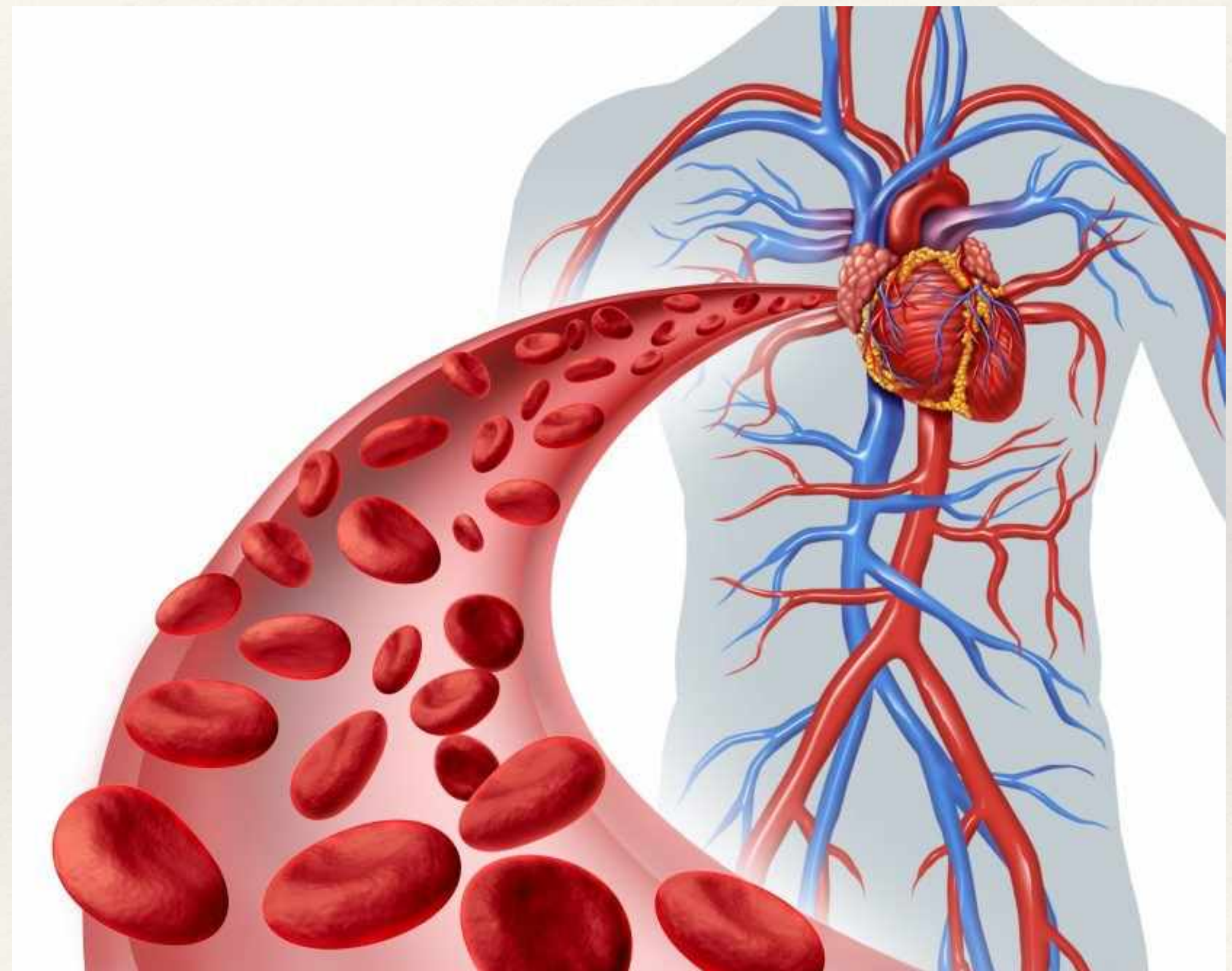


TUT' ART

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION



Sommaire

- ❖ I) INTRODUCTION

- ❖ II) BASES PHYSIQUES

- A. Statique d'un fluide (idéal ou réel)

- B. Dynamique d'un fluide IDÉAL

- C. Dynamique d'un fluide RÉEL

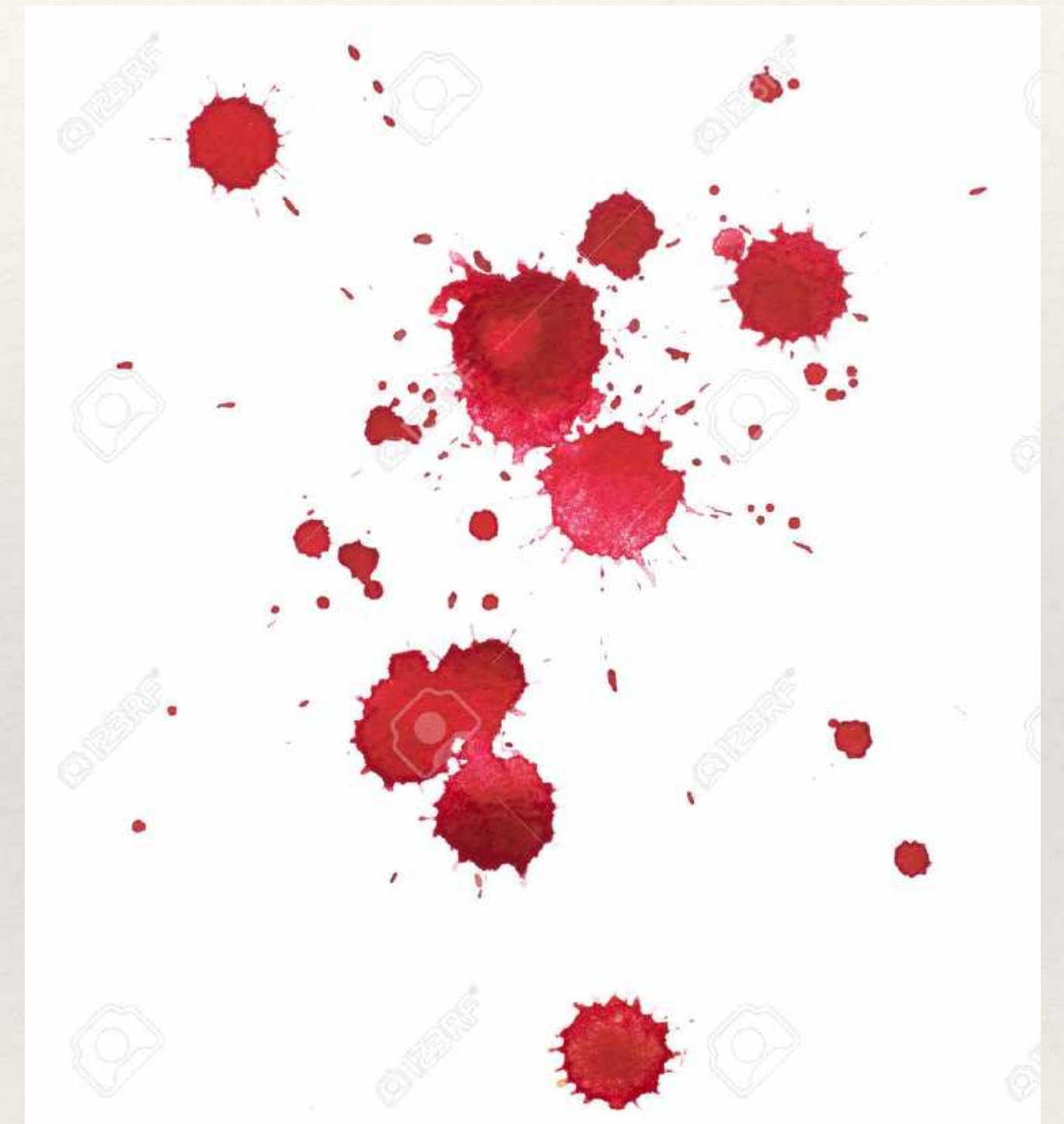
- ❖ III) PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

- A. Description du sang au repos

- B. Description rhéologique du sang en écoulement dans les gros vaisseaux

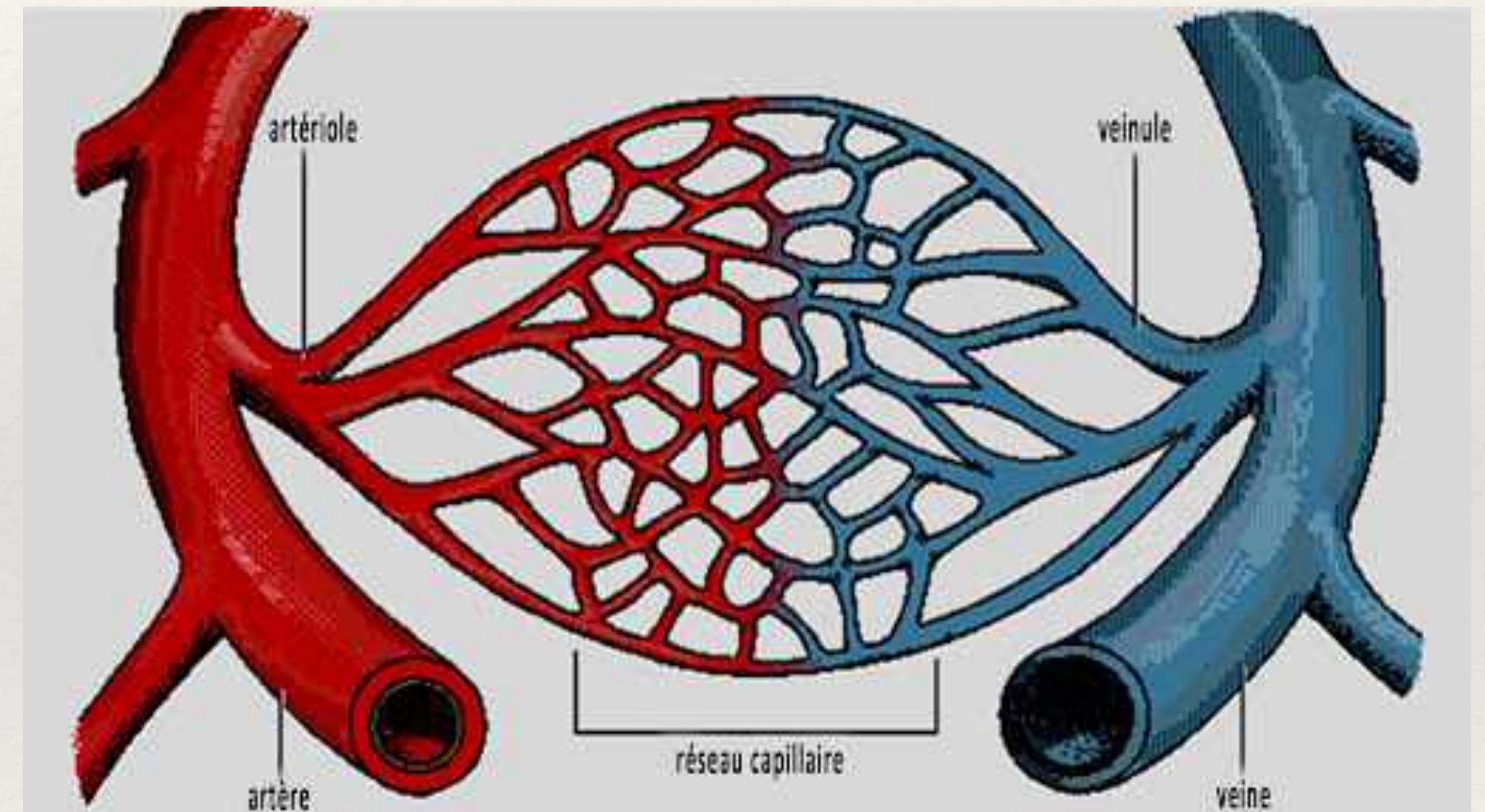
- C. Description rhéologique du sang en écoulement dans les petits vaisseaux

- ❖ IV) PARTICULARITÉS LIÉES À L'ANATOMIE



I) INTRODUCTION

- ❖ Système cardiovasculaire = Coeur + Vaisseaux sanguins
- ❖ Favoriser échanges
- ❖ **Capillaires** -> Grande surface d'échange + Vitesse circulatoire lente



II) BASES PHYSIQUES

Mécanique des fluides:

FLUIDE = Milieu matériel déformable sans forme propre. Il peut s'écouler.

