

## Cours présentiel 1

# Compartimentation fonctionnelle milieux intérieurs et extérieurs principes des échanges entre eux



Pr Guillaume Favre

# Plan du cours 1

A/ Méthode pour étudier la physiologie

B/ Etude du compartiment sanguin

B.1/ Mesure du volume sanguin

B.2/ Mesure du débit sanguin

B.3/ Mesure de la pression sanguine

C/ Echange à travers les membranes plasmiques

C.1/ Diffusion

C.2/ Potentiel chimique et électrique

C.3/ Transporteurs moléculaires

C.4/ Particularités de la diffusion en physiologie

D/ Echange à travers les parois capillaires

D.1/ Filtration

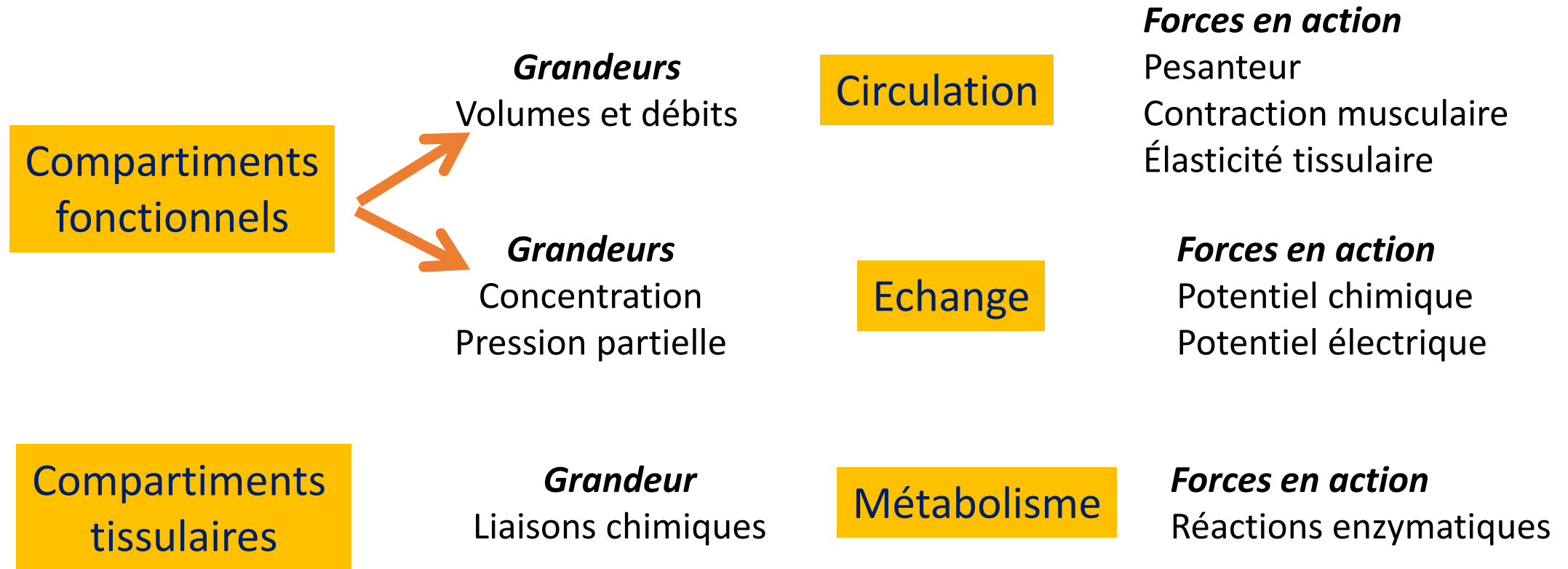
D.2/ Différents types de capillaires

E/ Rôle des canaux dans le potentiel de membrane

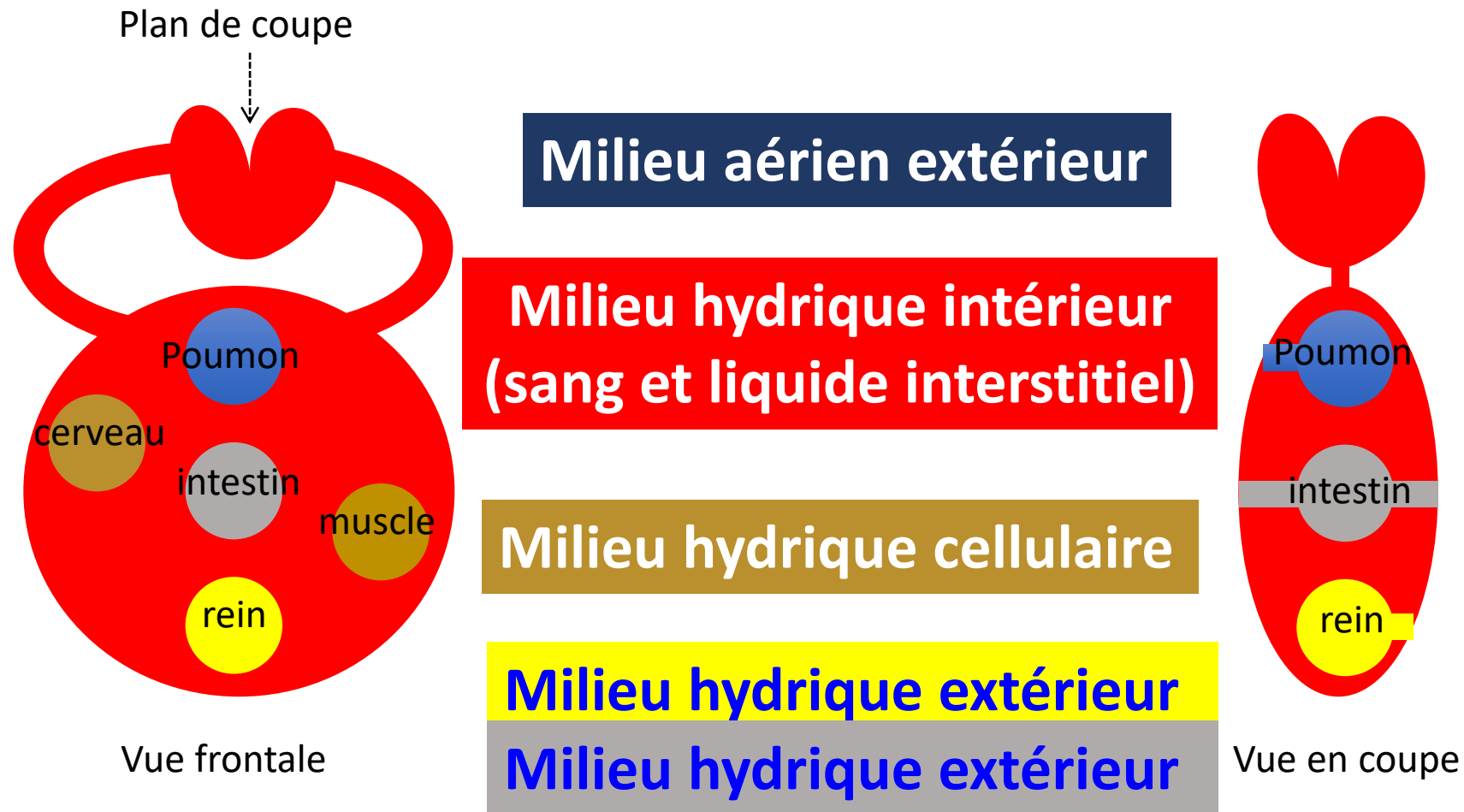
E.1/ Potentiel de repos

E.2/ Potentiels d'action

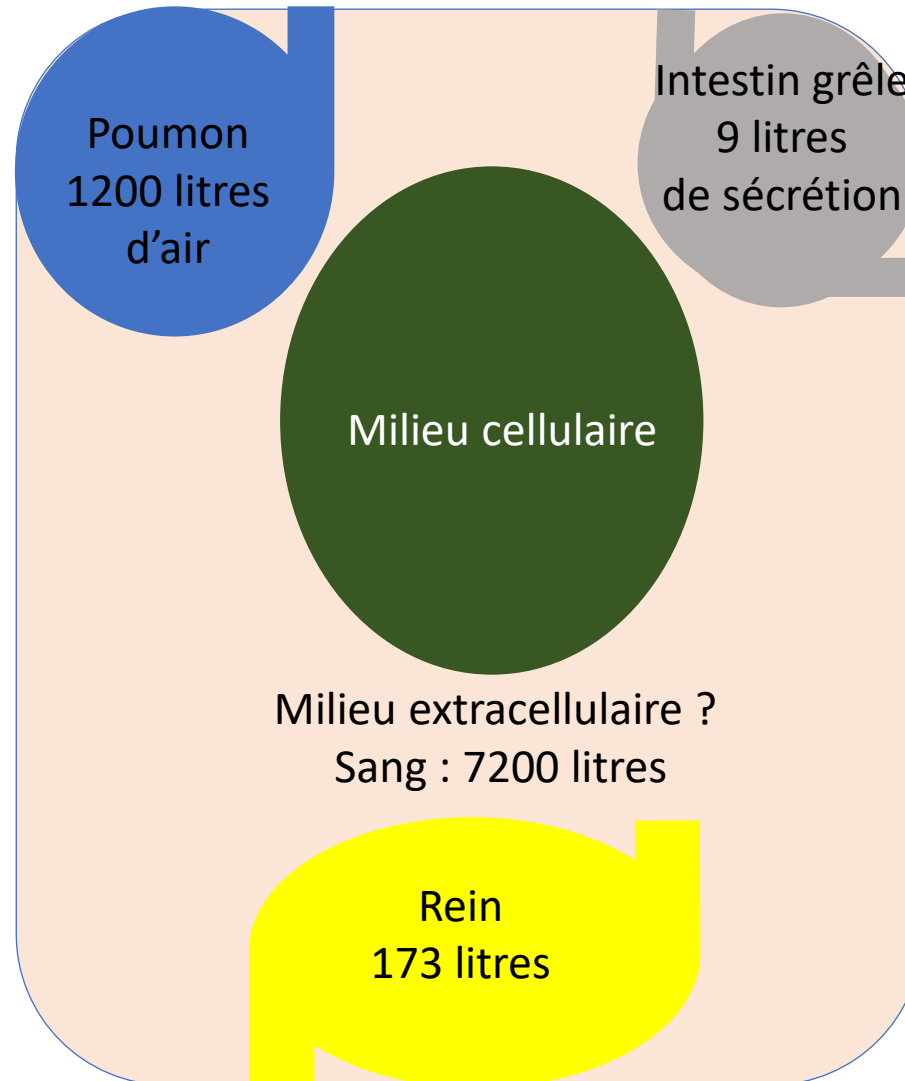
# A. Méthode pour l'étude de la Physiologie



# A. Compartimentation fonctionnelle



# A. Importance des débits (litre/jour)



## A. Valeurs numériques en physiologie

Les grandeurs utilisées sont celles d'un individu standard :

Taille : 1,70 m, Poids : 65 kg

Volume extracellulaire : 12,9 litres, surface corporelle : 1,73 m<sup>2</sup>

Les grandeurs physiologiques mesurées chez des individus réels

de sexe, d'âge et de gabarits différents

sont divisées par leur surface corporelle pour être comparables entre elles

**Débit cardiaque = 5 litres / m<sup>2</sup>**

**Débit de filtration glomérulaire = 120 ml/min/1,73 m<sup>2</sup>**

# Plan du cours 1

A/ Méthode pour étudier la physiologie

B/ Etude du compartiment sanguin

B.1/ Mesure du volume sanguin

B.2/ Mesure du débit sanguin

B.3/ Mesure de la pression sanguine

C/ Echange à travers les membranes plasmiques

C.1/ Diffusion

C.2/ Potentiel chimique et électrique

C.3/ Transporteurs moléculaires

C.4/ Particularités de la diffusion en physiologie

D/ Echange à travers les parois capillaires

D.1/ Filtration

D.2/ Différents types de capillaires

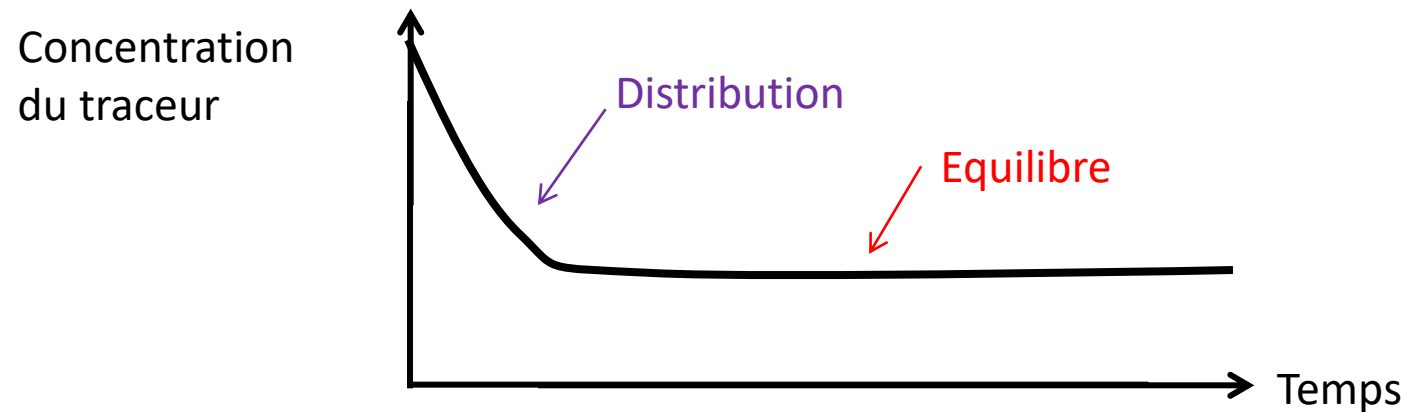
E/ Rôle des canaux dans le potentiel de membrane

E.1/ Potentiel de repos

E.2/ Potentiels d'action

# B.1/ Principe de mesure du volume d'un compartiment

Le traceur est séquestré dans le volume de distribution.

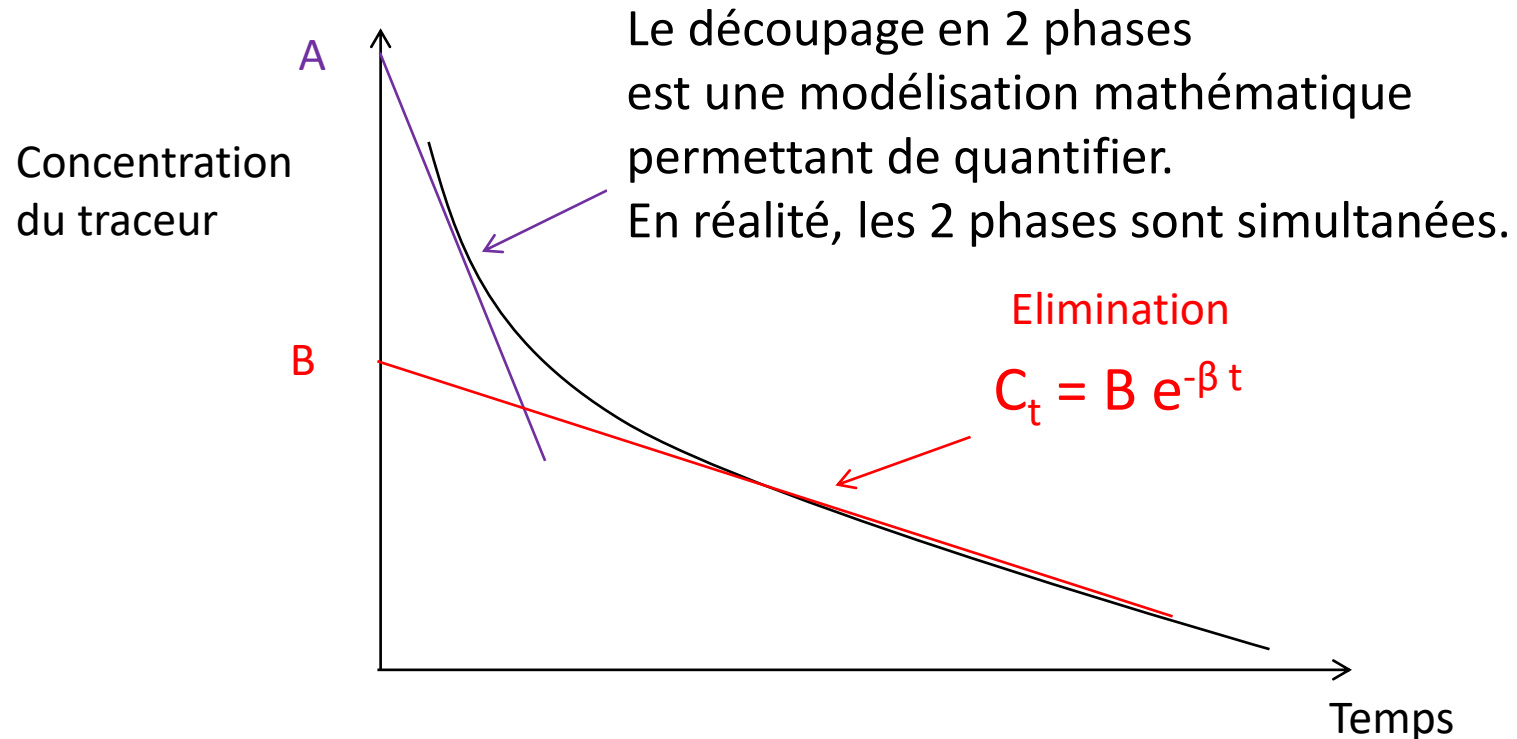


$$\text{Volume de distribution (Litre)} = \frac{\text{Quantité injectée (mole ou béquerel)}}{\text{Concentration mesurée à l'équilibre (mol/L ou Bq/L)}}$$

# B.1/ Principe de mesure du volume d'un compartiment

Le traceur est éliminé du volume de distribution à vitesse constante.

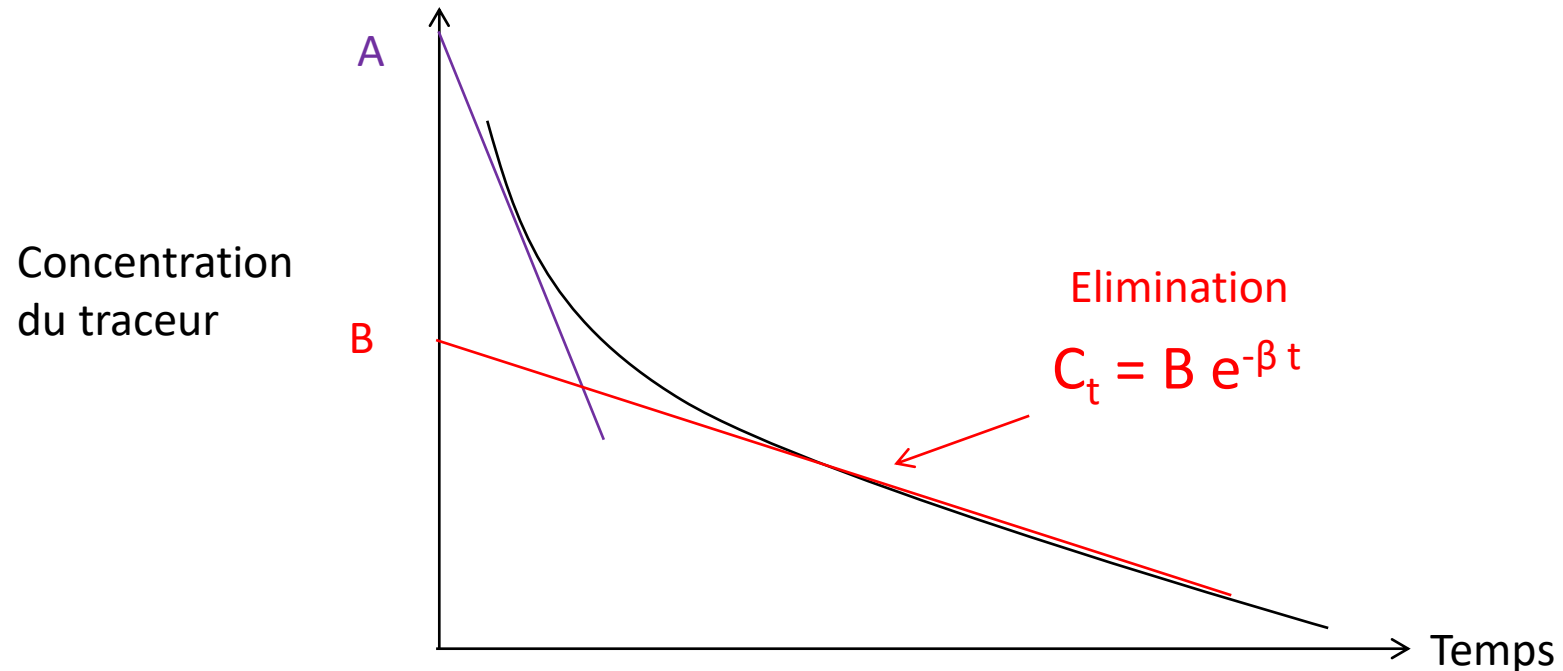
Elimination constante du traceur  $\rightarrow dC = -KCdT$



# B.1/ Principe de mesure du volume d'un compartiment

On utilise la courbe d'élimination pour calculer le volume de distribution.

