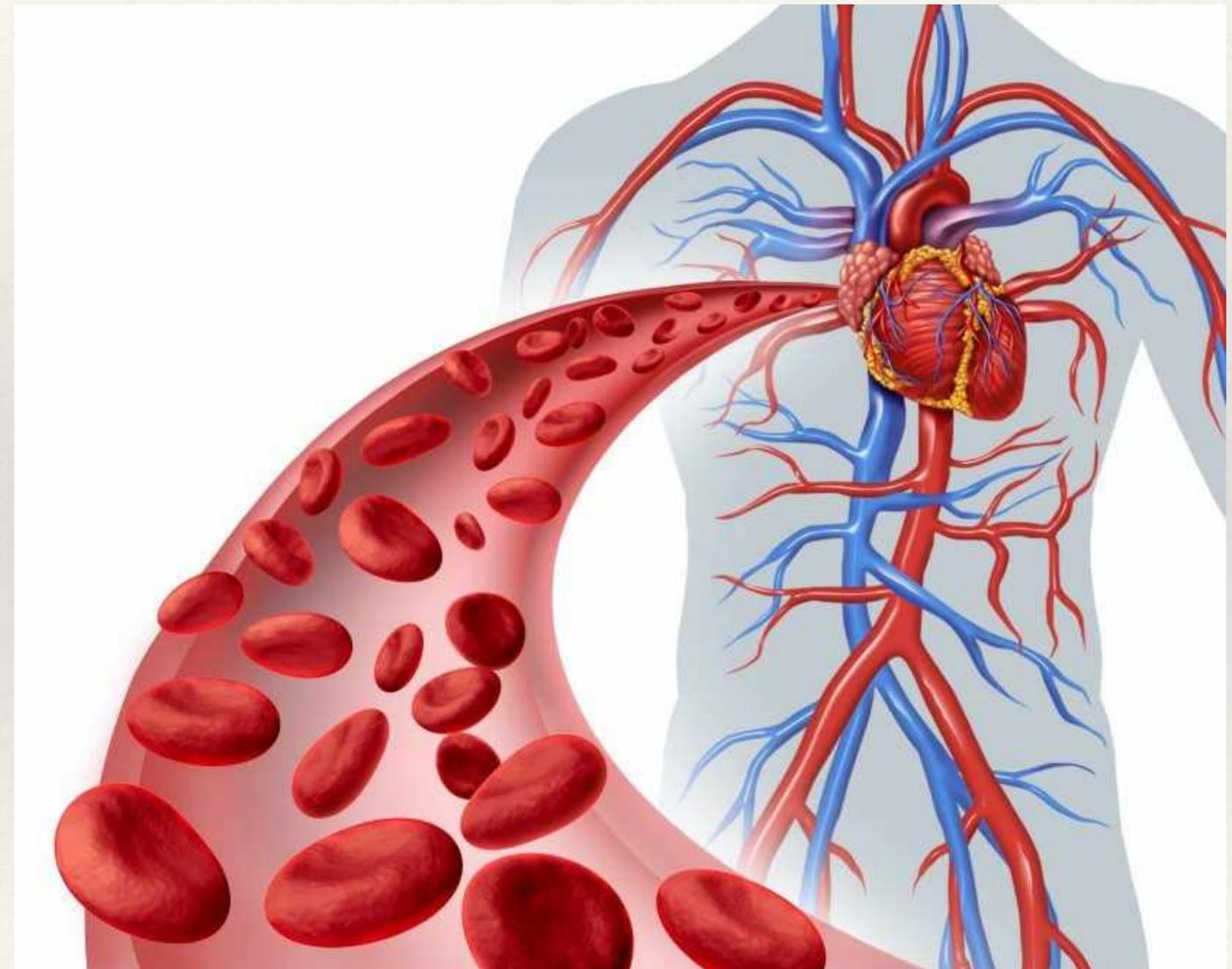


TUT' ART

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

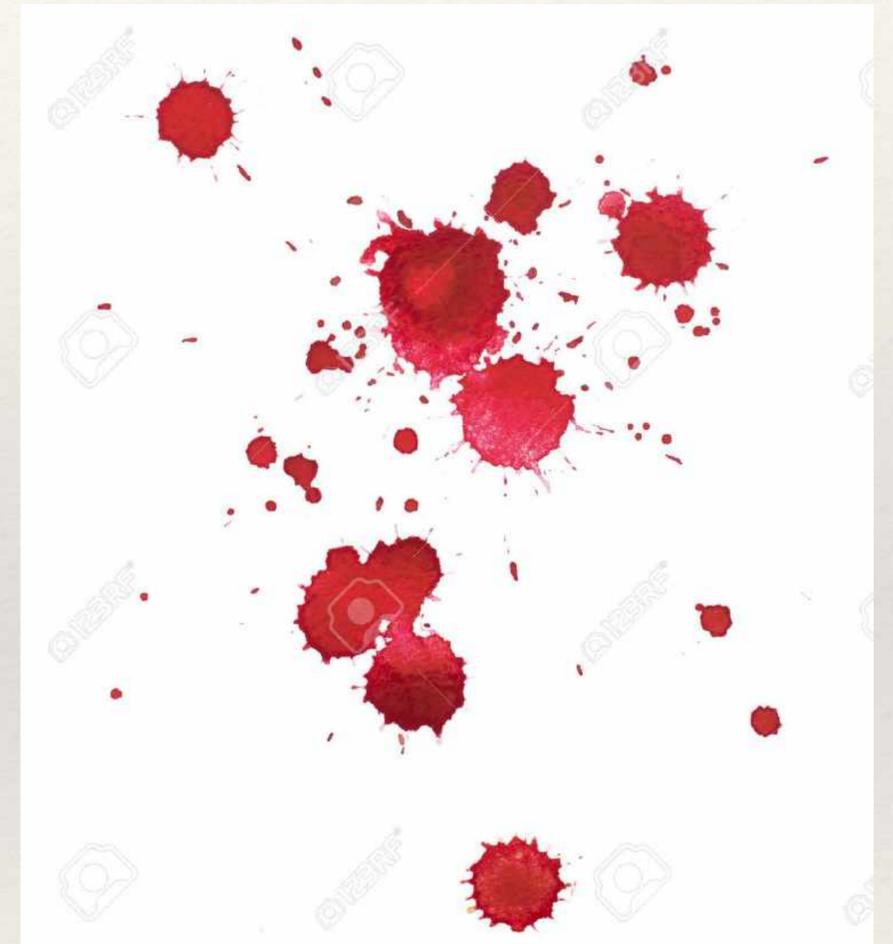
- ❖ III) PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