Milieu GAZEUX : $E_c \gg E_l$

Molécules à distances variables -> **COMPRESSIBLE**

Milieu LIQUIDE : $E_c \approx E_l$

Molécules à distances restreintes -> **SUPPOSÉ INCOMPRESSIBLE**

2 catégories de fluides:

- PARFAITS = IDÉAUX -> PAS de Frottements (La viscosité n'entre pas en jeu)
- RÉELS -> Frottements (La viscosité joue un rôle important)

2 Types de Mécanique

MÉCANIQUE STATIQUE

Fluide:

- **IMMOBILE**
- Caractérisée par une PRESSION

Fluides Idéaux / Réels ->
MÊME COMPORTEMENT

MÉCANIQUE DYNAMIQUE

Fluide:

- **EN MOUVEMENT**
- Caractérisée par un DÉBIT

Fluides Idéaux / Réels ->
COMPORTEMENTS DIFFÉRENTS

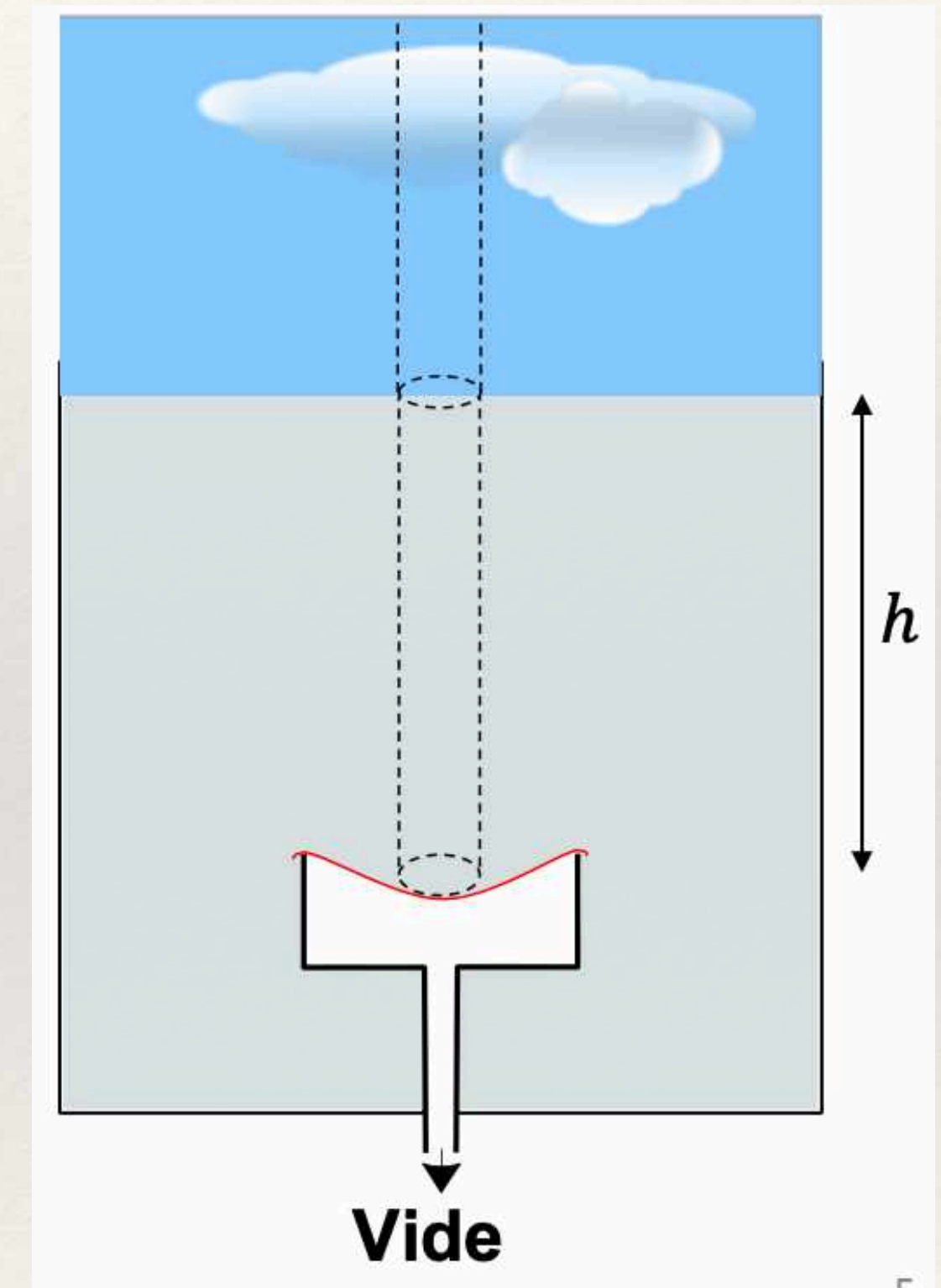
A/ Statique d'un fluide

1) Notion de pression statique P dans un fluide

Mise en évidence expérimentale:

Soit une chambre avec une paroi déformable dans laquelle on fait le vide.
La pression P se manifeste par une déformation de cette paroi.

Pression P = poids de la colonne de fluide



Pression RELATIVE	Effet de la colonne de liquide uniquement ++	<div>$\Delta P = \rho gh$</div> <p><i>ρ : masse volumique g : accélération de la pesanteur h : hauteur de la colonne de liquide</i></p>
Pression <u>ABSOLUE</u>	Effet de la colonne de liquide + Effet de la Pression <u>Atmosphérique</u>	

2) Dimensions de la pression P

FORCE PAR UNITÉ DE SURFACE	ÉNERGIE PAR UNITÉ DE VOLUME
$[P] = \frac{[F]}{[S]}$ $[P] = \frac{M \cdot L \cdot T^{-2}}{L^2}$ $[P] = M \cdot L^{-1} \cdot T^{-2}$	$[P] = \frac{M \cdot L \cdot T^{-2}}{L^2}$ $[P] = \frac{M \cdot L^2 \cdot T^{-2}}{L^3}$ $[P] = \frac{[E]}{[V]}$

3) Unités de Pression

❖ **Pascal** (Pa) (unité du **SI**) :

❖ **1 Pa = 1 N.m⁻²**

- *Unité faible*
- *Utilisation de multiples*
- **P. Atmosphérique = 1013 hPa**

❖ **Bar** (ancienne unité CGS)

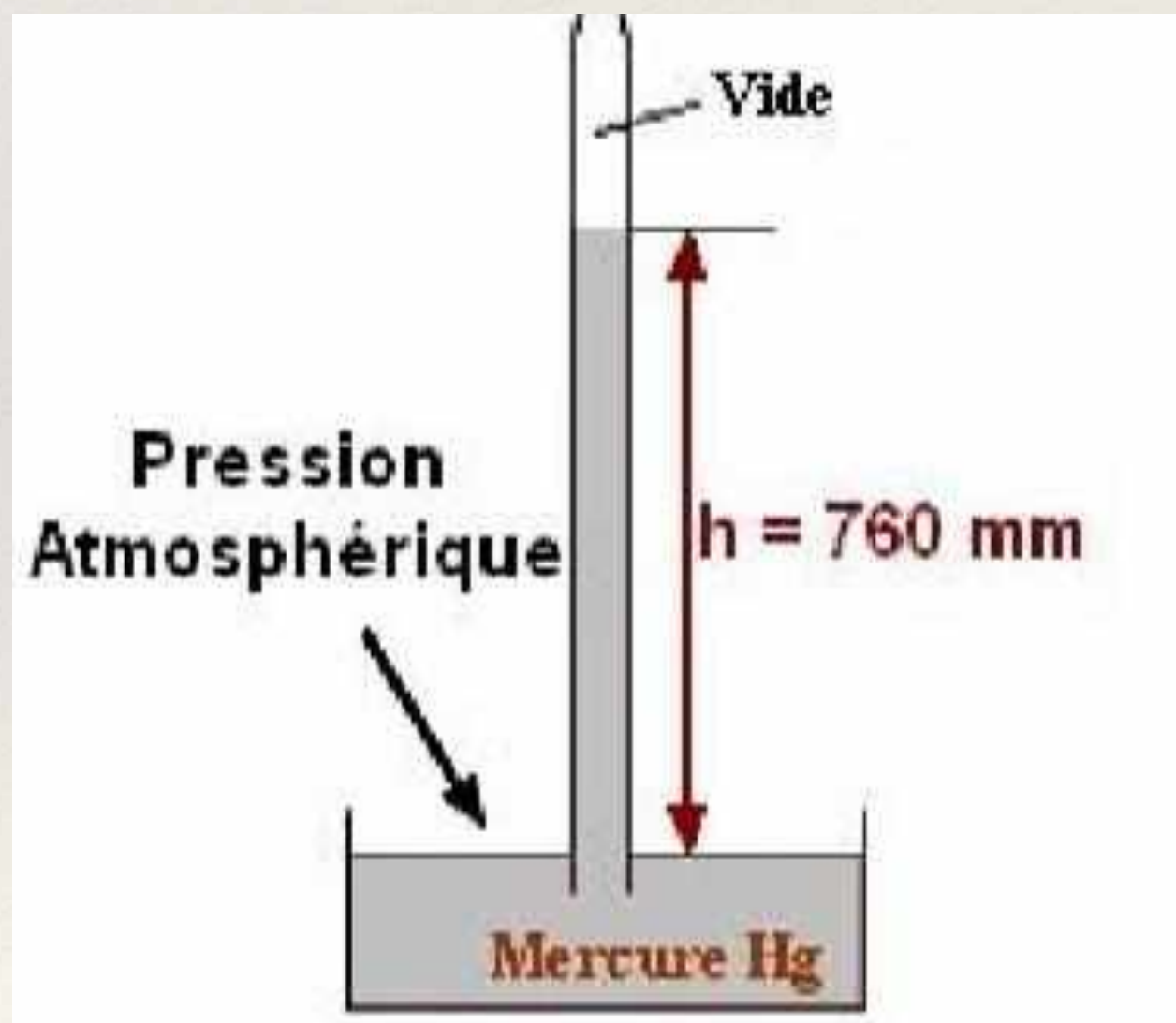
1 bar = 10⁵ Pa

mmHg, cmH₂O -> + adaptées au corps humain

4) La Pression Atmosphérique

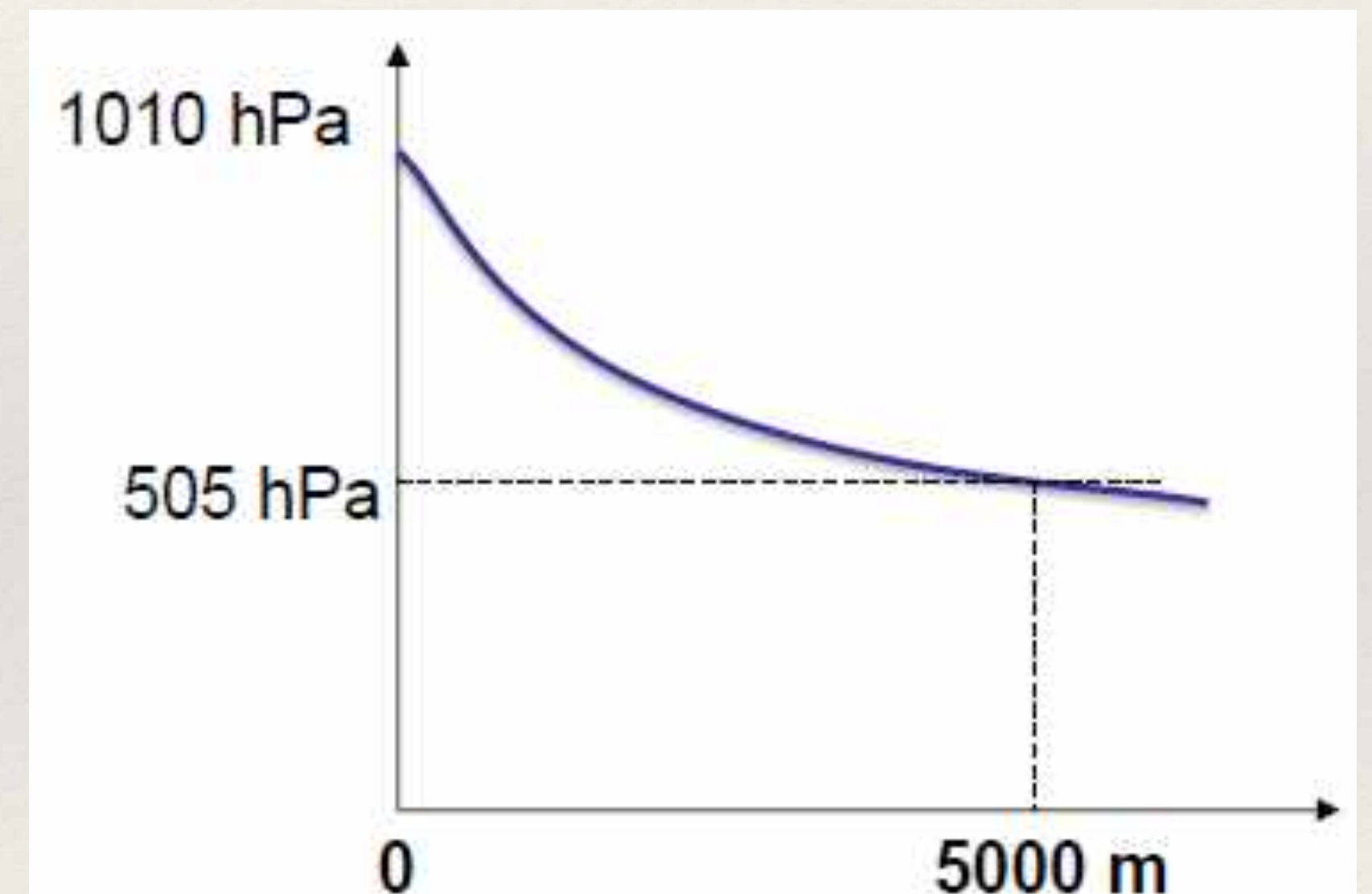
P_{atm} = poids de la colonne d'air atmosphérique

