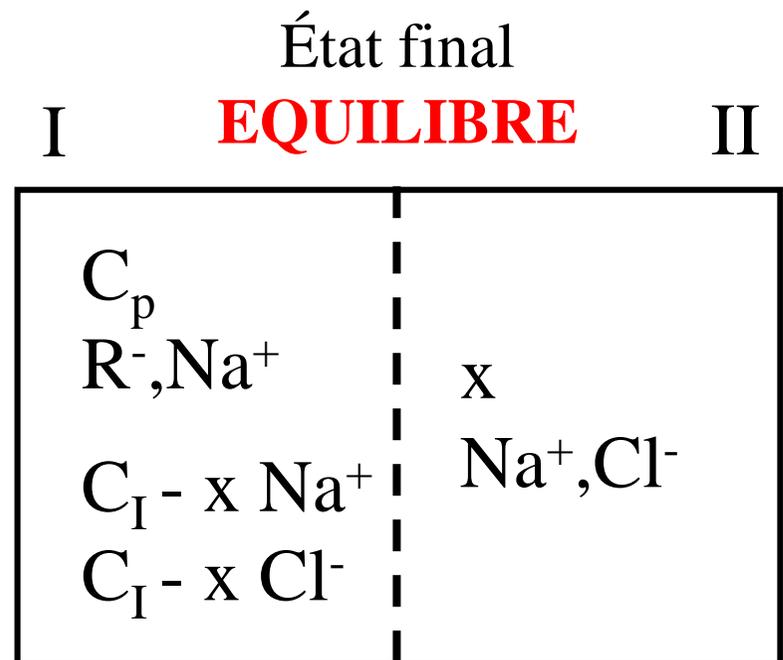
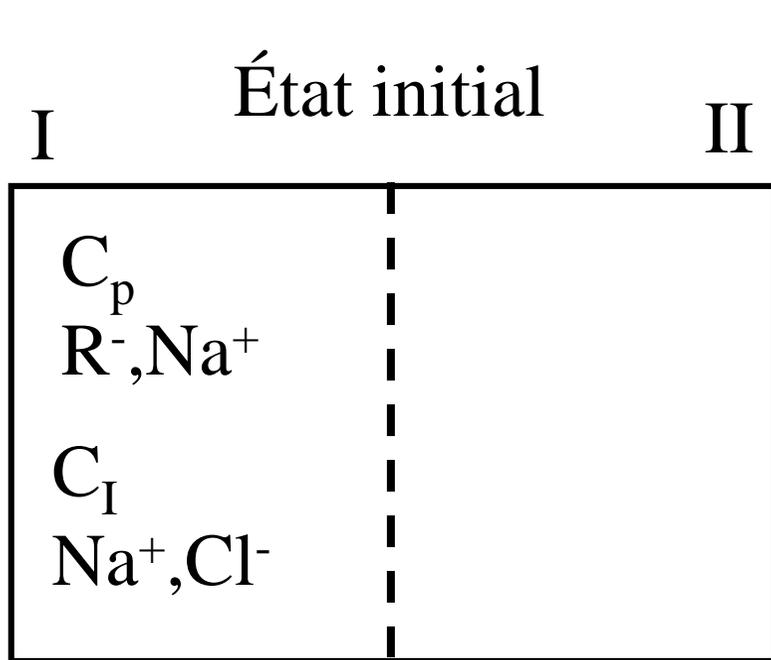
Donnan

- Electroneutralité et équilibre : expression en fonction des concentrations initiales
- $([\text{Pr}^-] + [\text{Cl}])_1 = [\text{Na}]_1$ soit $C_p + x = C_p + x$
- $[\text{Cl}]_2 = [\text{Na}]_2$ soit $C_{\text{II}} - x = C_{\text{II}} - x$
- Et $[\text{Na}]_1 * [\text{Cl}]_1 = ([\text{Na}]_2) * ([\text{Cl}]_2)$
- Soit $(C_p + x) * x = (C_{\text{II}} - x) * (C_{\text{II}} - x)$
- D'où $x = C_{\text{II}}^2 / (C_p + 2C_{\text{II}})$

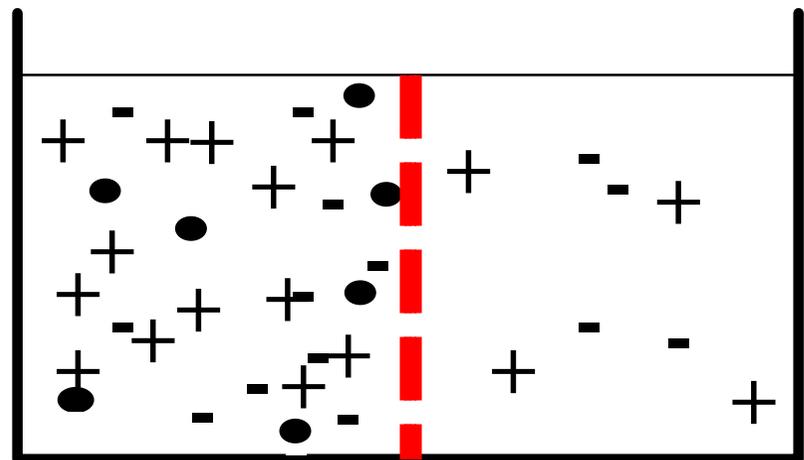
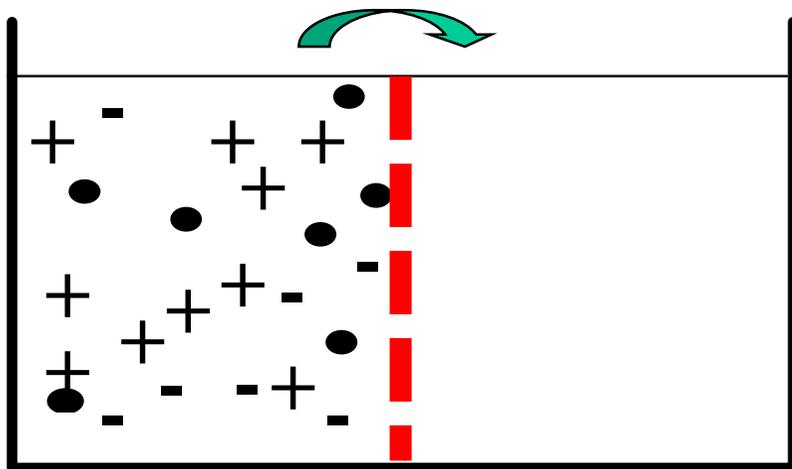
Ex. : Si $C_p = [\text{Pr}^-, \text{Na}] = 0,15$ mole et $C_{\text{II}} = [\text{Na}, \text{Cl}] = 0,15$ mole

Alors $x = 0,05$ mole

D'où osmolarité dans compartiment 1 égale 0,4 mole et 0,2 mole dans compartiment 2



Diffusion de $x : Na^+, Cl^-$



Pour 1 charge sur protéine et ions

Donnan

– Electroneutralité et équilibre : expression en fonction des concentrations initiales

– $([\text{Pr}^-]_1 + [\text{Cl}]_1) = [\text{Na}]_1$ soit $C_p + C_I - x = C_p + C_I - x$