 - A. Description du sang au repos

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

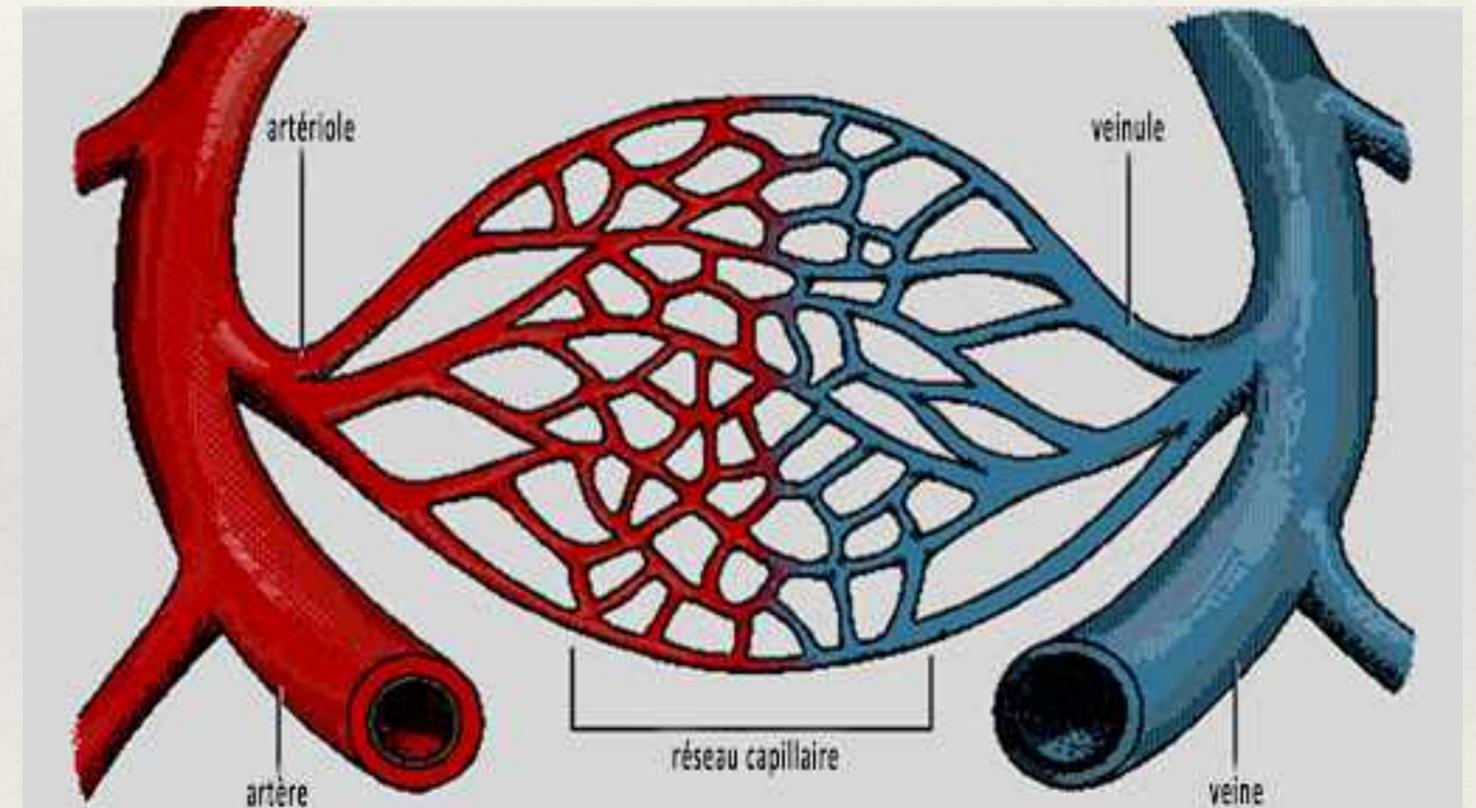
 - C. Description rhéologique du sang en écoulement dans les petits vaisseaux

- ❖ IV) PARTICULARITÉS LIÉES À L'ANATOMIE



I) INTRODUCTION

- ❖ Systeme 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**

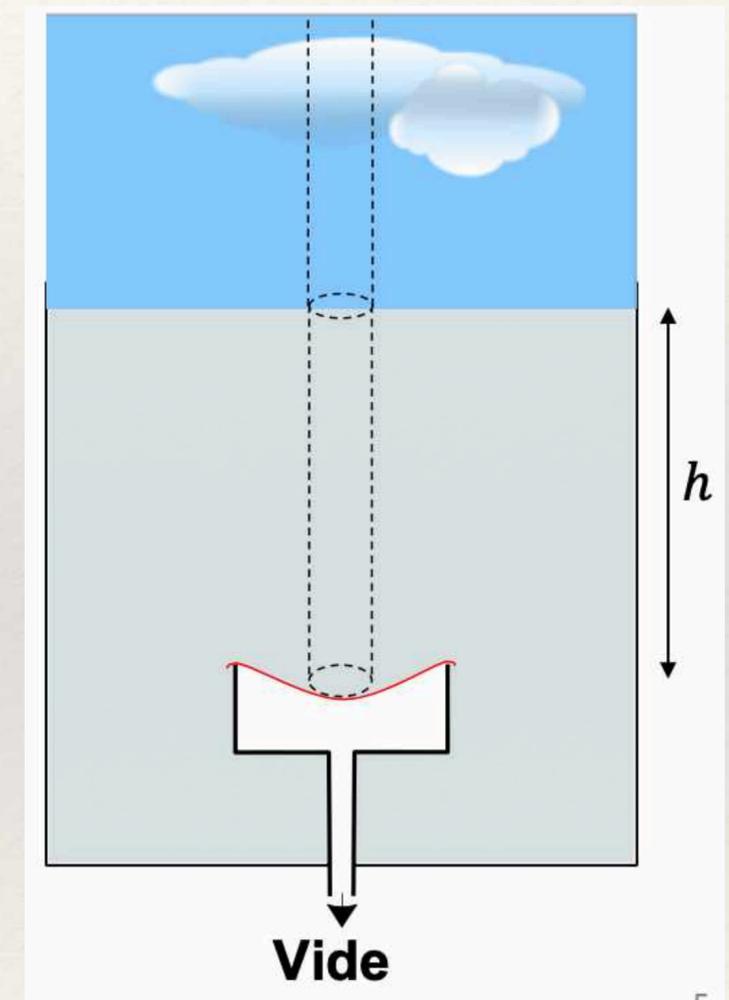
A/ Statique d'un fluide

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



<p>Pression RELATIVE</p>	<p>Effet de la colonne de liquide uniquement ++</p>	<div data-bbox="2405 315 2815 470" style="border: 1px solid red; padding: 5px; display: inline-block;"> $\Delta P = \rho g h$ </div> <p><i>ρ : masse volumique</i> <i>g : accélération de la pesanteur</i> <i>h : hauteur de la colonne de liquide</i></p>
<p>Pression <u>A</u>BSOLUE</p>	<p>Effet de la colonne de liquide + Effet de la Pression <u>A</u>tmosphérique</p>	

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)

