

BIOPHY DE LA CIRCULATION

SOMMAIRE:

- I. Bases physiques
- II. Statique d'un fluide
- III. Dynamique d'un fluide
 - A. *Idéal*
 - B. *Réel*
- IV. Particularités
 - A. *Liées au sang*
 - B. *Liées à l'anatomie*

I. BASES PHYSIQUES

- Un fluide est un milieu matériel déformable qui s'écoule.
- ✓ gazeux : déformable + compressible
- ✓ liquide : déformable mais incompressible

2 catégories de fluides :

- **Parfait = idéal** : sans frottements, la viscosité n'entre donc pas en jeu
- **Réel** : avec frottements, la viscosité joue un rôle important

2 types de mécanique

- **STATIQUE** : caractérisée par une **PRESSION**

Les fluides réels et idéaux ont le même comportement.

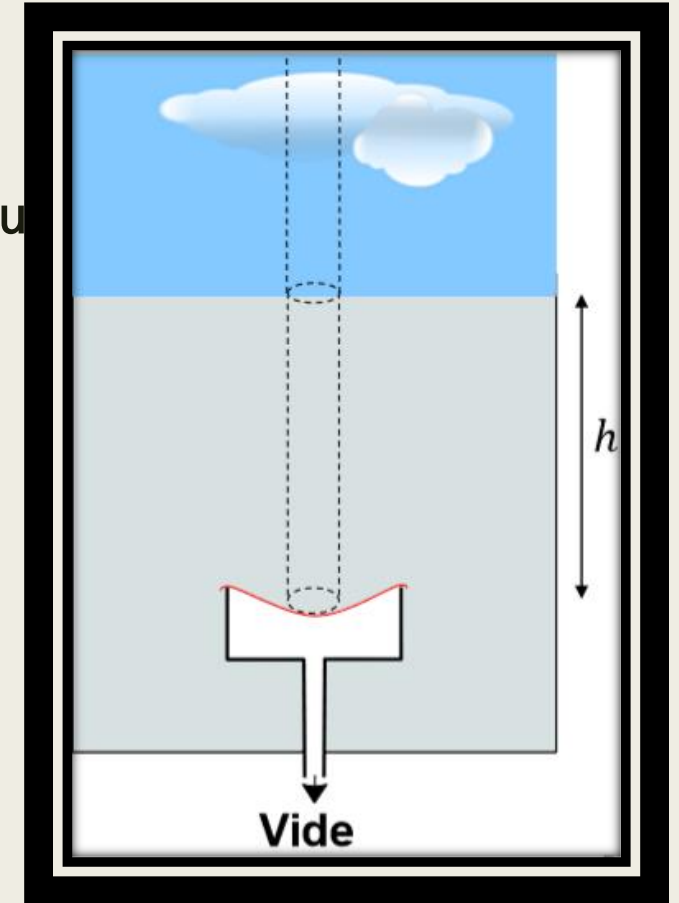
- **DYNAMIQUE** : caractérisée par un **DEBIT**

Les fluides réels et idéaux ont des comportements différents.

II. STATIQUE D'UN FLUIDE

- La pression statique P correspond au poids de la colonne de fluide qui s'applique sur une paroi.

- Elle se manifeste par la déformation de la paroi



- **Pression relative** : poids de la colonne de liquide qui s'applique sur le capteur de pression = **effet de la colonne de liquide** :

La pression relative se calcule avec cette formule :

$$\Delta P = \rho g h$$

ρ = *masse volumique*
 g = *accélération de la pesanteur*
 h = *hauteur de la colonne de liquide*

- **Pression absolue** : poids de la colonne de liquide à laquelle s'ajoute celle de la pression atmosphérique.

$$\blacksquare P_{\text{absolue}} = P_{\text{relative}} + P_{\text{atmosphérique}}$$

1) DIMENSION DE LA PRESSION

Force par unité de surface	Energie par unité de volume
$[P] = \frac{[F]}{[S]}$ $[P] = \frac{M \cdot L \cdot T^{-2}}{L^2}$ $[P] = M \cdot L^{-1} \cdot T^{-2}$	$[P] = \frac{[E]}{[V]}$ $[P] = \frac{M \cdot L^2 \cdot T^{-2}}{L^3}$ $[P] = M \cdot L^{-1} \cdot T^{-2}$