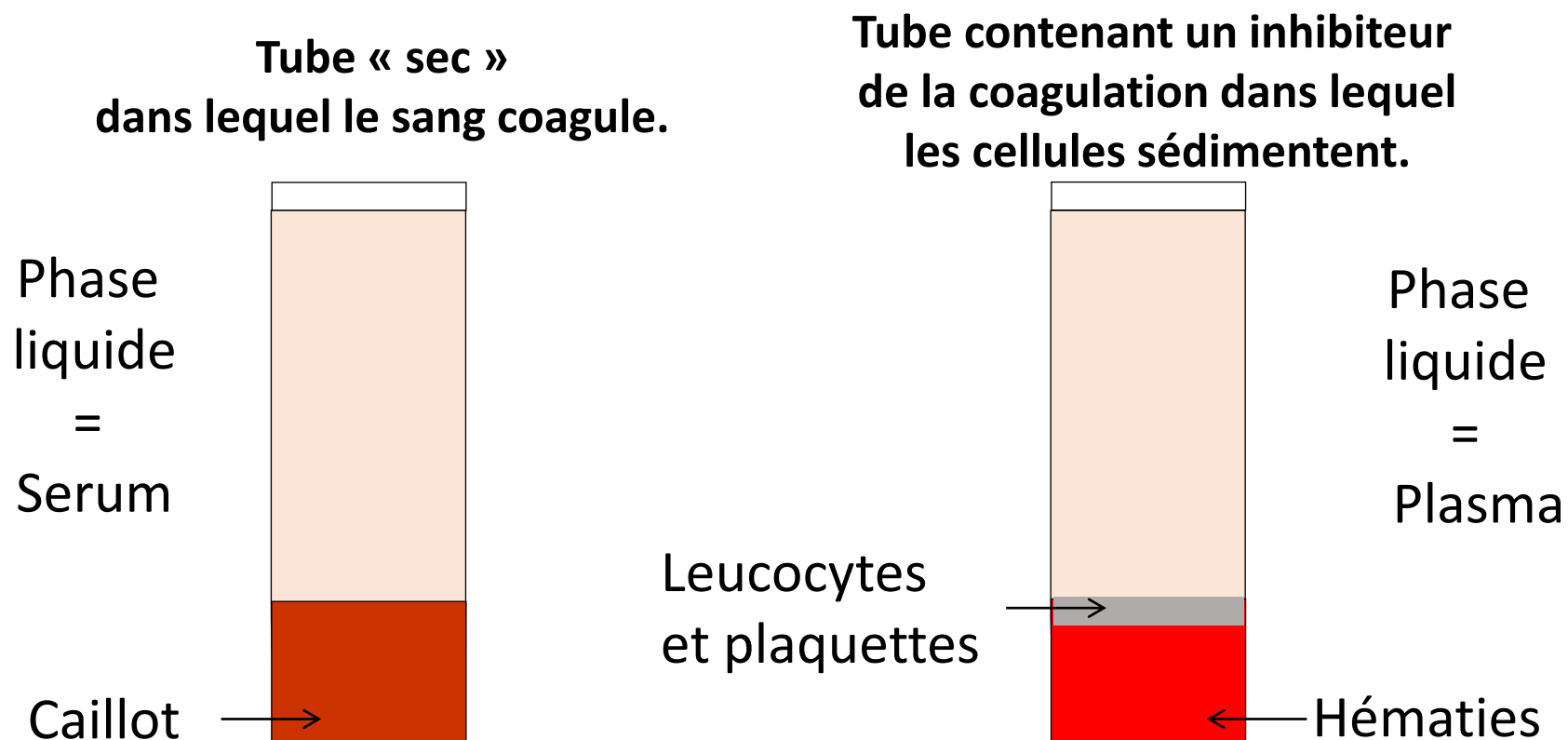
$$\text{Volume de distribution (litres)} = \frac{\text{Quantité injectée (mol)}}{B \text{ (mol/L)}}$$



## B.1/ Volumes définis par différents traceurs

Volumes mesurés	Volume d'eau totale	Volume plasmatique	Volume extracellulaire	Volume pulmonaire
Traceurs	$^2\text{H}_2\text{O}$ $^3\text{H}_2\text{O}$	$^{125}\text{I}$ -albumine	$^{51}\text{Cr}$ -EDTA Inuline	Hélium

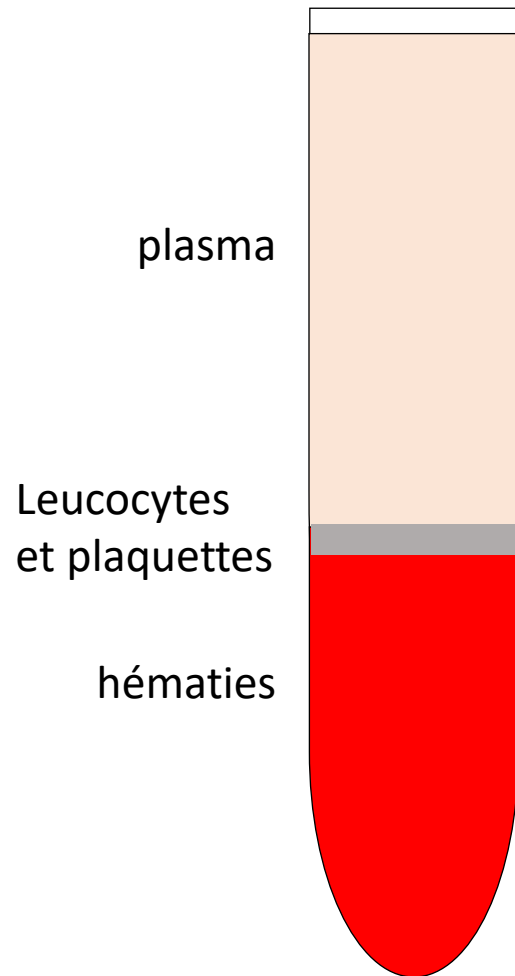
# B.1/ Le sang et sa composition



$$\text{Hématocrite} = \frac{\text{Vol globulaire}}{\text{Vol sanguin}} = 0,45$$

Mesuré sur le tube contenant un anticoagulant

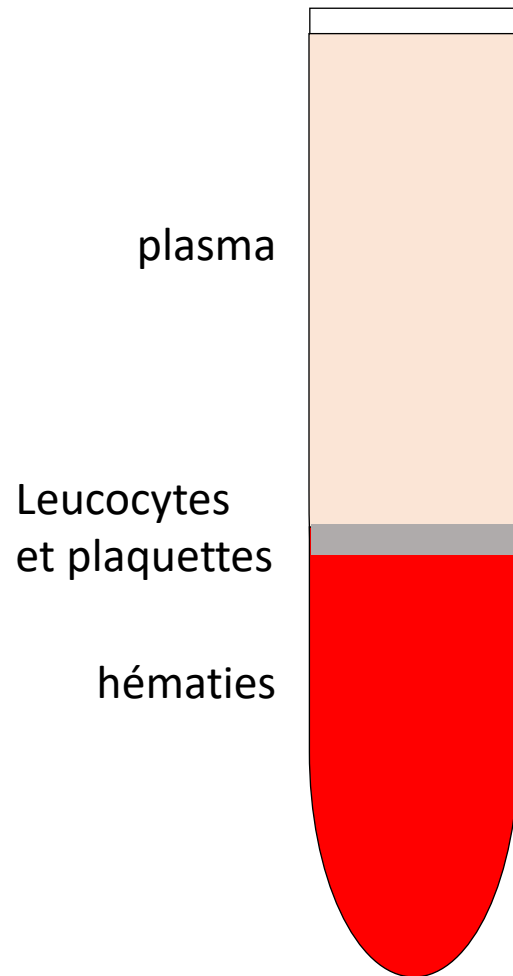
## B.1/ Mesure du volume plasmatique



L'albumine est une protéine plasmatique. Elle est rendue détectable par couplage avec un isotope de l'iode. Le renouvellement de l'albumine par le foie est lent par rapport au temps nécessaire pour obtenir l'équilibre de concentration.

$$\text{Volume plasmatique (L)} = \frac{{}^{125}\text{Ialbumine (Bq)}}{[{}^{125}\text{Ialbumine}] \text{ (Bq/L)}}$$

## B.1/ Calcul du volume sanguin



Vol sanguin = Vol globulaire + Vol plasmatique

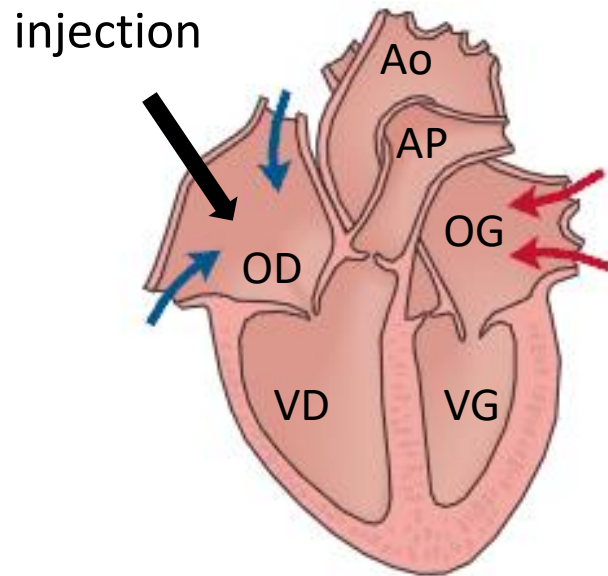
$$\frac{\text{Vol globulaire}}{\text{Vol sanguin}} + \frac{\text{Vol plasmatique}}{\text{Vol sanguin}} = 1$$

$$\text{Hématocrite} + \frac{\text{Vol plasmatique}}{\text{Vol sanguin}} = 1$$

$$\text{Vol sanguin} = \frac{\text{Vol plasmatique}}{[1 - \text{Hématocrite}]}$$

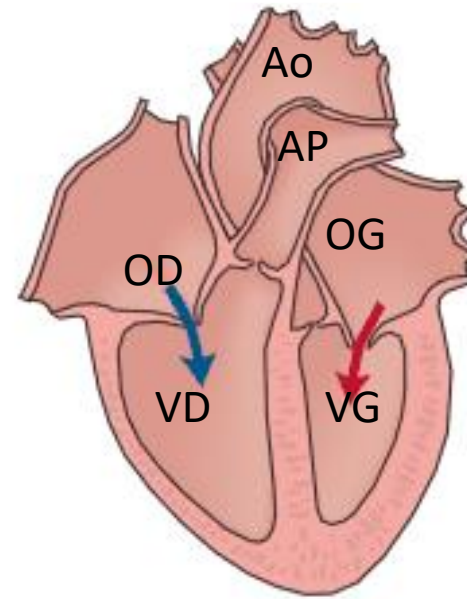
## B.2/ Débit sanguin dans la circulation pulmonaire

Injection de traceur.



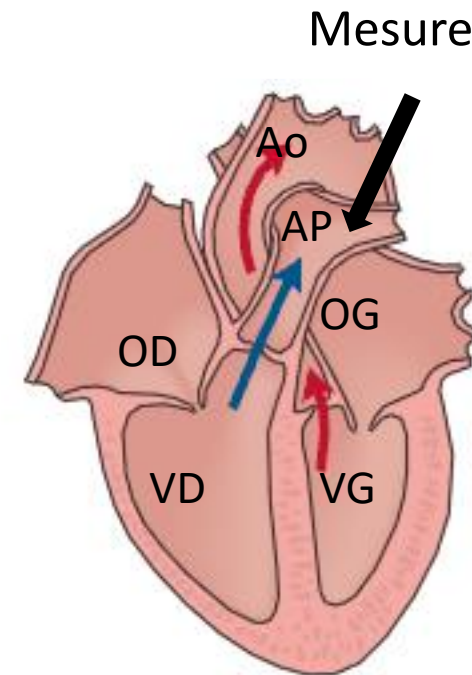
Diastole  
Pas de contraction

Dilution du traceur dans le sang de l'OD et du VD.



Systole auriculaire

Mesure de la concentration du traceur dans le sang de l'artère pulmonaire.



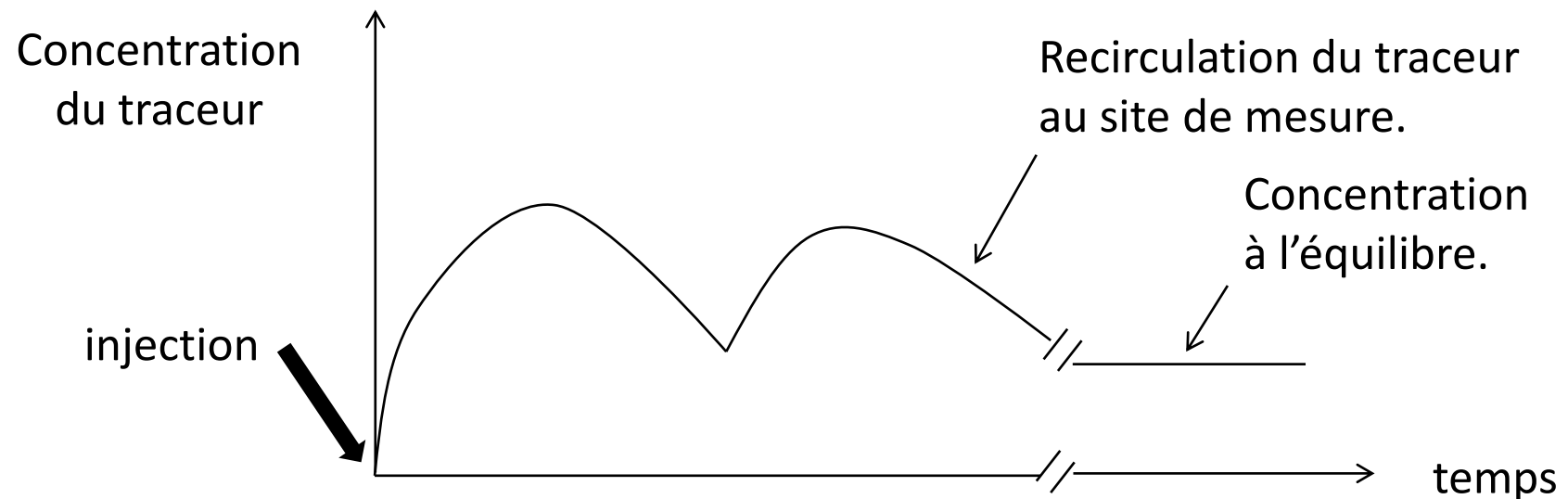
Systole ventriculaire

## B.2/ Distribution du traceur

Le traceur n'est pas éliminé de la circulation.

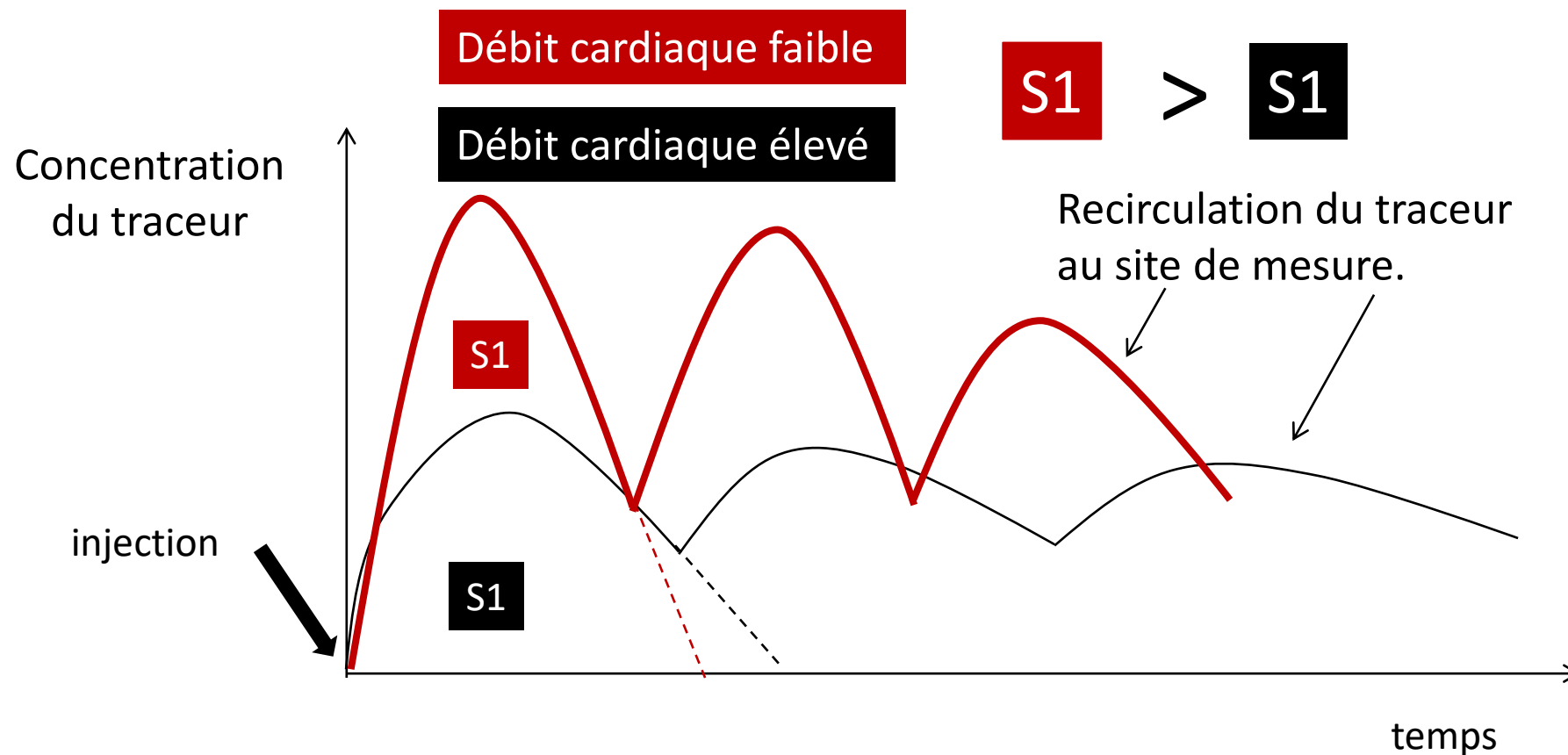
Il se dilue dans le sang. La mesure se fait en temps réel.

La concentration du traceur au site de mesure est inversement proportionnelle au débit sanguin.

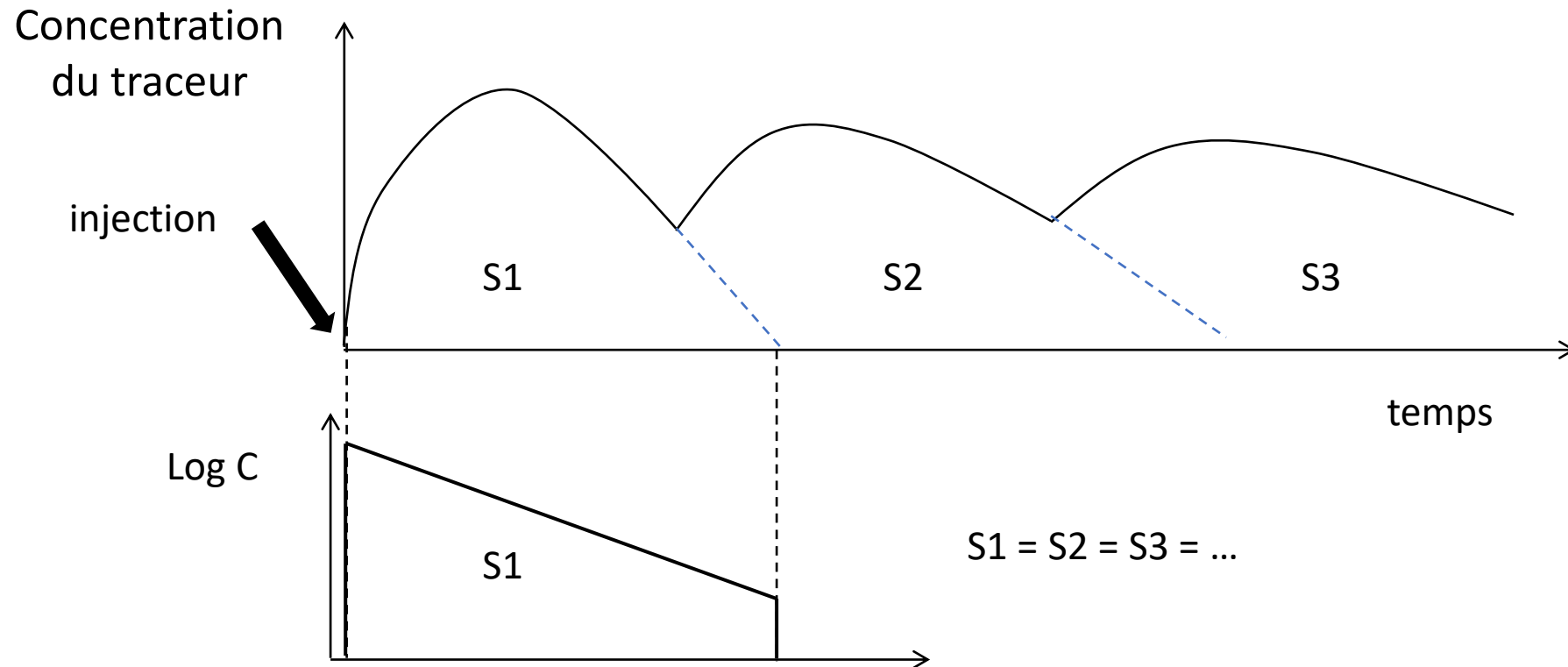


## B.2/ Débit cardiaque élevé et débit cardiaque faible

Pour un même sujet, la concentration du traceur est d'autant plus élevée que le volume de sang éjecté par le cœur par unité de temps est faible.



## B.2/ Mesure du débit sanguin



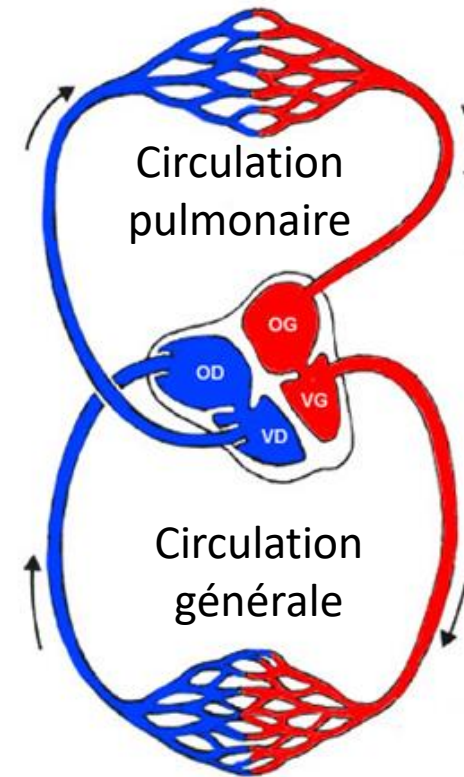
$$\text{Débit} = \frac{\text{Quantité de traceur injectée}}{\int C dt}$$

## B.2/ Débit sanguin

La circulation pulmonaire et la circulation générale reçoivent le même débit sanguin.