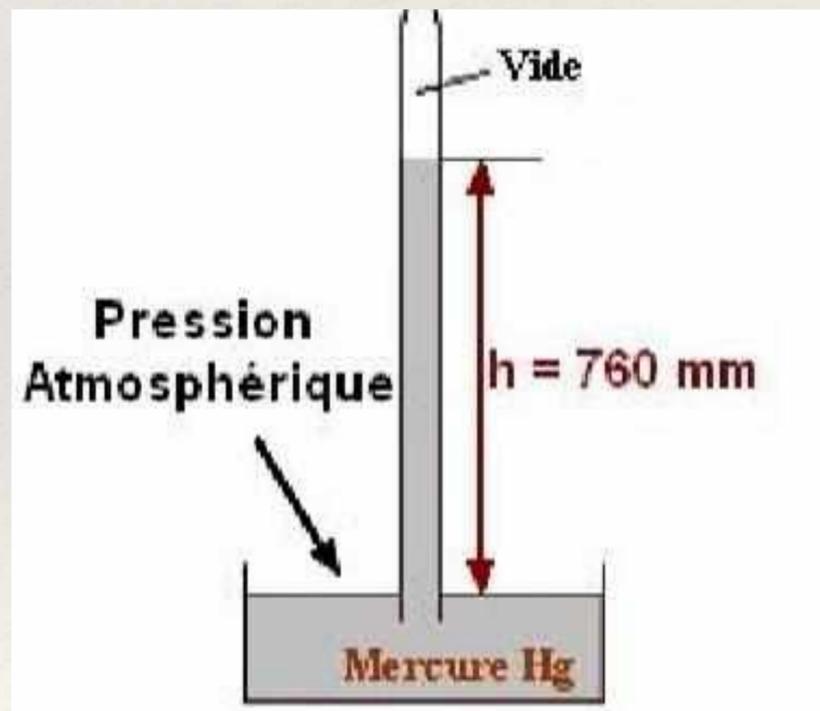
1 bar = 10⁵ Pa

mmHg, cmH₂O -> + adaptées au corps humain

4) La Pression Atmosphérique

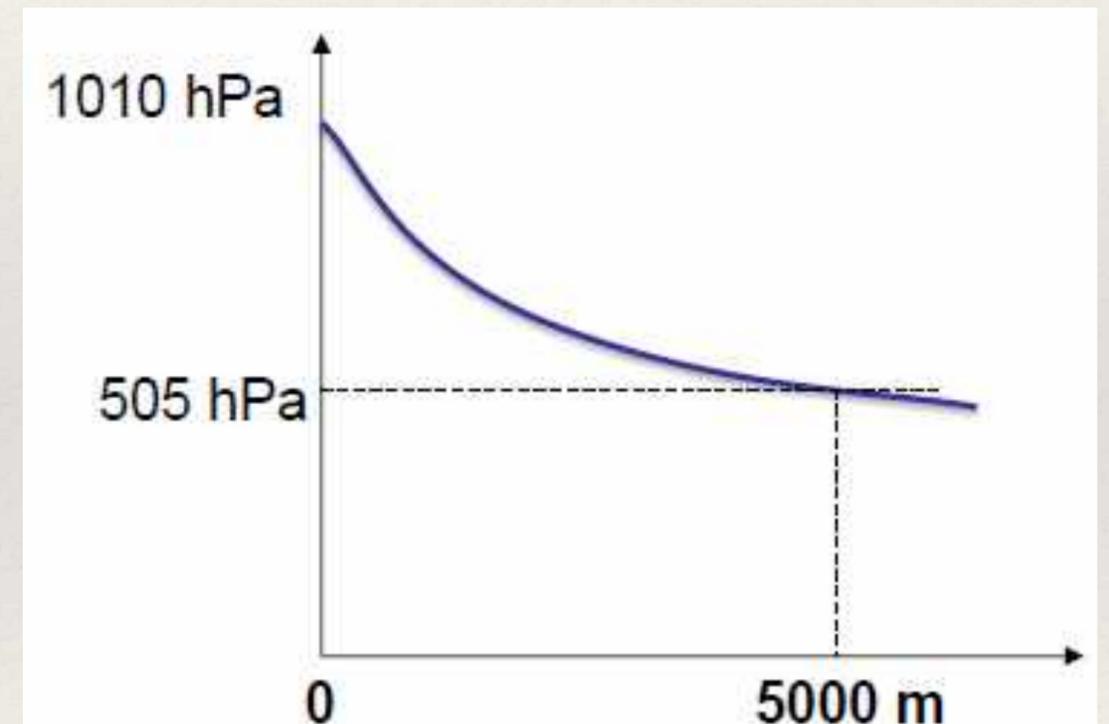
P_{atm} = poids de la colonne d'air atmosphérique

Valeur: Expérience de Torricelli (manomètre au mercure)



$$P_{\text{atm}} = \rho g h = 1013 \text{ hPa}$$

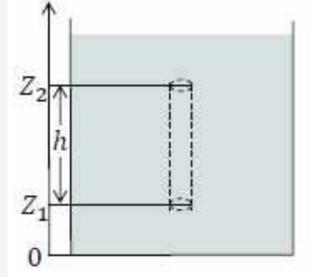
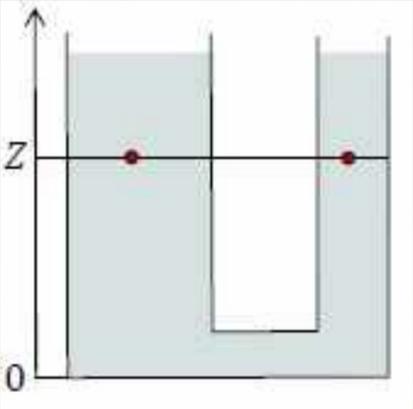
- Variations avec l'altitude



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

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

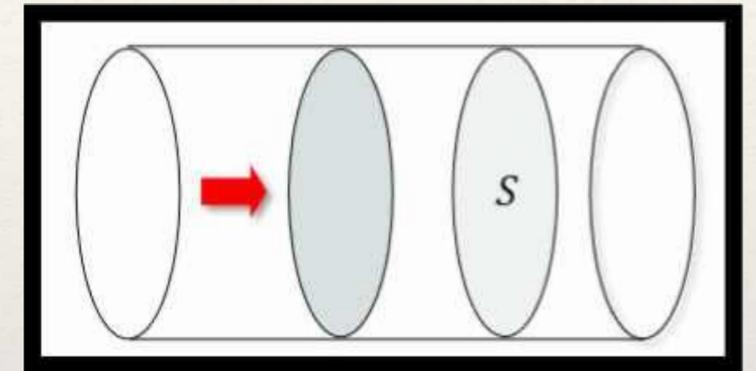
Principe: Dans un liquide **immobile incompressible**, une variation de pression se transmet **intégralement** et **dans toutes les directions**.

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

B) Dynamique d'un fluide IDÉAL

1) Notion de débit

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



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

$$Q : m^3 \cdot s^{-1}$$

$$V : m^3$$

$$dt : s$$

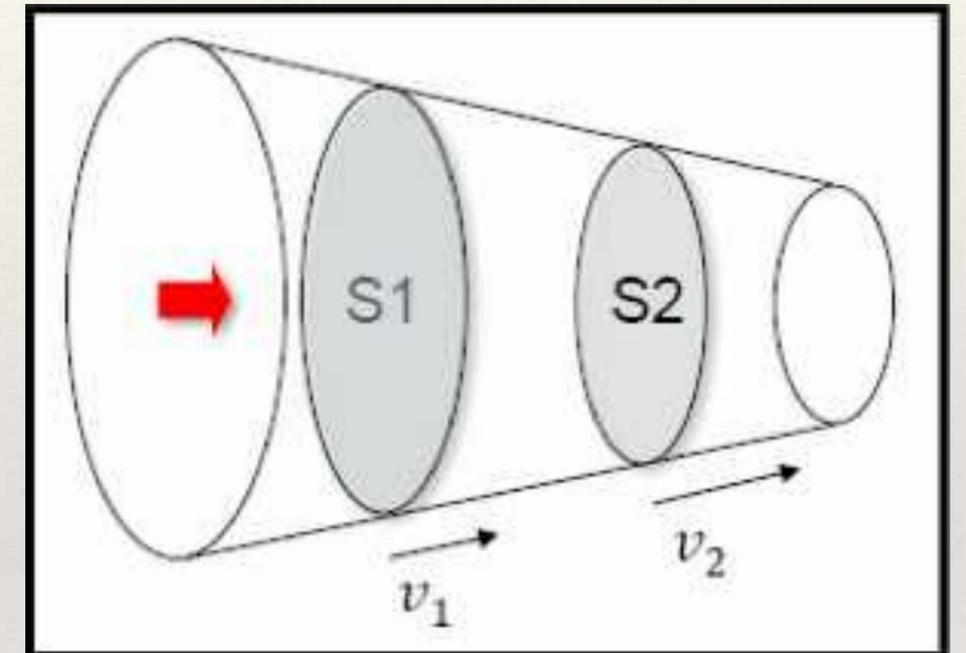
++

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

++

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 ++

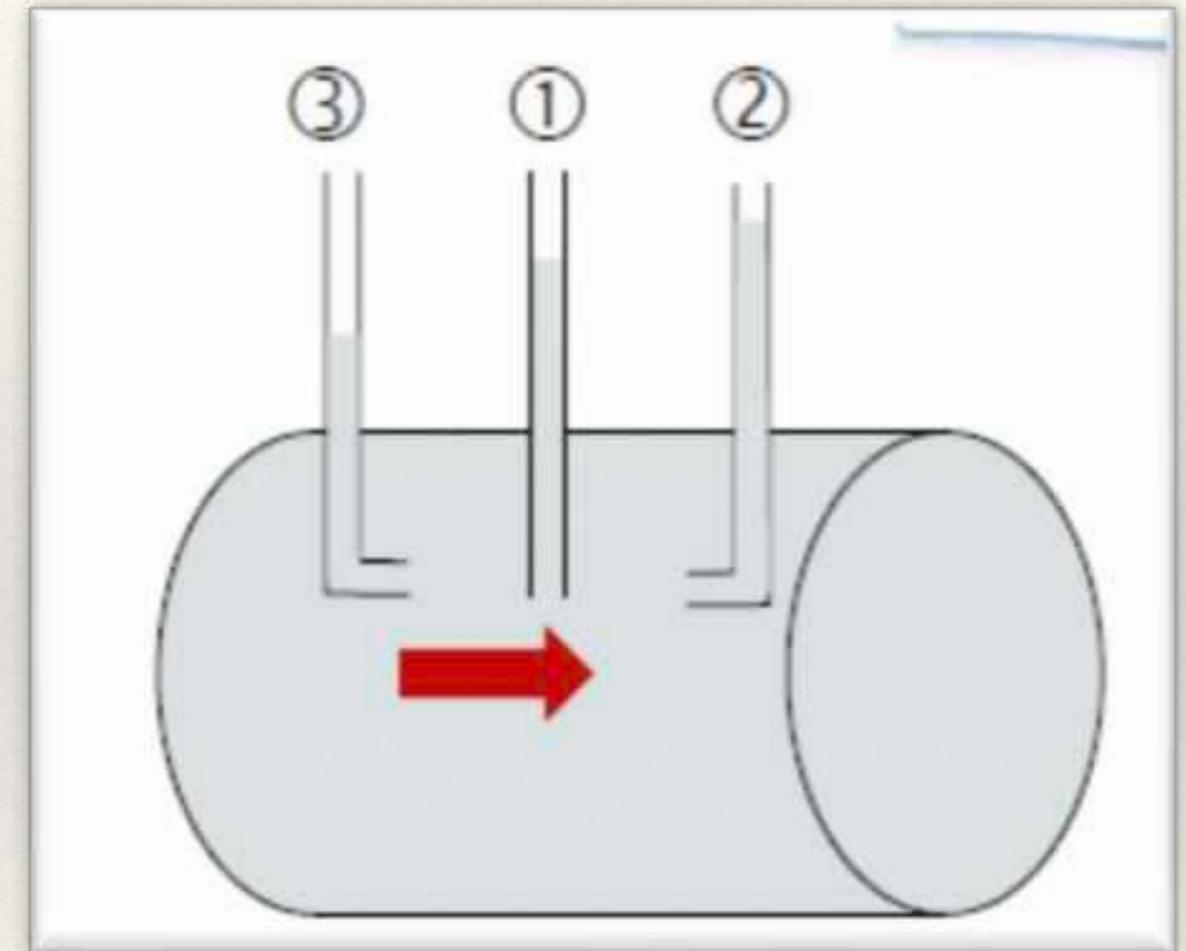
⚠ Contrairement aux fluides STATIQUES, dans un fluide EN ÉCOULEMENT, les valeurs mesurées dépendent de l'orientation du capteur++