2) UNITÉS DE LA PRESSION

- Le **Pascal** :

unité du SI

$$1 \text{ Pa} = 1 \text{ N} \cdot \text{m}^{-2}$$

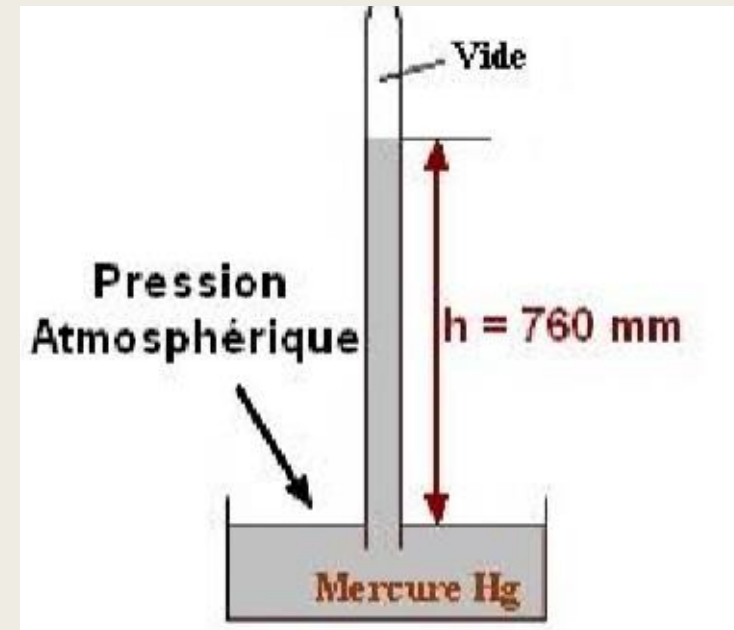
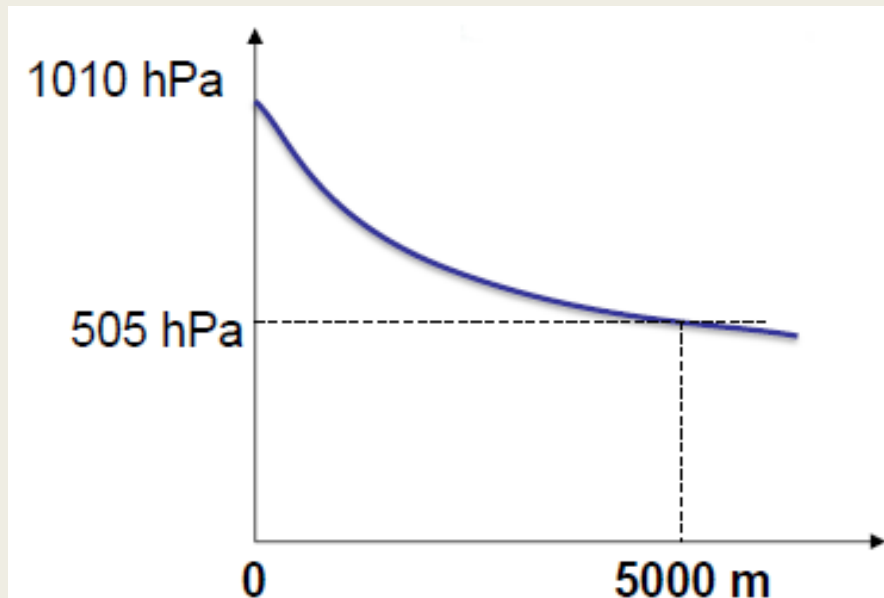
Unité faible à l'échelle des pressions : utilisation des multiples (1hPa=100Pa).

- Le bar (ancienne unité) : $1\text{bar} = 10^5 \text{ Pa}$

- Le millimètre de mercure (mmHg), le centimètre d'eau (cmH₂O)...

3) LA PRESSION ATMOSPHERIQUE

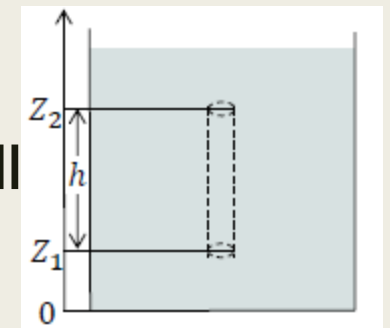
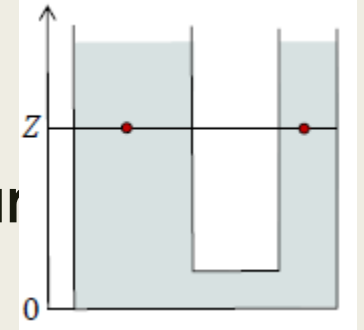
- C'est le poids de la colonne d'air atmosphérique.
- Elle varie avec l'altitude ou la profondeur.