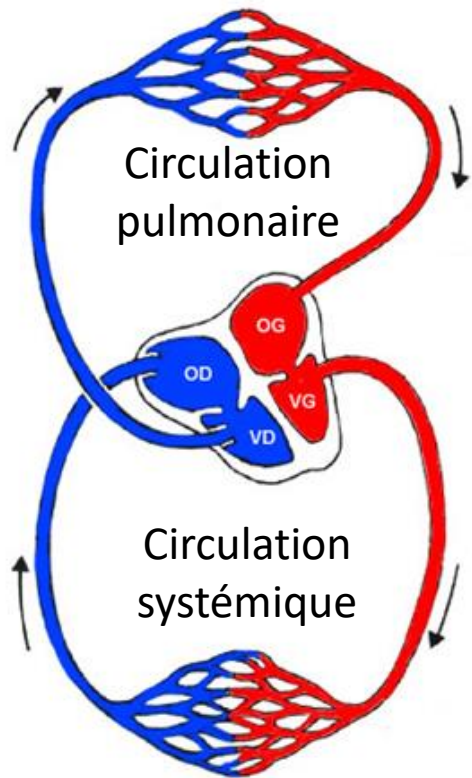
En conditions basales	Pourcentage du débit cardiaque
Circulation pulmonaire	100 %
Circulation générale	100%

***Débit sanguin 5 L/min***



## B.2/ Pression du sang, résistance et débit $\Delta P = Q \times R$

Loi de Poiseuille



Débit pulmonaire

=

Débit systémique

Pression basse

Résistance basse

$\Delta P$  entre VD et OG

Pression élevée

Résistance élevée

$\Delta P$  entre VG et OD

## B.3/ Définition de la pression sanguine

Pression hémodynamique

Pression  
hydrostatique

Pression cinétique + pression latérale + pression gravitaire = **pression da sang**

Pression mesurée dans le sens du flux sanguin

Pression de la colonne de sang

Au-dessus du point de mesure = en +

Au-dessous du point de mesure = en -

Pression mesurée  
perpendiculairement au flux sanguin

## B.3/ Intégrité des parois vasculaires et cardiaques

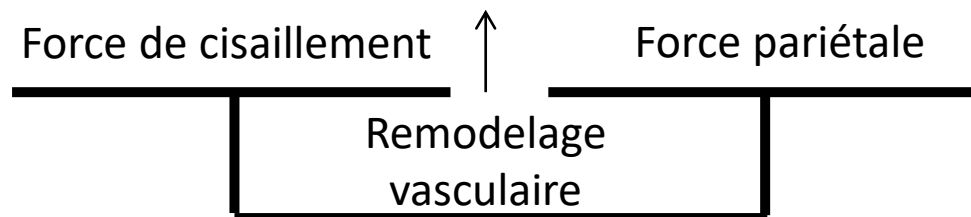
pression cinétique + pression de pesanteur + Pression latérale

S'exerce dans le sens du vaisseau (longitudinal)

➔ Force de cisaillement

S'exerce sur la paroi du vaisseau (transversal)

➔ Force pariétale

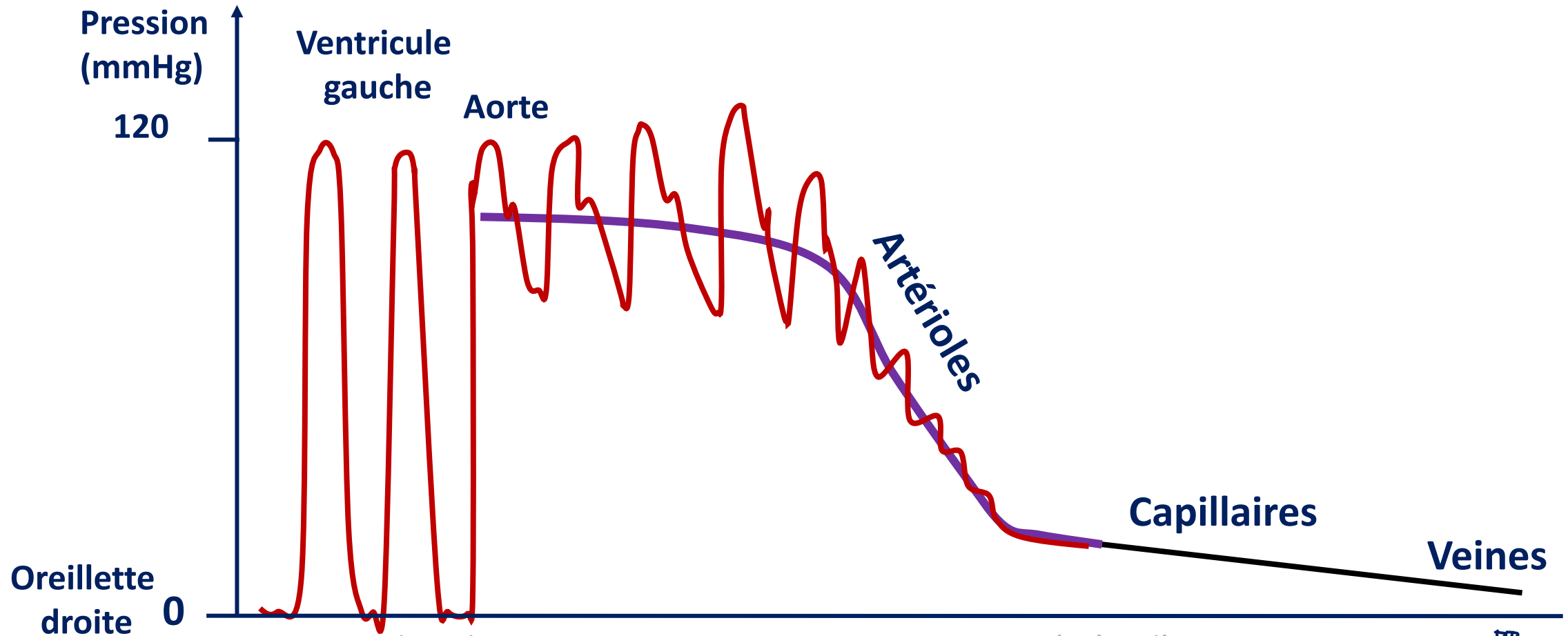


## B.3/ définition de la résistance à l'écoulement du sang (R)

$$R = \frac{8 \times \text{longueur du vaisseau} \times \text{viscosité du sang}}{\pi \times \text{rayon vasculaire}^4}$$

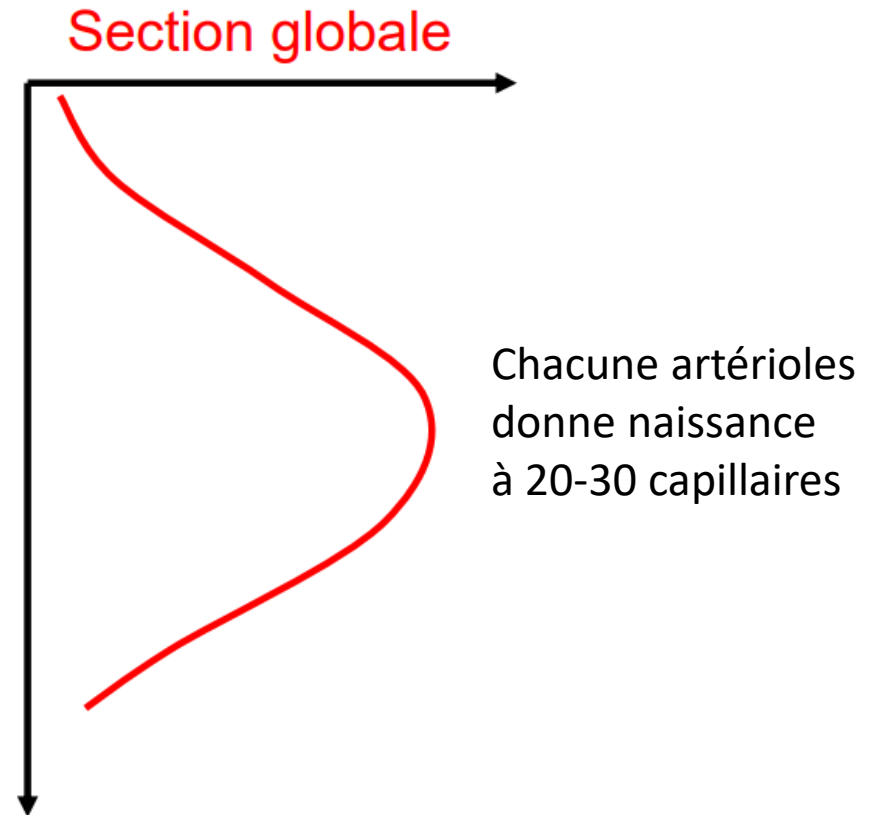
Plus le rayon vasculaire est petit,  
plus les résistances sont élevées

## B.3/ La pression sanguine diminue dans les artérioles



# Mais la section globale des artérioles est élevée...

	Diamètre d [cm]	Section individuelle $s_i = \pi d^2/4$ [cm <sup>2</sup> ]	Nombre n	Section globale $S = n \times s_i$ [cm <sup>2</sup> ]
<b>Aorte</b>	<b>1</b>	<b>0,8</b>	<b>1</b>	<b>0,8</b>
Artères	0,1	0,007854	600	4,7
Artérioles	0,002	0,000003	40000000	125,7
<b>Capillaires</b>	<b>0,0008</b>	<b>0,000001</b>	<b>1200000000</b>	<b>603,2</b>
Veinules	0,003	0,000007	80000000	565,5
Veines	0,24	0,045239	600	27,1
<b>Veine cave</b>	<b>1,25</b>	<b>1,2</b>	<b>1</b>	<b>1,2</b>



# La vasomotricité des artérioles détermine la résistance de la circulation systémique

- Artérioles :  $500 < \text{diamètre} < 100 \mu\text{m}$
- Chaque artériole donne naissance à 3 à 5 artérioles intra-organiques (diamètre  $< 100 \mu\text{m}$ )
- Les cellules musculaires lisses sont disposées en anneau
- Vasoconstriction : augmentation des résistances
- Vasodilatation : diminution des résistances
- Vasomotricité :
  - tonus vasomoteur du système nerveux sympathique
  - propriétés intrinsèques

# Plan du cours 1

A/ Méthode pour étudier la physiologie

B/ Etude du compartiment sanguin

B.1/ Mesure du volume sanguin

B.2/ Mesure du débit sanguin

B.3/ Mesure de la pression sanguine

C/ Echange à travers les membranes plasmiques

C.1/ Diffusion

C.2/ Potentiel chimique et électrique

C.3/ Transporteurs moléculaires

C.4/ Particularités de la diffusion en physiologie

D/ Echange à travers les parois capillaires

D.1/ Filtration

D.2/ Différents types de capillaires

E/ Rôle des canaux dans le potentiel de membrane

E.1/ Potentiel de repos

E.2/ Potentiels d'action

# C.1/ Composition et séparation des compartiments fonctionnels

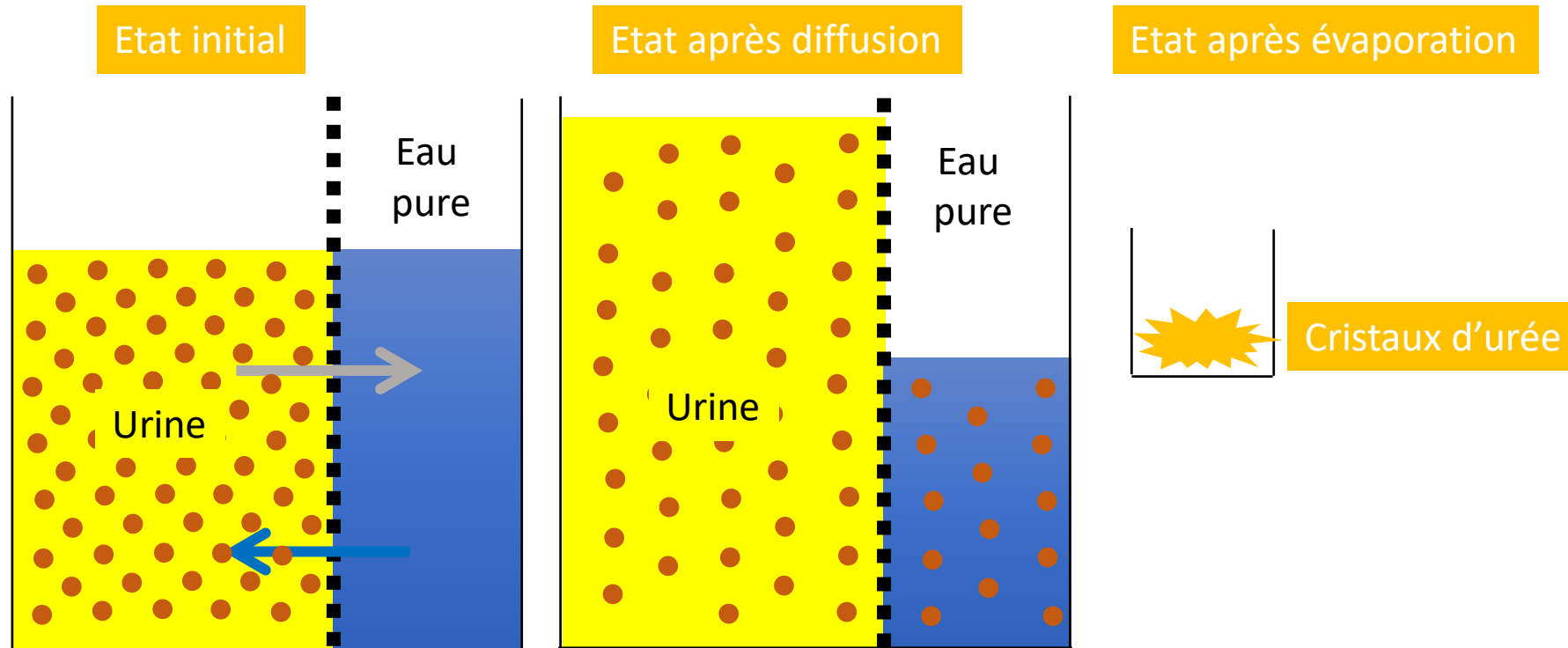
Membrane  
plasmique

Capillaires

Epithélium

mmol/l	Liquide cellulaire		Liquide interstitiel		Plasma		Milieus extérieurs
Na <sup>+</sup>	10		144		140 ± 5		...
K <sup>+</sup>	160		4		4,0 ± 0,5		...
Ca <sup>++</sup> ionisé	variable		1,5		1,25 ± 0,05		...
Mg <sup>++</sup> ionisé	19		1		0,90 ± 0,10		...
Cl <sup>-</sup>	6		114		100 ± 10		...
HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	8		29		24 ± 2		...
Phosphates	87,5		1,25		1,25 ± 0,25		...
Protéines	3,5 (245 g/l)		0,25 (17 g/l)		1 (70 g/l)		...

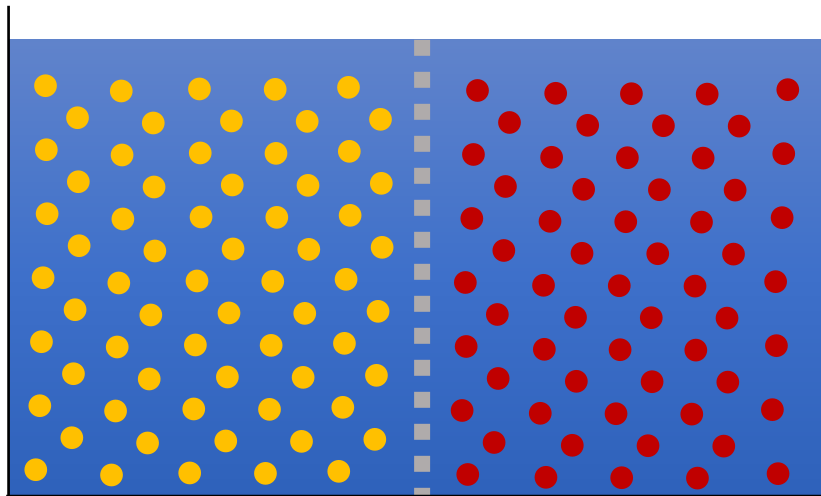
# C.1/ Séparation de molécules à travers une membrane (Dialyse)



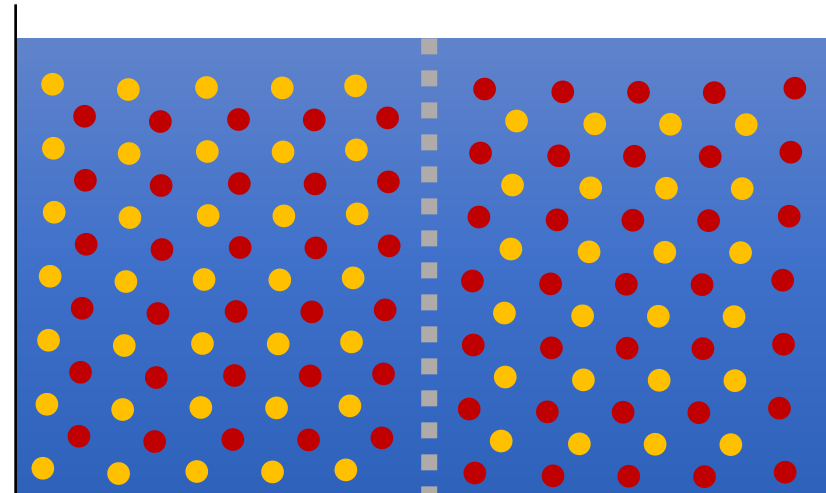
**Dialyse :** « séparer à travers »

# C.1/ Diffusion à travers une membrane

Etat initial



Etat après diffusion

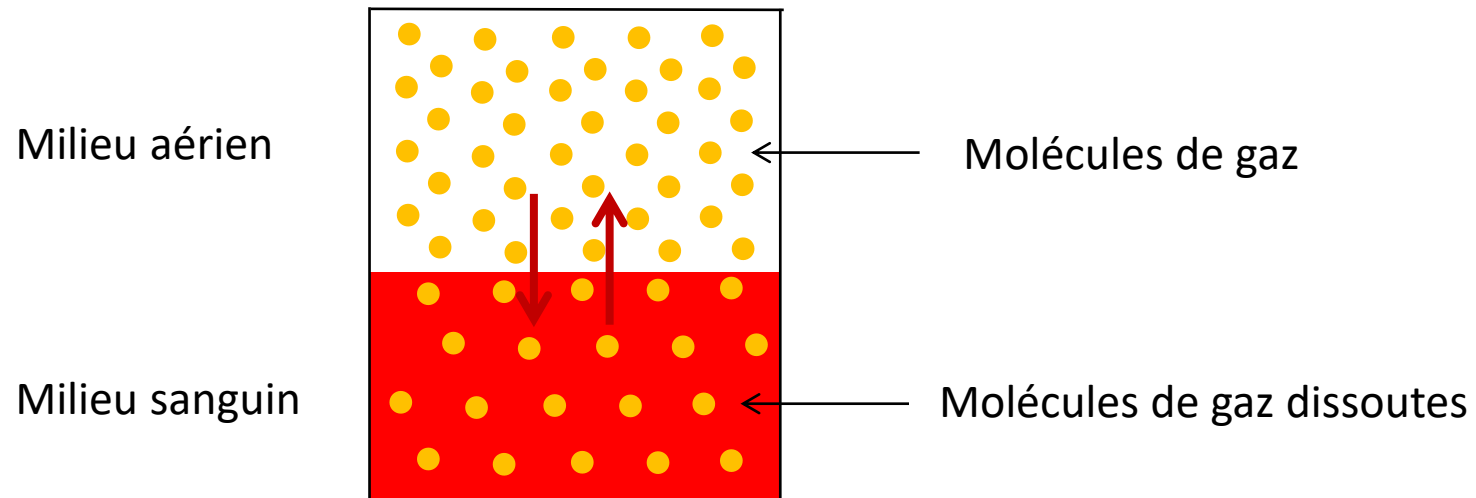


Potentiels  
chimiques



## C.1/ Diffusion à l'interface air-sang

*Flux de gaz (air → liquide) = coefficient de diffusion × gradient de pression partielle*



## C.2/ Diffusion : potentiel chimique

**Loi de Fick**  $J_D(x) = -D \frac{dc}{dx}$

1 mmol/L de différence entre deux solutions séparés par une membrane perméable à l'eau  
pression osmotique de 25 cm d'eau

x = distance entre 2 points

$J_D$  = flux par diffusion (sur la distance x)

D = coefficient de diffusion

dc = différence de concentration entre A et B

dx = distance entre 2 points très voisins A et B

dc/dx = gradient de concentration entre A et B

Potentiel chimique  
de la molécule

***Sens du flux → une molécule va du côté où elle est le plus concentré vers le côté où elle est le moins concentré.***

## C.2/ Diffusion : potentiel électrique

$$J_E(x) = -u_m \frac{dV}{dx}$$

$x$  = distance entre 2 points

$J_E$  = flux par migration électrique (sur la distance  $x$ )

$u_m$  = coefficient de mobilité électrique dans le milieu

$dV$  = différence de charges électriques entre A et B

$dx$  = distance entre 2 points très voisins A et B

$dV/dx$  = gradient de charges entre A et B

1 ion sur 100.000 de différence  
entre les deux faces d'une membrane  
→ Différence de 100 mV entre les 2 faces

Potentiel électrique  
de la molécule

**Sens du flux → une molécule chargée va vers le signe opposé**

## C.2/ Relation entre potentiel chimique et électrique

### Relation de Nernst

Potentiel électrique + potentiel chimique = 0

$$\text{Potentiel d'équilibre} = -\frac{RT}{zF} \ln \frac{[cation]_{\text{intracellulaire}}}{[cation]_{\text{extracellulaire}}}$$

$$\text{à } 37^{\circ}\text{C} = -60 \text{ mV} \log \frac{[cation]_{\text{intracellulaire}}}{[cation]_{\text{extracellulaire}}}$$

[ion] = concentration ionique

## C.2/ Relation entre potentiel chimique et électrique

P = perméabilité  
[ion] = concentration

### Relation de Goldman

$$\text{Potentiel d'équilibre} = -K \ln \frac{P_K [K^+]_{\text{ext}} + P_{\text{Na}} [Na^+]_{\text{ext}}}{P_K [K^+]_{\text{int}} + P_{\text{Na}} [Na^+]_{\text{int}}}$$