Valeur: Expérience de Torricelli (manomètre au mercure)



$$P_{\text{atm}} = \rho gh = 1013 \text{ hPa}$$

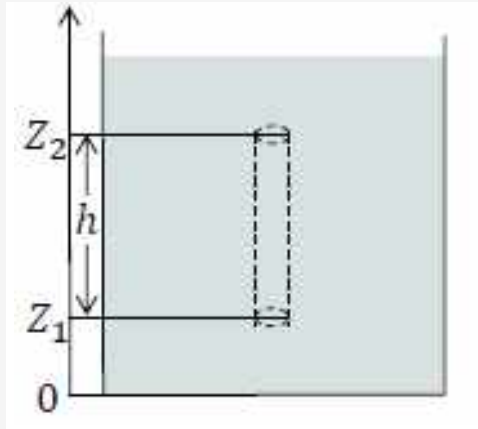
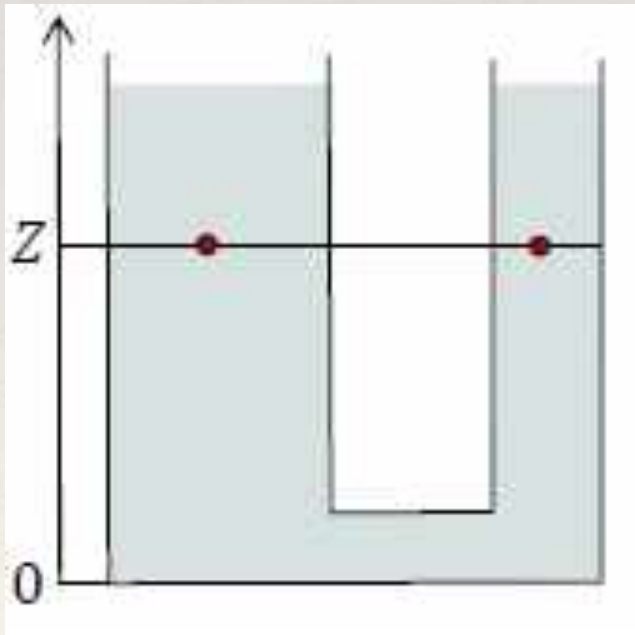
- Variations avec l'altitude



5) Principes et lois de Pascal -> Fluide STATIQUE++

Les lois de Pascal rendent compte des variations de pression avec l'altitude.

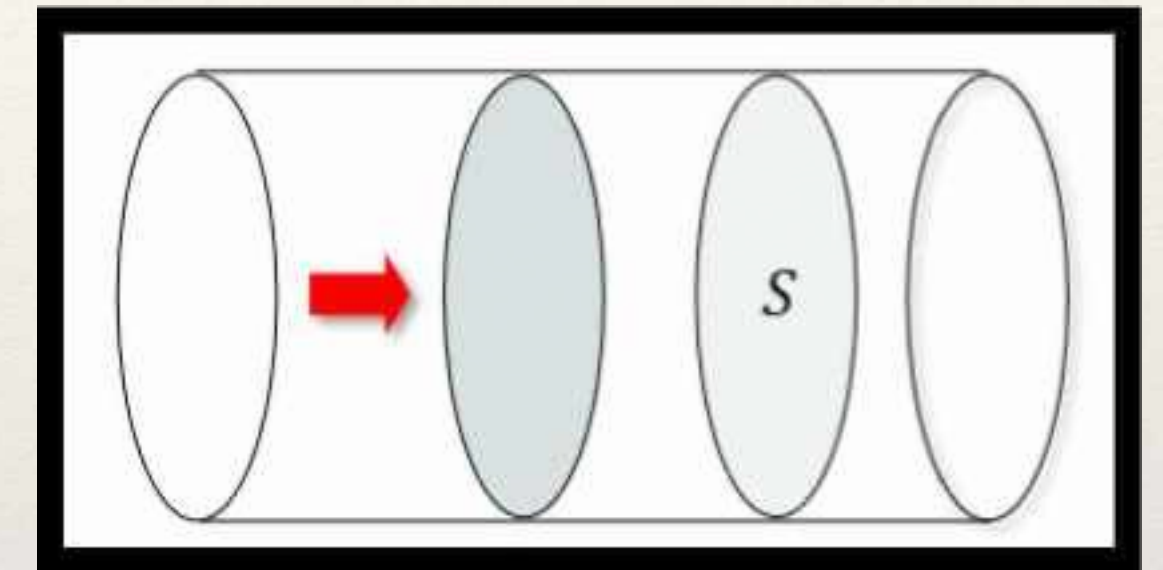
Principe: Dans un liquide **immobile incompressible**, une variation de pression se transmet **intégralement** et **dans toutes les directions**.

<u>1ère loi</u>	La pression est la même dans toutes les directions -> indépendante de l' orientation du capteur.	
<u>2ème loi</u>	La pression est la même en tout point de même profondeur (ou de même altitude).	
<u>3ème loi</u>	La différence de pression dP entre 2 points est proportionnelle à la différence de hauteur entre ces 2 points. $\Delta P = P_{z1} - P_{z2} = \rho gh = - \rho g \Delta z$ <i>/!\ Si on l'exprime en fonction de la position z, on met un signe négatif pour exprimer que +Z diminue, +P augmente.</i>	

B) Dynamique d'un fluide IDÉAL

1) Notion de débit

DÉBIT Q = Volume de fluide qui traverse une section S par unité de temps.



$$Q = \frac{V}{dt}$$

$$Q : m^3 . s^{-1}$$

$$V : m^3$$

$$dt : s$$

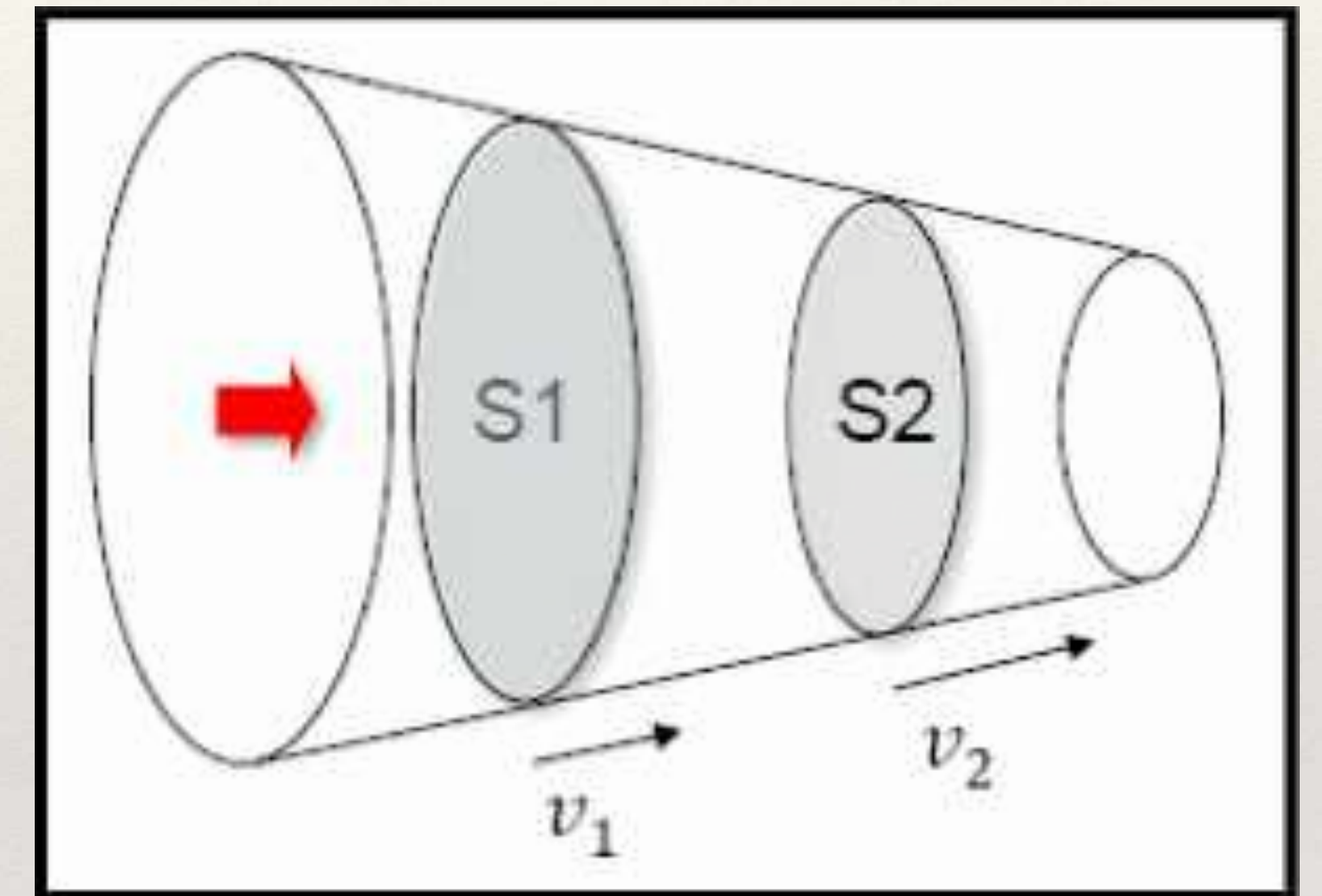
++

$$Q = S.v = \text{Section} \times \text{Vitesse}$$

++

2) Principe de continuité du débit

Lorsqu'un fluide **incompressible** circule en régime **stationnaire** dans un conduit, le produit **Section x Vitesse** (càd le débit) est **constant** tout au long du conduit. ++



++

$$Q_1 = Q_2 = Q$$
$$S_1 v_1 = S_2 v_2 = \text{constante} = Q$$

++

3) Écoulement d'un fluide IDÉAL: équation de Bernoulli

Un fluide **idéal** s'écoule sous l'effet de 3 types d'énergies:

- ✓ **E1** de **pesanteur** (liée à la hauteur)
- ✓ **E2** **cinétique** (liée à la vitesse)
- ✓ **E3** de **pression statique**

Cette énergie totale est constante tout au long du tuyau (mais possibilité de redistribution)

/!\ ATTENTION: Bernoulli s'applique pour un fluide idéal et non réel++ on ne peut donc pas parler d'écoulement laminaire/turbulent++

$$E_{\text{totale}} = E_{\text{pesanteur}} + E_{\text{cinétique}} + E_{\text{pression statique}} = mgh + \frac{1}{2} mv^2 + PV = \text{constante}$$

$$P_t = \frac{Et}{V} = \frac{mgh}{V} + \frac{1/2 mv^2}{V} + P = \text{constante}$$

$$P_t = \rho gh + 1/2 \rho v^2 + P = \text{constante}$$

ρgh = **pression de pesanteur**

$1/2 \rho v^2$ = **pression cinétique**

P = **pression statique**

4) Mesure des pressions ++

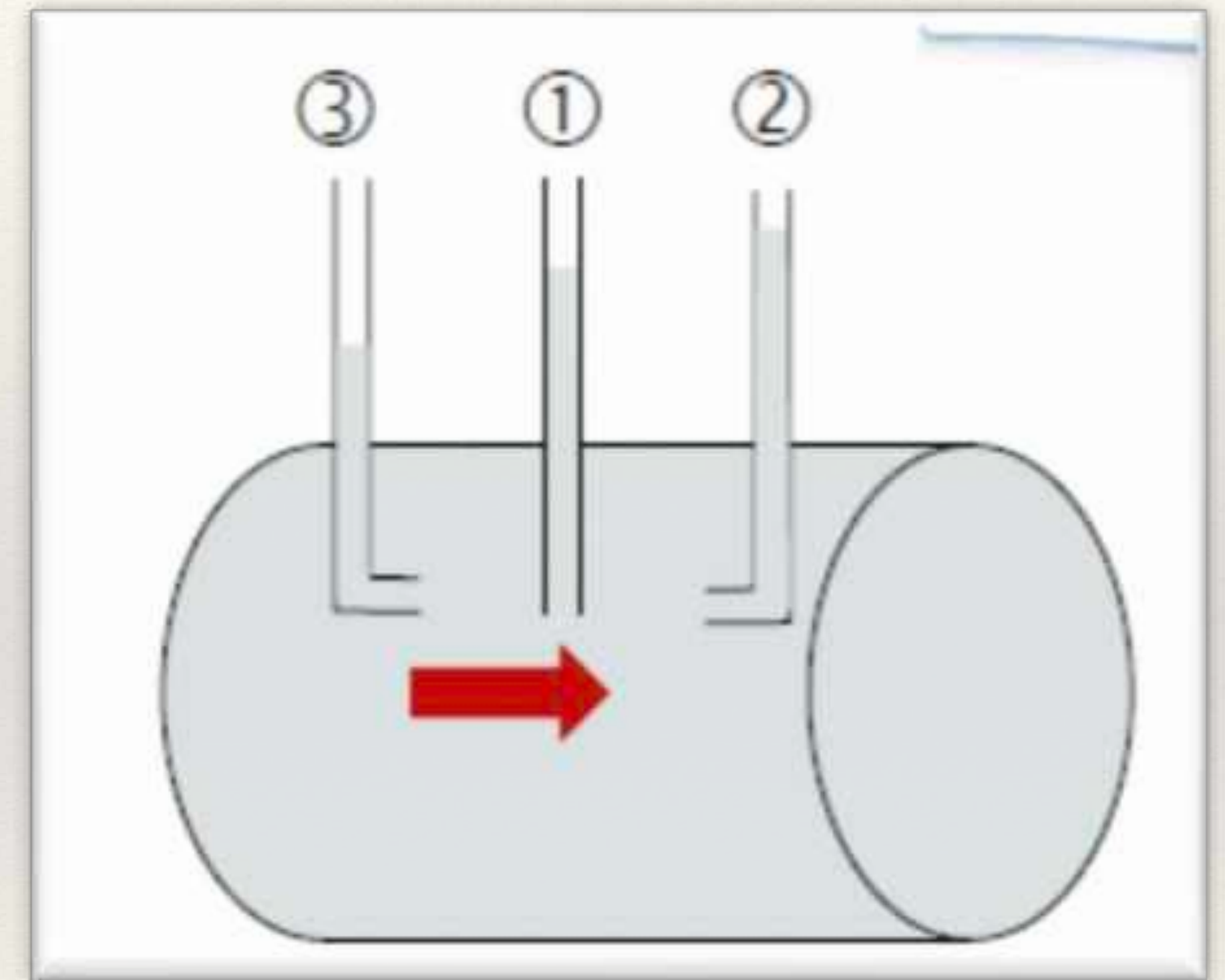
⚠ Contrairement aux fluides STATIQUES, dans un fluide EN ÉCOULEMENT, les valeurs mesurées dépendent de l'orientation du capteur++