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

4) PRINCIPE ET LOIS DE PASCAL

- Principe de Pascal : Dans un fluide immobile incompressible, une variation de pression se transmet intégralement et dans toutes les directions.
- 1^{ère} loi : La pression est la même dans toutes les directions (indépendante de l'orientation du capteur).
- 2^{ème} loi : La pression est la même en tout point de même profondeur (ou altitude).
- 3^{ème} loi : La différence de pression entre 2 points est proportionnelle à leur différence de hauteur.



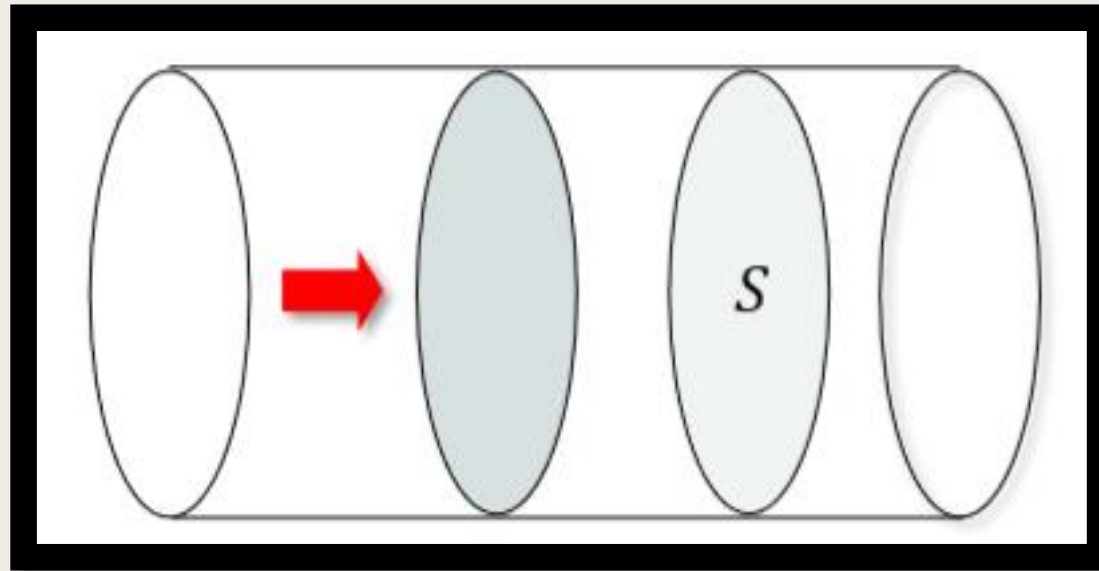
A thick black L-shaped frame is positioned on the left and bottom edges of the slide, framing the central text.

II. DYNAMIQUE D'UN FLUIDE

A) DYNAMIQUE D'UN FLUIDE IDÉAL

Un débit (Q) est un volume (V) qui traverse une section (S) par unité de temps.