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_{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

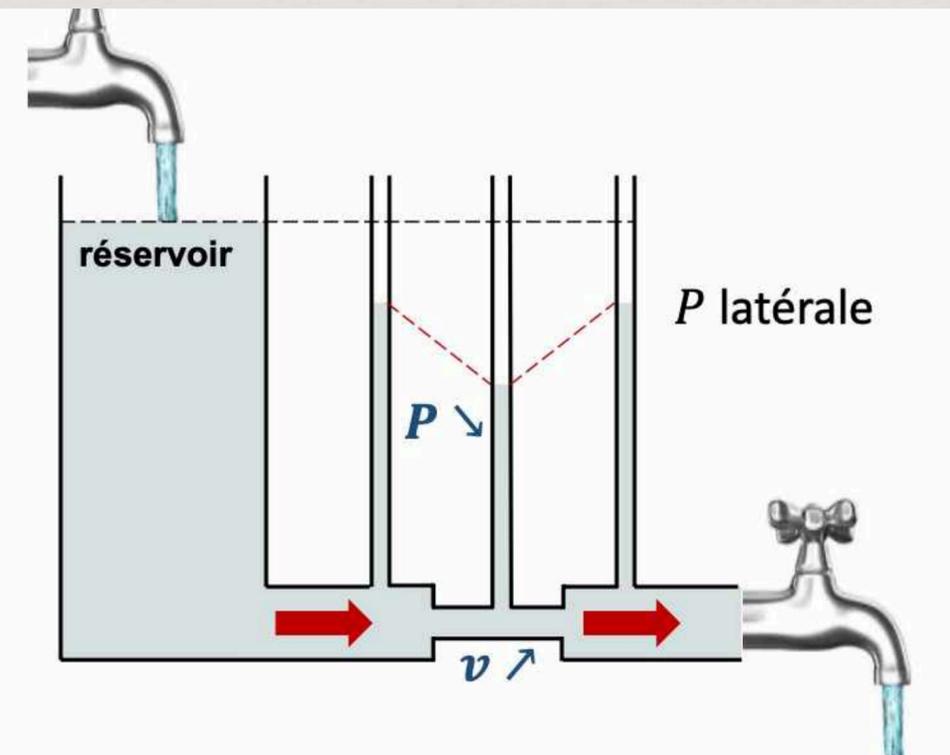
$$P = \text{constante} - 1/2 \rho v^2$$

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** »)

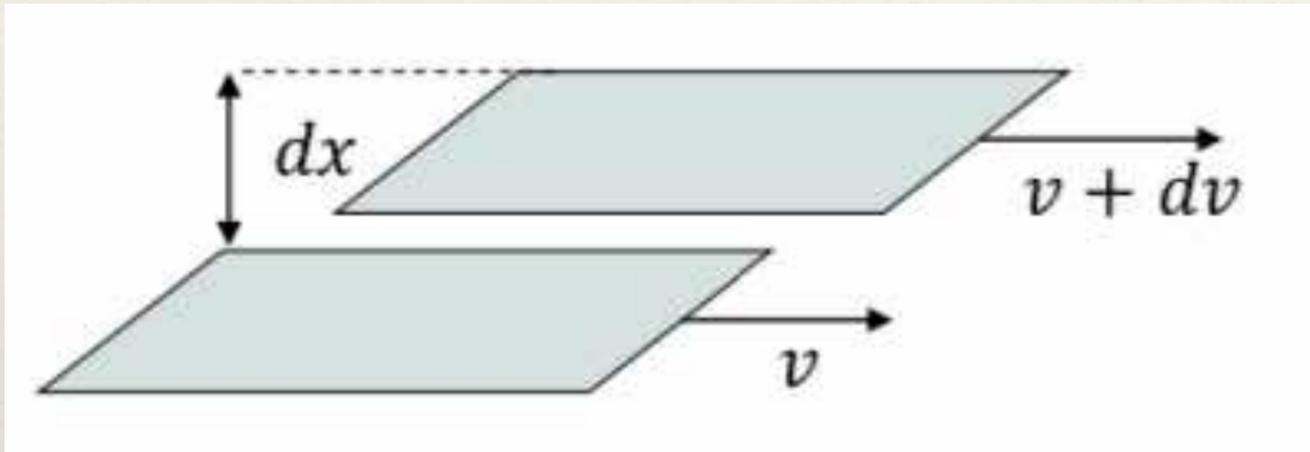
++L'ÉQUATION DE BERNOULLI N'EST PLUS VÉRIFIÉE++

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

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

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*)

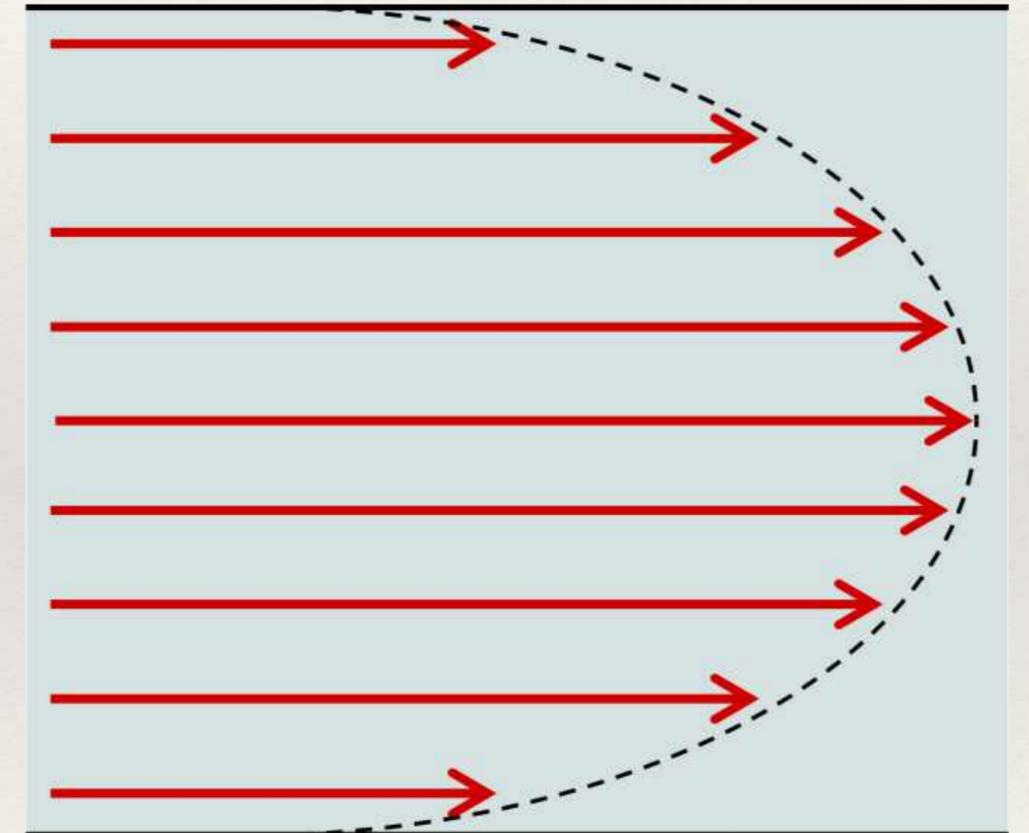
Elle individualise 2 types de liquides réels:++