– $[\text{Cl}]_2 = [\text{Na}]_2$ soit $x = x$

– Et $[\text{Na}]_1 * [\text{Cl}^-]_1 = [\text{Na}]_2 * [\text{Cl}]_2$

– Soit $(C_p + C_I - x) * (C_I - x) = (x) * (x)$

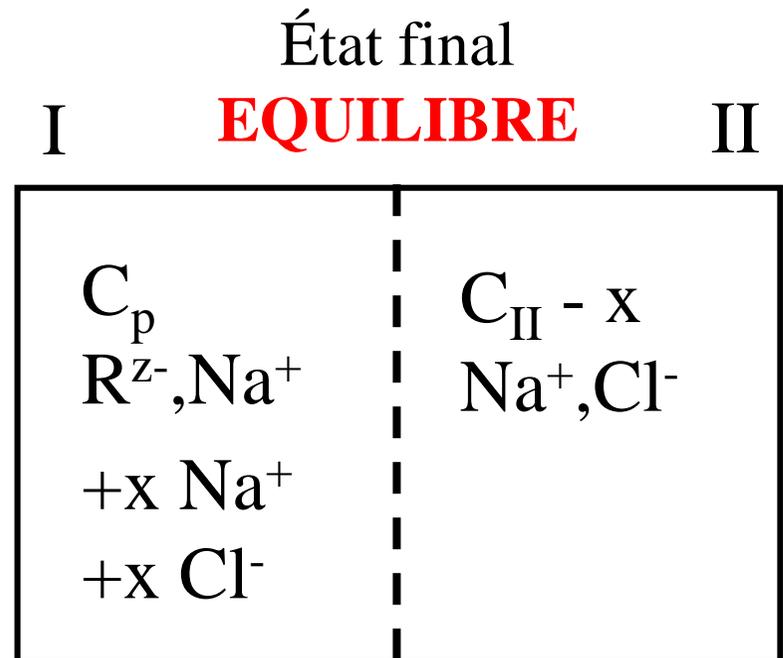
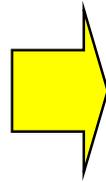
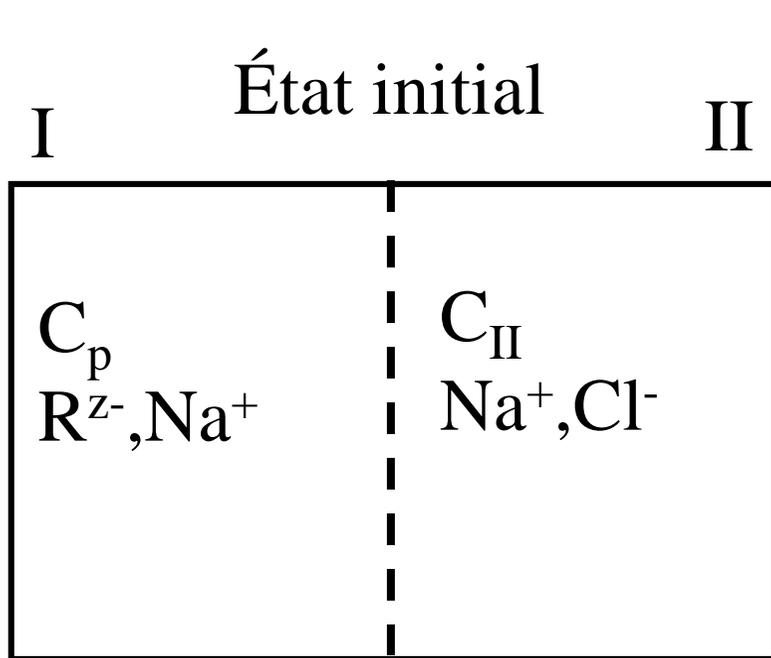
– D'où $x = (C_I^2 + C_I C_p) / (C_p + 2C_I)$

Ex. : Si $C_p = [\text{Pr}^-, \text{Na}] = 0,15$ mole et $C_I = [\text{Na}, \text{Cl}] = 0,15$ mole

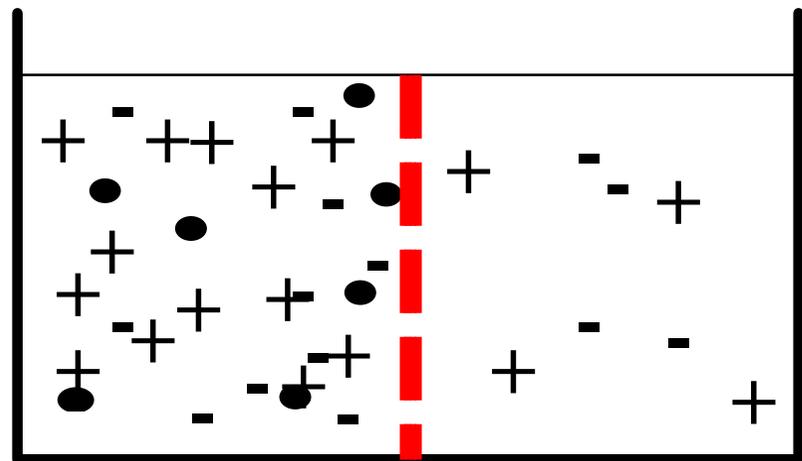
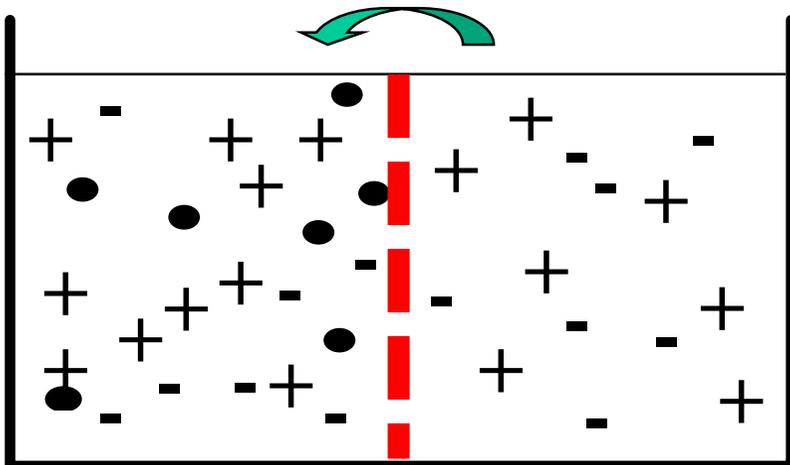
Alors $x = 0,1$ mole, reste donc 0,2 mole Na et 0,05 mole Cl en 1

D'où osmolarité dans compartiment 1 égale 0,4 mole et

0,2 mole dans compartiment 2



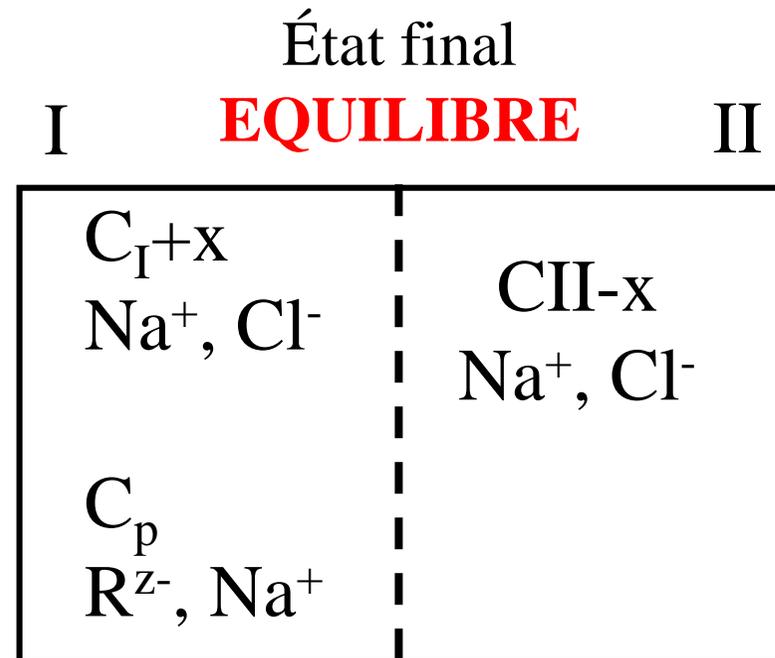
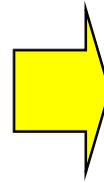
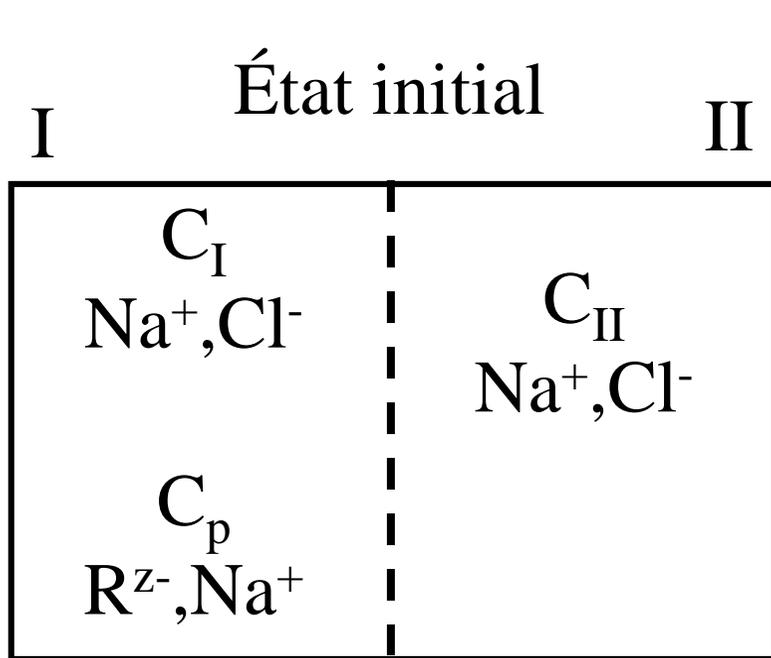
Diffusion de x : Na⁺, Cl⁻