Potentiel électrique



Potentils chimiques

## C.2/ Application des relations de Nernst et Goldman

Potentiel d'équilibre d'un ion  $\neq$  potentiel mesuré avec des électrodes

➔ Tendence à la diffusion passive de cet ion

Contenu des compartiments = stable dans le temps

➔ Transport actif de cet ion qui contrebalance la diffusion passive

## C.2/ Modalités de transport ionique

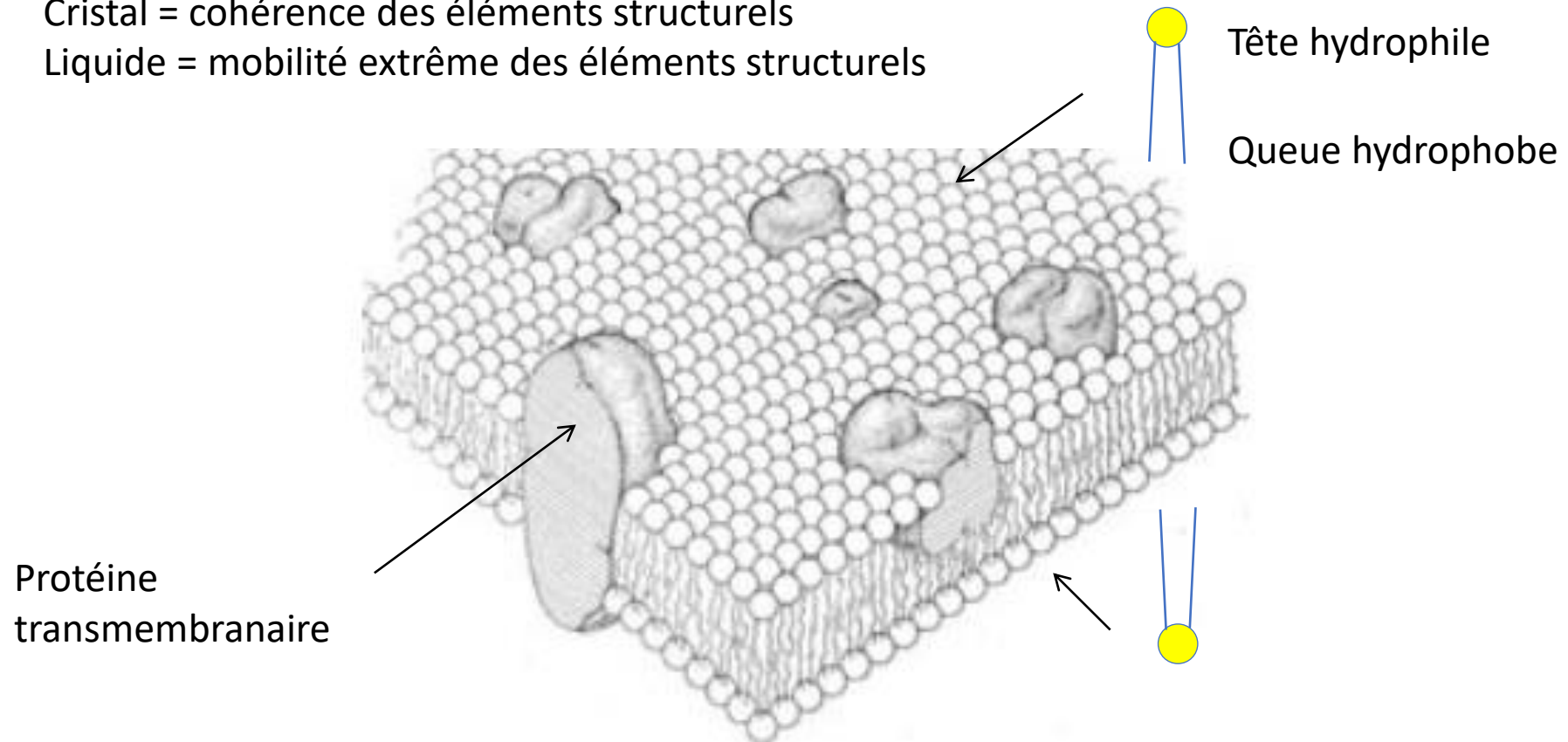
- Transport primairement actif : transport ionique avec consommation d'ATP
- Transport secondairement actif : transport d'au moins 2 solutés, l'un dans le sens inverse prédit par la différence de potentiel électrochimique, l'autre dans le sens prédit
- Transport passif : transport de soluté dans le sens prédit par la différence de potentiel électrochimique

# C.3/ Protéines transmembranaires et diffusion

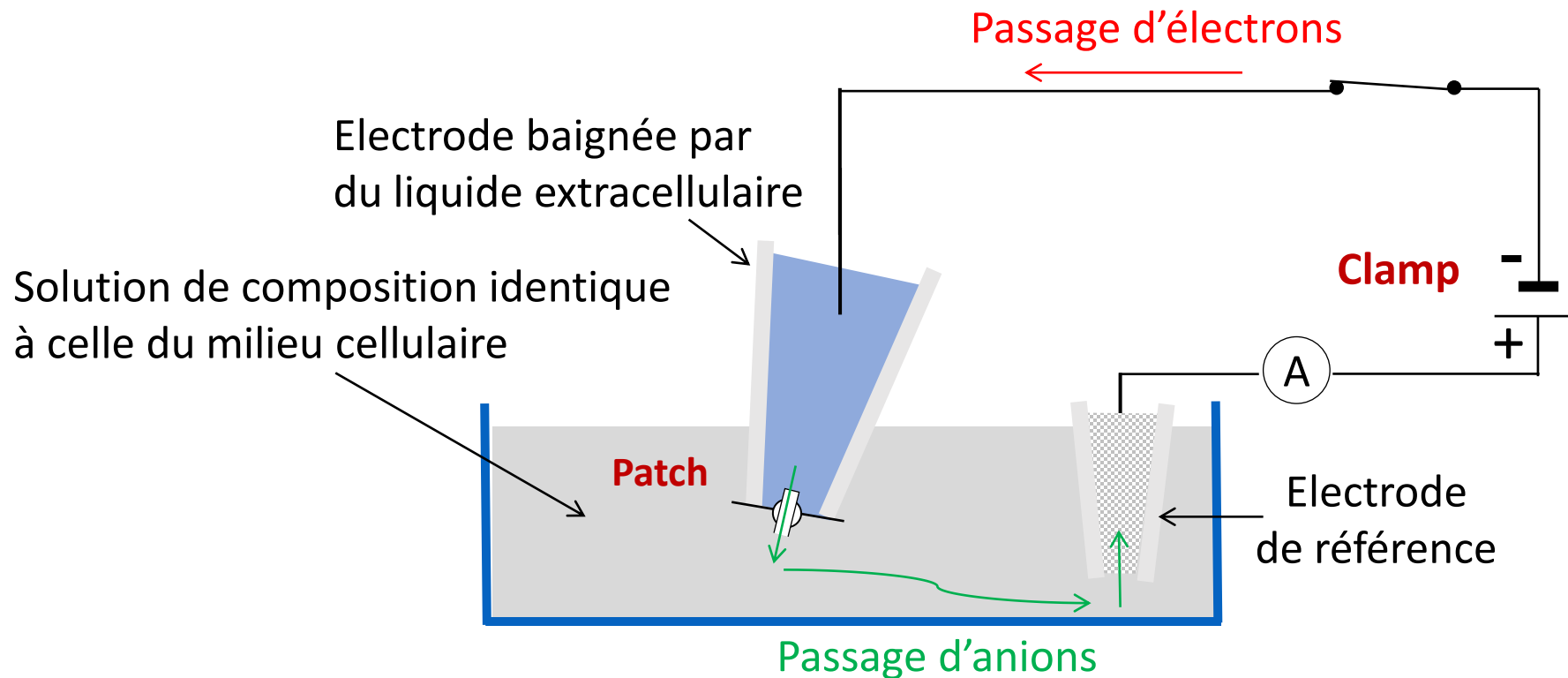
## Membrane plasmique = cristal liquide

Cristal = cohérence des éléments structuraux

Liquide = mobilité extrême des éléments structuraux



# C.3/ Montage électrique experimental Patch-Clamp

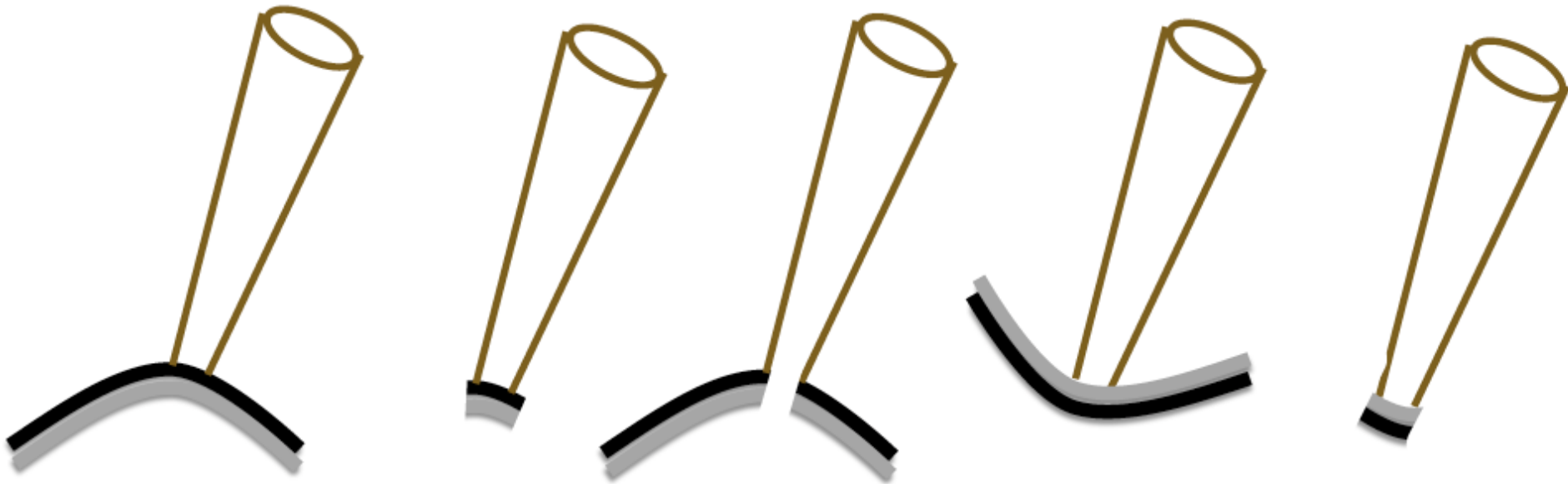


Prix Nobel de Physiologie et Médecine 1991  
Neher et Sackmann

Schéma simplifié du montage

## C.3/ Patch = membrane plasmique attachée

La fixation d'un fragment de membrane plasmique à l'extrémité d'une pipette de verre s'appelle le **patch**.



— Face externe de la membrane plasmique

— Face interne de la membrane plasmique

## C.3/ Clamp = voltage clampé

La loi d'Ohm s'applique au circuit. La mise sous tension du circuit électrique s'appelle le clamp parce qu'on fixe le voltage pour calculer la conductance.

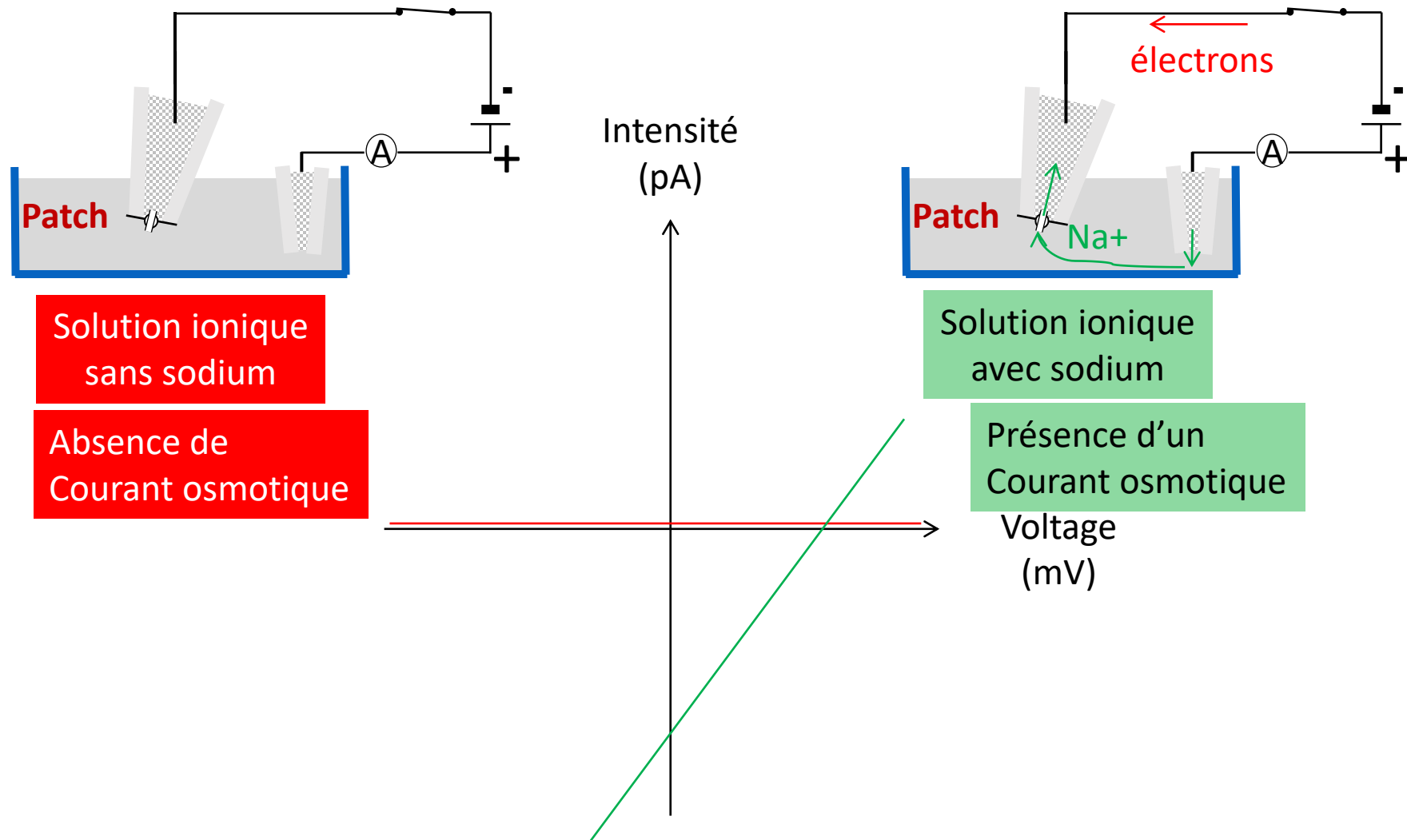
Mesurée avec  
un ampèremètre

$$\frac{\textit{Intensité}}{\textit{Voltage}} = \textit{Conduc tan ce}$$

Clampé

Calculée

# C.3/ Spécificité ionique d'un canal



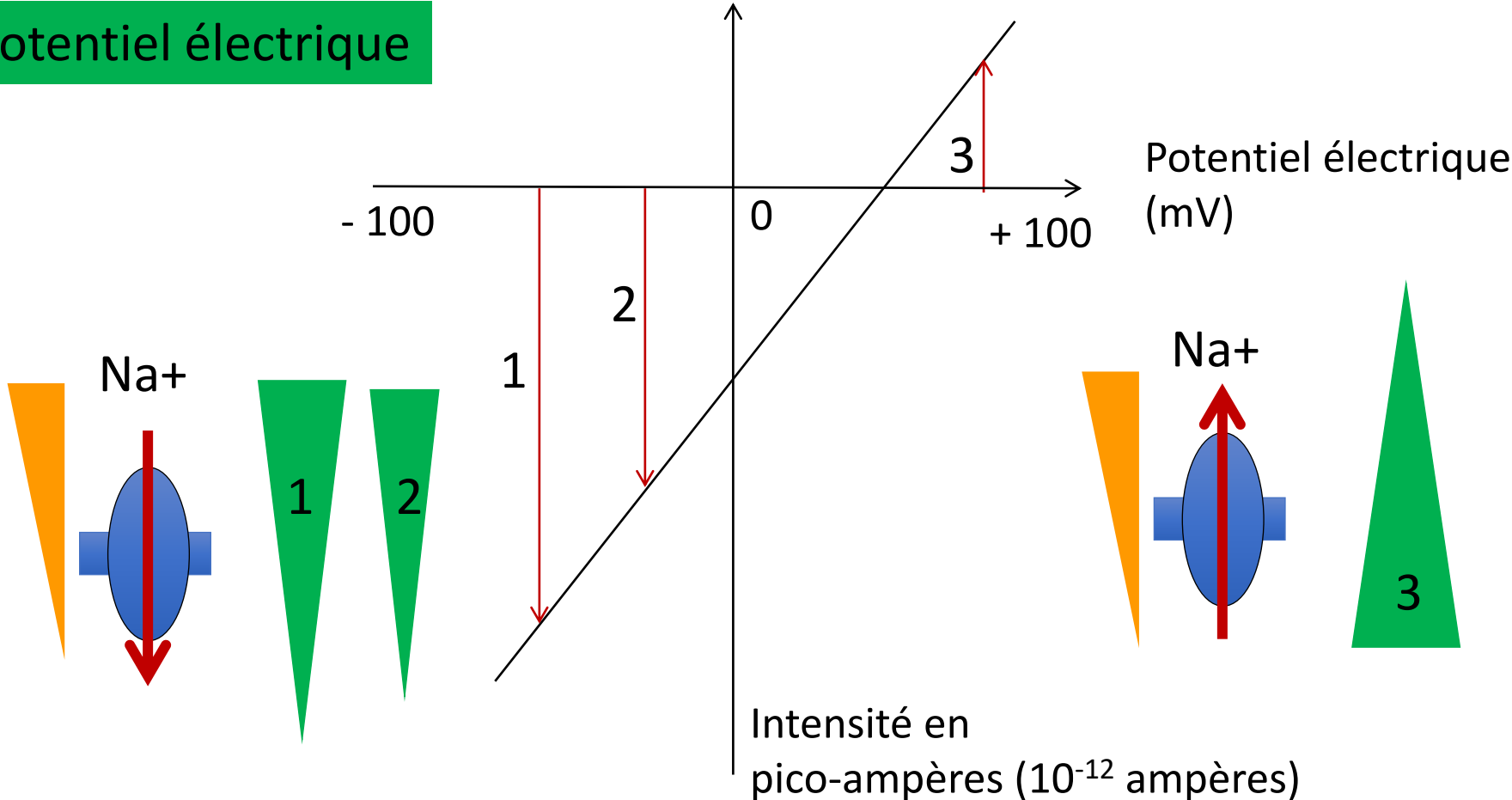
## C.3/ Conductance d'un canal

$$\frac{\textit{Intensité}}{\textit{Voltage}} = \textit{Conductance} = 4 \textit{pS}$$

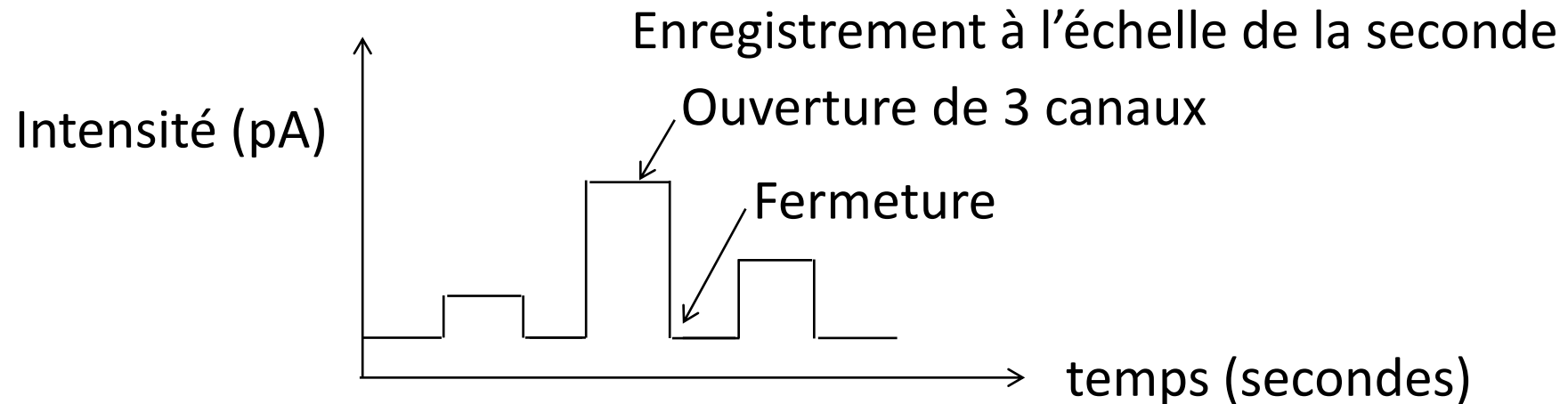
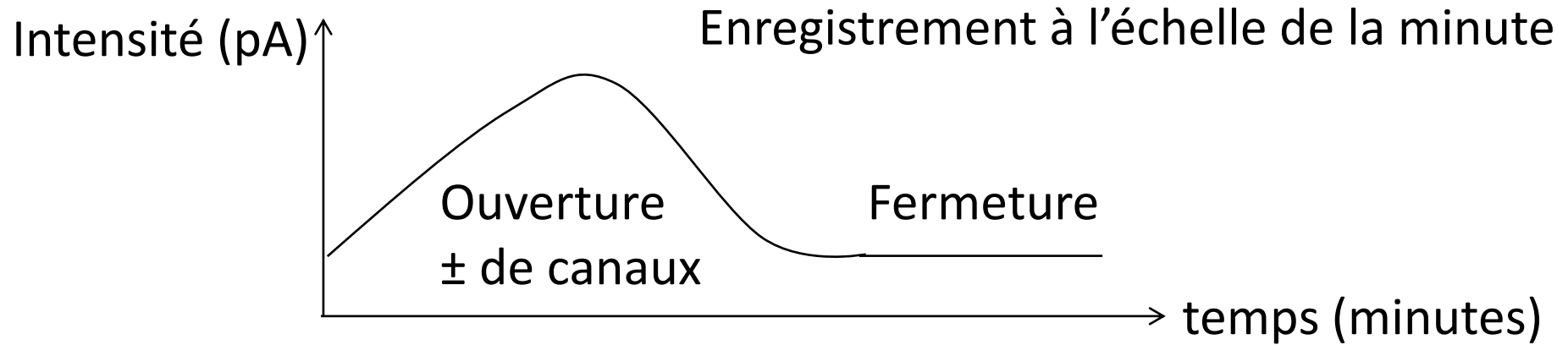
# C.3/ Relation intensité - voltage