Il existe 3 types de mesures:

✓(1) Capteur parallèle au courant -> **Pression latérale ou statique : P**

✓(2) Capteur face au courant -> **Pression « terminale » : $P_{\text{TERMINALE}} = P + 1/2 \rho v^2$**

✓(3) Capteur dos au courant -> **Pression « d'aval » : $P_{\text{AVAL}} = P - 1/2 \rho v^2$**



Tube de Pitot -> Mesurer vitesses en aéronautique

$$\Delta P = P_T - P = \frac{1}{2} \rho v^2$$
$$v = \sqrt{\frac{2\Delta P}{\rho}}$$

QCM1: On mesure par cathétérisme les pressions dans le tronc artériel brachio-céphalique dans des conditions d'écoulement horizontal en considérant la masse volumique du sang égale à 10^3kg.m^{-3} (on néglige la perte de charge). Les pressions terminale et latérale sont respectivement mesurées à 3 650 Pa, et à 35,25 hPa.

Quelle est, en m/s, la valeur de la vitesse d'écoulement?

- A) 2,5
- B) 0,5
- C) 0,25
- D) 5
- E) 25



Toi quand tu vois qu'on va ENFIN faire un petit qcm de calcul hihi :)

$$P_T = 3\,650 \text{ Pa}$$

$$P = 35,25 \text{ hPa} = 3\,525 \text{ Pa}$$

On sait que:

$$P_T = P_L + P_{\text{cinétique}}$$

$$P_T = P_L + \frac{1}{2} \rho v^2$$

$$\frac{1}{2} \rho v^2 = P_T - P_L$$

$$\frac{1}{2} \rho v^2 = \Delta P$$

$$v^2 = \frac{2 * \Delta P}{\rho}$$

$$v = \sqrt{\frac{2 * \Delta P}{\rho}}$$

$$v = \sqrt{\frac{2 * (3650 - 3525)}{10^3}}$$

$$v = \sqrt{\frac{2 * 125}{10^3}}$$

$$v = \sqrt{\frac{250}{10^3}}$$

$$v = \sqrt{0,25}$$

$$v = 0,5 \text{ m/s}$$

=> B

5) Cas particulier de l'écoulement horizontal ++ (fluide IDÉAL)

La pression totale se répartit entre :
pression cinétique + **pression latérale**,
car la **pression de pesanteur reste constante**.

$$P_t = \rho gh + 1/2 \rho v^2 + P = \text{constante}$$

$$1/2 \rho v^2 + P = \text{constante}$$

✓ Lors d'une variation de section, on a une variation de la vitesse du fluide, pour maintenir un **débit constant**.
(principe de continuité du débit)

- Effet de la variation de section

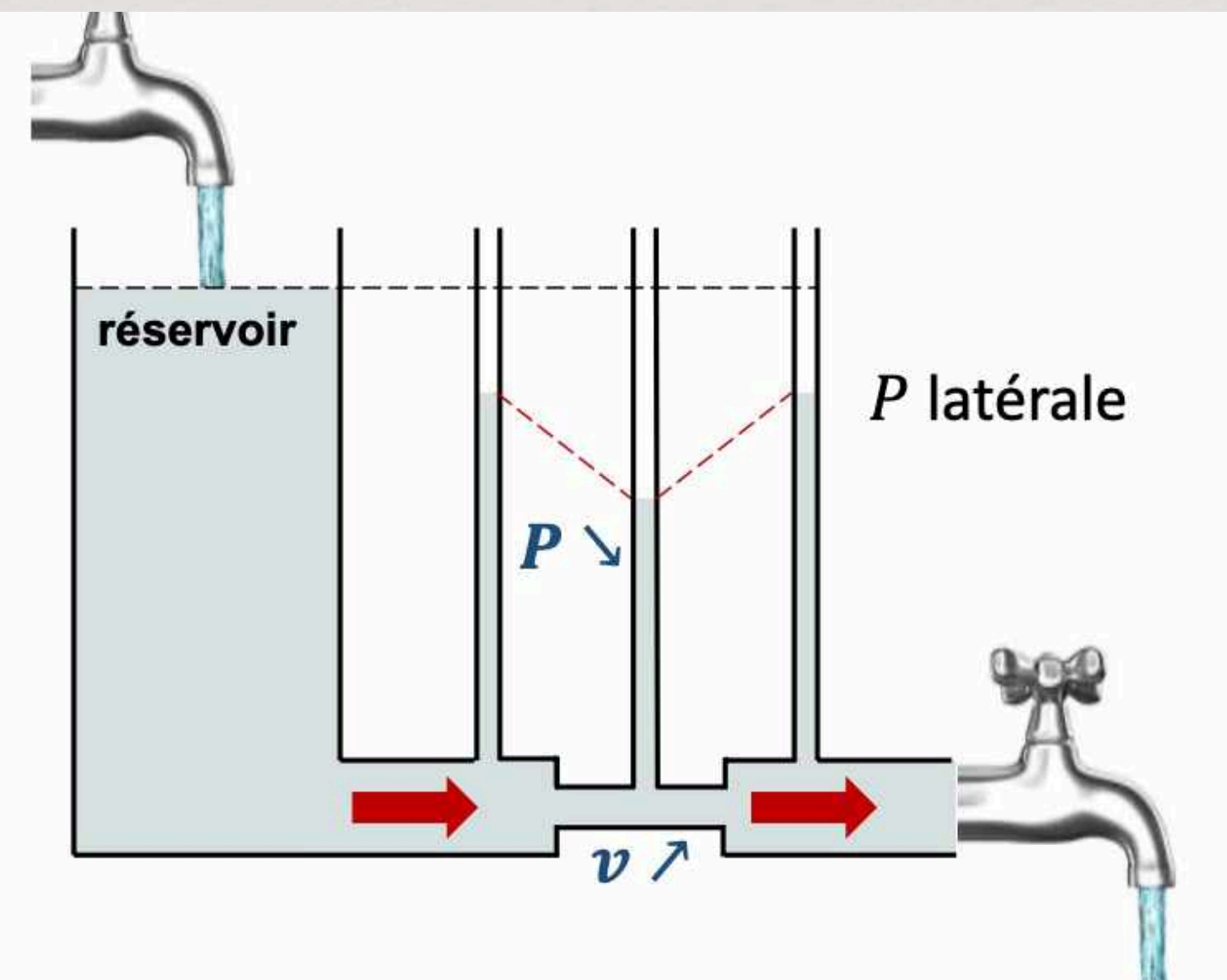
$$P = \text{constante} - 1/2 \rho v^2$$

Si la section \searrow ($Q = Sv$) \Rightarrow la vitesse \nearrow

La pression cinétique \nearrow

La pression latérale \searrow

+++ C'est l'effet Venturi +++



C) Dynamique d'un fluide RÉEL

✓ **Viscosité** => frottements (entre les molécules de fluide) -> consomme de l'énergie libérée sous forme de chaleur -> perte de l'énergie utilisable lors de l'écoulement (« **perte de charge** »)

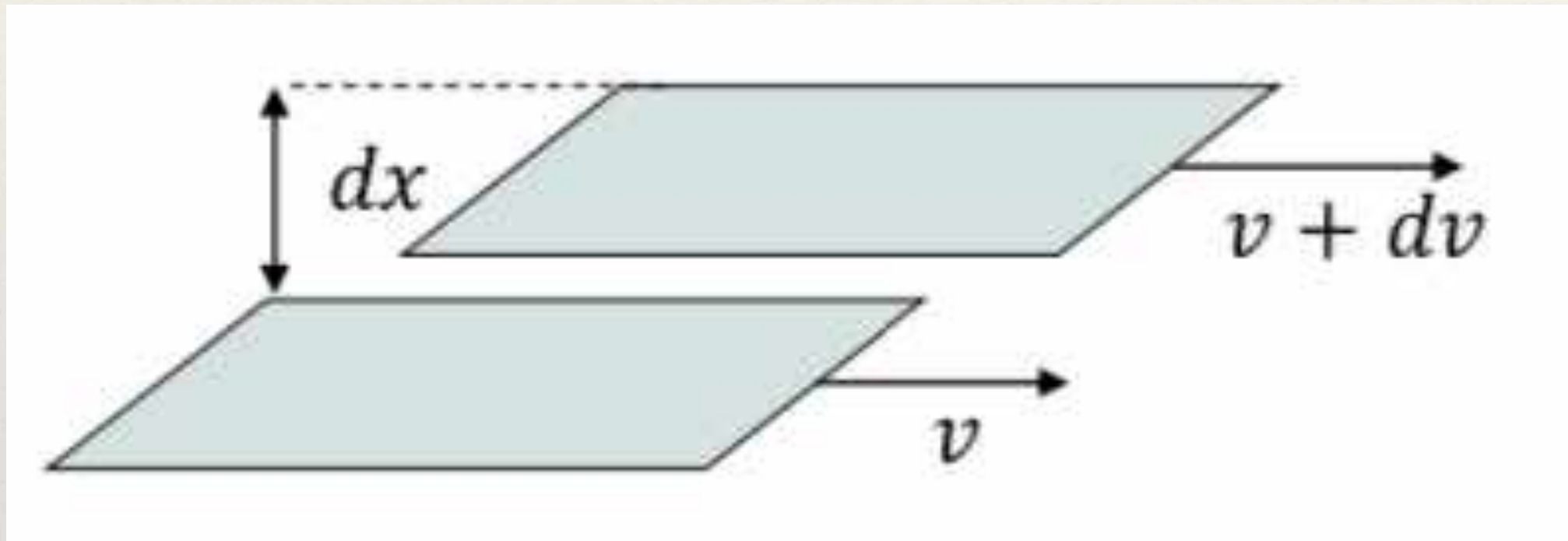
++L'ÉQUATION DE BERNOULLI N'EST PLUS VÉRIFIÉE++

$$\begin{aligned} E_t &= mgh + 1/2 mv^2 + PV \neq \text{constante} \\ P_t &= \rho gh + 1/2 \rho v^2 + P \neq \text{constante} \end{aligned}$$

$$E_t = \rho gh + 1/2 \rho v^2 + P + \text{CHALEUR} = \text{CONSTANTE}$$

1) La Viscosité

Entre 2 lames de fluides



$$\eta = \text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1} = \text{Pa.s} = \text{Poiseuille (PI)}$$

→ Si le taux de cisaillement
augmente, la viscosité **diminue**

$$F = \eta S dv/dx \quad (\text{Newton})$$

S = surface commune aux 2 lames

dv/dx = gradient de vitesse (« taux de cisaillement »)

η = viscosité (constante caractéristique du liquide)