$$Q = S \times V$$



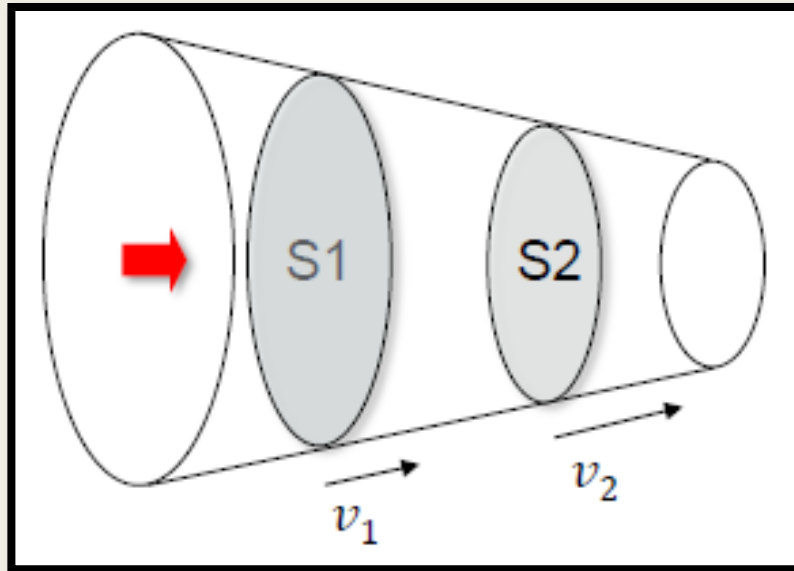
1) PRINCIPE DE CONTINUITÉ DU DÉBIT

3 hypothèses :

- Le fluide est **incompressible**: sa masse volumique ρ est constante.
- Le fluide s'écoule en **régime stationnaire** : sa vitesse en 1 point est constante.
- La section du tuyau dans lequel s'écoule le fluide est **variable**.

1) PRINCIPE DE CONTINUITÉ DU DÉBIT

- Lorsqu'un fluide incompressible circule en régime stationnaire dans un conduit dont la section varie, le **débit sera constant** tout au long du circuit :



$$Q_1 = Q_2 = S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2$$

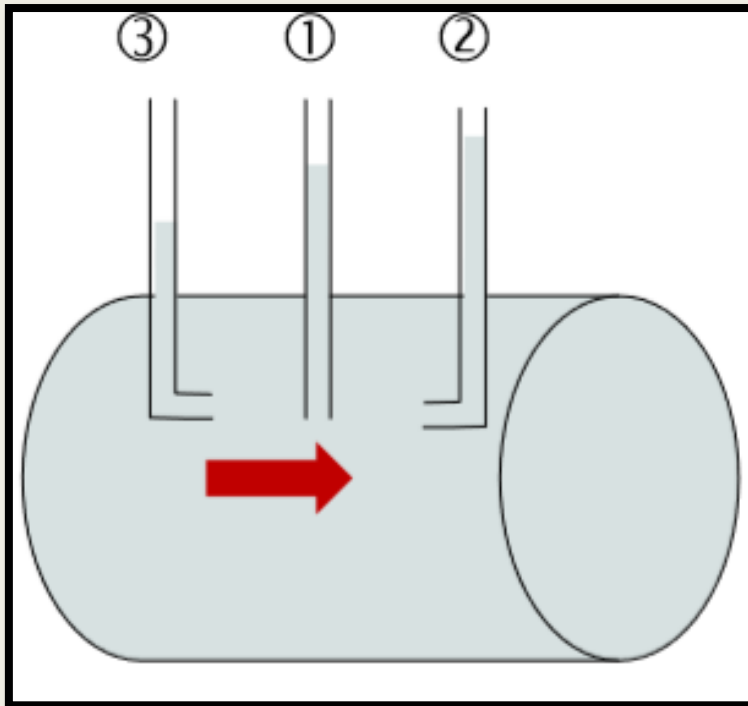
2) ÉCOULEMENT D'UN FLUIDE IDÉAL ET ÉQUATION DE BERNOLLI

- Un fluide idéal s'écoule selon 3 types de pressions :
- Pression de pesanteur = ρgh
- Pression cinétique = $\frac{1}{2} \rho v^2$
- Pression statique=latérale= P
- Comme il n'y a pas de frottements, la pression totale de ce fluide est constante, c'est l'équation de **BERNOULLI** :

$$\text{Pression totale} = \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + P = \text{constante}$$

3) MESURE DES PRESSIONS

Dans un fluide en écoulement, les valeurs mesurées **dépendent de l'orientation du capteur**.



① Pression latérale ou pression statique:

$$P$$

② Pression « terminale »:

$$P_T = P + 1/2\rho v^2$$

③ Pression « d'aval »:

$$P_A = P - 1/2\rho v^2$$

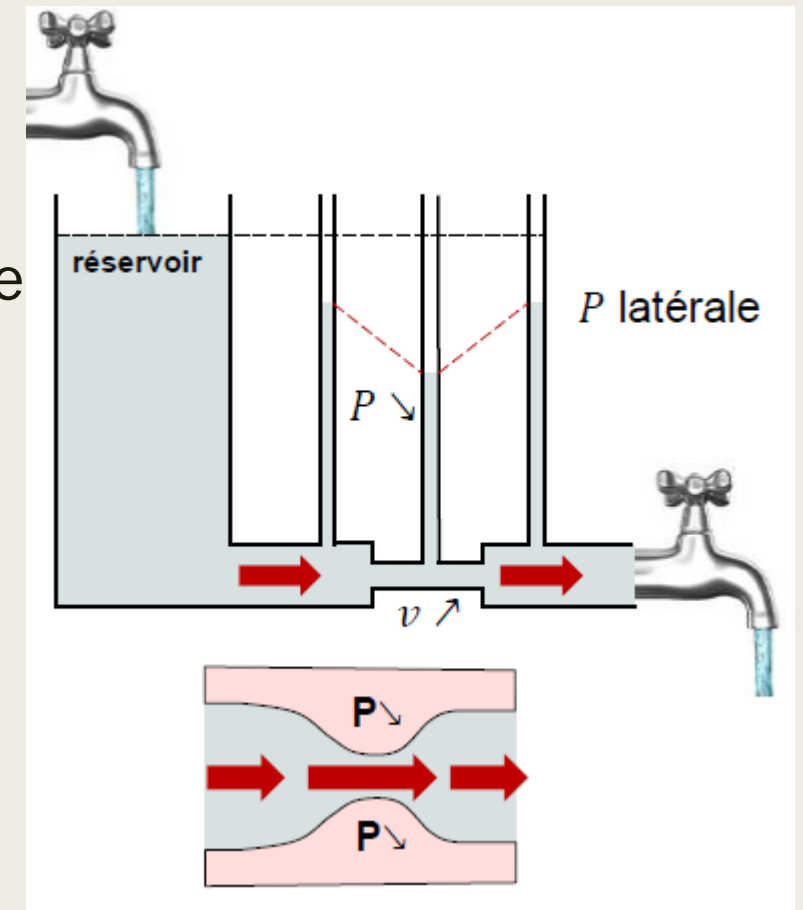
4) CAS PARTICULIER : ÉCOULEMENT HORIZONTAL

- La pression totale se répartit entre la pression cinétique et la pression statique car la pression de pesanteur s'annule ($h=0$).

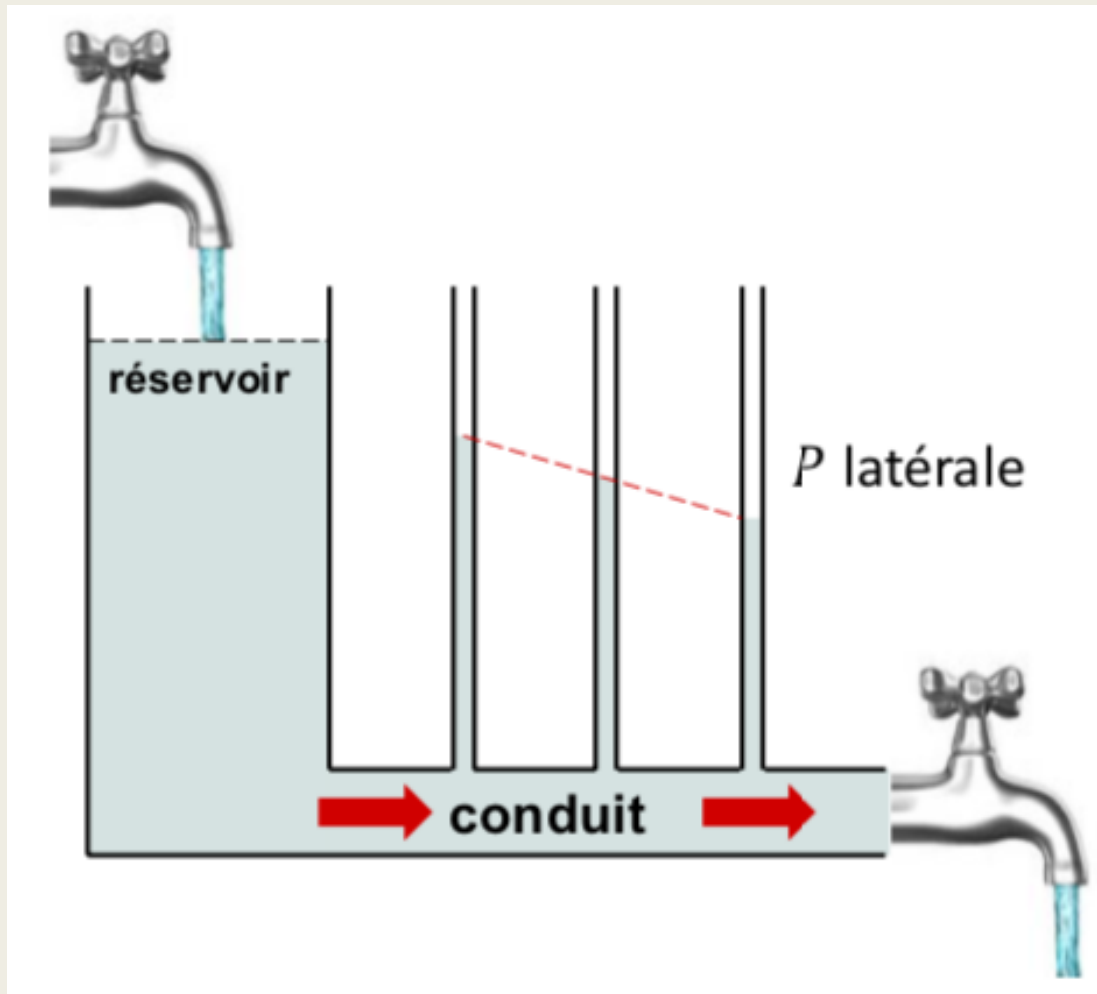
- Une variation de **section** entraîne une :
Variation de la **vitesse** du fluide (inversement proportionnelle) pour maintenir le **débit constant** selon $Q = S.V$