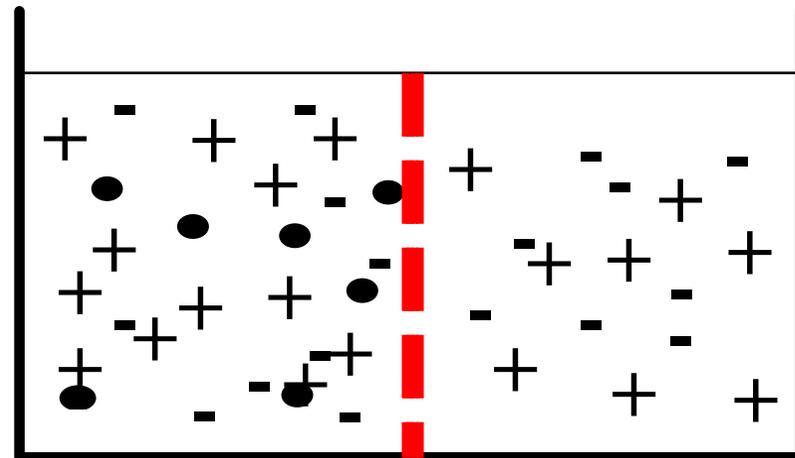
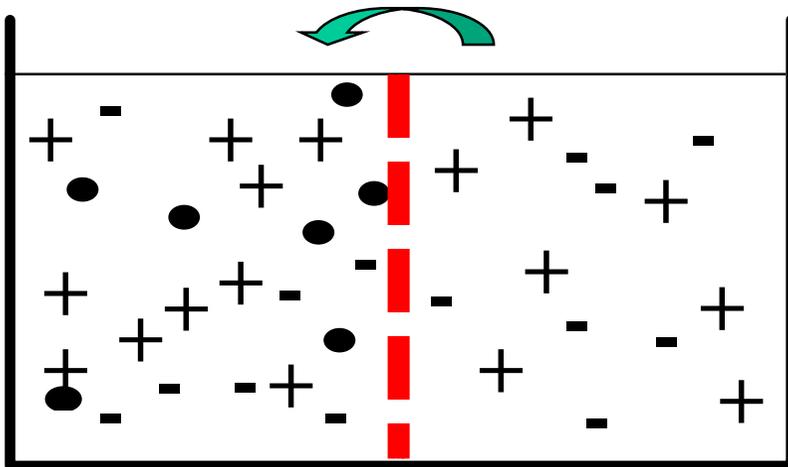
Pour $z > 1$ charges sur protéine et ions monovalents

Donnan

- Electroneutralité et équilibre : expression en fonction des concentrations initiales
 - $([\text{Pr}^{z-}] + [\text{Cl}])_1 = [\text{Na}]_1$, soit $zC_p + x = zC_p + x$,
 - $[\text{Cl}]_2 = [\text{Na}]_2$, soit $C_{\text{II}} - x = C_{\text{II}} - x$
 - Et $[\text{Na}]_1 * [\text{Cl}^-]_1 = [\text{Na}]_2 * [\text{Cl}]_2$
 - Soit $(zC_p + x) * x = (C_{\text{II}} - x) * (C_{\text{II}} - x)$
 - D'où $x = C_{\text{II}}^2 / (zC_p + 2C_{\text{II}})$ avec concentration molaire
 - Ou $x = C_{\text{eqII}}^2 / (C_{\text{eqp}} + 2C_{\text{eqII}})$ en concentration équivalente
- Ex.: Si $C_p = [\text{Pr}^{2-}, \text{Na}] = 0,2$ mole et $C_{\text{II}} = [\text{Na}, \text{Cl}] = 0,2$ mole
- Alors $x = 0,05$ mole
- D'où osmolarité dans compartiment 1 égale 0,7 mole et 0,3 mole dans compartiment 2



Diffusion de x : Na^+, Cl^-



Pour $z > 1$ charges sur protéine et ions monovalents

Donnan

- Electroneutralité et équilibre : expression en fonction des concentrations initiales
- $([\text{Pr}^{z-}] + [\text{Cl}])_1 = [\text{Na}]_1$ soit $C_p + C_I + x = zC_p + C_I + x$
- $[\text{Cl}]_2 = [\text{Na}]_2$ soit $C_{II} - x = C_{II} - x$
- Et $[\text{Na}]_1 * [\text{Cl}^-]_1 = [\text{Na}]_2 * [\text{Cl}]_2$
- Soit $(zC_p + C_I + x) * (C_I + x) = (C_{II} - x) * (C_{II} - x)$
- D'où $x = \frac{C_{II}^2 - (C_I^2 + z * C_p * C_I)}{(zC_p + 2C_I + 2C_{II})}$ avec concentration molaire

Ex.: Si $C_p = 7,5$ mmol avec $z = 1$, $C_I = 5$ mmol et $C_{II} = 2,5$ mmol

Alors $x = -2,5$ mmol

D'où osmolarité dans compartiment 1 égale 20 mmol et 10 mmol dans compartiment 2

Généralisation Donnan

Si dans le milieu, il existe de nombreux ions diffusibles avec p.e. Cl^- , SO_4^{--} , Na^+ , H^+ , OH^- , Ba^{++} , Al^{+++} alors l'équilibre de Donnan s'écrit :

$$\begin{aligned} (\text{Cl}^-)_1 / (\text{Cl}^-)_2 = \text{rac} [(\text{SO}_4^{--})_1 / (\text{SO}_4^{--})_2] = (\text{Na}^+)_2 / (\text{Na}^+)_1 = \\ (\text{H}^+)_2 / (\text{H}^+)_1 = (\text{OH}^-)_1 / (\text{OH}^-)_2 = \text{rac} [(\text{Ba}^{++})_2 / (\text{Ba}^{++})_1] = \\ \text{rac3} [(\text{Al}^{+++})_2 / (\text{Al}^{+++})_1] \end{aligned}$$

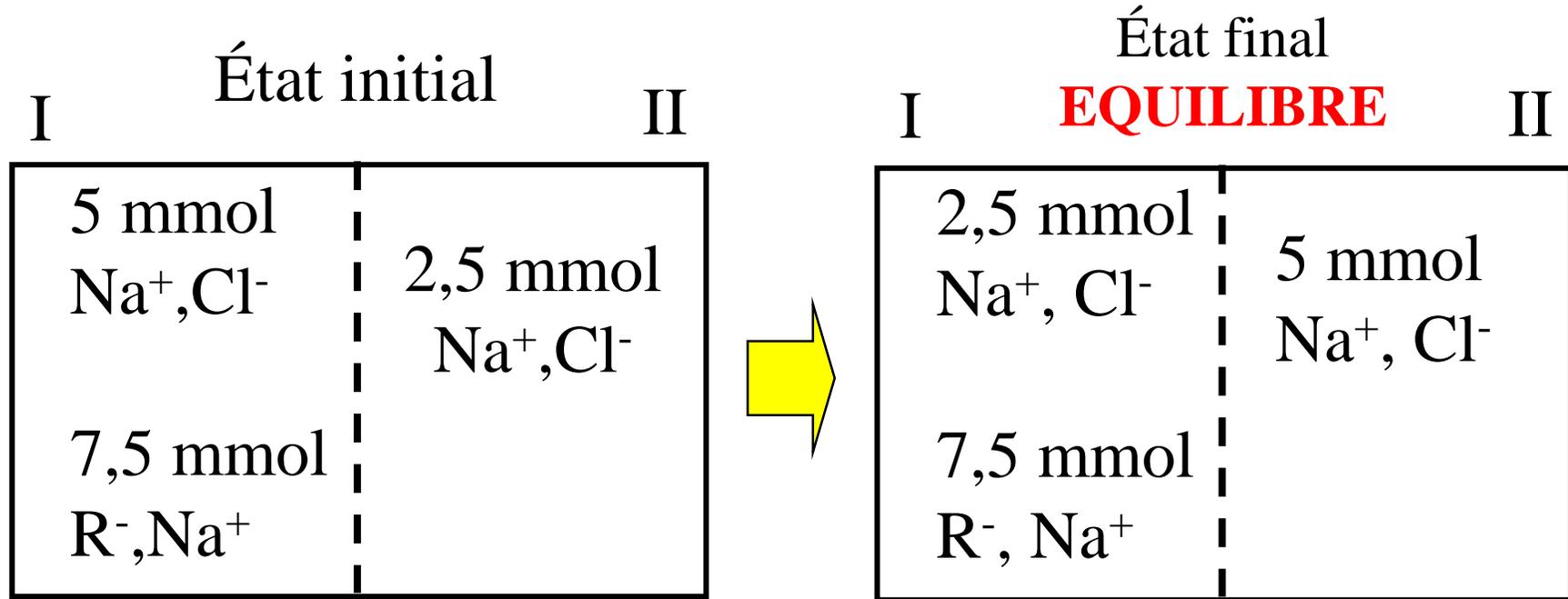
Génération potentiel de membrane permanent dit Potentiel de Donnan

Ce potentiel ne se retrouve qu'au niveau de la membrane, et n'existe pas entre les 2 compartiments.

La membrane porte la charge de la protéine du côté du compartiment où se trouve la protéine.

Il est assez faible, de l'ordre de 58 mV pour un rapport de concentration de 10.