Potentiel chimique

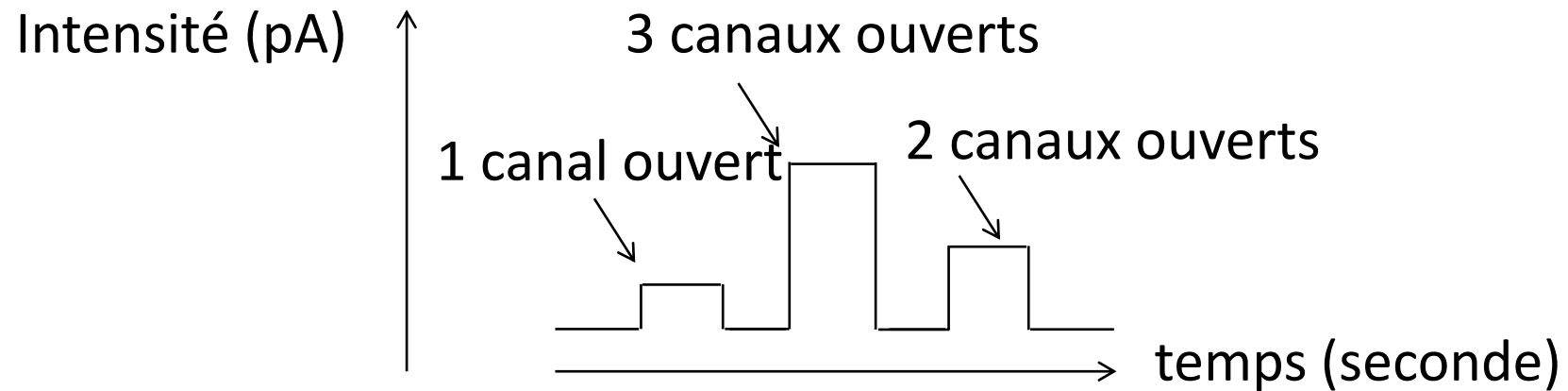
Potentiel électrique



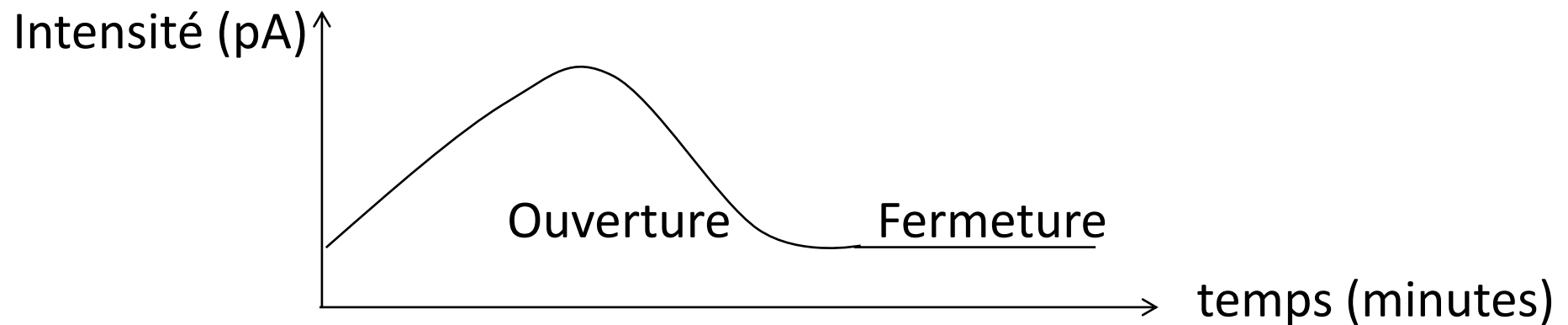
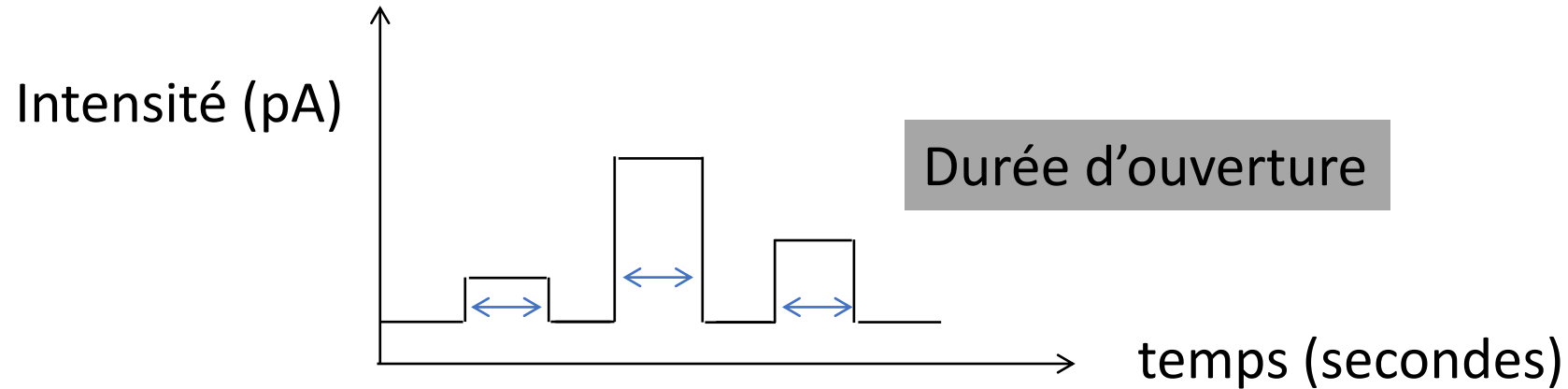
# C.3/ Ouverture du canal



## C.3/ Mesure du courant unitaire



## C.3/ Durée et probabilité d'ouverture



$$\text{Probabilité d'ouverture} = \frac{\text{Temps d'ouverture}}{\text{Durée d'enregistrement}}$$

## C.3/ Carte d'identité d'un canal

Sélectivité

Conductance

Forme de la relation Intensité-voltage

Probabilité d'ouverture

Durée d'ouverture

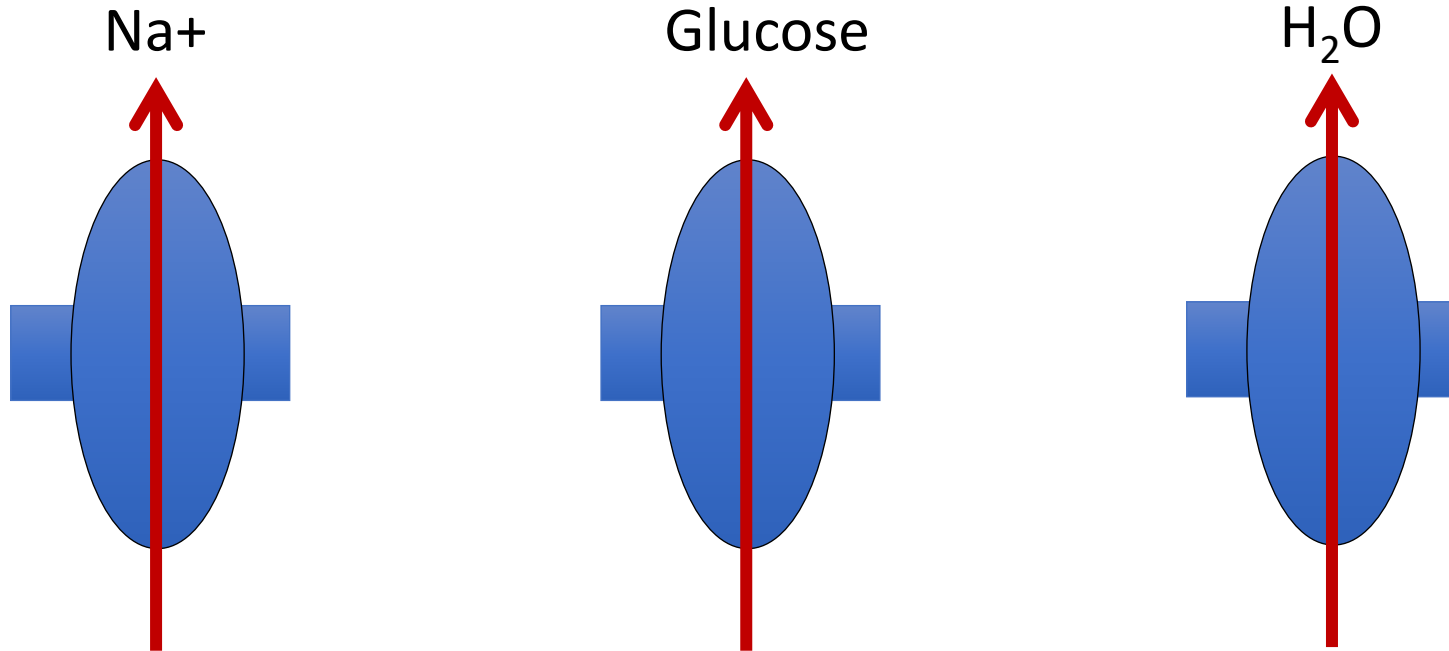
# C.3/ Applications physiologiques et médicales

(canal sodique épithélial)

Inhibiteur pharmacologique du canal sodique épithélial : amiloride.  
Médicament diurétique utilisé en traitement des oedèmes et des épanchements.

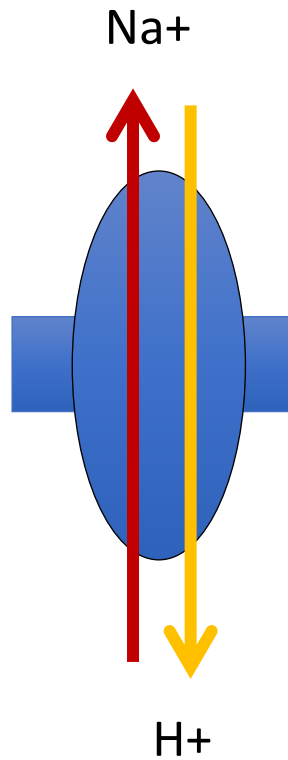
Compréhension de la régulation de la pression artérielle :  
La mutation du canal sodique entraîne des hyper- ou hypotensions artérielles sévères.

## C.3/ Les différents canaux

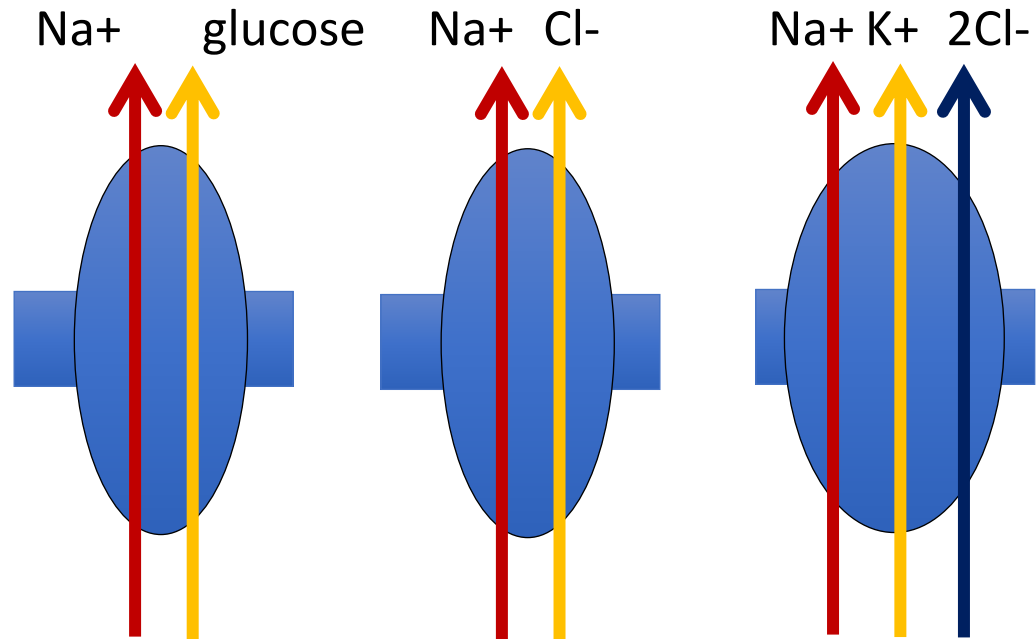


# C.3/ Les transporteurs couplés

ECHANGEUR



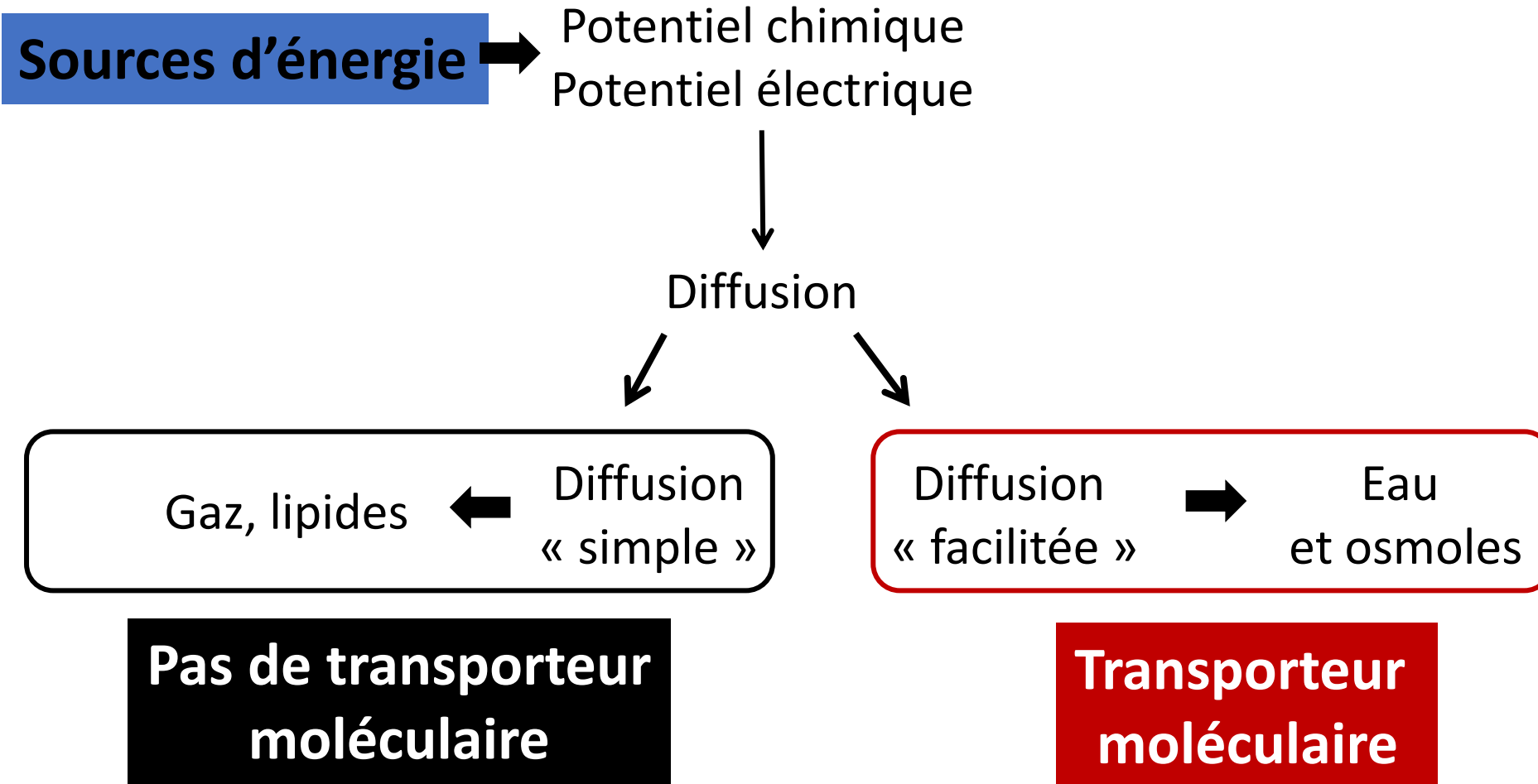
COTRANSPORTEUR



## C.3/ Les pompes (transport actif)

- Molécules de la famille ABC pour ATP Binding Cassette
- Pompes à sodium → Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>-ATPase
- Pompes à protons → H<sup>+</sup>-ATPase, H<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>-ATPases
- Ca<sup>++</sup>/Mg<sup>++</sup>-ATPase

## C.3/ Diffusion à travers la membrane plasmique



## C.4/ Particularités de la diffusion en physiologie

Diffusion facilitée par des molécules transmembranaires.

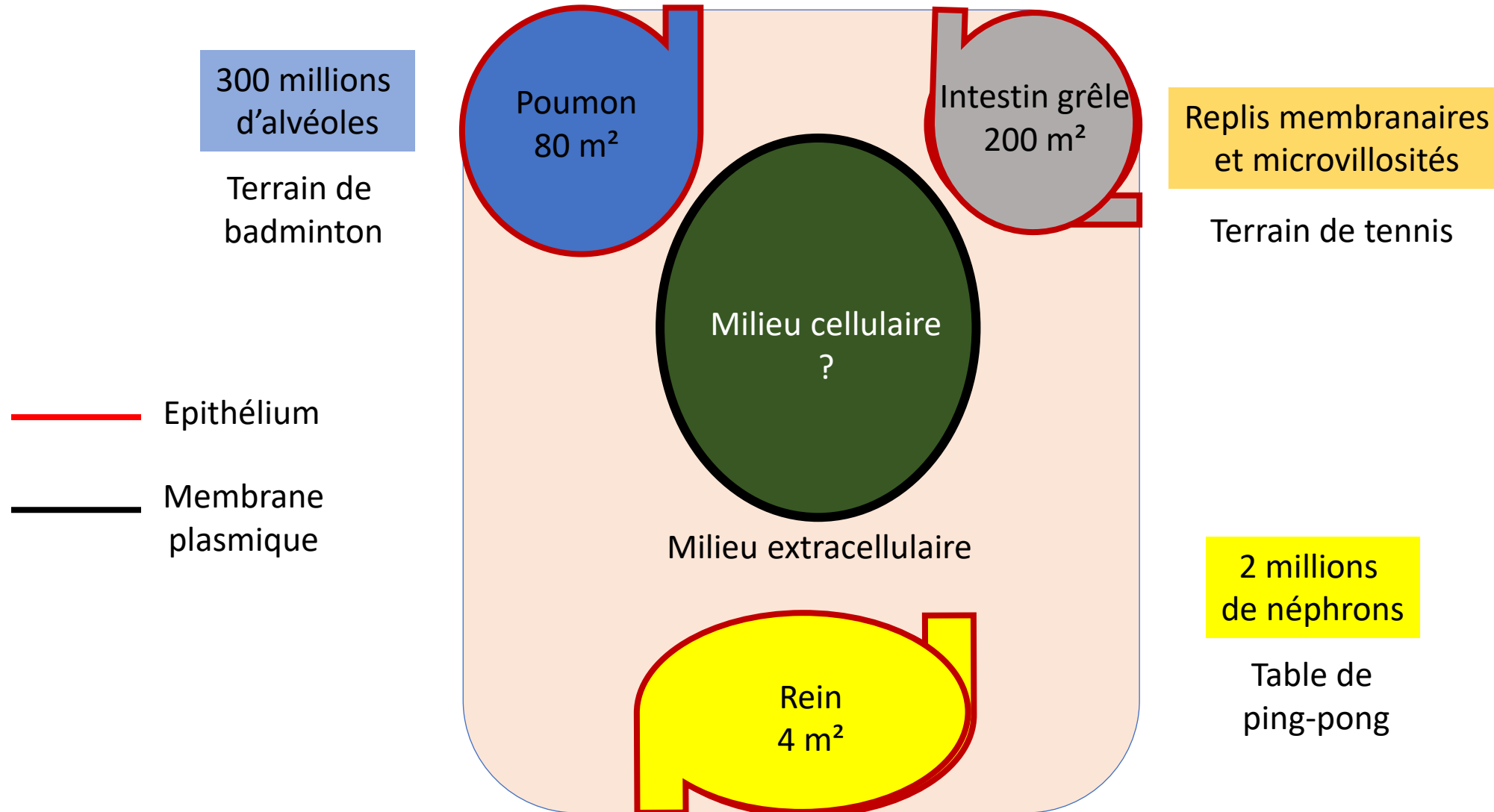
Diffusion proportionnelle

à la surface fonctionnelle d'échange;

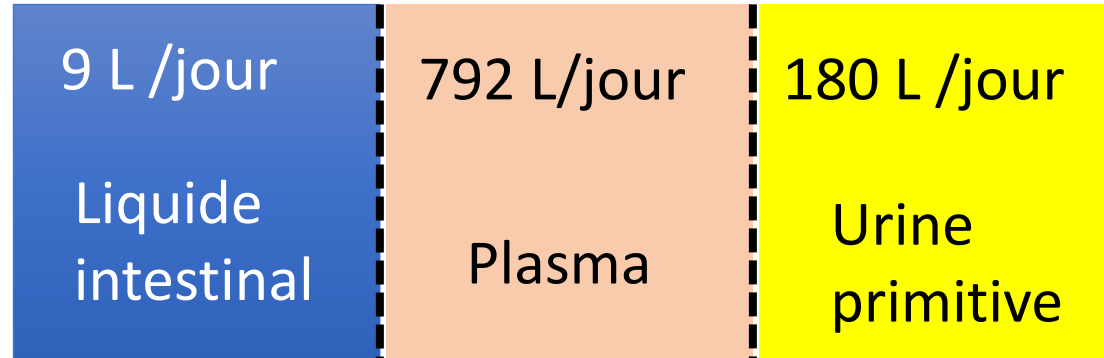
au débit des fluides de part et d'autre;

aux propriétés variables des membranes → objet de l'apprentissage ultérieur.

# C.4/ Diffusion : rôle limitant de la surface d'échange



## C.4/ Diffusion : rôle limitant du débit



Débit faible,  
temps de contact élevé,  
grande surface d'échange (200 m<sup>2</sup>).