Si la **section diminue** (par exemple en cas de sténose d'une artère), la **vitesse augmente** et donc la pression cinétique augmente aussi : c'est l'effet **VENTURI**.

Pour compenser, la **pression latérale P diminue**



1/ DYNAMIQUE D'UN FLUIDE RÉEL



PERTE DE CHARGE

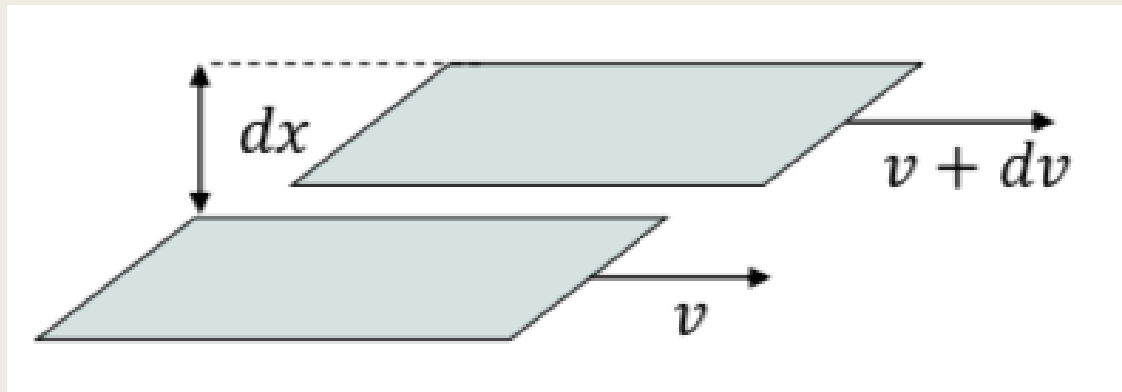
→ **Viscosité** : due aux **frottements** (entre molécules du fluide) → Énergie consommée sous forme de **chaleur**
→ PERTE D'ENERGIE UTILISABLE

→ L'équation de **Bernoulli** n'est **plus** valide

$$Et = mgh + \frac{1}{2} mv^2 + PV \neq \text{constante}$$
$$Pt = \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + P \neq \text{constante}$$

1/ DYNAMIQUE D'UN FLUIDE RÉEL

VISCOSITÉ (entre 2 lames de fluides)