NEWTONIENS	NON NEWTONIENS
<ul style="list-style-type: none">✓ η est une <u>constante</u> caractéristique du liquide ✓ <u>η varie avec la température</u> ✓ $(T \nearrow \rightarrow \eta \searrow)$	<ul style="list-style-type: none">✓ η <u>varie</u> avec la <u>température</u> et le <u>taux de cisaillement</u> ✓ $(dv/dx \nearrow \rightarrow \eta \searrow)$ ✓ 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> ✓ <u>ex</u> : le <u>sang</u> $\rightarrow \eta$ augmente (rouleaux de GR) lorsque dv/dx diminue

2) Régimes d'écoulement d'un fluide réel

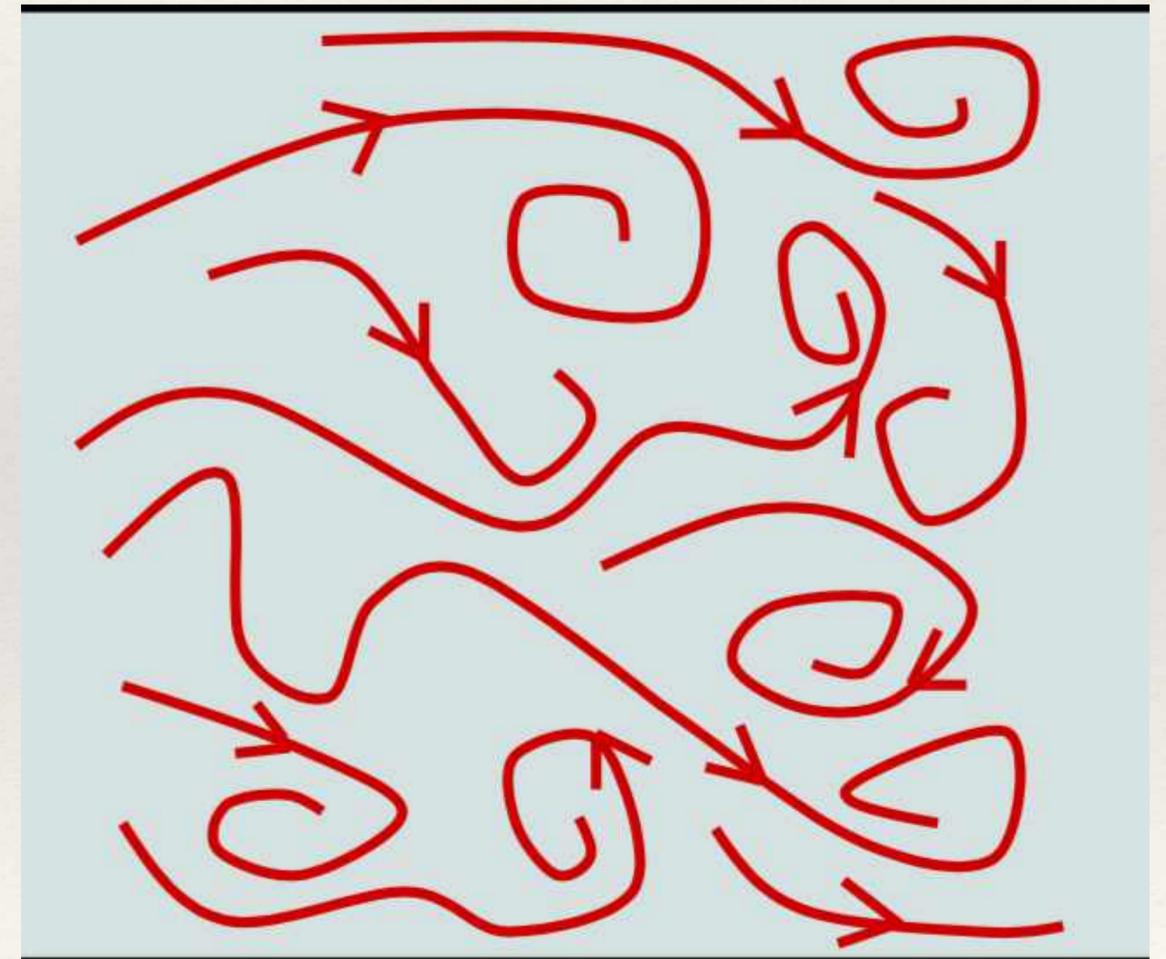
ÉCOULEMENT LAMINAIRE

- ✓ 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



$\nearrow \Rightarrow$ *risque de turbulence* \searrow

++

$$Re = \frac{\rho dv}{\eta}$$

++

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++

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

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

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

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

Q = débit

L = distance

η = viscosité

r = rayon du conduit

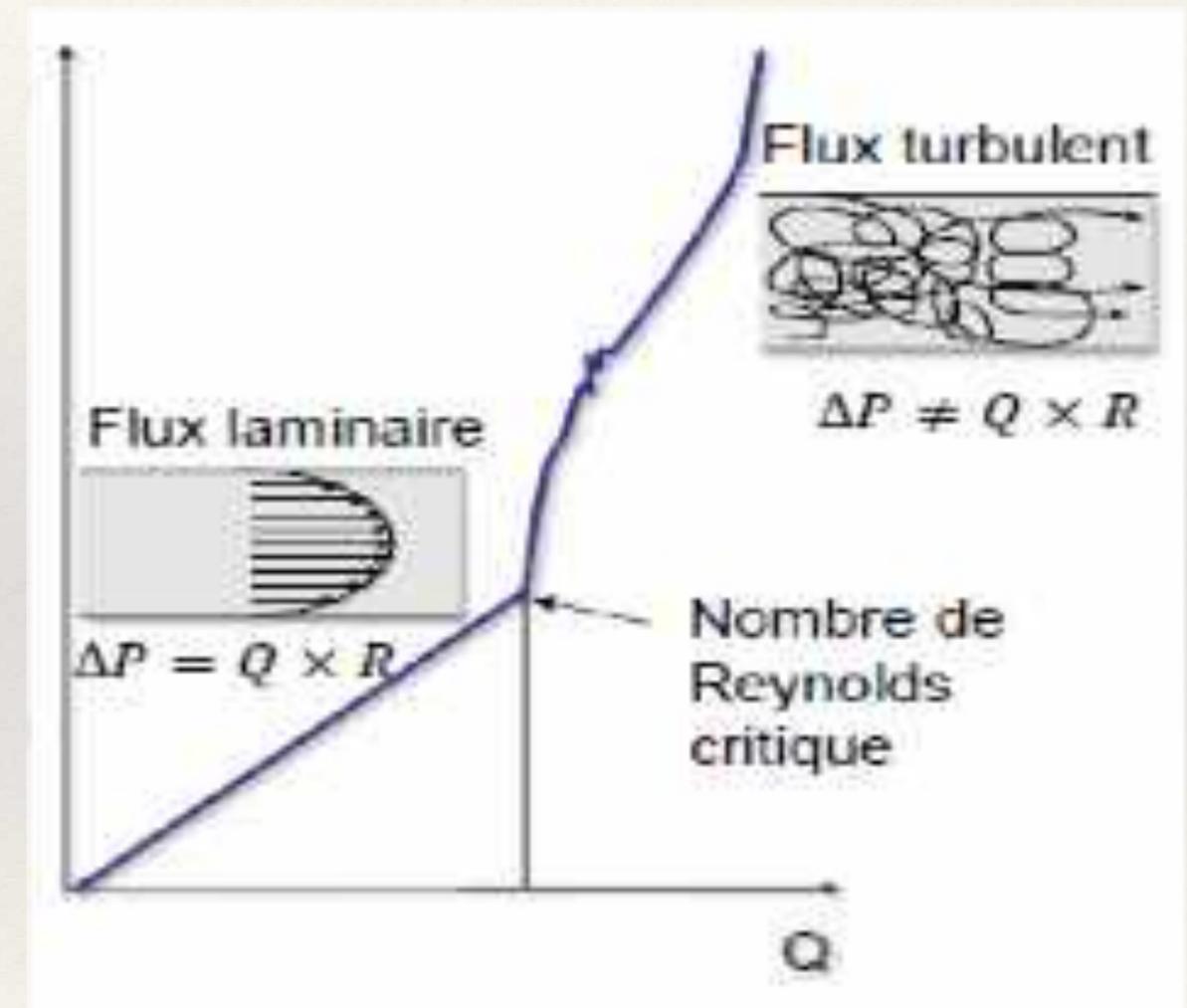
5) Récap. Régimes d'écoulement

LAMINAIRE

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

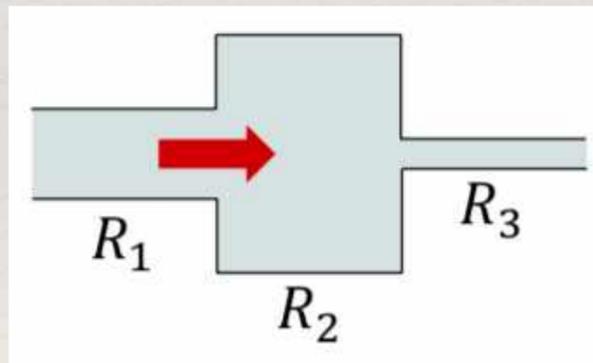
TURBULENT

- 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

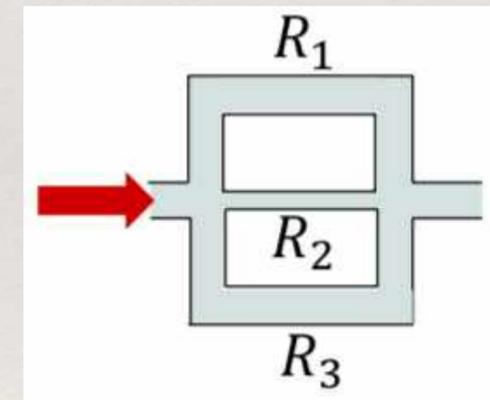
$$R_t = R_1 + R_2 + \dots + R_n = \sum_1^n R_i$$