Pression osmotique versus pression oncotique



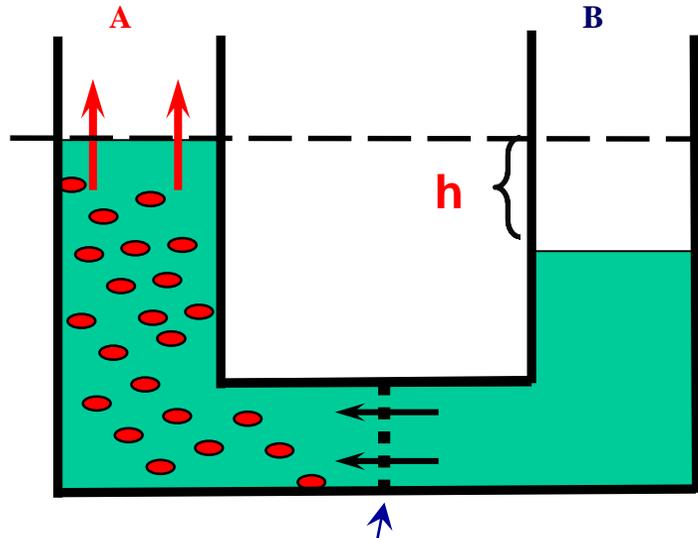
Si protéine seule, non diffusible, par rapport à compartiment II (eau seule), alors la pression osmotique serait égale à $\pi = 7,5 \cdot 10^{-3} \cdot RT$

Osmolarité dans compartiment 1 égale 20 mmol et 10 mmol dans compartiment 2 donc $\pi = 10 \cdot 10^{-3} \cdot RT$

$10 = [\text{Pr}] + \text{ions diffusibles limités (2,5 mmol)}$

Pression Osmotique et Pression Oncotique

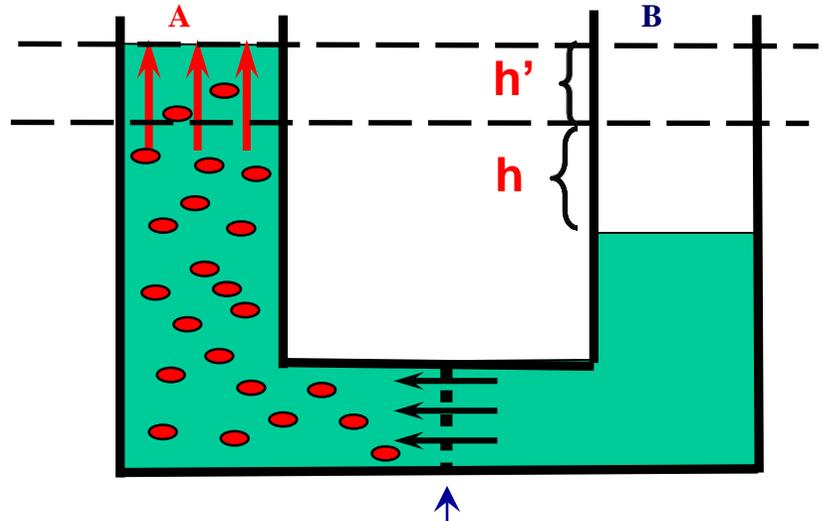
A = Solution de Protéines dans eau pure
B = Eau pure



Membrane perméable à l'eau
mais pas aux protéines

**Pression Osmotique des
protéines
= 18 mmHg**

A = Solution de NaCl + Protéines
B = Solution NaCl



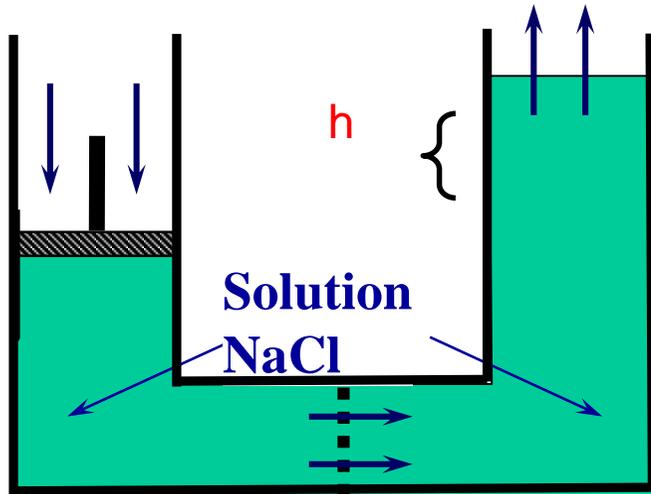
Membrane perméable à la solution
mais pas aux protéines

**Pression Oncotique des protéines
= 18 + 7 mmHg = 25 mmHg**

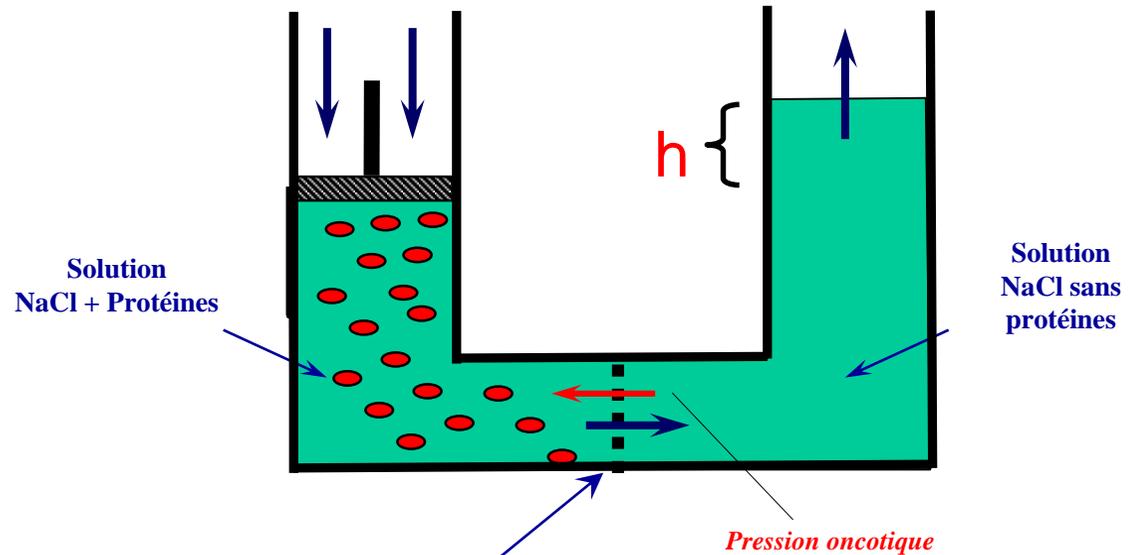
= P osmotique générée par Protéine(s)
+ Pression osmotique générée par ions diffusibles limités