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

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

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

S = surface commune aux 2 lames

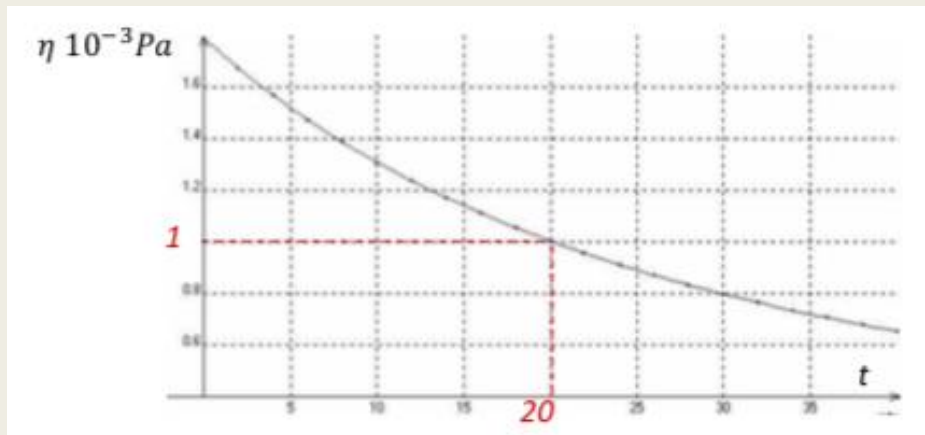
dv/dx = gradient de vitesse (« taux de cisaillement »)

η = viscosité (constante caractéristique du liquide)

1/ DYNAMIQUE D'UN FLUIDE RÉEL

→ LIQUIDES NEWTONIENS :

- η varie seulement avec la **température** (si T augmente, η diminue)



η est **constante** pour une T donnée

→ LIQUIDES NON-NEWTONIENS :

- η varie avec T et le taux de cisaillement dv/dx , donc n'a plus de sens ici

- **viscosité apparente** : celle qu'aurait un fluide newtonien avec le **même Q** et le **même ΔP**

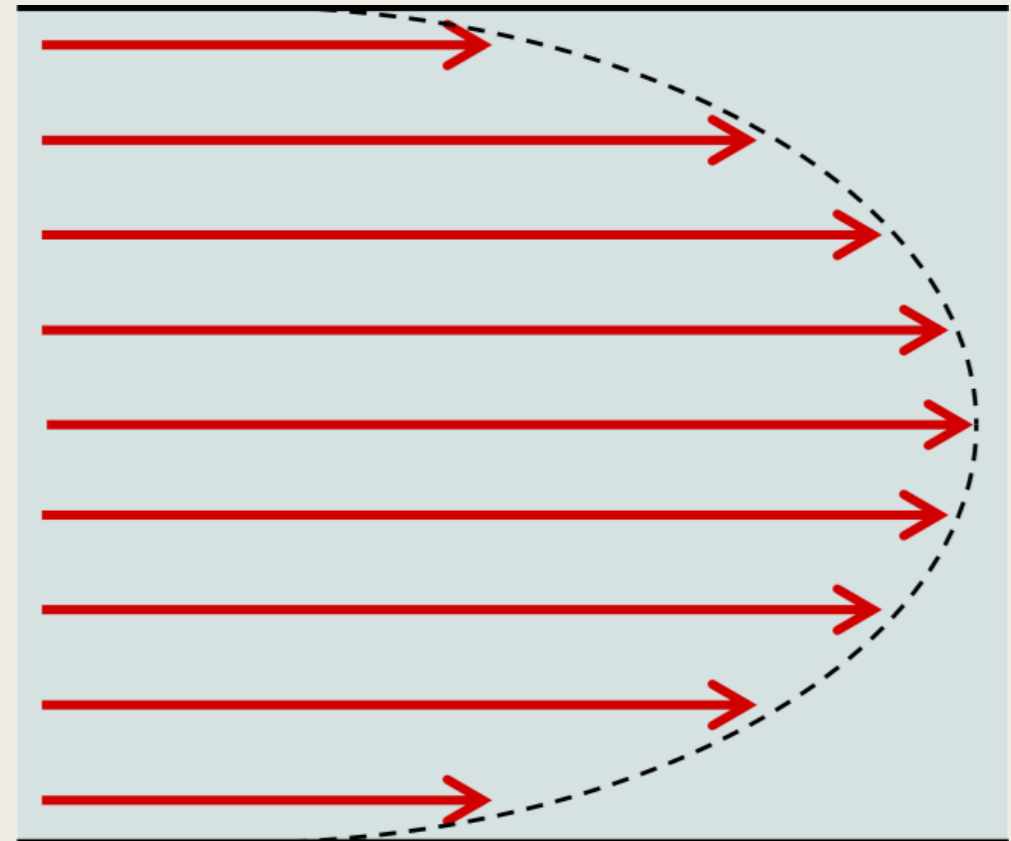
- ex : le sang → η **augmente** (rouleaux de GR) lorsque dv/dx **diminue**