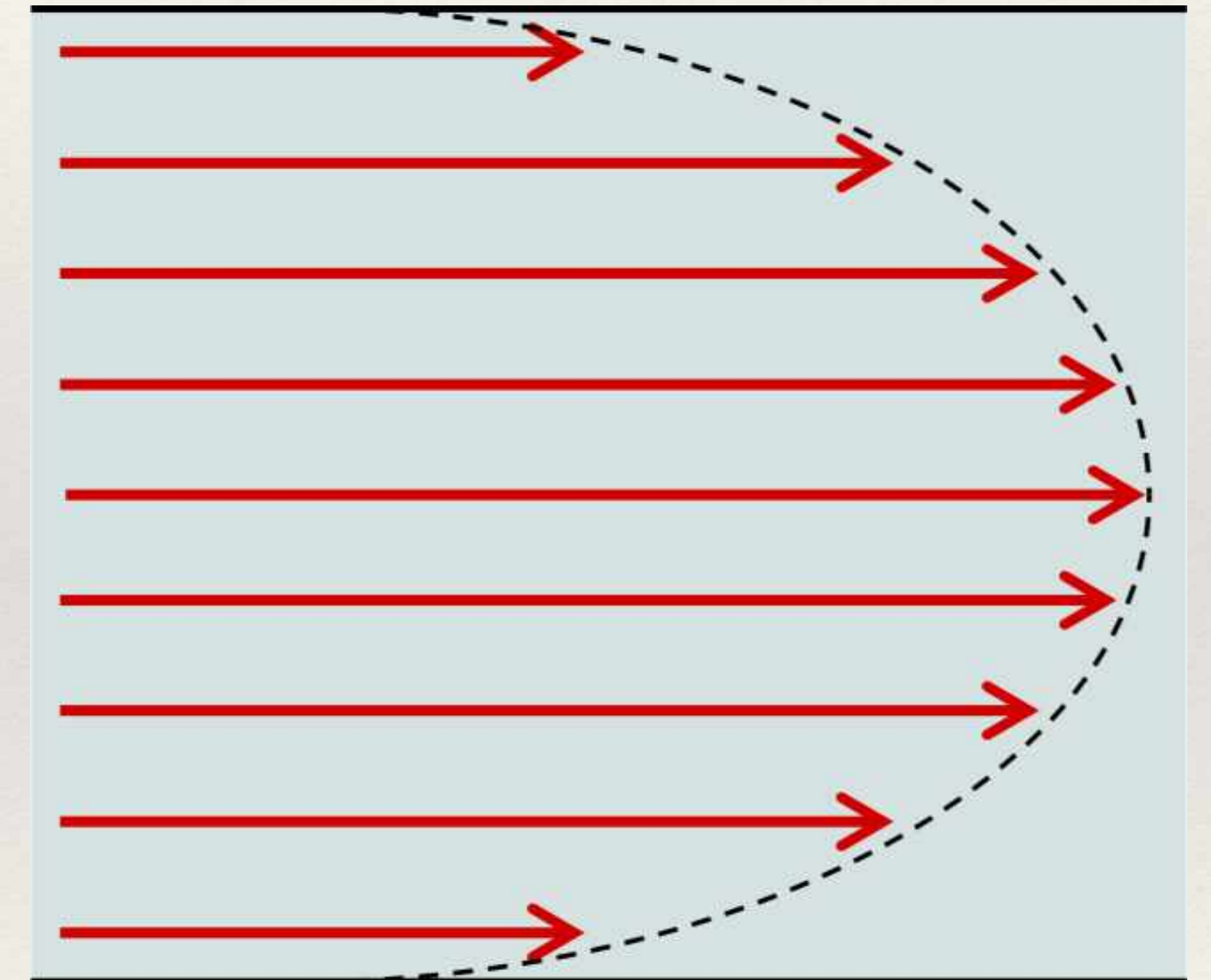
Elle individualise 2 types de liquides réels:++

NEWTONIENS	NON NEWTONIENS
<p>✓ η est une <u>constante</u> caractéristique du liquide</p> <p>✓ <u>η varie avec la température</u></p> <p>✓ $(T \nearrow \rightarrow \eta \searrow)$</p>	<p>✓ η <u>varie</u> avec la <u>température</u> et le <u>taux de cisaillement</u></p> <p>✓ $(dv/dx \nearrow \rightarrow \eta \searrow)$</p> <p>✓ Utilisation d'une <u>viscosité apparente</u> :celle qu'aurait un fluide newtonien avec le <u>même Q</u> et le <u>même ΔP</u></p> <p>✓ <u>ex</u> : le <u>sang</u> $\rightarrow \eta$ augmente (rouleaux de GR) lorsque dv/dx diminue</p>

2) Régimes d'écoulement d'un fluide réel

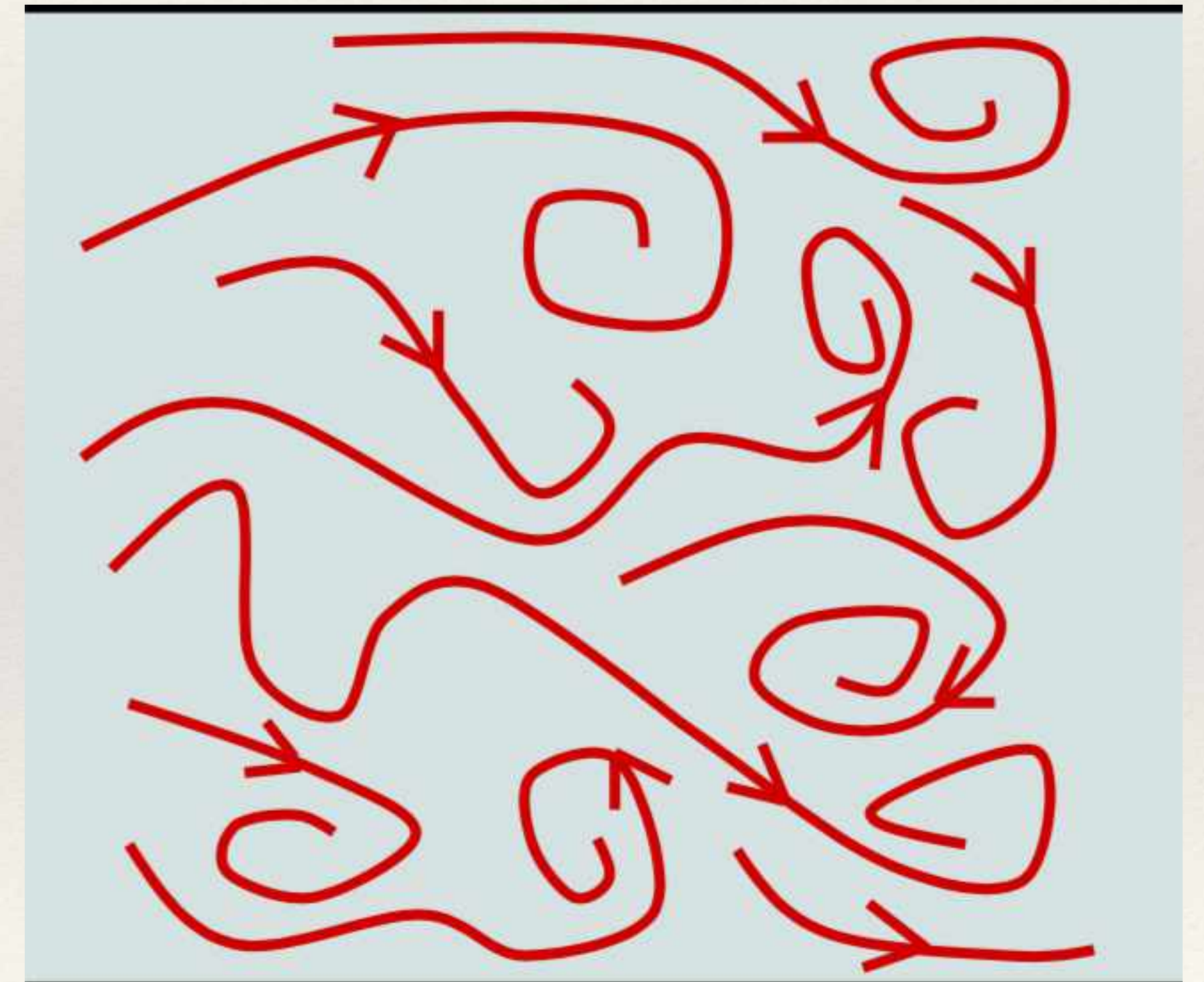
ÉCOULEMENT LAMINAIRE

- ✓ Quand la vitesse d'écoulement est **faible**
- ✓ **Viscosité** -> devient un **facteur de cohérence**:
 - Une couche infiniment mince au contact de la paroi ne se déplace pas
 - Les lignes de courant ne se croisent pas
 - La vitesse est maximale au centre
 - Profil parabolique des vitesses



ÉCOULEMENT TURBULENT

- ✓ Quand la vitesse d'écoulement est moyenne ou élevée
- ✓ Viscosité -> n'est PLUS un facteur de cohérence:
 - Les trajectoires individuelles tourbillonnent
 - Les lignes de courant se croisent
 - Pas de distribution systématisée des vitesses



3) Frontière entre 2 régimes d'écoulement

- Dépend de 4 paramètres simultanément
 - La vitesse moyenne d'écoulement v
 - Le diamètre du conduit d
 - La masse volumique du liquide ρ
 - La viscosité η
- $\nearrow \Rightarrow$ risque de turbulence \nearrow
- $\longrightarrow \Rightarrow$ risque de turbulence \searrow

++

$$Re = \frac{\rho d v}{\eta}$$

++

Nombre de **Reynolds** -> définir seuil entre les régimes d'écoulement laminaire et turbulent.

- Si **$Re \leq 2000$** : Le régime d'écoulement est **laminaire**.
- Si **$Re > 10\ 000$** : Le régime d'écoulement est **turbulent**.
- **Entre les 2** : le régime d'écoulement est **instable** -> Impossibilité de conclure.

Vitesse critique = vitesse au-delà de laquelle le régime laminaire n'est plus garanti

$$v = \frac{2000\eta}{\rho d}$$

4) Loi de Poiseuille <3

Conduit horizontal cylindrique en écoulement laminaire++

$$P_t = \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + P + \text{chaleur} = \text{cte}$$

- Horizontal $\Rightarrow \rho gh = \text{cte}$
- Section constante $\Rightarrow \frac{1}{2} \rho v^2 = \text{cte}$
- Seul P peut varier

$$\Delta P = Q \times R \text{ avec } \mathbf{R} = \frac{8\eta L}{\pi r^4}$$

$$\Delta P = Q \frac{8\eta L}{\pi r^4}$$

Q = débit

L = distance

η = viscosité

r = rayon du conduit

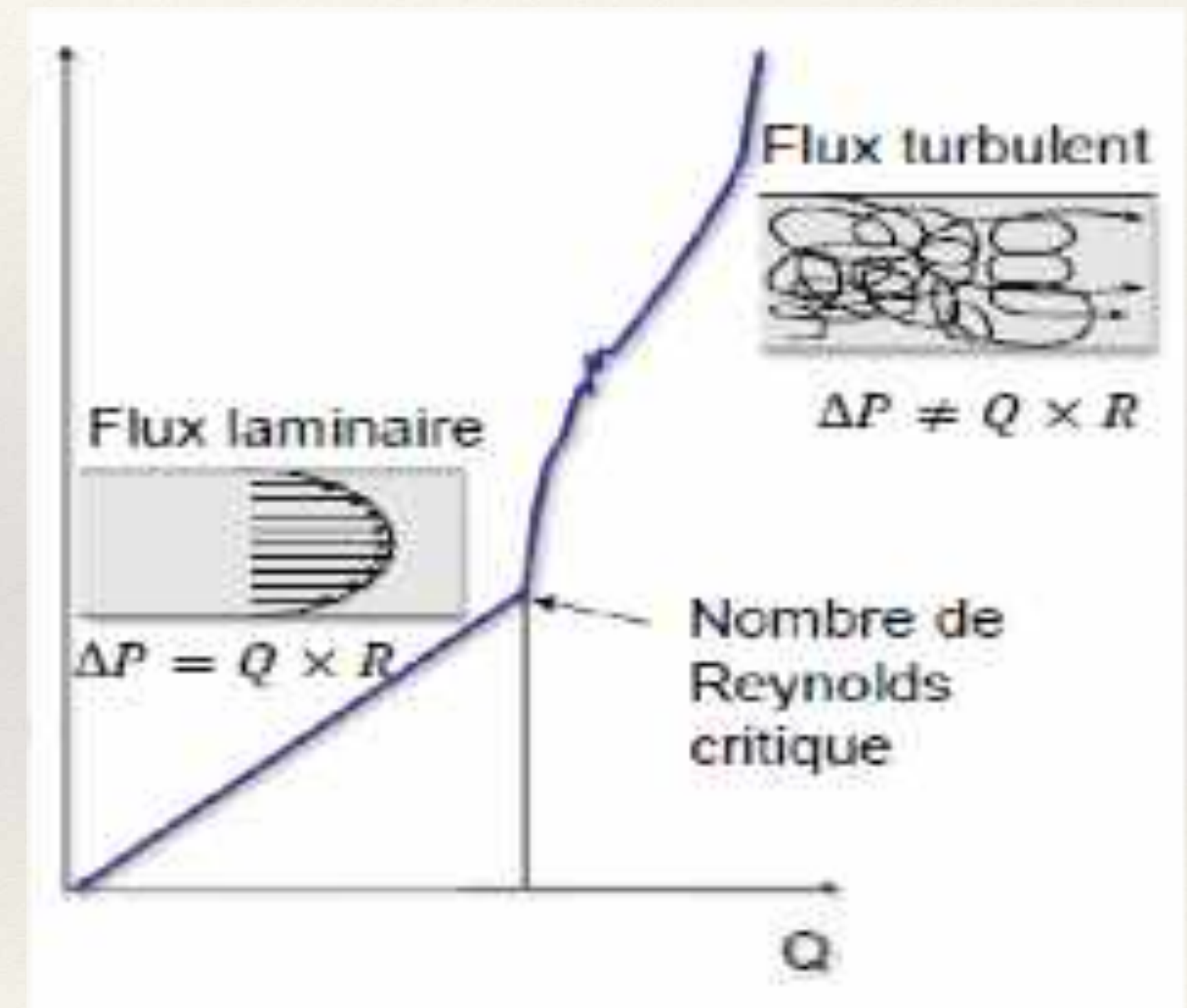
5) Récap. Régimes d'écoulement

LAMINAIRE

- Toute l'énergie consommée est utilisée pour vaincre la viscosité.
- **Relation linéaire entre ΔP et le débit.**
- **Loi de Poiseuille++**

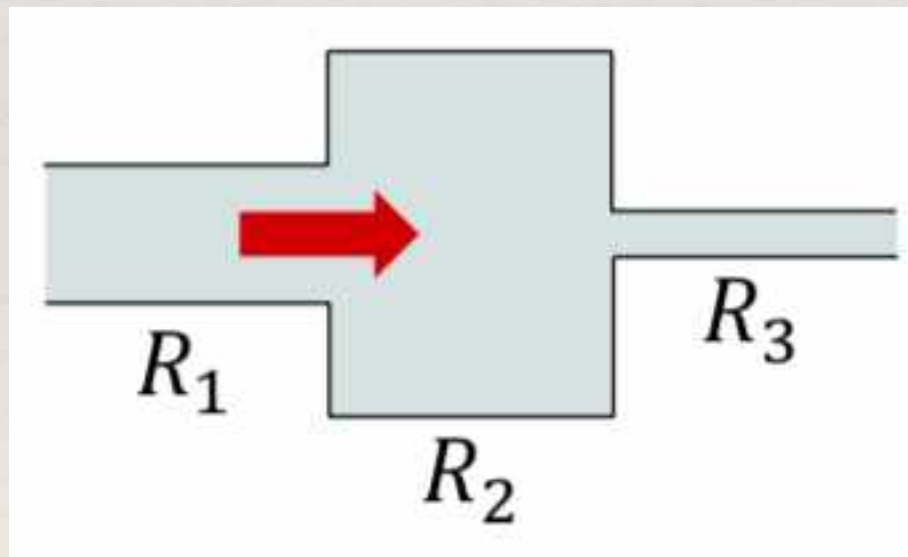
TURBULENT

- Peu efficace
- **Pas de proportionnalité entre ΔP et le débit**
- Tourbillons: consommation d'énergie
- Vibrations+Chaleur: perception d'un souffle et/ou bruit.