Pression Hydrostatique et Pression Oncotique

Pression hydrostatique



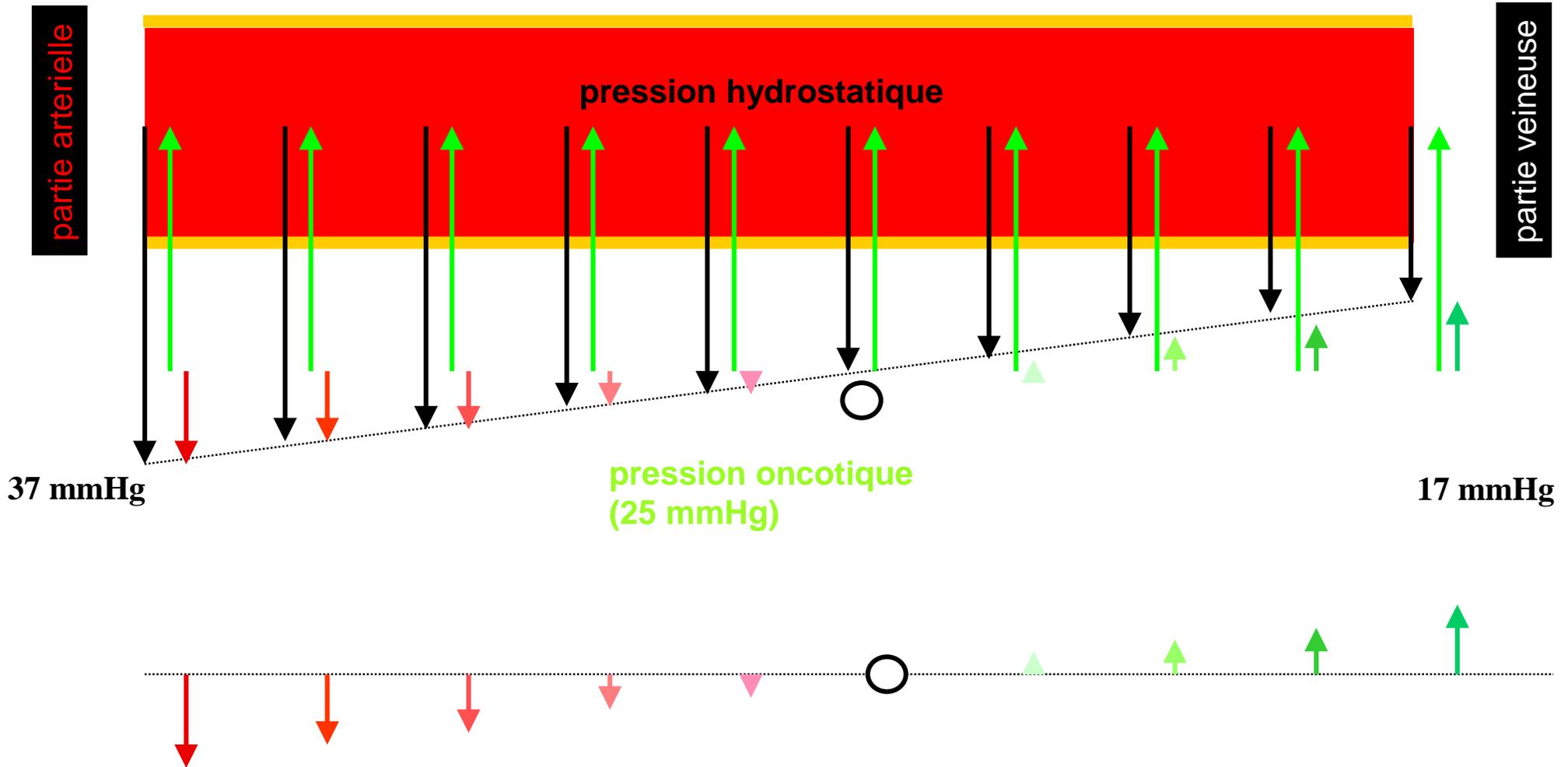
Pression hydrostatique



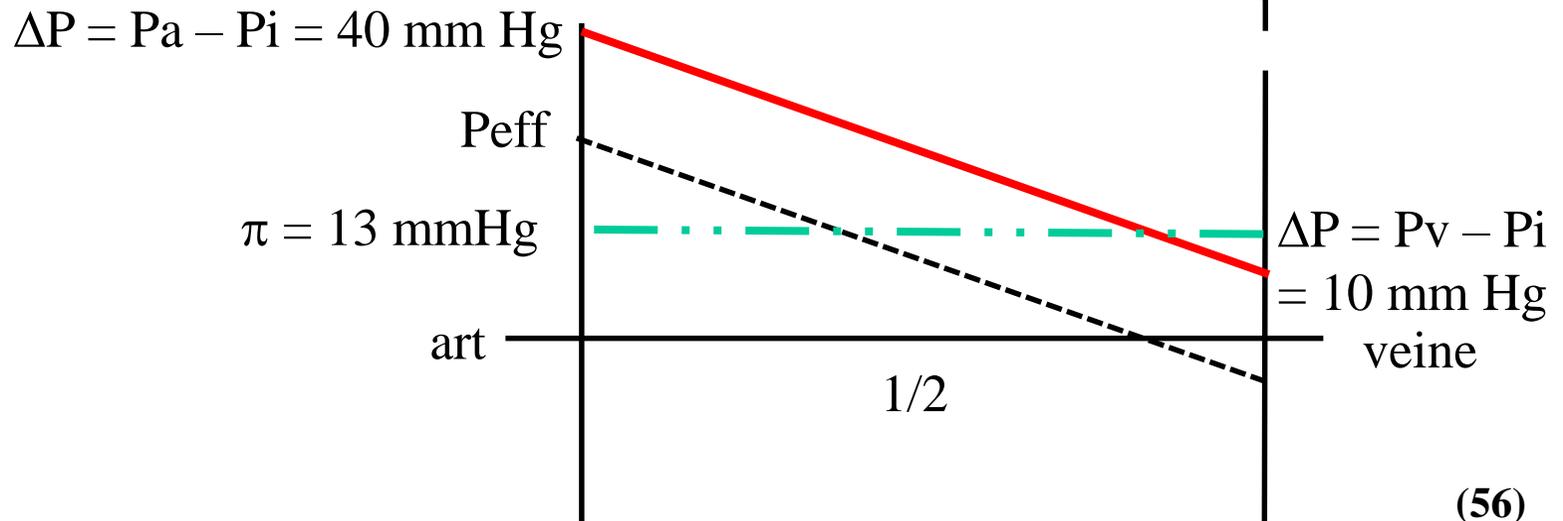
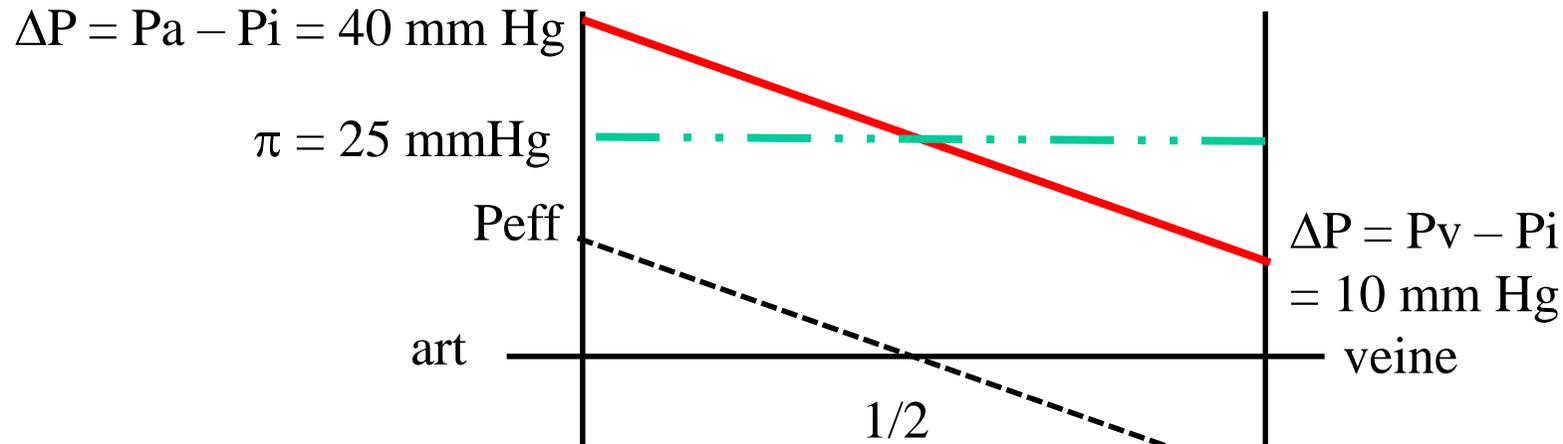
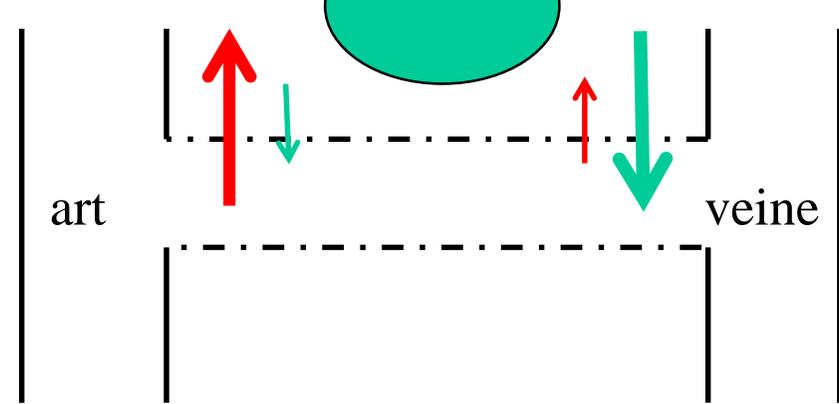
Membrane perméable à la solution
NaCl mais pas aux protéines