### ***Malabsorption intestinale :***

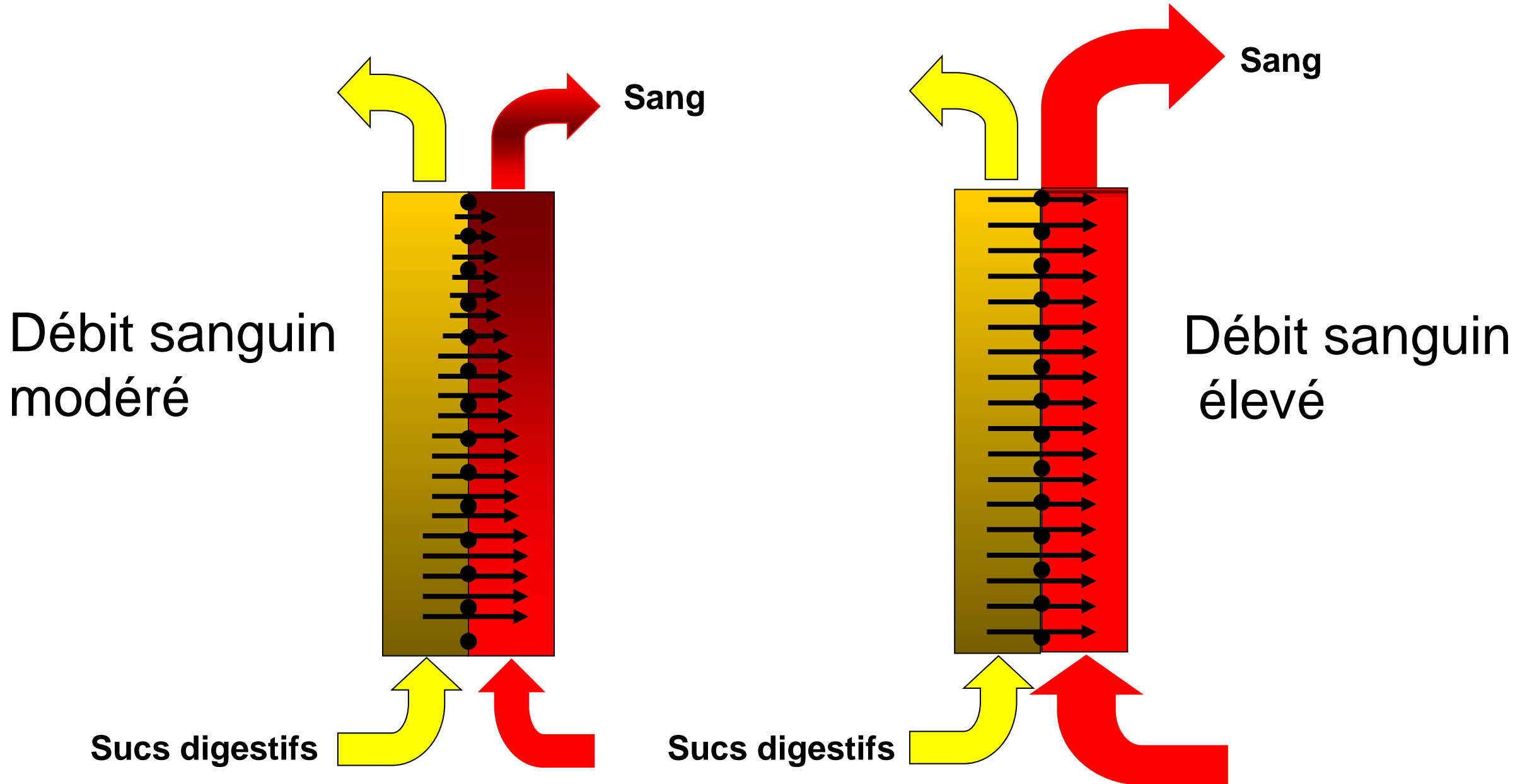
accélération du transit (diarrhée),  
réduction chirurgicale de la surface  
(cancer, maladies inflammatoires).

Débit élevé,  
temps de contact court,  
petite surface d'échange (4 m<sup>2</sup>).

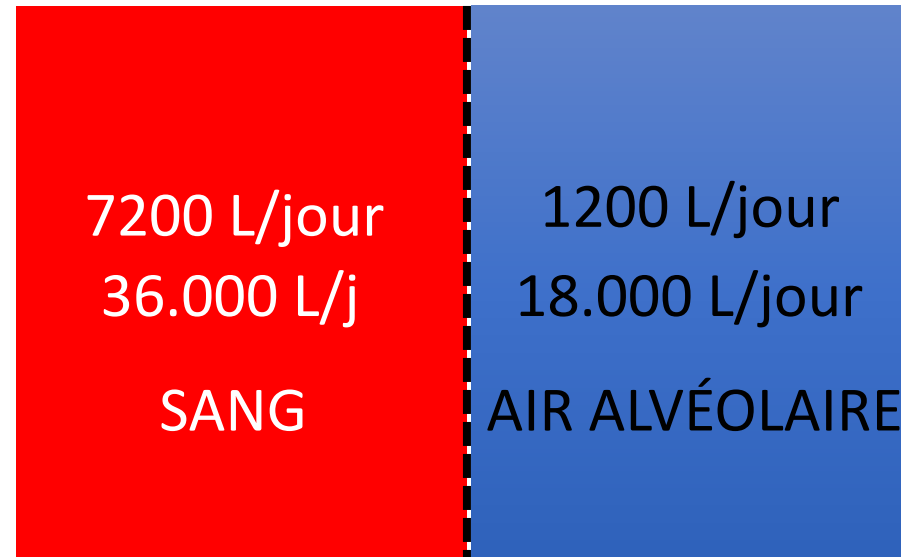
### ***Insuffisance rénale :***

↘ Débit d'urine primitive  
(perte de néphrons)

# C.4/ Rôle limitant du débit sanguin pour l'absorption intestinale



## C.4/ Rôle limitant du débit pour la diffusion des gaz à travers les capillaires pulmonaires



Débites très modulables (aérien x 15, sanguin x5),  
surface d'échange importante (80 m<sup>2</sup>) → échanges intenses.

***Insuffisance cardiaque*** : ↘ débit cardiaque;

***Insuffisance respiratoire*** : ↘ surface d'échange air/sang.

# Plan du cours 1

A/ Méthode pour étudier la physiologie

B/ Etude du compartiment sanguin

B.1/ Mesure du volume sanguin

B.2/ Mesure du débit sanguin

B.3/ Mesure de la pression sanguine

C/ Echange à travers les membranes plasmiques

C.1/ Diffusion

C.2/ Potentiel chimique et électrique

C.3/ Transporteurs moléculaires

C.4/ Particularités de la diffusion en physiologie

D/ Echange à travers les parois capillaires

D.1/ Filtration

D.2/ Différents types de capillaires

E/ Rôle des canaux dans le potentiel de membrane

E.1/ Potentiel de repos

E.2/ Potentiels d'action

# D.1/ Composition et séparation des compartiments fonctionnels

Membrane  
plasmique

Capillaires

Epithélium

mmol/l	Liquide cellulaire		Liquide interstitiel		Plasma		Milieus extérieurs
Na <sup>+</sup>	10		144		140 ± 5		...
K <sup>+</sup>	160		4		4,0 ± 0,5		...
Ca <sup>++</sup> ionisé	variable		1,5		1,25 ± 0,05		...
Mg <sup>++</sup> ionisé	19		1		0,90 ± 0,10		...
Cl <sup>-</sup>	6		114		100 ± 10		...
HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	8		29		24 ± 2		...
Phosphates	87,5		1,25		1,25 ± 0,25		...
Protéines	3,5 (245 g/l)		0,25 (17 g/l)		1 (70 g/l)		...

# D.1/ Filtration : membrane des capillaires

c = capillaire

i = interstitiel

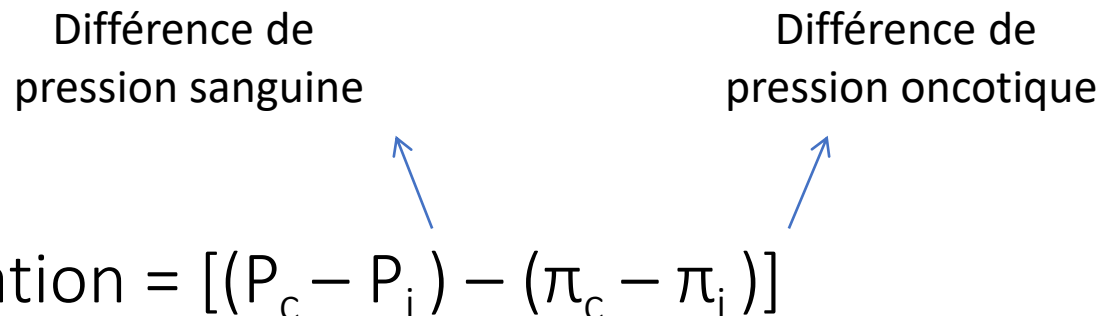
P = pression sanguine

$\pi$  = pression oncotique

## Relation de Starling

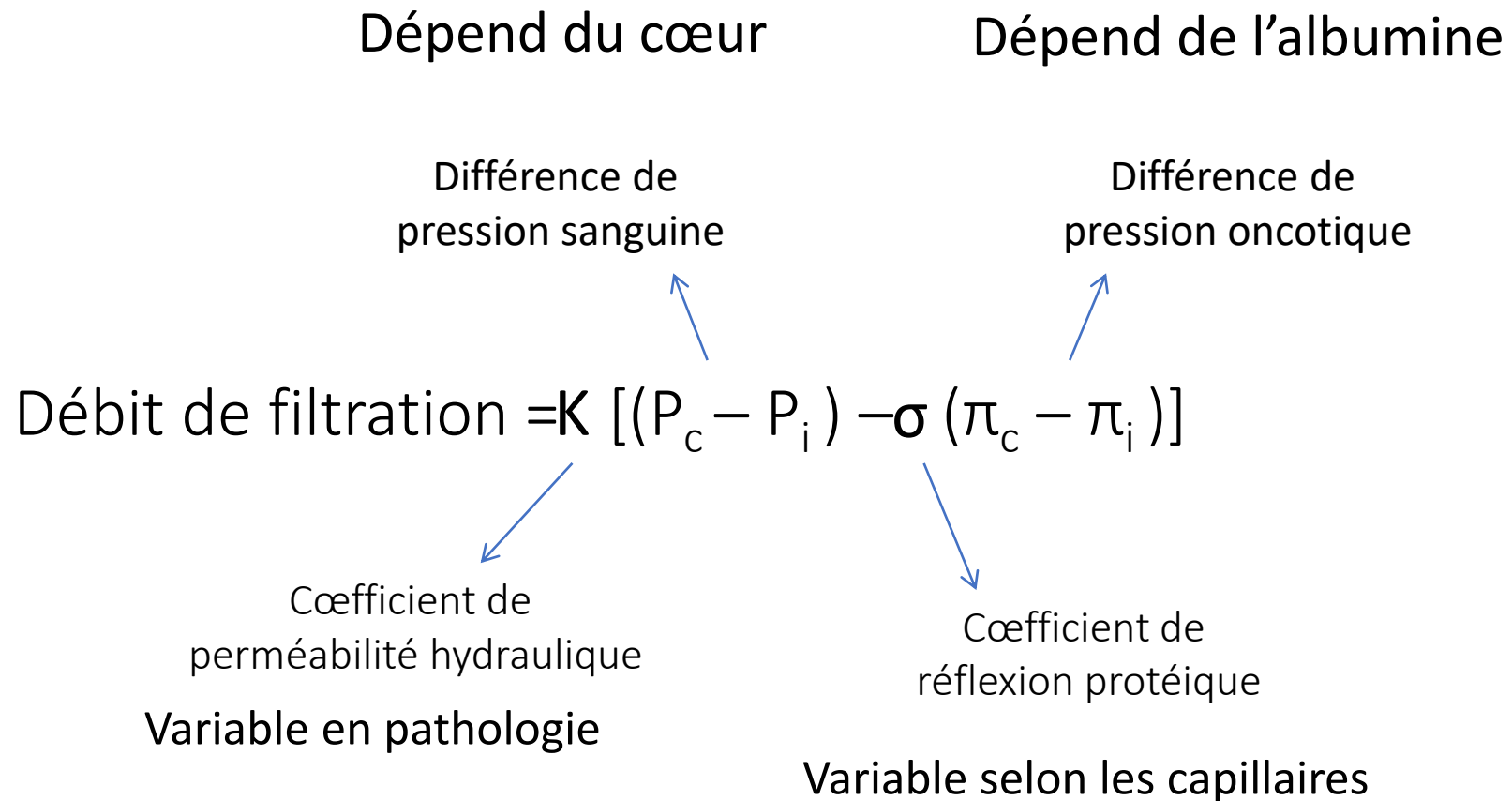
Différence de  
pression sanguine

Différence de  
pression oncotique

$$\text{Débit de filtration} = [(P_c - P_i) - (\pi_c - \pi_i)]$$


Pression oncotique  $\approx$  pression osmotique pour les grosses molécules (oncos = massif)

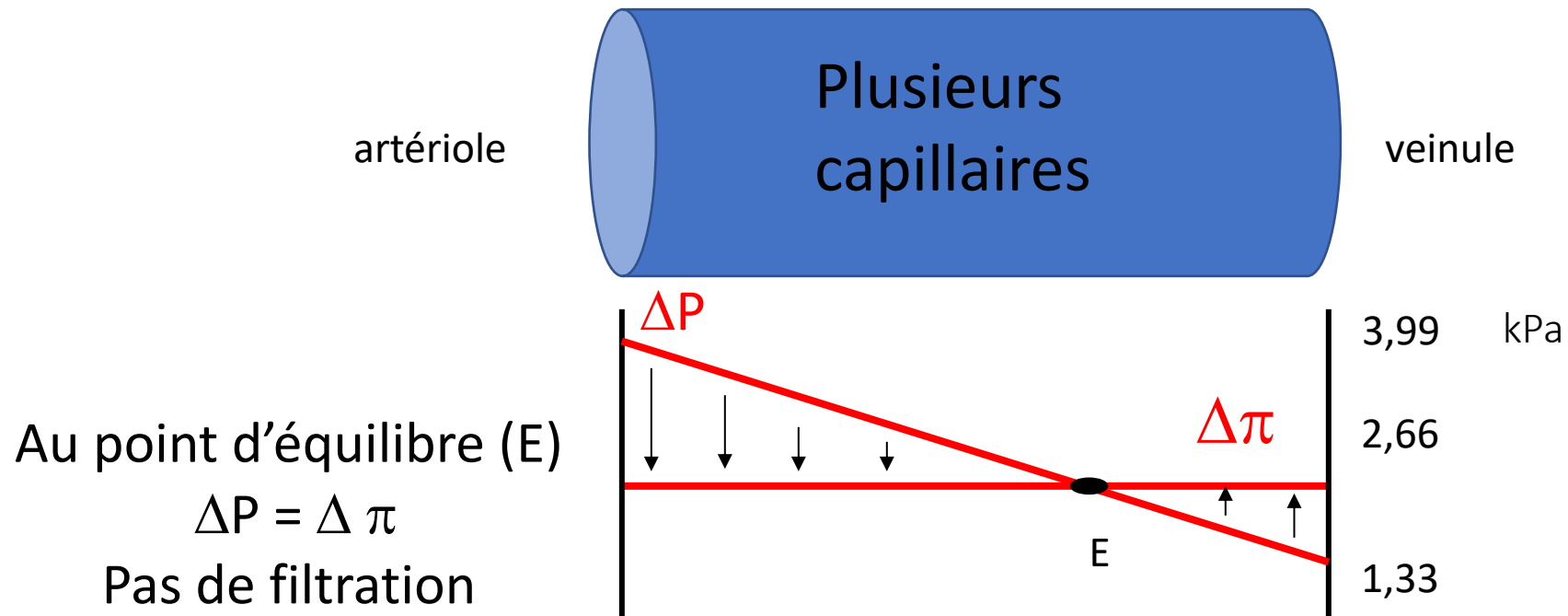
# D.1/ Filtration : membrane des capillaires



## D.2/ Capillaires sanguins « standards »

$\Delta P$  = différence de pression sanguine

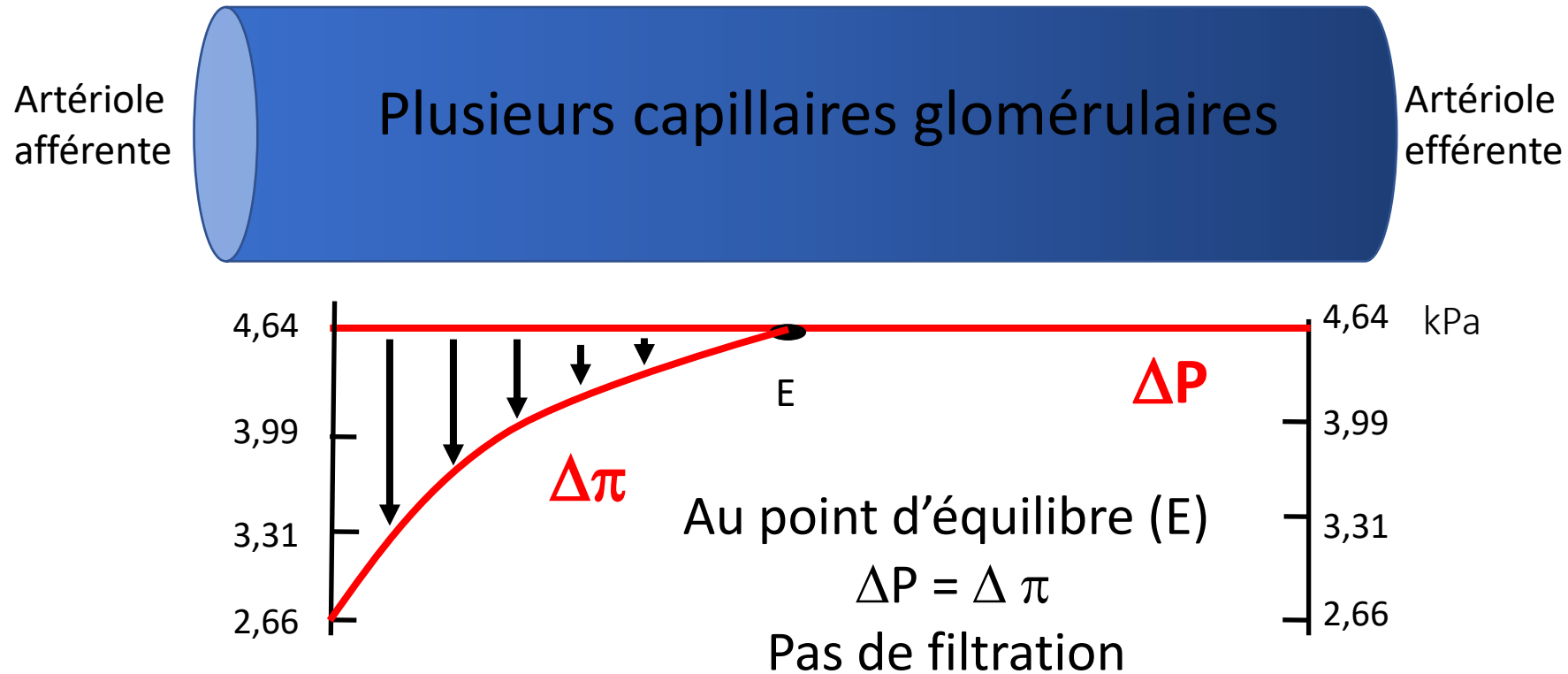
$\Delta \pi$  = différence de pression oncotique



## D.2/ Capillaires glomérulaires rénaux

$\Delta P$  = différence de pression sanguine

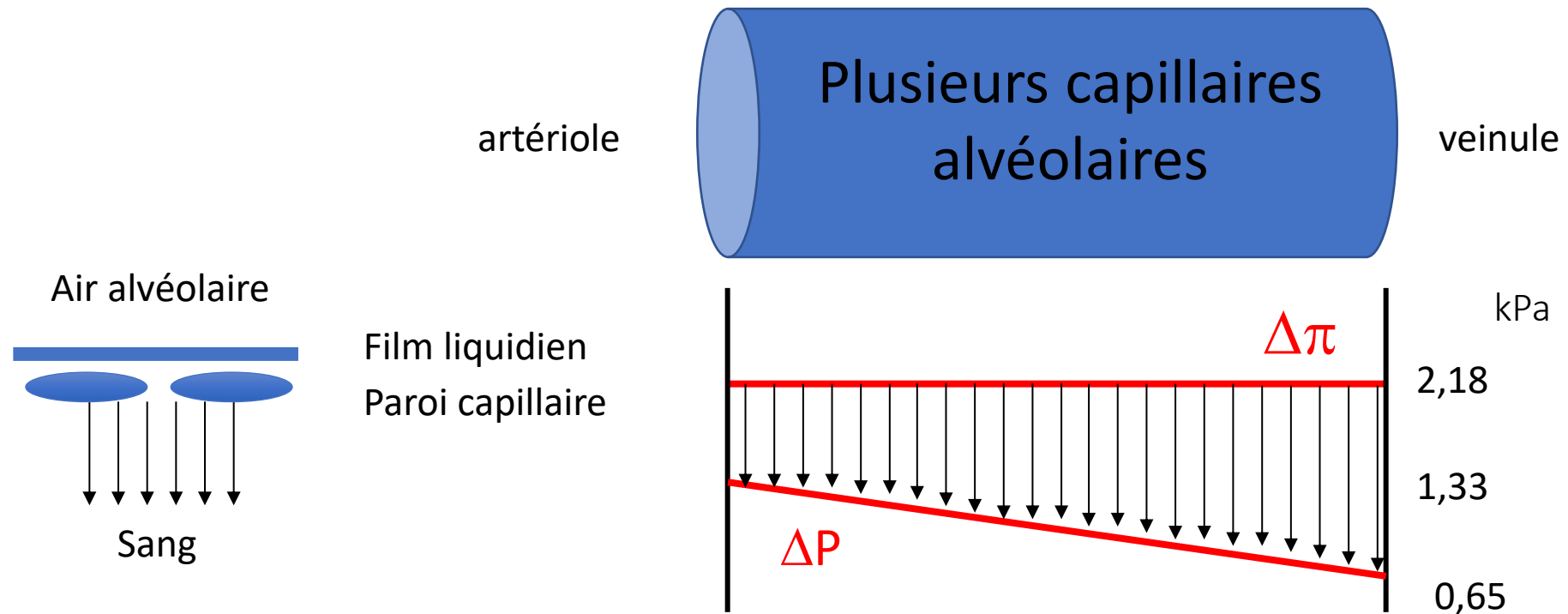
$\Delta \pi$  = différence de pression oncotique