→ 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

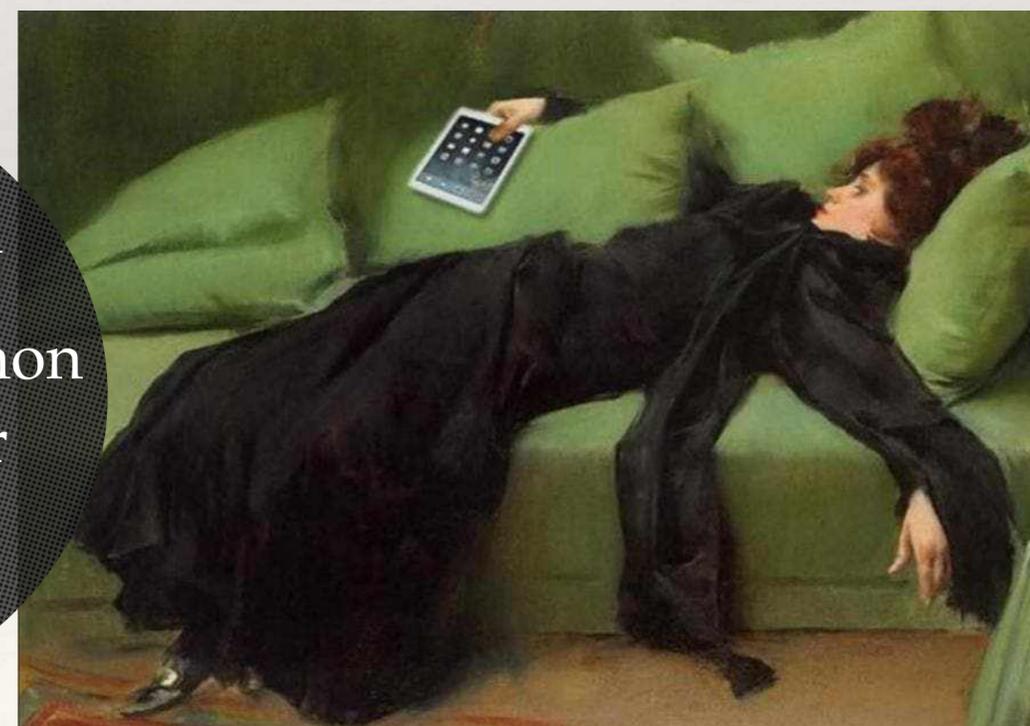
QCM: On considère une artériole avec un débit de $6 \text{ mL}\cdot\text{min}^{-1}$. Elle se divise en 1000 capillaires de longueur $l = 12\text{mm}$ et de rayon $r = 0,2 \text{ mm}$.

On considère une viscosité apparente du sang $\eta = 3,14\cdot 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$

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)



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

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

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

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

$$\eta = 3,14 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$$

$$l = 12 \text{ mm} = 12 \cdot 10^{-3} \text{ m}$$

$$r = 0,2 \text{ mm} = 2 \cdot 10^{-4} \text{ m}$$

$$n = 1000 = 10^3$$

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

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

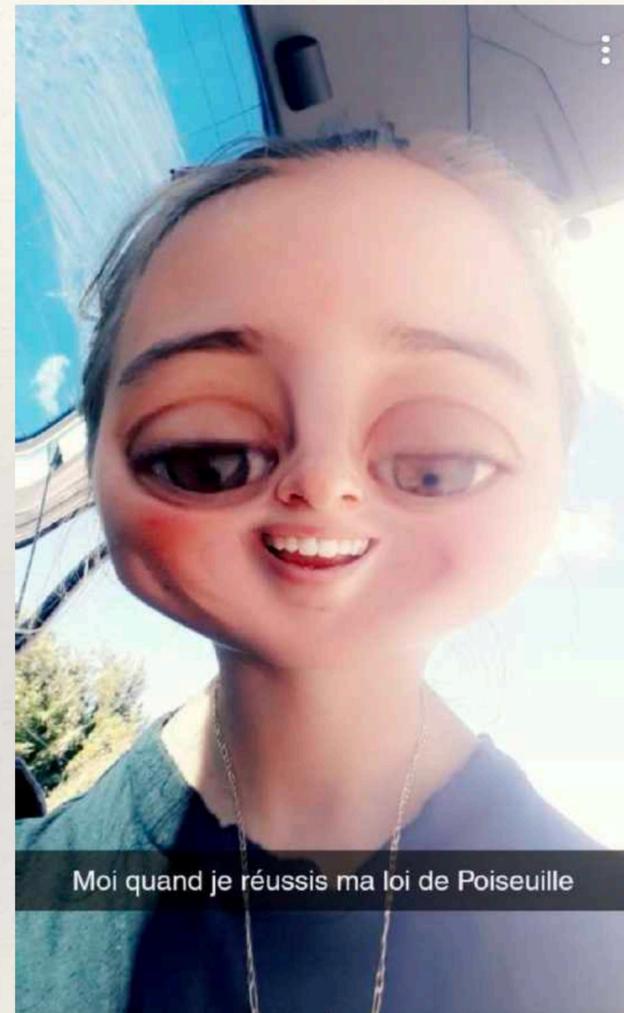
$$\Delta P = \frac{8 * 12}{16} * \frac{10^{-13}}{10^{-16} * 10^3}$$

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

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

=> 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**

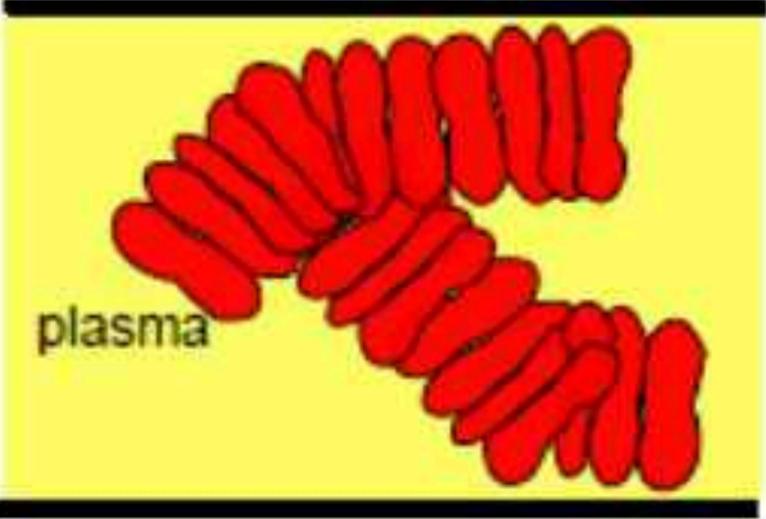
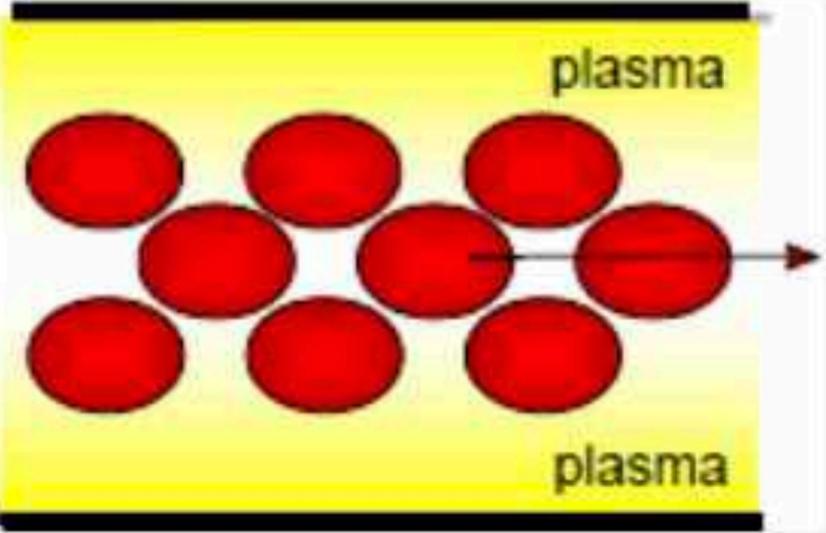
B/ Description rhéologique du sang en écoulement dans les gros vaisseaux