La pression oncotique peut s'opposer à la pression hydrostatique

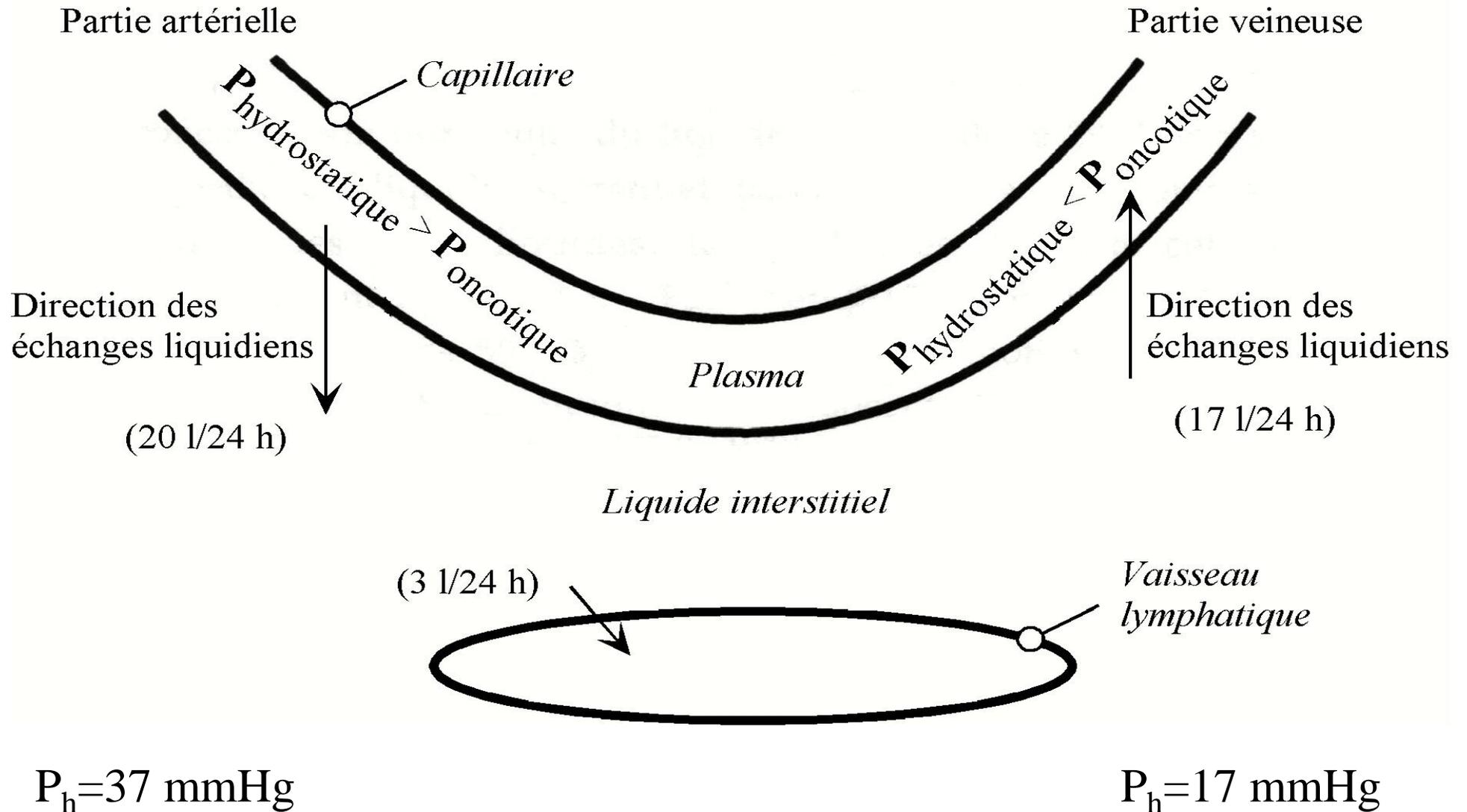
Phénomène de Starling



Phénomène de Starling



Starling



Œdème

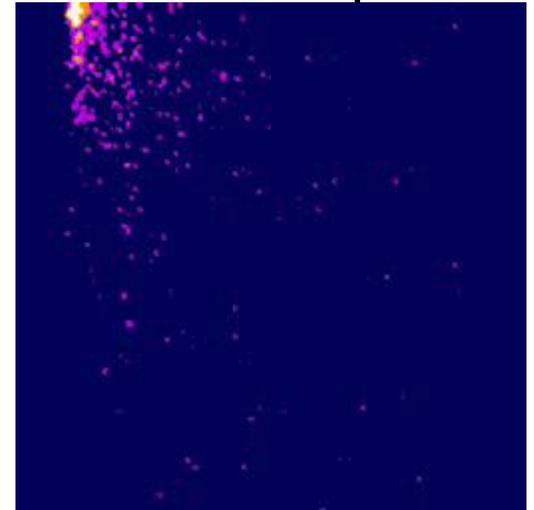
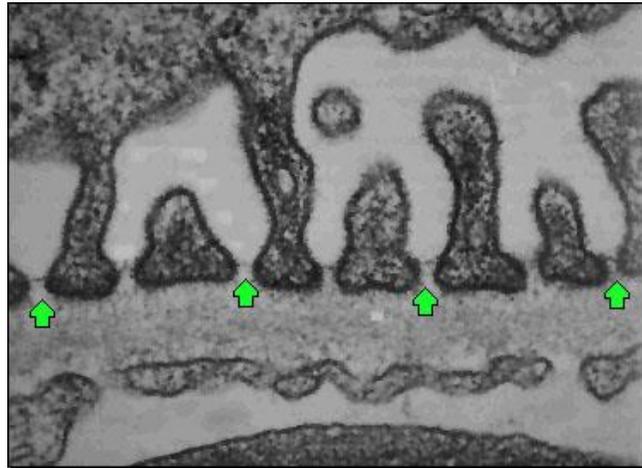
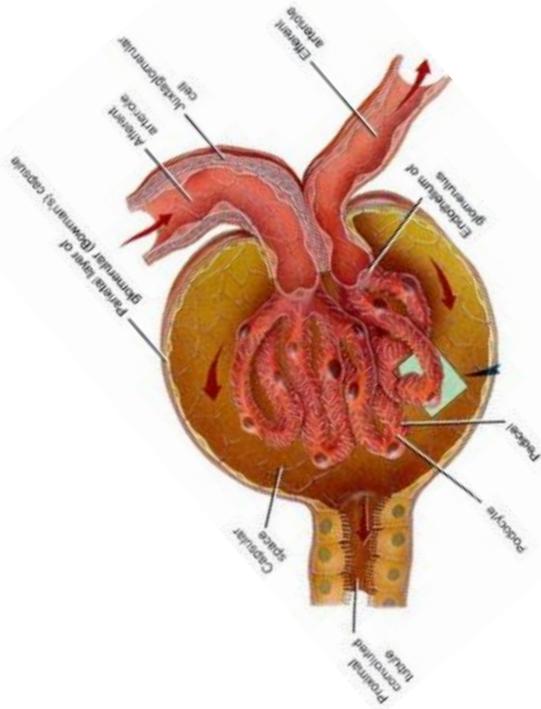
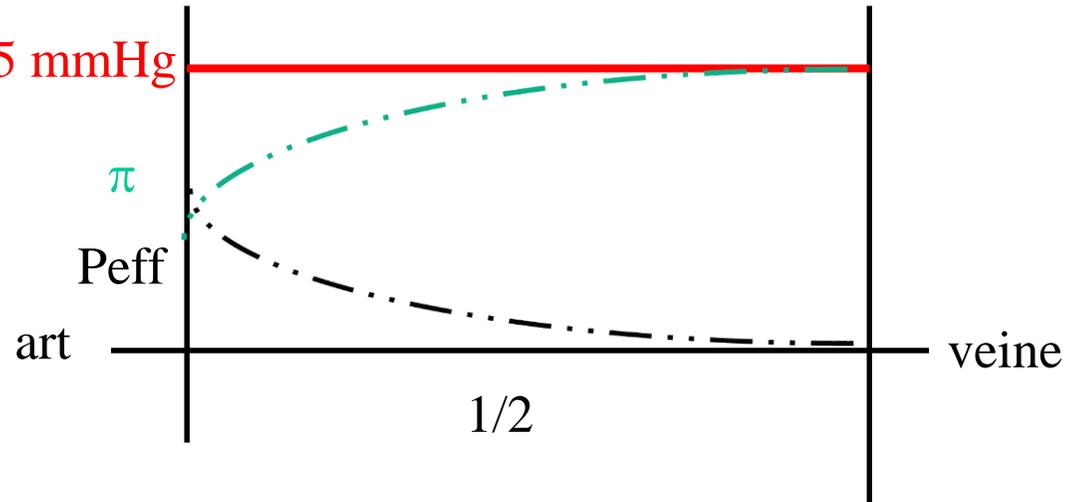
Excès de liquide interstitiel

Causes de l'œdème

- augmentation de pression capillaire
- diminution de la pression oncotique
- augmentation de la perméabilité capillaire
- obstruction de la circulation lymphatique