## D.2/ Capillaires alvéolaires pulmonaires

$\Delta P$  = différence de pression sanguine

$\Delta \pi$  = différence de pression oncotique



## D.2/ Filtration et diffusion dans les capillaires sanguins

### Membrane capillaire

Plasma	-	█	+	Liquide interstitiel
	-	█	+	
	-	█	+	
Na <sup>+</sup> = 150 mmol/kg d'eau	-	█	+	Na <sup>+</sup> = 144 mmol/kg d'eau
	-	█	+	
	-	█	+	
Cl <sup>-</sup> = 109 mmol/kg d'eau	-	█	+	Cl <sup>-</sup> = 114 mmol/kg d'eau
	-	█	+	
	-	█	+	
Protéines = 70 g/l	-	█	+	Protéines = 17 g/l
	-	█	+	
Somme des anions = somme des cations	-	█	+	Somme des anions = somme des cations

# Plan du cours 1

A/ Méthode pour étudier la physiologie

B/ Etude du compartiment sanguin

B.1/ Mesure du volume sanguin

B.2/ Mesure du débit sanguin

B.3/ Mesure de la pression sanguine

C/ Echange à travers les membranes plasmique

C.1/ Diffusion

C.2/ Potentiel chimique et électrique

C.3/ Transporteurs moléculaires

C.4/ Particularités de la diffusion en physiologie

D/ Echange à travers les parois capillaires

D.1/ Filtration

D.2/ Différents types de capillaires

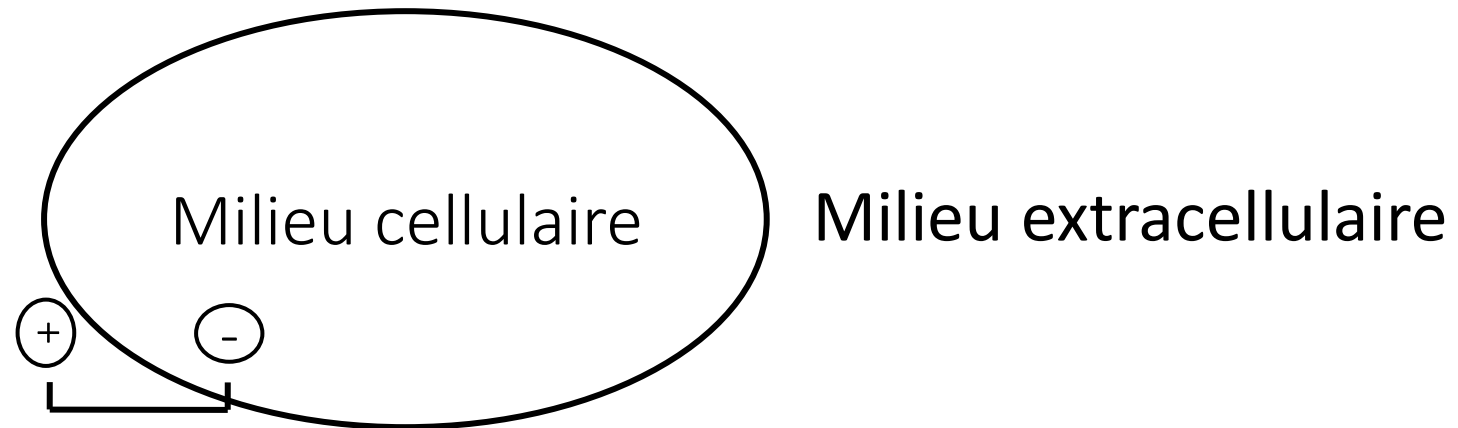
E/ Rôle des canaux dans le potentiel de membrane

E.1/ Potentiel de repos

E.2/ Potentiels d'action

## E.1/ Existence d'un potentiel électrique transmembranaire

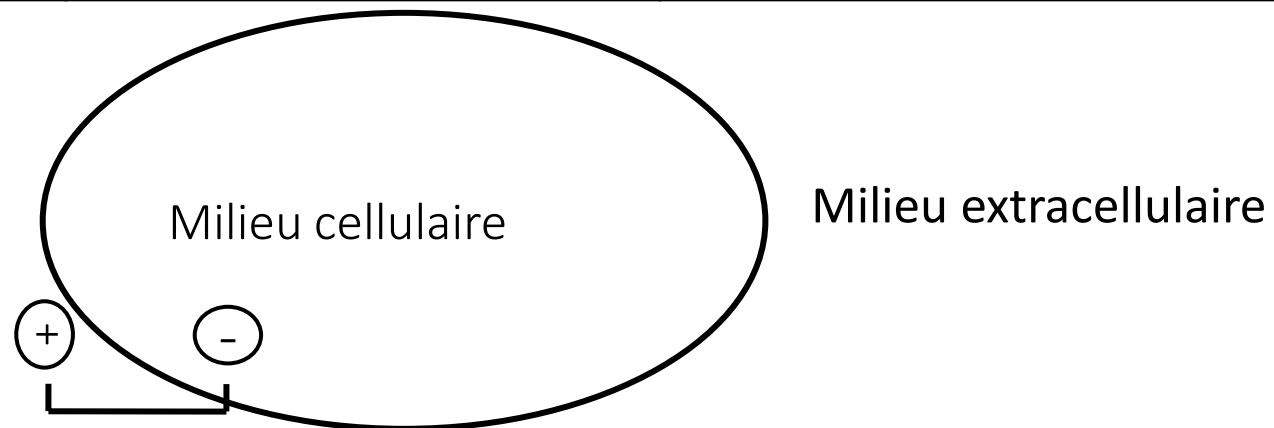
Potentiel transmembranaire mesuré au repos = - 80 mv



## E.1/ Asymétrie de composition ionique et potentiel électrique membranaire

Différence de potentiel électrique	Côté interne de la membrane (chargé -)	Côté externe de la membrane (chargé +)
Na <sup>+</sup>	10 mmol/L	144 mmol/L
K <sup>+</sup>	160 mmol/L	4 mmol/L
Cl <sup>-</sup>	6 mmol/L	114 mmol/L

Potentiel cellulaire  
moyen = - 80 mv



# E.1/ Application de la relation de Nernst

## Relation de Nernst

Potentiel électrique + potentiel chimique = 0

$$\text{Potentiel d'équilibre} = -\frac{RT}{zF} \ln \frac{[cation]_{\text{intracellulaire}}}{[cation]_{\text{extracellulaire}}}$$

$$\text{à } 37^{\circ}\text{C} = -60 \text{ mV} \log \frac{[cation]_{\text{intracellulaire}}}{[cation]_{\text{extracellulaire}}}$$

[ion] = concentration ionique

# E.1/ Interprétation de la relation de Nernst

La relation de Nernst permet de calculer le potentiel d'équilibre d'un ion en connaissant les concentrations ioniques de part et d'autre de la membrane.

Valeur calculée = valeur mesurée pour un ion

Présence d'une diffusion

Hypothèse d'un « canal » ouvert

Valeur calculée  $\neq$  valeur mesurée pour un ion

Présence d'une moindre diffusion

Hypothèse d'un canal ionique peu ouvert

## E.1/ Interprétation de la relation de Nernst

En ouvrant et fermant ses canaux, une cellule peut faire varier son potentiel dans une gamme d'environ 150 mV.

## E.1/ Ion chlorure

Potentiel transmembranaire mesuré au repos = - 80 mv

$$\text{Potentiel d'équilibre du chlorure} = -\frac{RT}{zF} \ln \frac{[Cl^-]_{\text{extracellulaire}}}{[Cl^-]_{\text{intracellulaire}}} \gg -80 \text{ mv}$$

$$\text{Potentiel d'équilibre du chlorure} = -60 \text{ mv} \log \frac{114}{6} \gg -80 \text{ mv}$$

**Le potentiel électrique calculé pour le chlorure est quasiment égal au potentiel transmembranaire mesuré avec des électrodes:  
le Cl<sup>-</sup> est à l'équilibre, les canaux perméables au chlorure sont ouverts**

## E.1/ Ions sodium et potassium

Potentiel transmembranaire mesuré au repos = - 80 mv

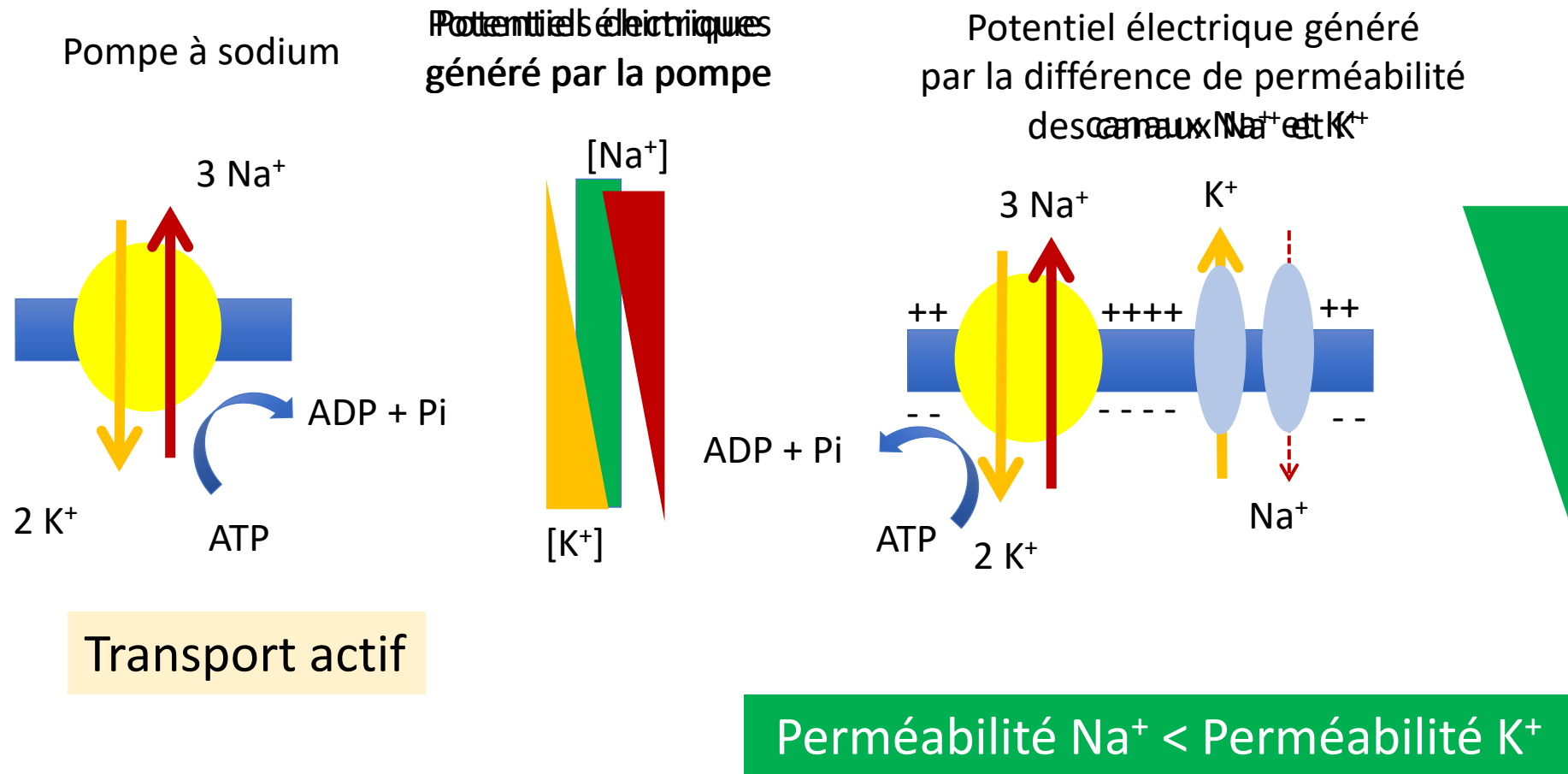
$$\text{Potentiel d'équilibre du sodium} = -\frac{RT}{zF} \ln \frac{\text{é}Na^+ \text{ú}_{\text{intracellulaire}}}{\text{é}Na^+ \text{ú}_{\text{extracellulaire}}} \gg 70 \text{ mv}$$

$$\text{Potentiel d'équilibre du potassium} = -\frac{RT}{zF} \ln \frac{\text{é}K^+ \text{ú}_{\text{intracellulaire}}}{\text{é}K^+ \text{ú}_{\text{extracellulaire}}} \gg -96 \text{ mv}$$

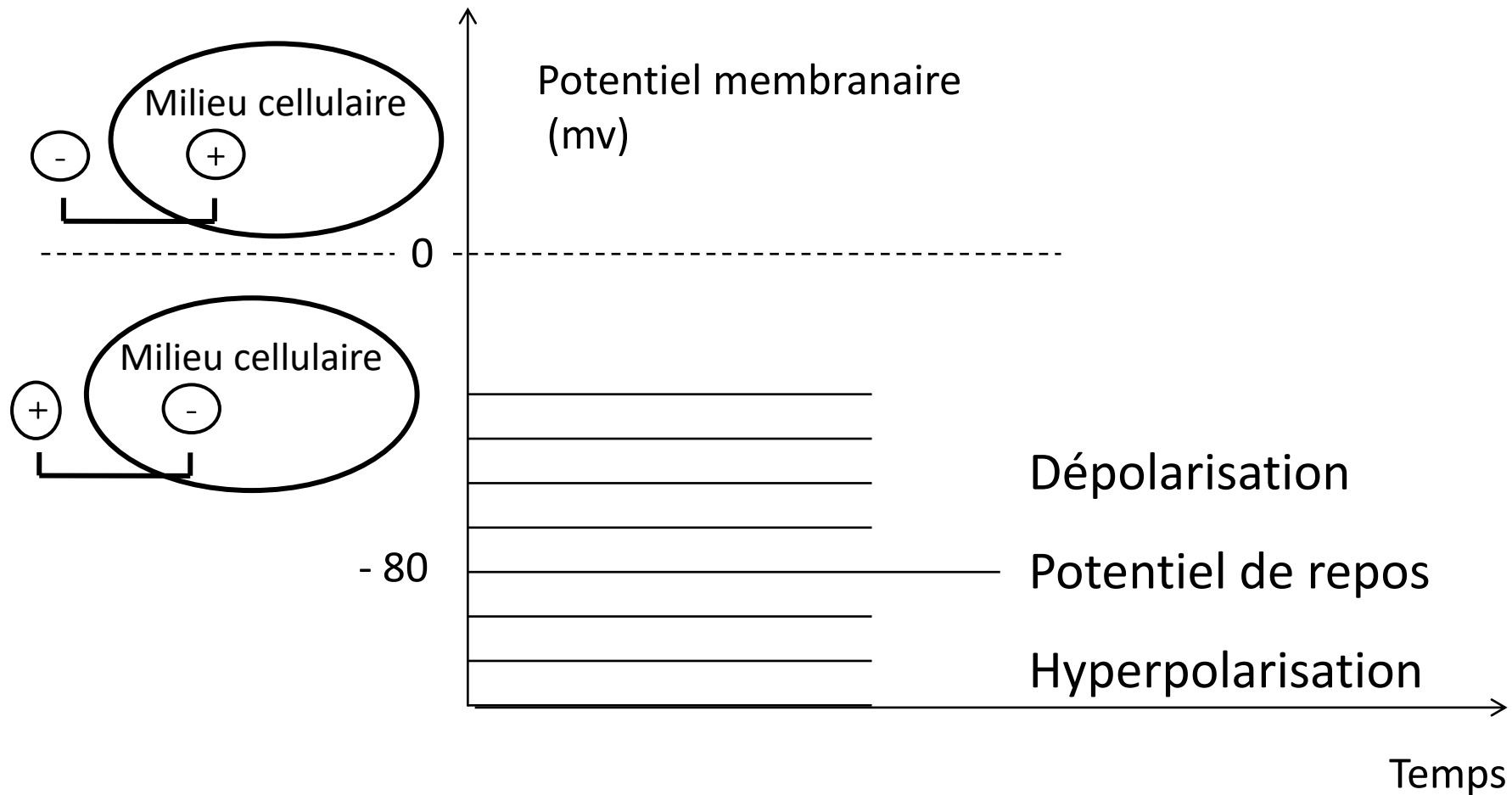
**Le potentiel électrique calculé pour le potassium est beaucoup plus proche du potentiel transmembranaire mesuré que le potentiel calculé pour le sodium : les canaux potassiques sont beaucoup plus ouverts que les canaux sodiques.**

# La pompe à sodium maintient l'asymétrie de répartition ionique

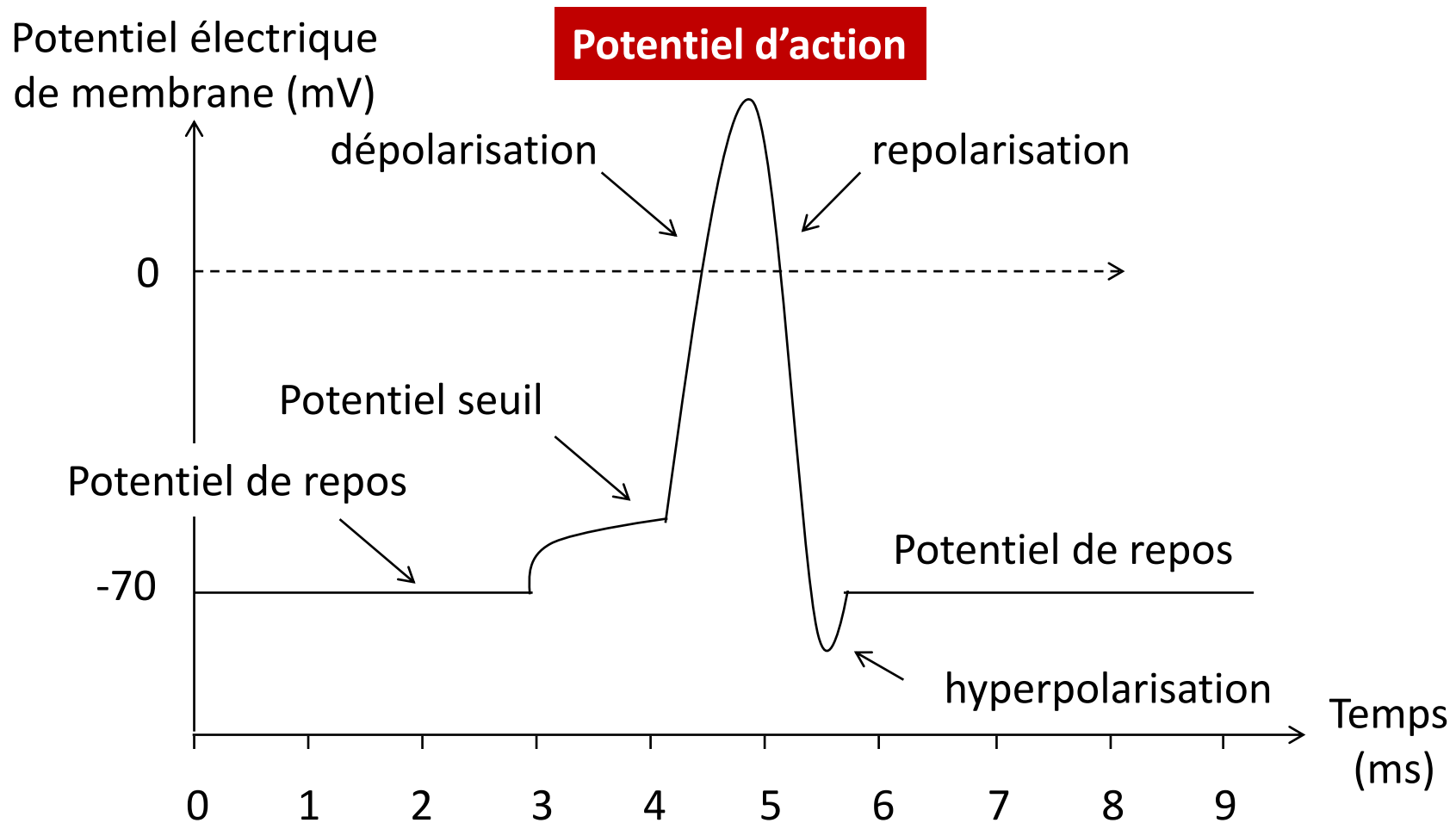
## La différence de perméabilité des canaux $\text{Na}^+$ et $\text{K}^+$ crée la différence de potentiel



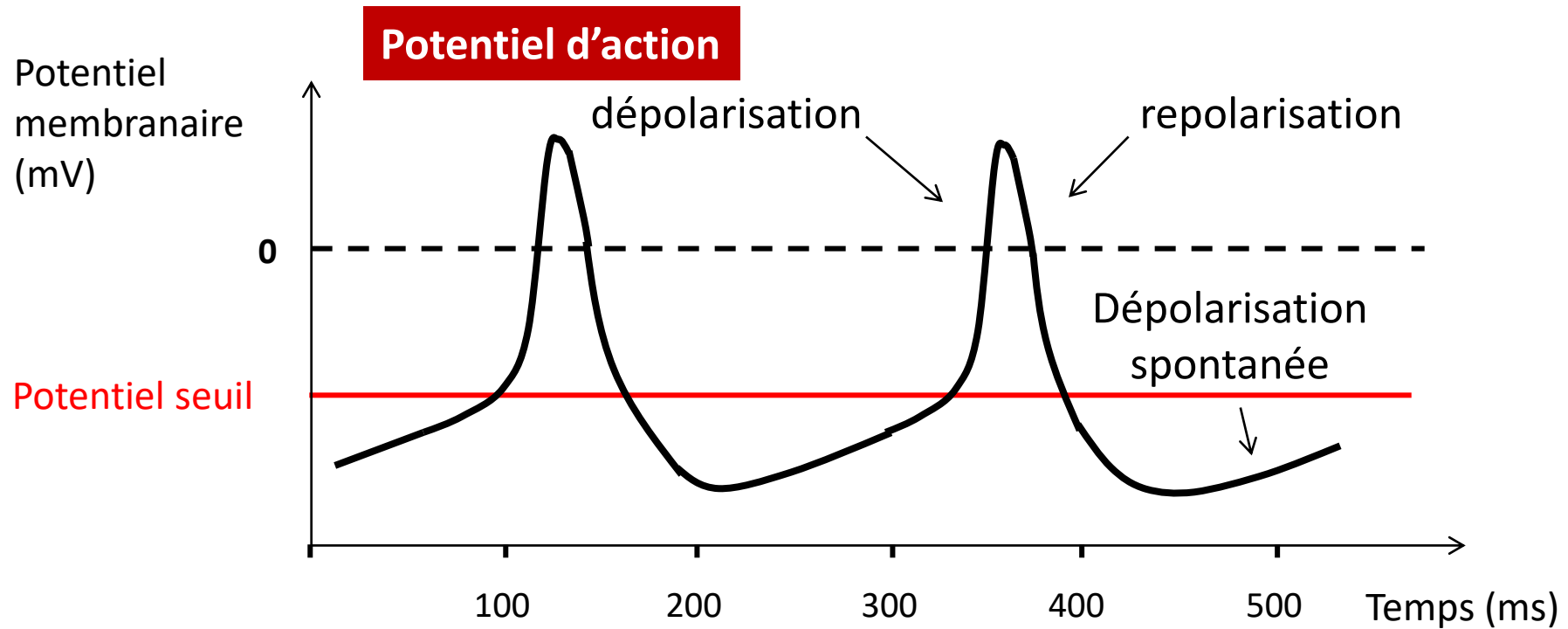
# E.2/ Dépolarisation et hyperpolarisation