CONDUITS EN SÉRIE

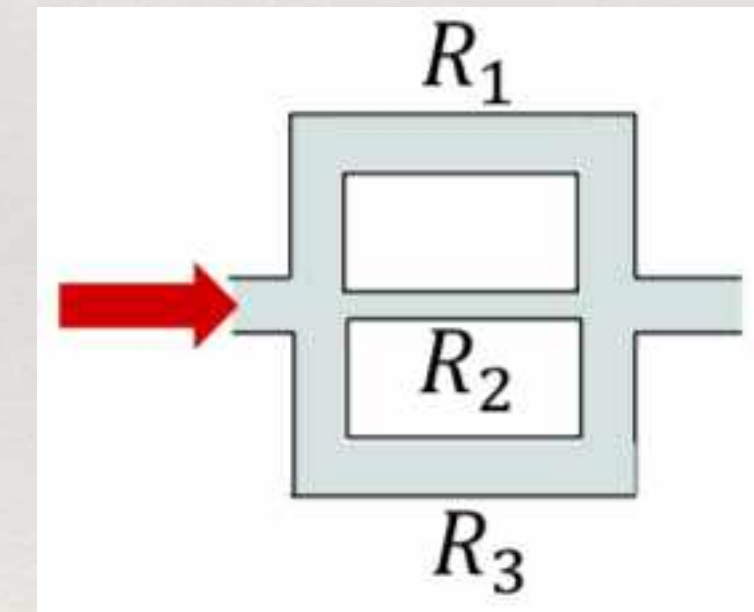
$$R_t = R_1 + R_2 + \dots + R_n = \sum_1^n R_i$$



→ Les résistances s'ajoutent

CONDUITS EN PARALLÈLES

$$\frac{1}{R_t} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots + \frac{1}{R_n}$$



→ Les inverses des résistances s'ajoutent

QCM TIIIIME

QCM: On considère une artériole avec un débit de 6 mL.min^{-1} . Elle se divise en 1000 capillaires de longueur $l = 12 \text{ mm}$ et de rayon $r = 0,2 \text{ mm}$.

On considère une viscosité apparente du sang $\eta = 3,14.10^{-3} \text{ Pa.s}$

Quelle est la chute de pression entre l'entrée et la sortie de ce réseau capillaire?

- A) 36 Pa
- B) 1,6 kPa
- C) 6 Pa
- D) 6 kPa
- E) 36 hPa

TOI À PEINE TU
VOIS L'ÉNONCÉ (non
en vrai ça va aller
tqt<3)



$$\Delta P = \frac{Q * R}{n} \quad \text{avec}$$

$$R = \frac{8 * \eta * l}{\pi * r^4}$$

$$\Delta P = \frac{Q * 8 * \eta * l}{\pi * r^4 * n}$$

$$Q = 6 \text{ mL.min}^{-1} = 10^{-7} \text{ m}^3.\text{s}^{-1}$$

$$\eta = 3,14.10^{-3} \text{ Pa.s}$$

$$l = 12\text{mm} = 12.10^{-3} \text{ m}$$

$$r = 0,2 \text{ mm} = 2.10^{-4} \text{ m}$$

$$n = 1000 = 10^3$$

$$\Delta P = \frac{10^{-7} * 8 * 3,14 * 10^{-3} * 12 * 10^{-3}}{3,14 * (2 * 10^{-4})^4 * 10^3}$$

$$\Delta P = \frac{8 * 12}{2^4} * \frac{10^{-7} * 10^{-3} * 10^{-3}}{(10^{-4})^4 * 10^3}$$

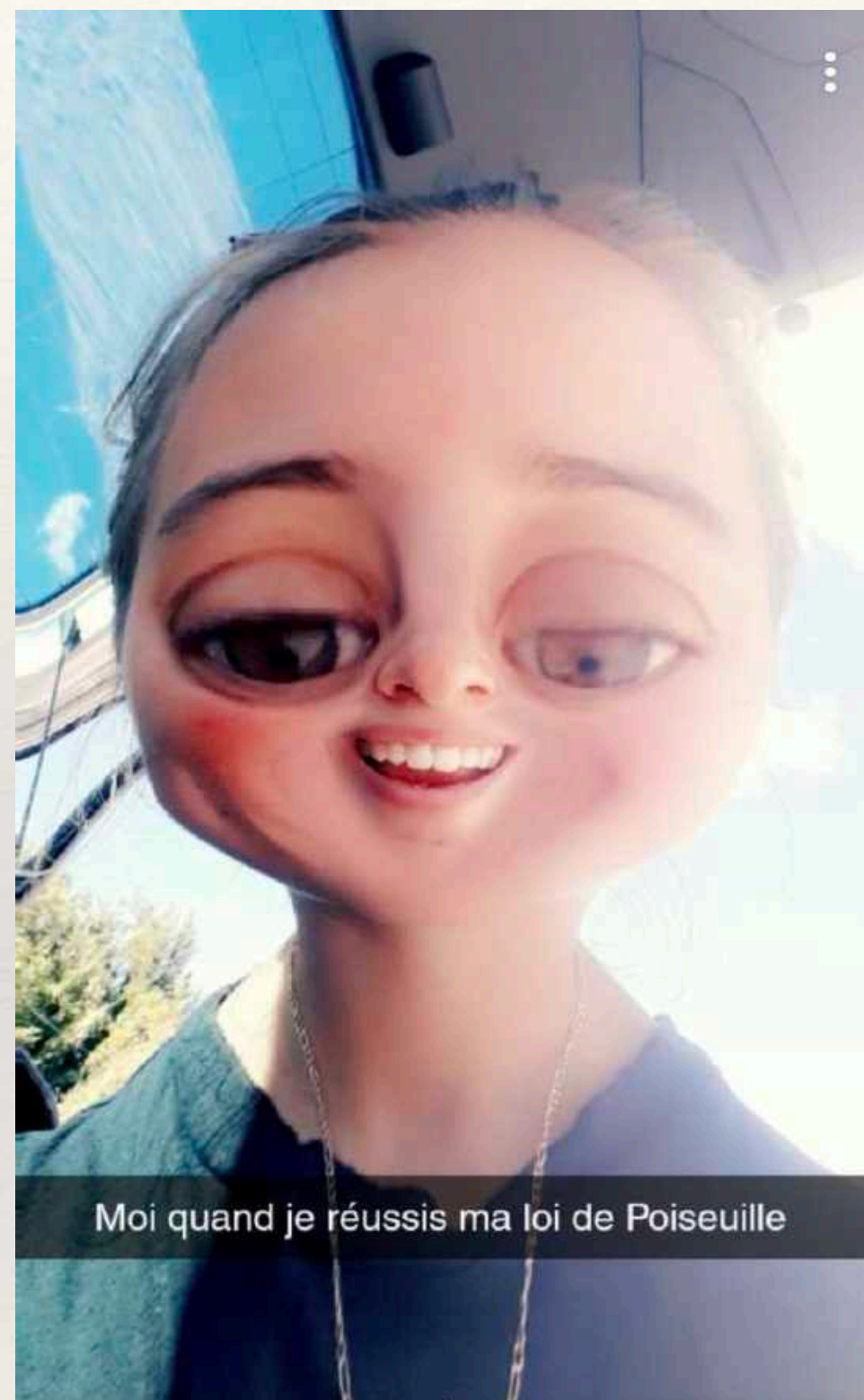
$$\Delta P = \frac{8 * 12}{16} * \frac{10^{-13}}{10^{-16} * 10^3}$$

$$\Delta P = \frac{8 * 12}{2 * 8} * \frac{10^{-13}}{10^{-13}}$$

$$\Delta P = 6 \text{ Pa}$$

=> C

MERCI POUR VOTRE ATTENTION ;)



LA BIOPHYSIO' VOUS FAIT DES BISOUS

HELLOO

SUITE COURS BIOPHY CIRCU 1

III) PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

A/ Description du sang au repos

❖ **SANG** = Suspension de cellules dans une solution macromoléculaire (le plasma)

Hématocrite = Volume de cellules / Volume total de la solution = 0.45

SÉRUM = plasma - les éléments figurés du sang piégés
dans le caillot (=éléments coagulants)

PLASMA = sérum + éléments coagulants
=> Fluide **NEWTONIEN**

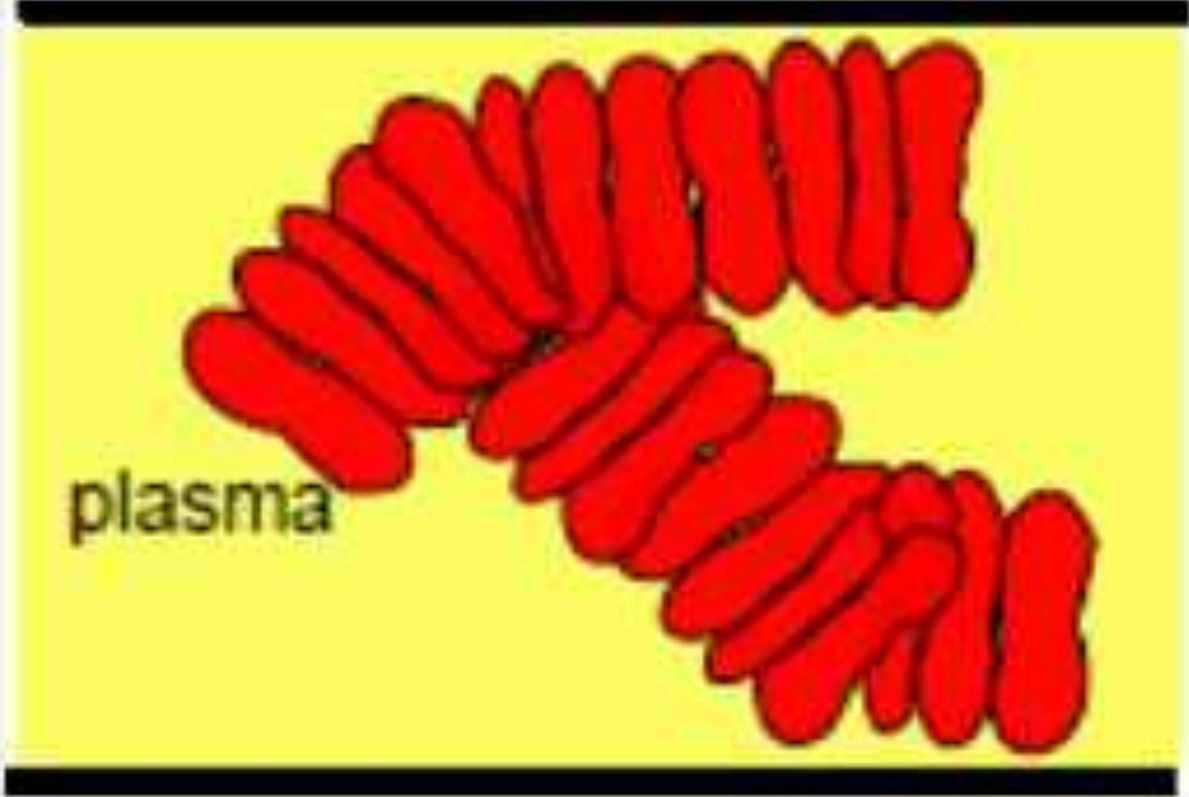
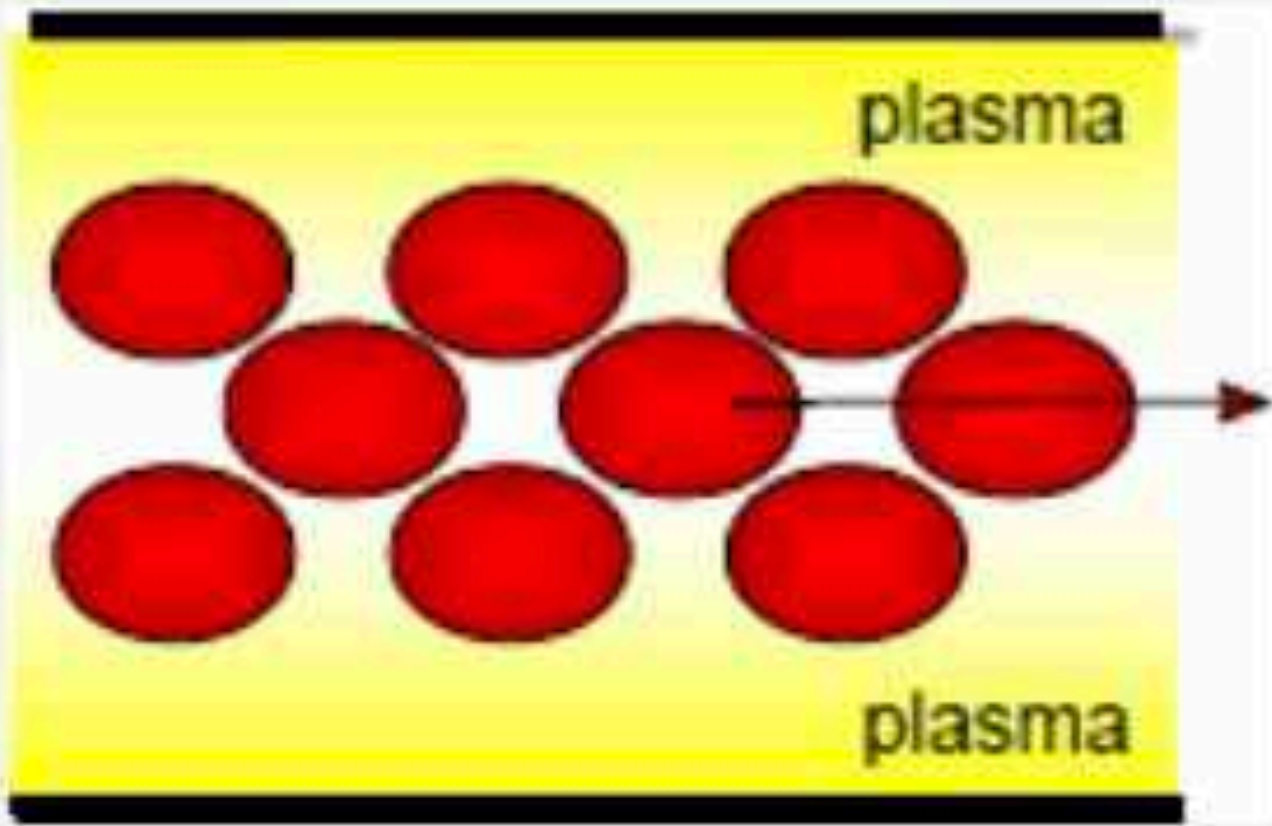
CELLULES SANGUINES (dont les GR)
=> Fluide **NON-NEWTONIEN**