Filtration glomérulaire

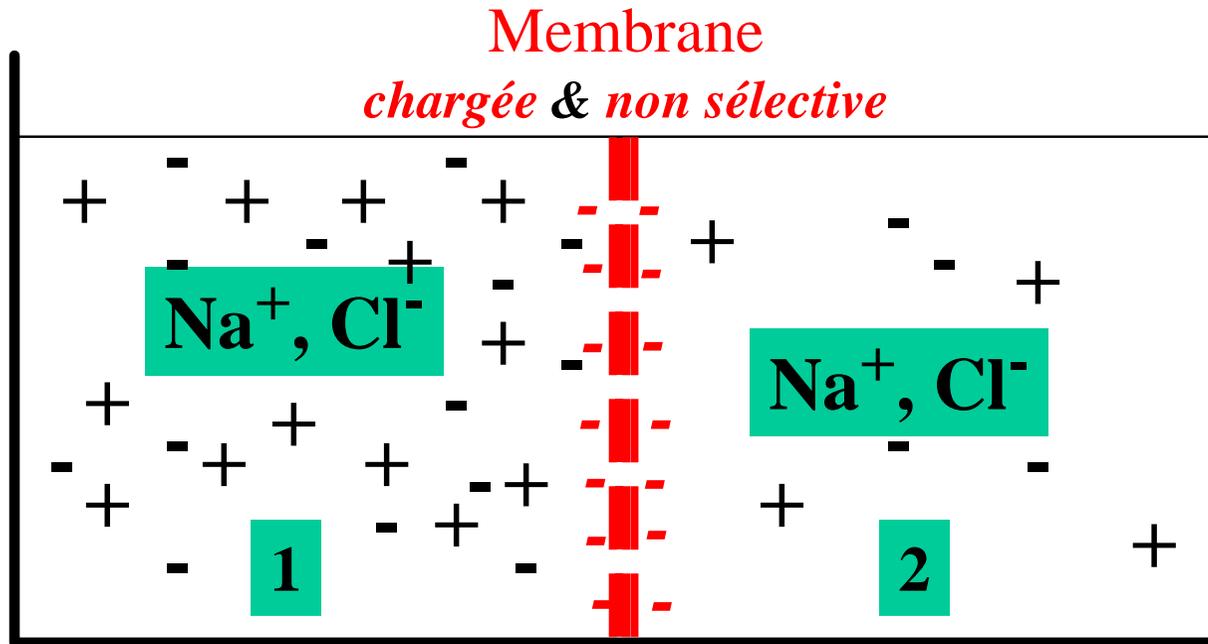
$$\Delta P = 50 - 15 \text{ mmHg}$$



Transport passif

Transport d'ions à travers des membranes chargées

Relation de Nernst



Relation de Nernst

- 2 types de forces (ou « travail ») à prendre en compte pour un ion de charge $z.e$:

– travail de diffusion $W_c = RT * \text{Ln}(C_1/C_2)$

– travail électrique $W_e = zF * (\psi_2 - \psi_1)$

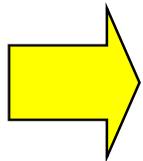
- A l'équilibre $W_c = W_e$

d'où $RT * \text{Ln}(C_1/C_2) = zF * (\psi_2 - \psi_1)$ et donc :

$$\mathbf{ddp}_{\text{ membrane }} = \Delta\psi = \psi_2 - \psi_1 = \mathbf{RT/zF * Ln(C_1/C_2)}$$

z, nbre de charges ; F, Faraday (96500 C)

R, cste gaz parfait ; T, température absolue (K)



Relation utilisable pour calculer aussi la ddp lors d'1 équilibre de Donnan

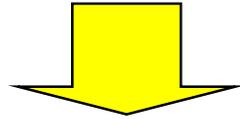
Généralisation : Equation de Goldman-Hodgkin-Katz

$$E_m = \frac{RT}{F} \ln \left(\frac{\sum_i^N P_{M_i^+} [M_i^+]_{\text{out}} + \sum_j^M P_{A_j^-} [A_j^-]_{\text{in}}}{\sum_i^N P_{M_i^+} [M_i^+]_{\text{in}} + \sum_j^M P_{A_j^-} [A_j^-]_{\text{out}}} \right) \quad (61)$$

Exemple
le muscle Gastrocnémien de grenouille

	Cl⁻	K⁺	Na⁺
Concentration Intra-cellulaire (mEq/l)	4	155	12
Concentration Extra-cellulaire (mEq/l)	120	4	145
E₀ calculée (mV)	+90	+95	-65
Différence entre E₀ calculée et E₀ mesurée	0	+5	-155

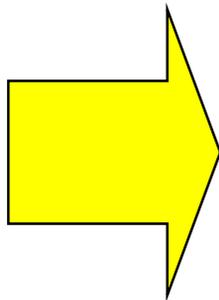
Dans le cas du muscle Gastrocnémien de grenouille



Désaccord complet entre théorie et mesures

Na^+ , K^+

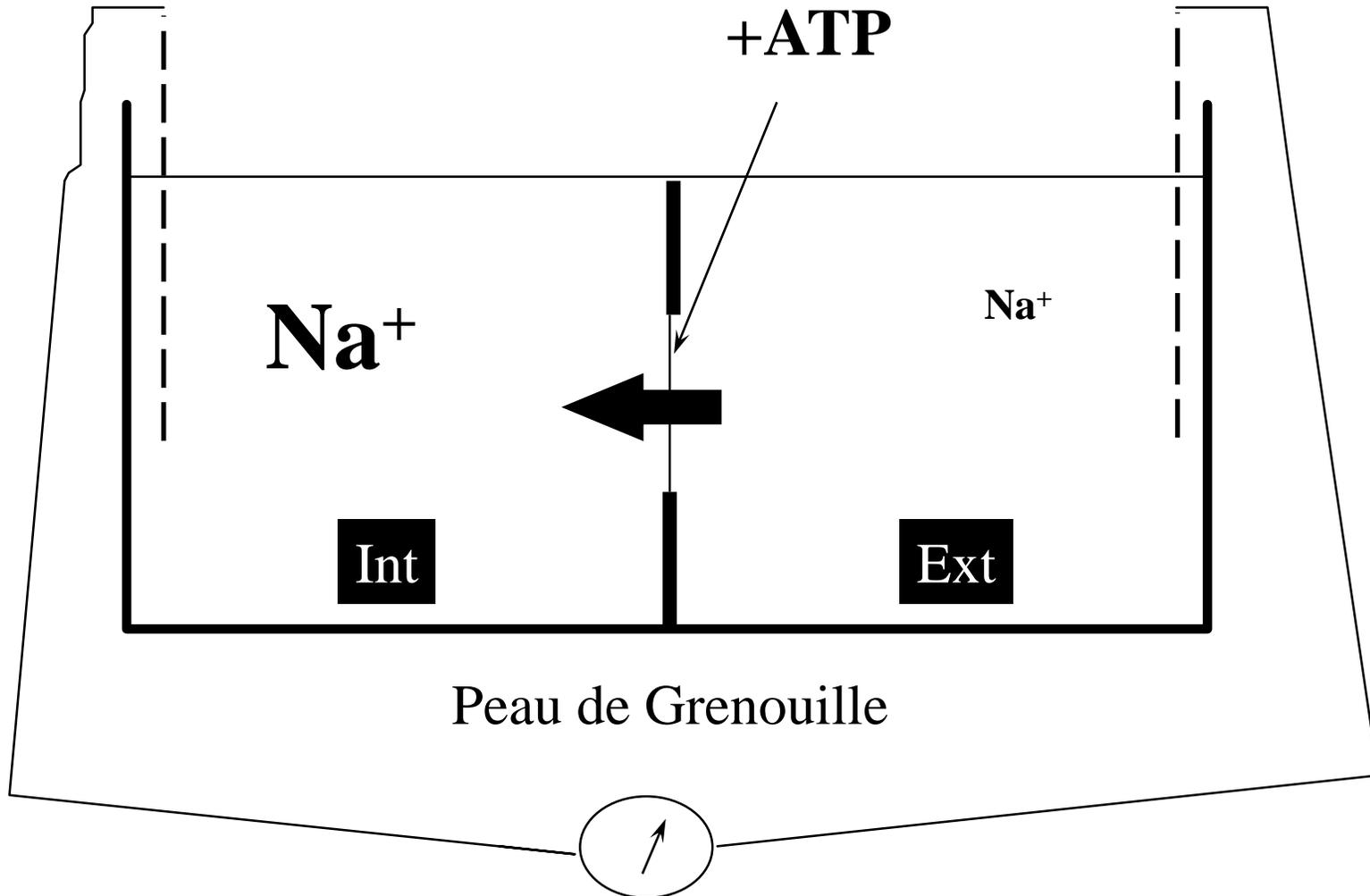
Correction de Goldman : perméabilité ionique, à peine mieux