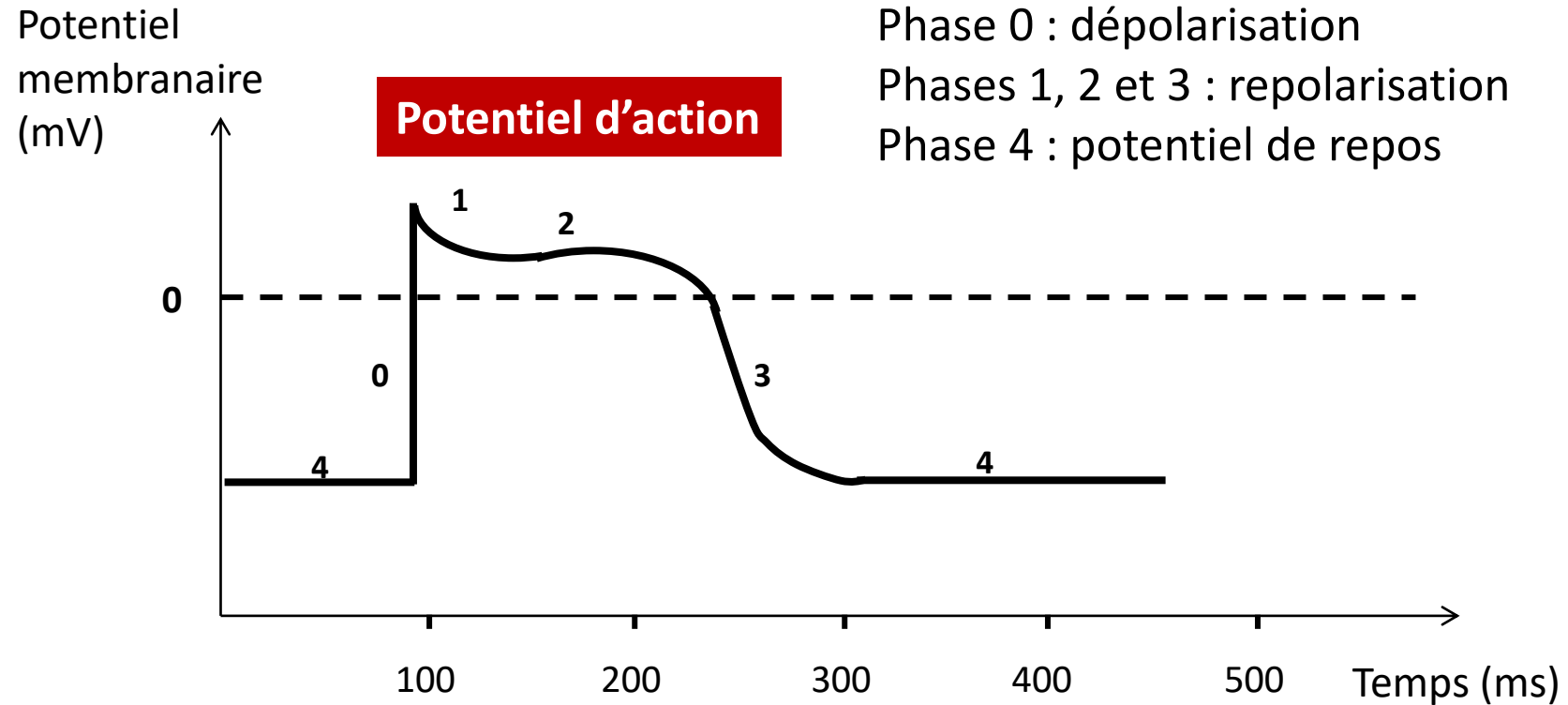
## E.2/ Potentiel d'action (neurone et axone)



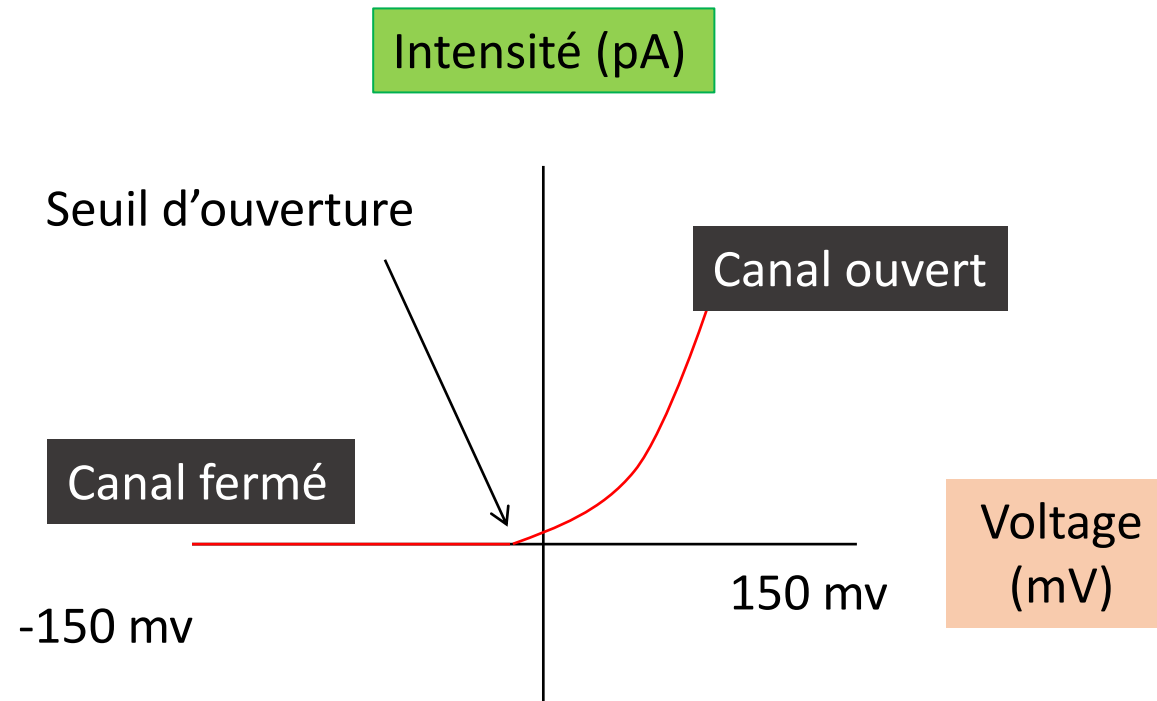
## E.2/ Potentiel d'action de la cellule nodale



## E.2/ Potentiel d'action du cardiomyocyte



# E.2/ Canal voltage-dépendant



## E.2/ Canaux sodiques

### **Cardiomyocyte et axone**

Les canaux sodiques sont voltage-dépendants.

Ils sont responsables de la phase 0 du potentiel d'action du cardiomyocyte

Ils sont responsables de la phase de dépolarisation de l'axone

### **Cellule nodale**

Les canaux sodiques de type F (Funny) s'ouvrent spontanément.

Ils sont responsables de la dépolarisation spontanée.

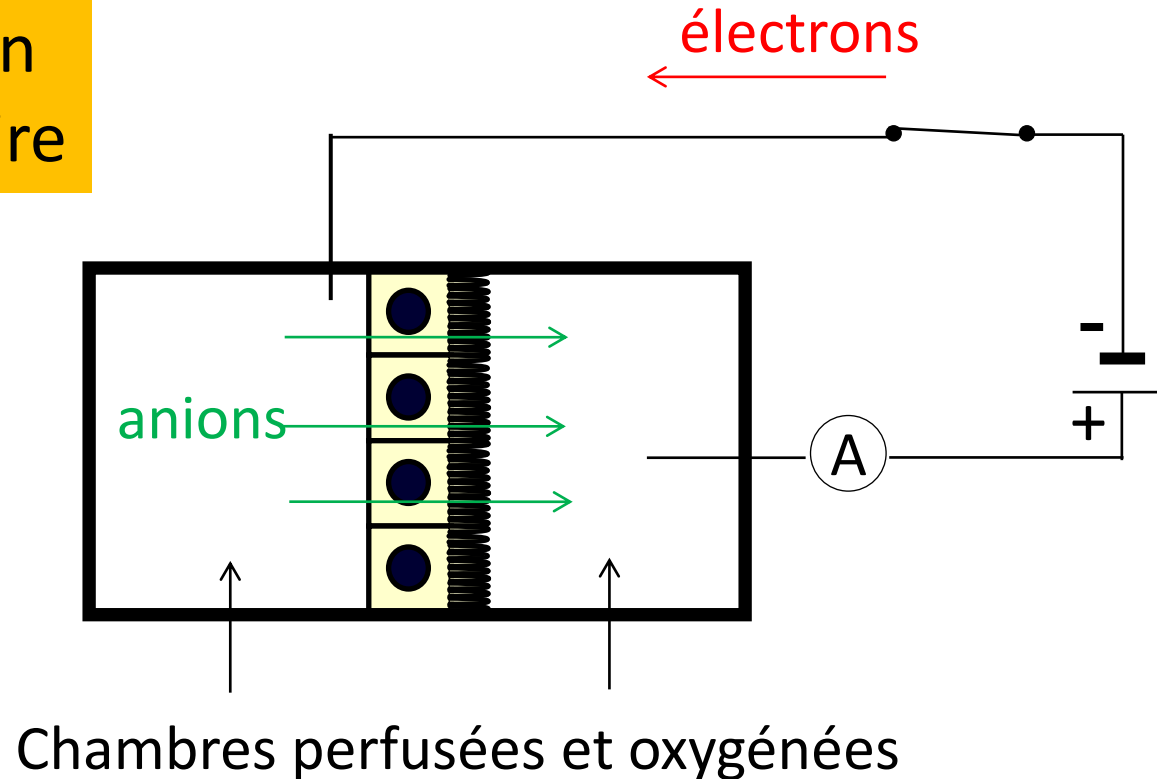
↗ perméabilité par l'adrénaline

Diffusion à travers deux membranes plasmiques parallèles

Cas des épithéliums

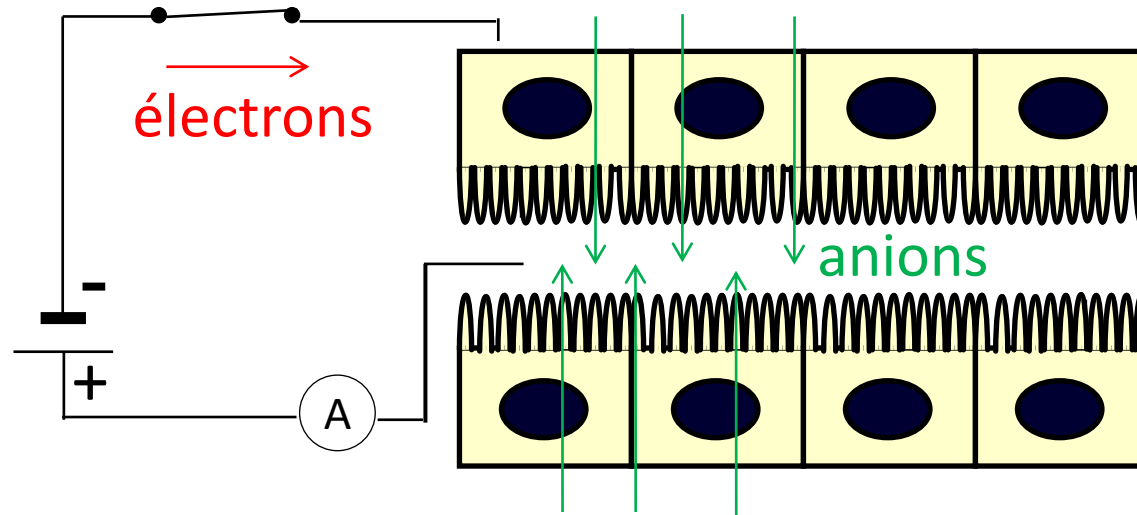
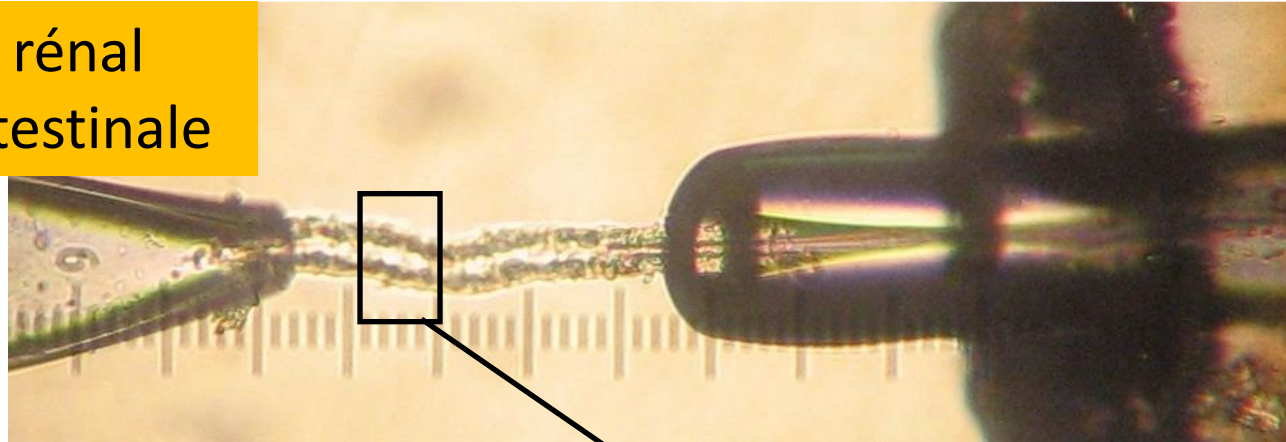
# Etude des épithéliums plans avec la chambre d'Ussing

Épithélium plan  
culture cellulaire



# Etude des épithéliums cylindriques par microperfusion in vitro

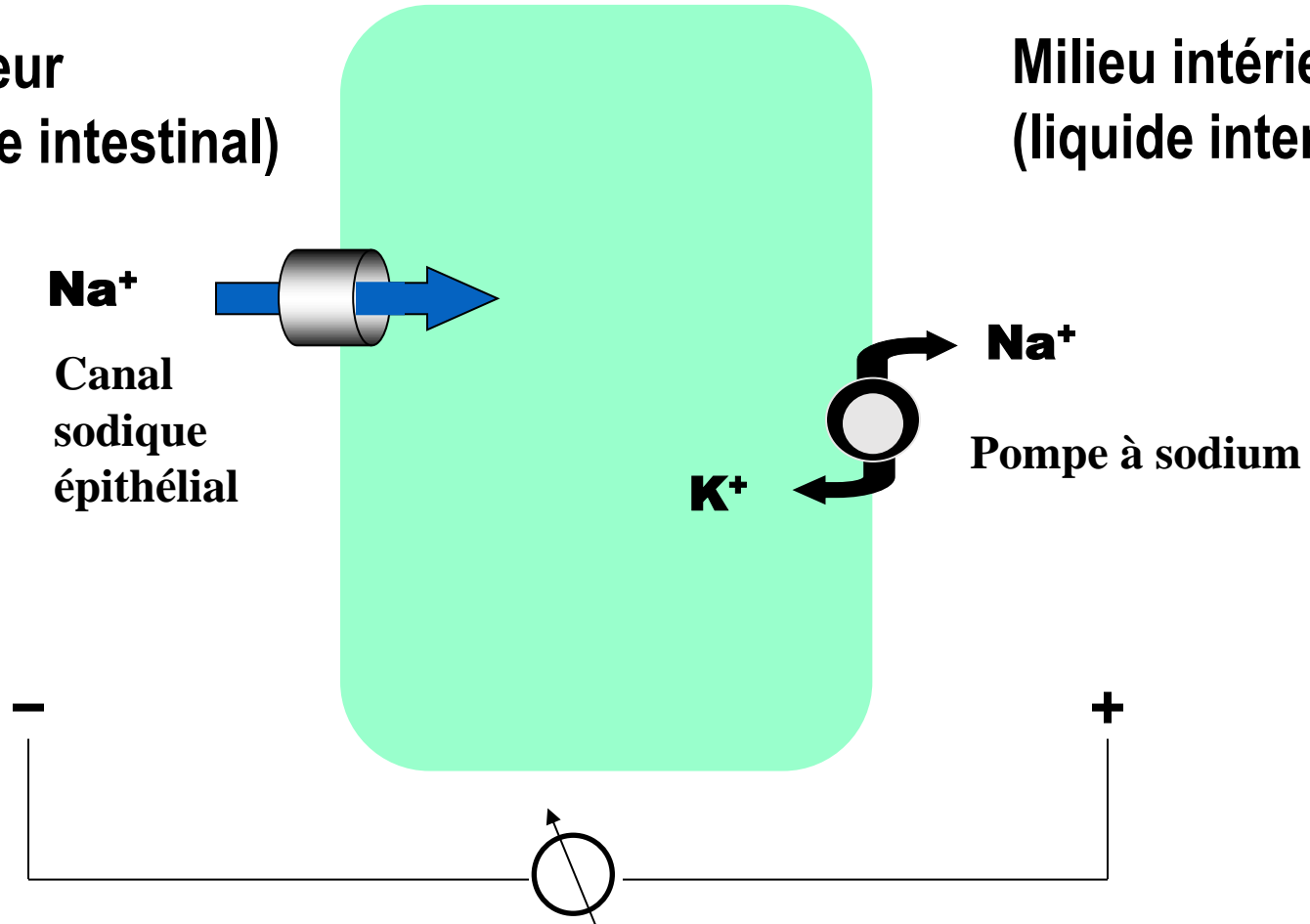
Tubule rénal  
Crypte intestinale



# Couplage des pôles

**Milieu extérieur**  
(urine, liquide intestinal)

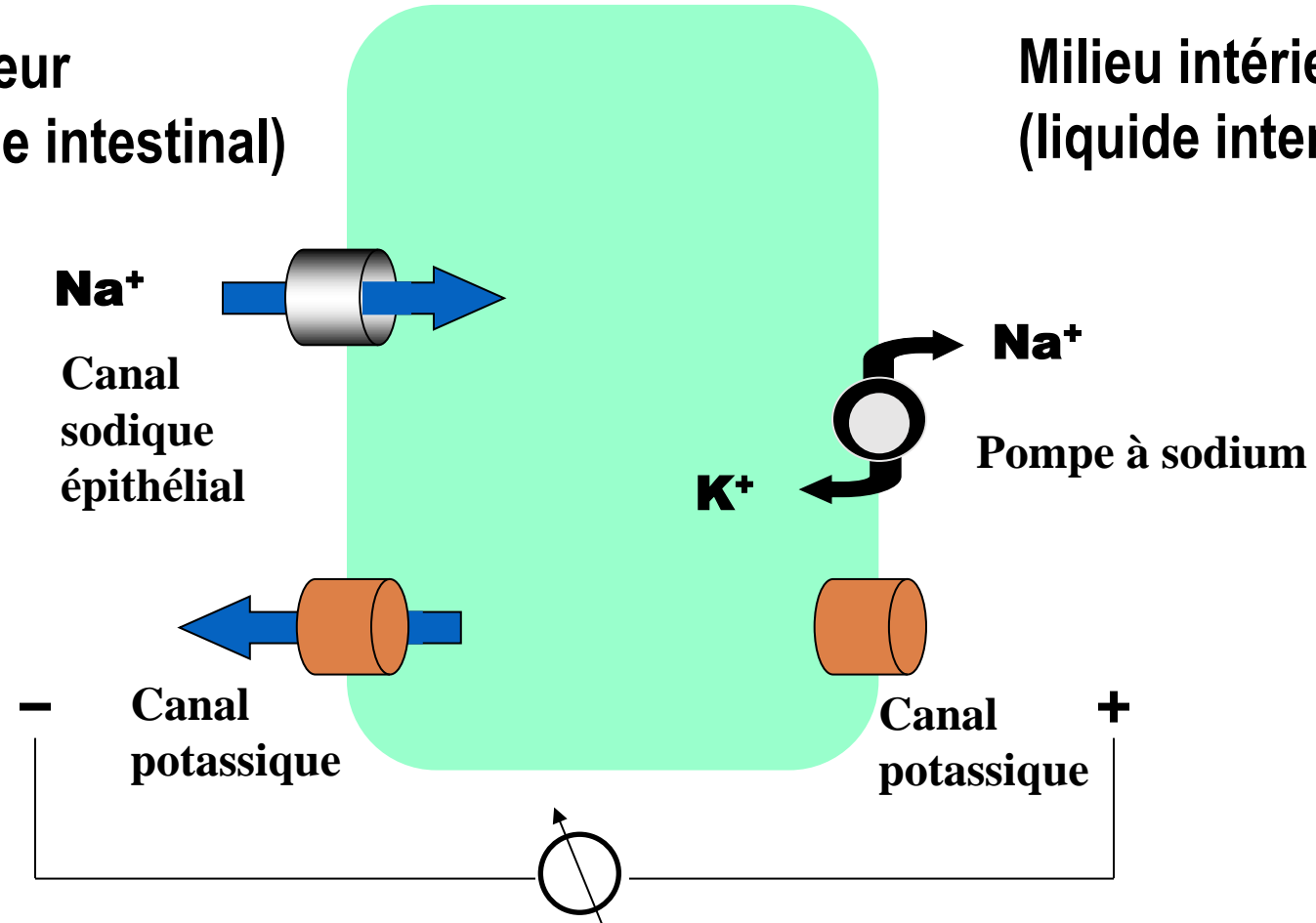
**Milieu intérieur**  
(liquide interstitiel)



# Effet de la polarisation électrique transépithéliale

Milieu extérieur  
(urine, liquide intestinal)

Milieu intérieur  
(liquide interstitiel)



Merci pour votre attention !



Prochain cours présentiel  
Régulation de la pression artérielle