❖ Rhéologie : étude des déformations de la matière en écoulement

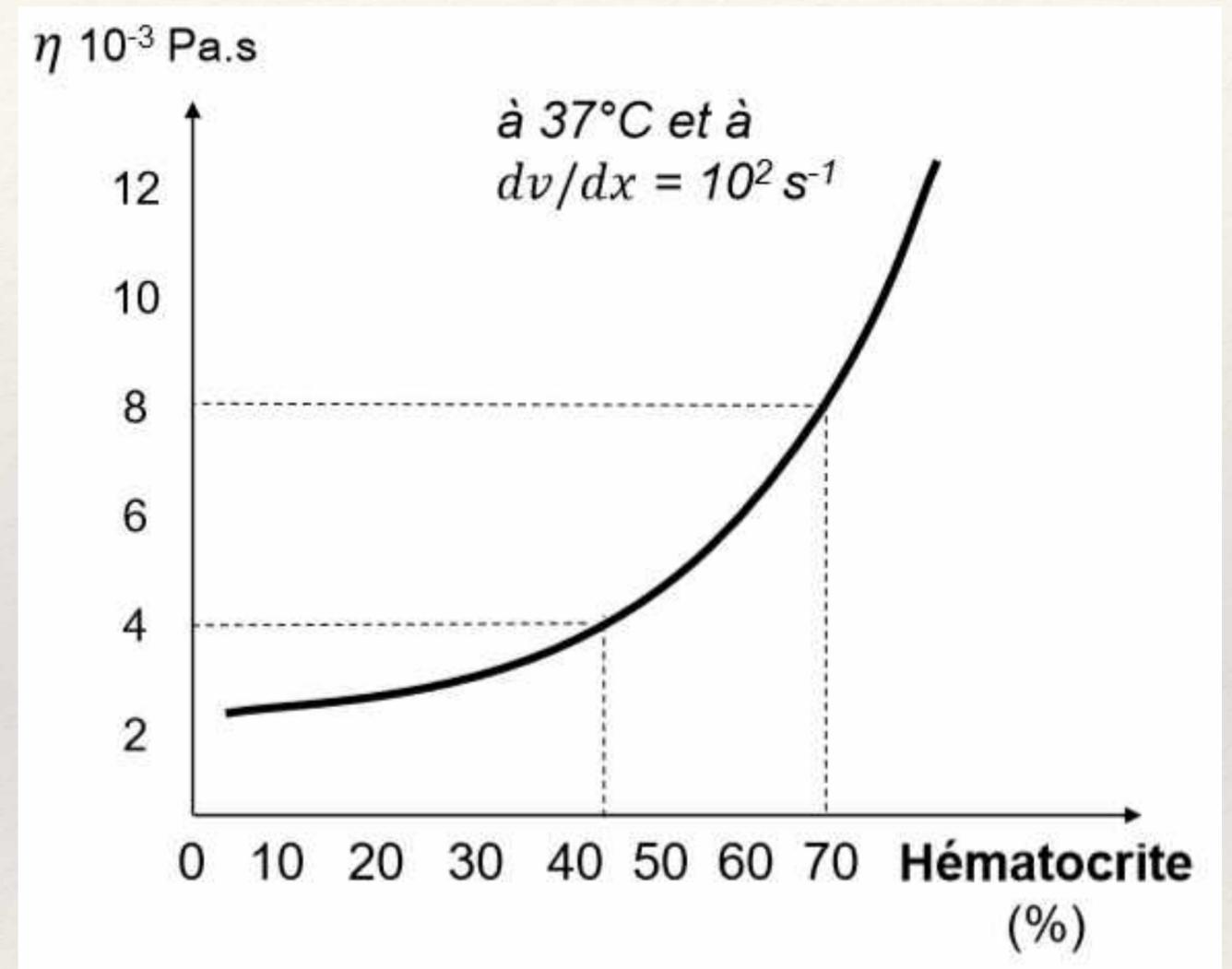
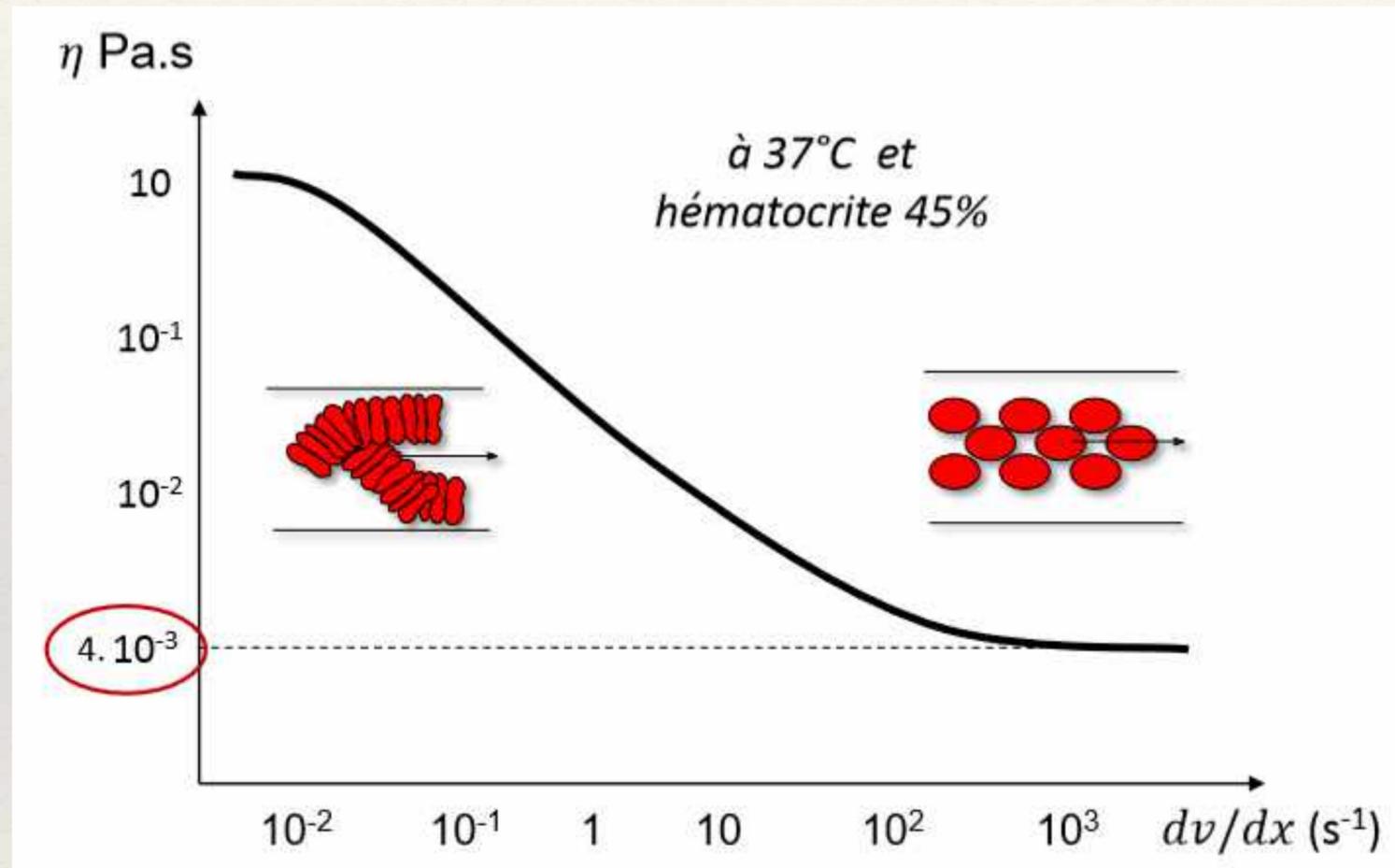
Interactions INTERCELLULAIRES —> VISCOSITÉ DU SANG —> FLUIDE NON
NEWTONIEN