B/ Description rhéologique du sang en écoulement dans les gros vaisseaux

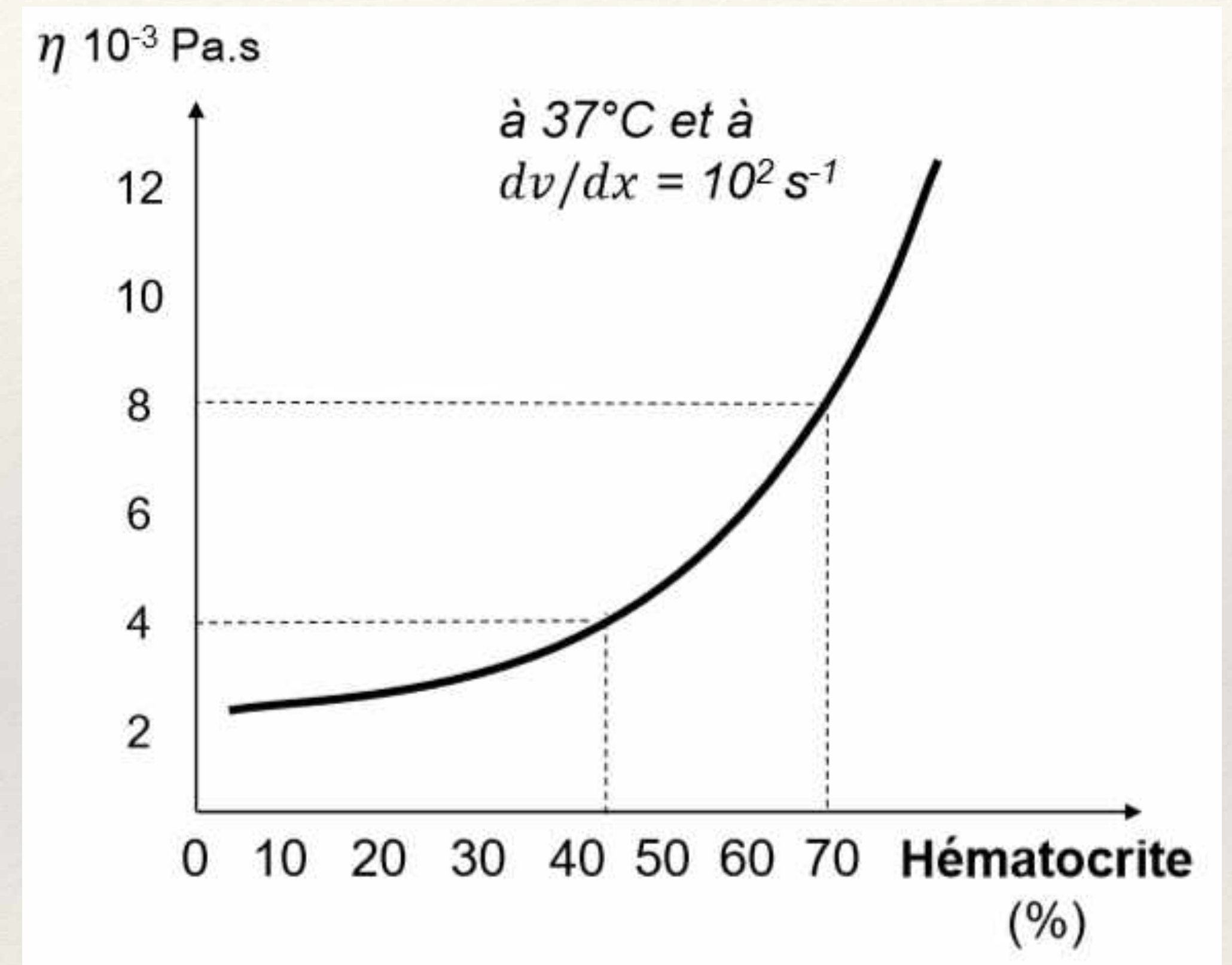
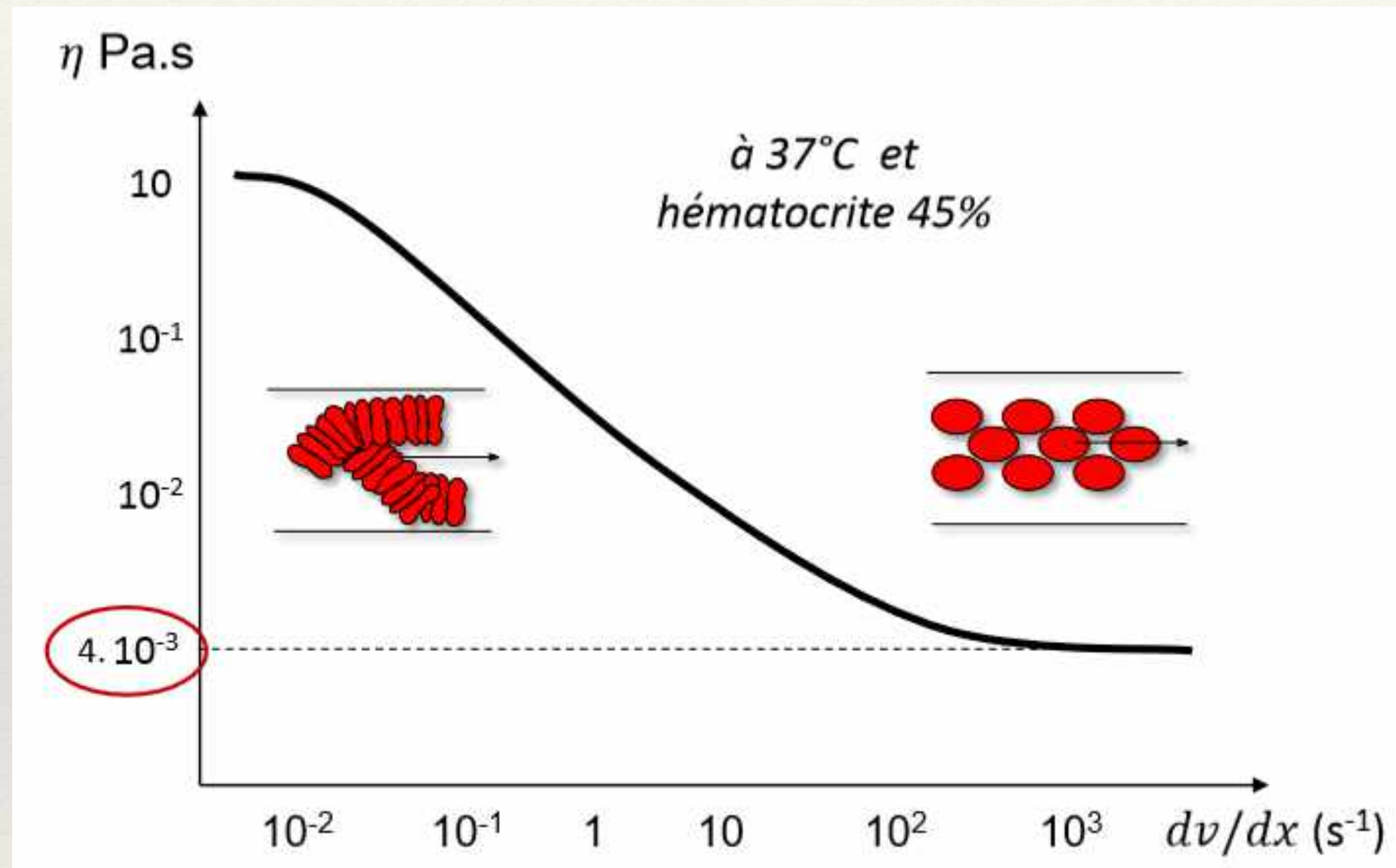
❖ Rhéologie : étude des déformations de la matière en écoulement

Interactions INTERCELLULAIRES —> VISCOSITÉ DU SANG —> FLUIDE NON
NEWTONIEN

- η **varie avec** dv/dx (taux de cisaillement)
- η diminue quand dv/dx augmente : « **rhéofluidification** » ++

Débit faible	Débit élevé
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Les globules rouges forment des rouleaux ✓ <u>Conséquence directe</u> : ↗ de la viscosité  <p>The diagram shows a cross-section of a blood vessel with a yellow plasma layer. Red blood cells are arranged in two parallel, staggered rows, forming a 'rouleau' (roll) structure. The word 'plasma' is written in the yellow area on the left.</p>	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Les globules rouges ont une circulation axiale : on parle de manchon plasmatique ✓ Rhéofluidification → ↘ viscosité  <p>The diagram shows a cross-section of a blood vessel with a yellow plasma layer. Red blood cells are arranged in a single layer in the center of the vessel, surrounded by plasma. An arrow points from the center towards the right wall, indicating axial flow. The word 'plasma' is written in the yellow area at the top and bottom.</p>

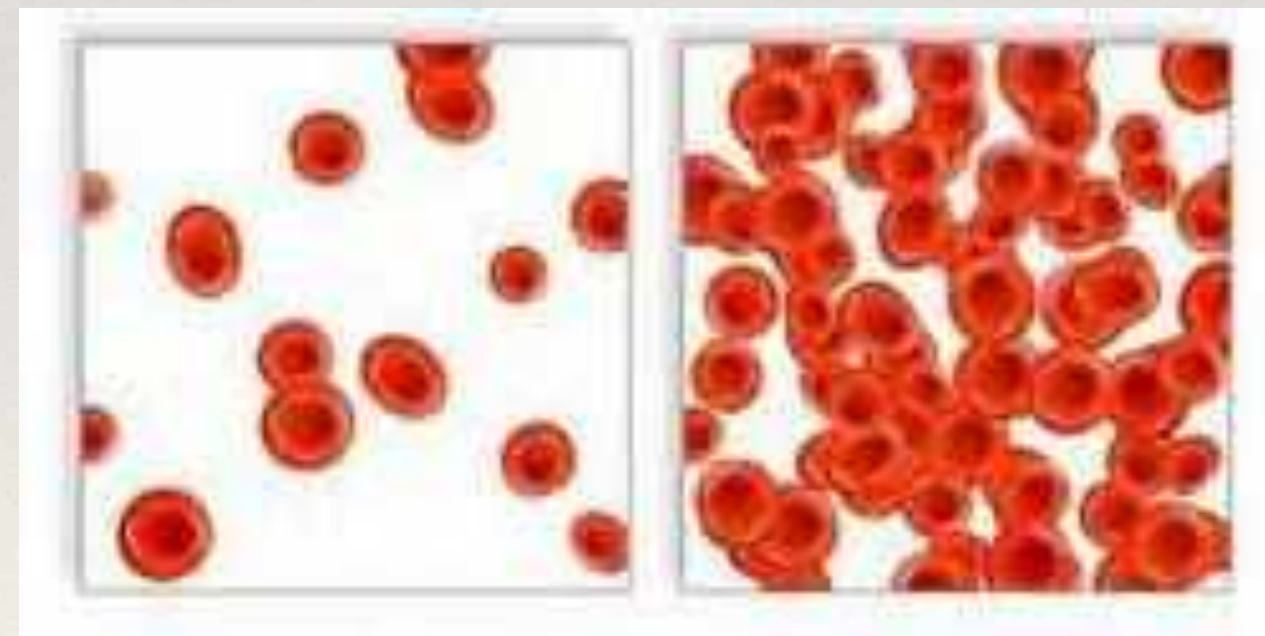
Nb : à 37°C et Hte=0.45, La viscosité η vaut $4.10^{-3} \text{ Pa.s}^{-1}$ (poiseuille)