Transport actif

Transport actif

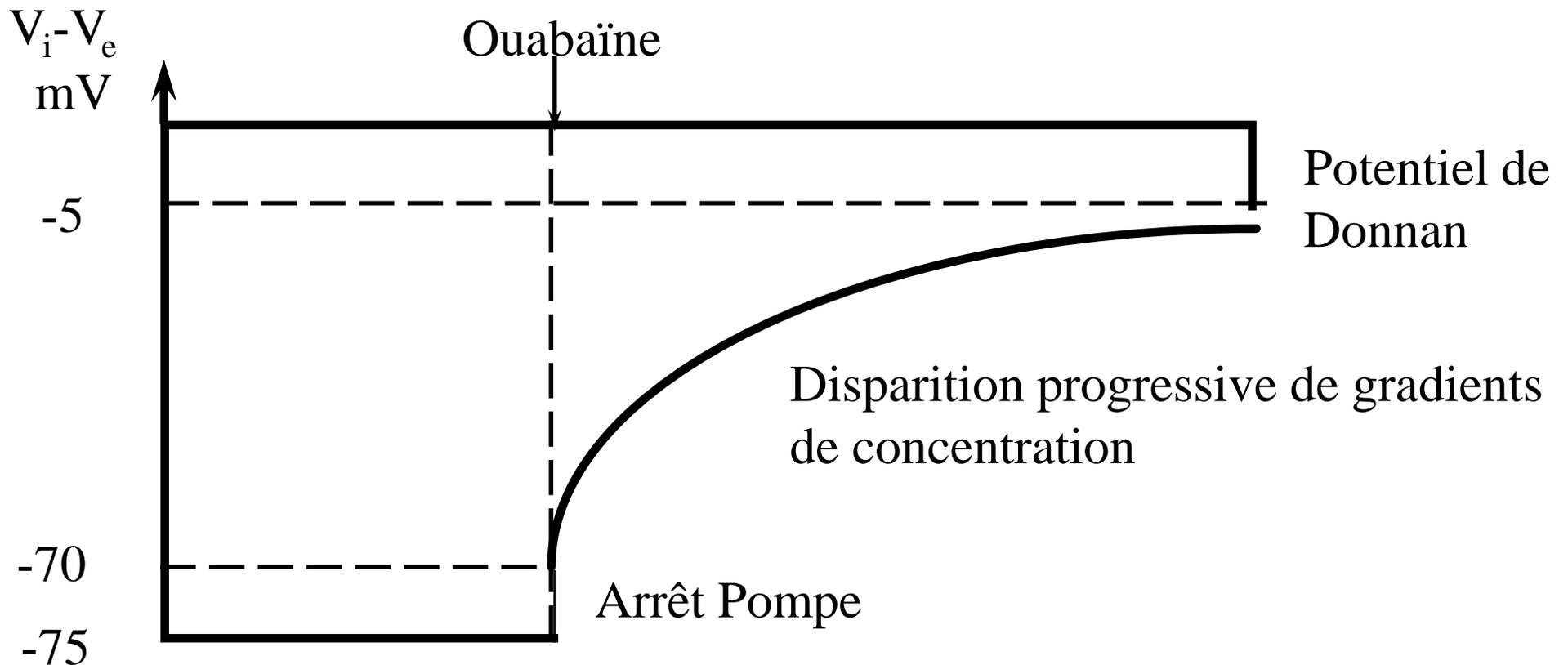
Expérience d'Ussing (peau de grenouille)



Transport actif

En rapport avec la pompe Na^+/K^+ , ATP dépendante

Transport électrogène : 3 Na^+ sortant pour 2 K^+ entrant



Caractéristiques du Potentiel de Repos

Le Potentiel de repos ou ddp de repos

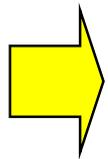
- important (> 50 mV) soit # ***10000V/cm : 10 kV/cm !***
- face interne -
- face externe +
- toutes les cellules vivantes
- indépendant de toute excitation

Etude de la répartition des ions dans deux compartiments nécessaire

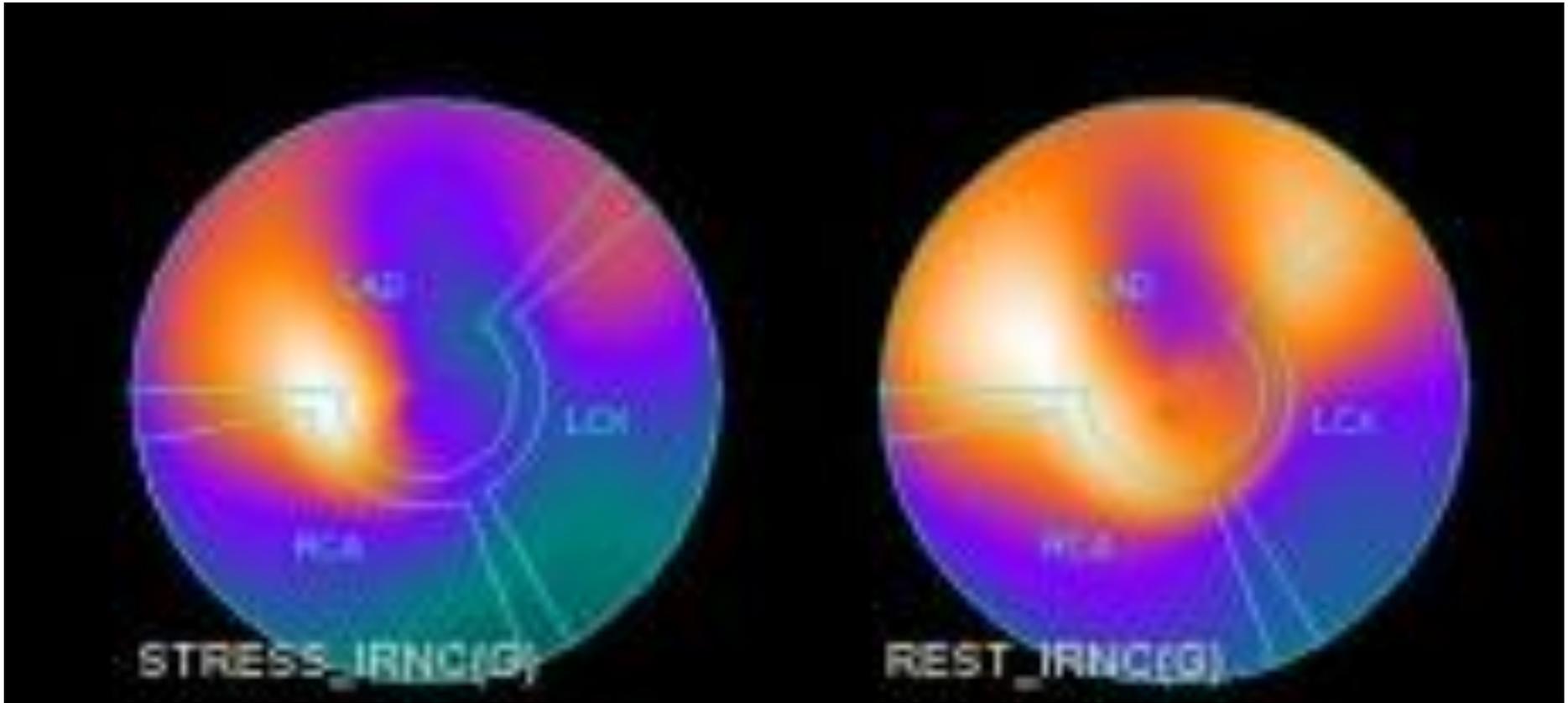
Conclusion

Le potentiel membranaire de repos est en rapport avec :

- la diffusion passive d'ions au travers d'une membrane
- le transport actif des ions (*K^+ essentiellement*)



*Importance clinique :
détermination de la viabilité myocardique avec le ^{201}Tl*



**Teacher at the beginning
of the school year**



**Teacher at the end
of the school year**

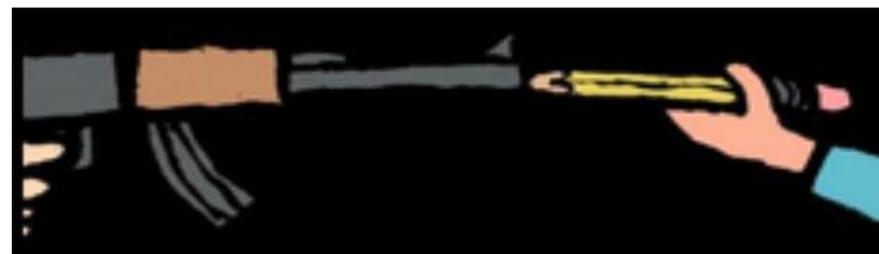




« J'ai appris une chose et en mourant je sais
Qu'elle vaut pour chacun de vous :
Vos bons sentiments, que signifient-ils
Si rien n'en paraît en dehors ? Et de votre savoir
qu'en est-il,
S'il reste sans conséquences ?
[...]

Je vous le dis :
Souciez-vous, en quittant ce monde,
Non d'avoir été bons, cela ne suffit pas,
Mais de quitter un monde bon !

Bertold Brecht
Sainte Jeanne des abattoirs



Lecture vivement recommandée :
Jean Ziegler
Retourner les Fusils

Emission radio en podcast vivement recommandée
3D – Stéphane Paoli (11/01/2015)
<http://www.franceinter.fr/emission-3d-le-journal-charlie>