→ 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 	<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 background. Red blood cells are arranged in two parallel stacks (rouleaux) that are slightly tilted towards the center. The word 'plasma' is written in the lower-left corner.</p>	 <p>The diagram shows a cross-section of a blood vessel with a yellow plasma background. Red blood cells are arranged in a single file along the center axis. A horizontal arrow points from the center towards the right. The word 'plasma' is written in the upper-right and lower-right corners.</p>

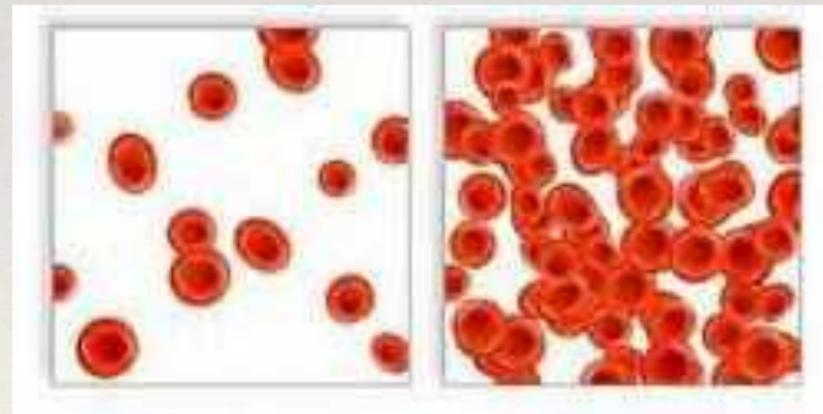
Nb : à 37°C et Hte=0.45, La viscosité η vaut $4.10^{-3} Pa.s^{-1}$ (poiseuille)



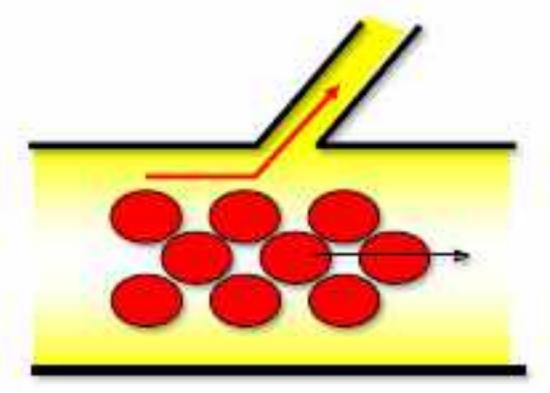
→ La viscosité augmente avec l'hématocrite

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 with a yellow background. A red arrow points from the top right towards the center of the vessel. In the center, there is a cluster of red circles representing red blood cells. A horizontal black arrow points from left to right through the center of the vessel, indicating the direction of flow.
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 narrow blood vessel with a yellow background. Three red, elongated, and slightly curved shapes representing red blood cells are shown in a line, moving from left to right. A horizontal black arrow points from left to right through the center of the vessel, indicating the direction of flow.

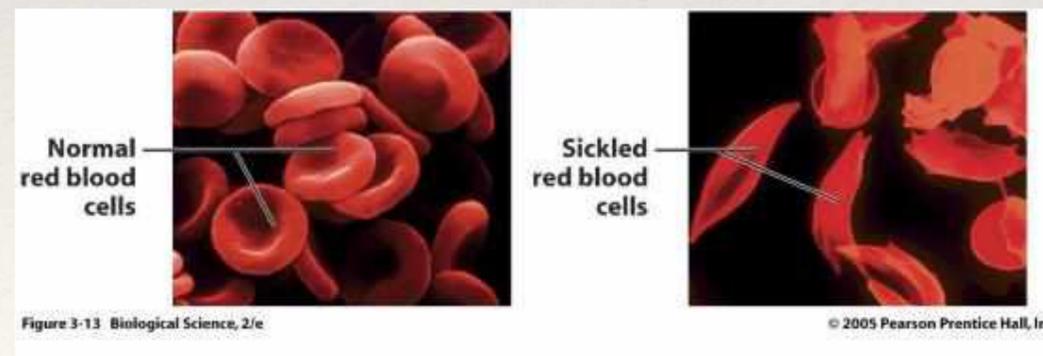
PATHO: Drépanocytose

✓ 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

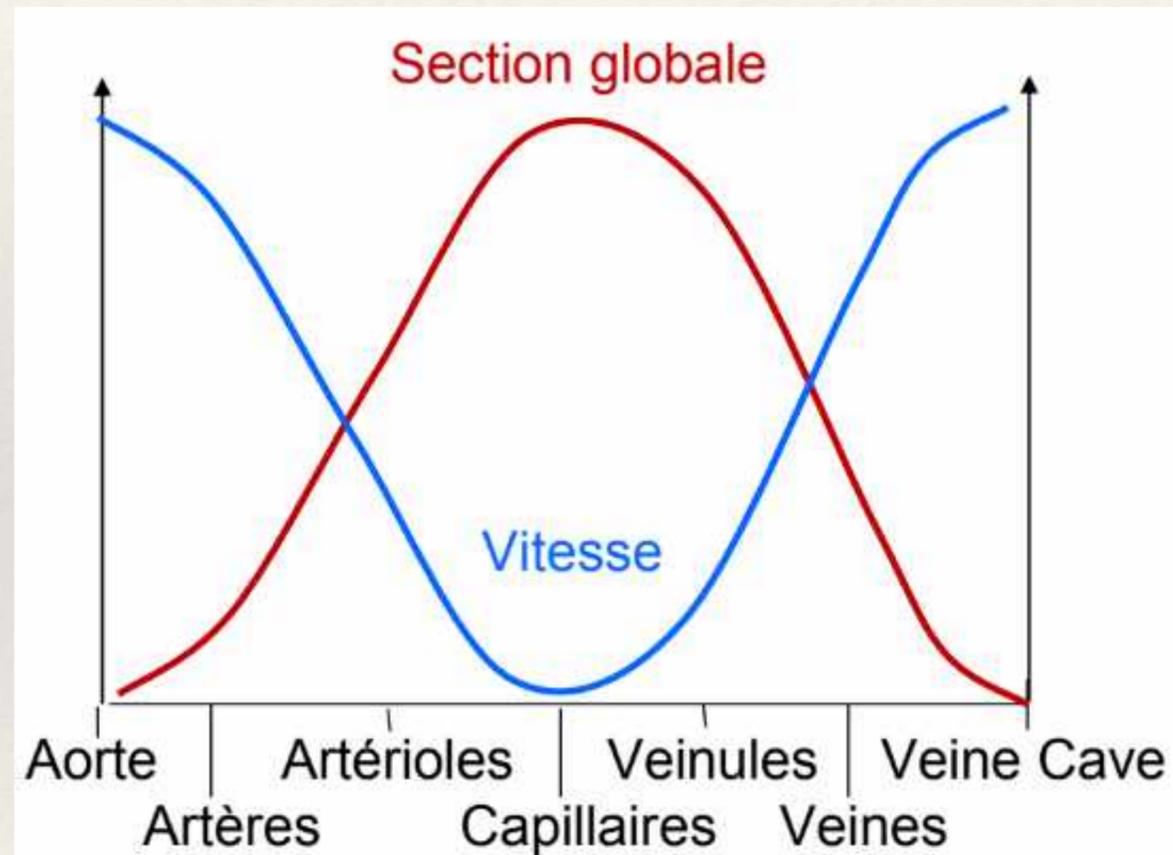
	P Artérielle moy kPa (mmHg)	% vol total ¹
Systemique	13 (98)	70
Pulmonaire	2,6 (20)	20

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. $\Rightarrow P_{\text{ABSOLUE}} = P_{\text{RELATIVE}} + P_{\text{ATHMOSPHERIQUE}}$
- 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