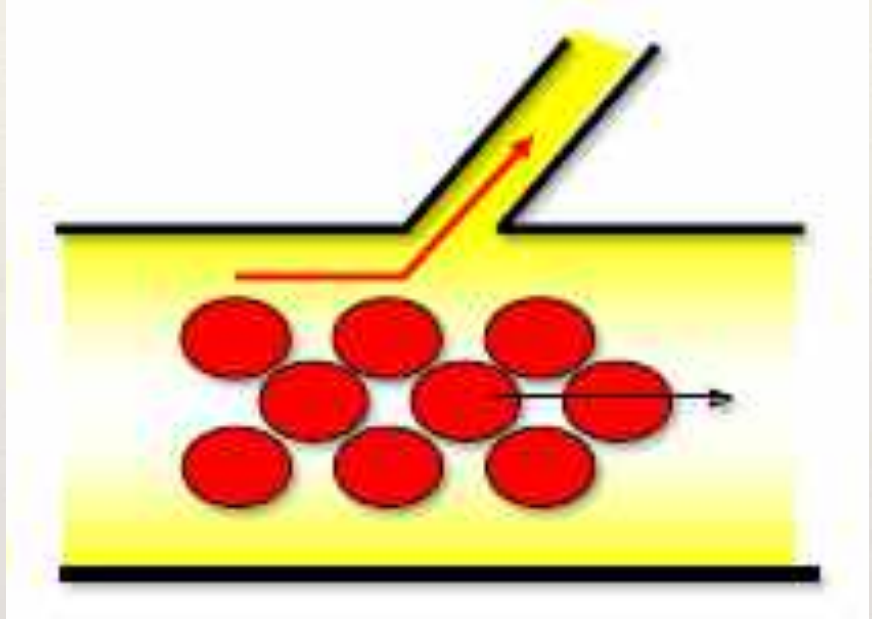

→ La viscosité augmente avec l'hématocrite

PATHO: Polyglobulie primitive = Maladie de Vaquez

- ✓ Viscosité inter-cellulaire **augmentée**
- ✓ Nombre GR **augmente** -> Hématocrite **augmente**
- ✓ Thromboses par hyperviscosité du sang



C/ Description rhéologique du sang en écoulement dans les petits vaisseaux

Artérioles	<p>Circulation axiale des GR</p> <ul style="list-style-type: none">• Phénomène <u>d'écroulement</u> au niveau des vaisseaux latéraux• Diminution locale de l'hématocrite	 A diagram showing a cross-section of a blood vessel. A red arrow points from the center towards the walls, indicating the axial flow of red blood cells (GR) towards the center of the vessel.
Capillaires	<p>Diamètre < 8 μm</p> <ul style="list-style-type: none">• <u>Déformation</u> des GR• Intervention de la viscosité intracellulaire	 A diagram showing a cross-section of a capillary. Red blood cells (GR) are shown as elongated, crescent-shaped structures, indicating they are deformed to fit through the narrow vessel.

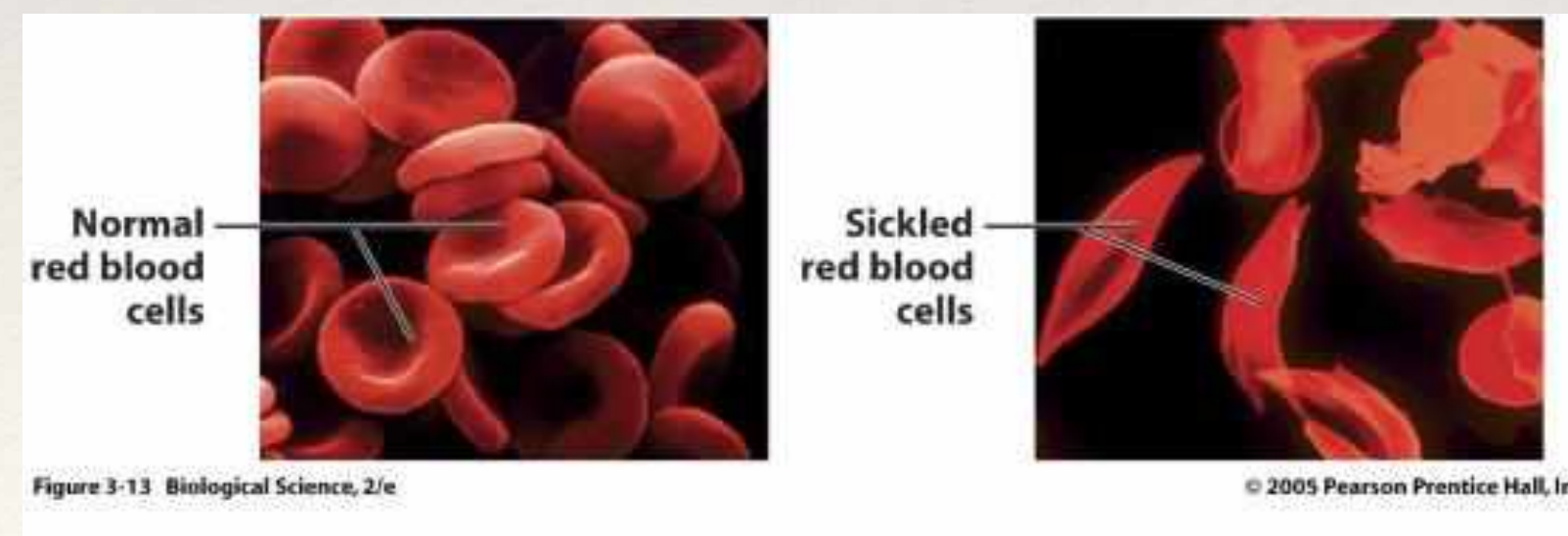
PATHO: Drépanocytose

✓ Viscosité intra-cellulaire **augmentée**

✓ Falciformation des GR

✓ Diminution de la déformabilité

✓ Thromboses capillaires



IV) PARTICULARITÉS LIÉES À L'ANATOMIE

Volume de sang chez l'adulte \approx 5L

2 CIRCULATIONS

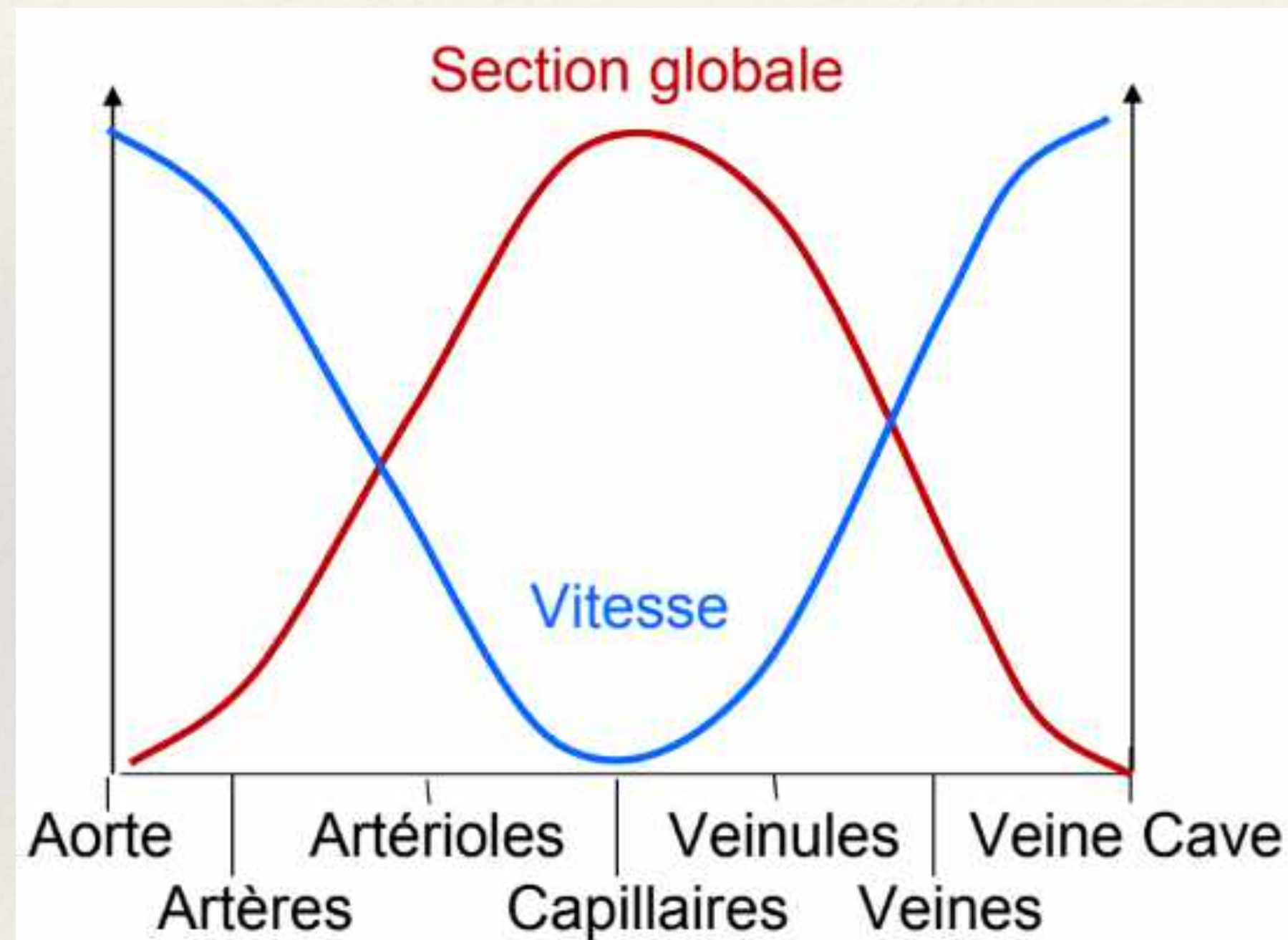
	P Artérielle moy kPa (mmHg)	% vol total ¹
Systémique	13 (98)	70
Pulmonaire	2,6 (20)	20

3 SECTEURS

	<i>Volume</i>	<i>%</i>	<i>mL</i>
○ Artériel		10	500
○ Capillaire		5	250
○ Veineux		55	2750

Notion de section INDIVIDUELLE - GLOBALE

Le système étant fermé, et le débit constant, la vitesse varie selon la section (globale)



La vitesse minimale au niveau des capillaires permet de maximiser les échanges

QCM: Votre tutrice de biophysique Emiliepothèse rentre légèrement pompette (après avoir bu la moitié d'un Monaco), et décide de bosser son cours de biophy circu' mais a du mal à retrouver les réponses correctes..

Aide ta gentille tutrice<3 (donnez lui de l'eau aussi svp)

- A) La pression absolue correspond à l'effet de la colonne de liquide uniquement.
- B) Les lois de Pascal s'appliquent pour un fluide immobile incompressible.
- C) L'unité du SI (=Système international) de la pression est le bar.
- D) La pression est dépendante de l'altitude: + on monte en altitude, + la pression diminue.
- E) Les propositions A, B, C et D sont fausses.

QCM: BD

- A) Faux : La pression ~~absolue~~ **RELATIVE** correspond à l'effet de la colonne de liquide uniquement. $\Rightarrow P_{\text{ABSOLUE}} = P_{\text{RELATIVE}} + P_{\text{ATMOSPHERIQUE}}$
- B) Vrai : +++
- C) Faux : C'est le **PASCAL** l'unité du SI++
- D) Vrai : Bonus : elle est divisée par 2 à 5000m d'altitude ;)
- E) Faux



QCM : A propos de ce qcm vraiment relou, donnez-la (les) proposition(s) vraie(s) :

- A) La pression est une force par unité de volume.
- B) La pression est une énergie par unité de surface.
- C) La tension est une force par unité de surface.
- D) La tension est une énergie par unité de longueur.
- E) Les propositions A, B, C et D sont fausses

WTF
pas gentil de
faire ça



QCM : E

- A) Faux: Pression = **Force par unité de Surface OU Énergie par unité de volume**
- B) Faux : cf.A
- C) Faux : Tension = **Force par unité de longueur OU Énergie par unité de surface**
- D) Faux : cf.C
- E) Vrai