1/ DYNAMIQUE D'UN FLUIDE RÉEL

→ ECOULEMENT LAMINAIRE

Vitesse faible, viscosité = facteur de cohérence

- Couche très 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



1/ DYNAMIQUE D'UN FLUIDE RÉEL

→ ECOULEMENT TURBULENT

Vitesse moyenne/élevée, viscosité
≠/≠ facteur de cohérence

- Trajectoire individuelles tourbillonnent
- Les lignes de courant se croisent
- Pas de distribution systématisée des vitesses



1/ DYNAMIQUE D'UN FLUIDE RÉEL

→ ÉCOULEMENT LAMINAIRE OU TURBULENT ?

→ 4 paramètres :

- vitesse moyenne d'écoulement v
- diamètre du conduit d
- masse volumique du liquide ρ
- viscosité η



= facteurs de **turbulence**

→ Facteur de cohésion

1/ DYNAMIQUE D'UN FLUIDE RÉEL

NOMBRE DE REYNOLDS

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

Si $Re < 2\,000 \rightarrow$ régime laminaire
Si $Re > 10\,000 \rightarrow$ régime turbulent

\rightarrow Régime instable entre les 2

VITESSE CRITIQUE

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

\rightarrow Vitesse **au-delà** de laquelle le régime laminaire n'est plus garanti

1/ DYNAMIQUE D'UN FLUIDE RÉEL

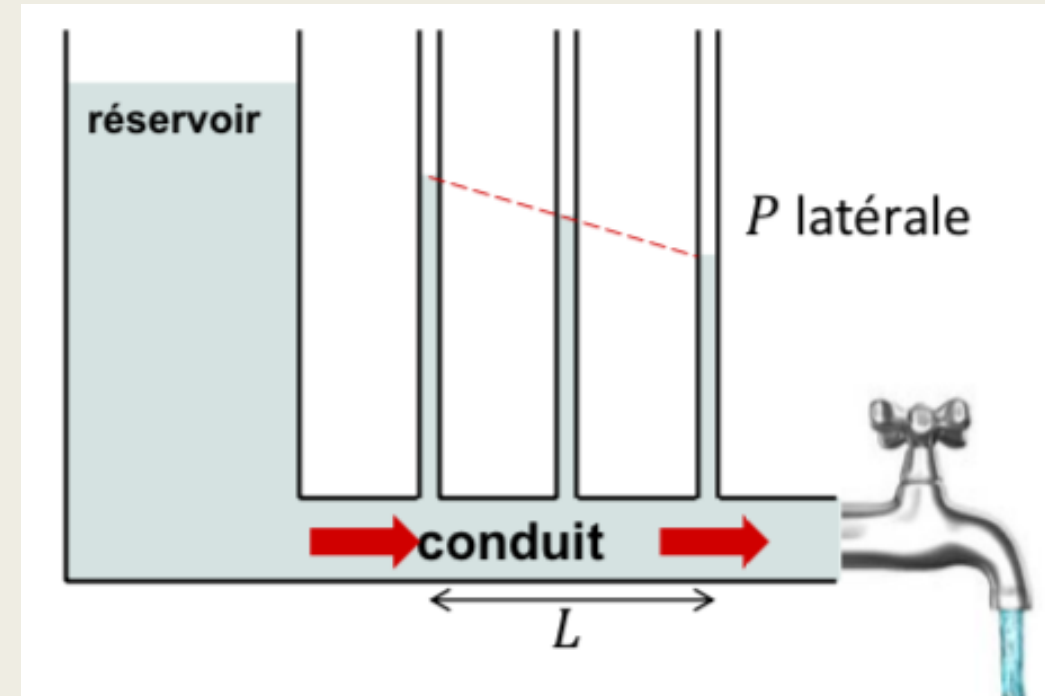
LOI DE POISEUILLE

→ fluide réel en écoulement laminaire

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

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

Q = débit
 L = distance
 η = viscosité
 r = rayon du conduit



1/ DYNAMIQUE D'UN FLUIDE RÉEL

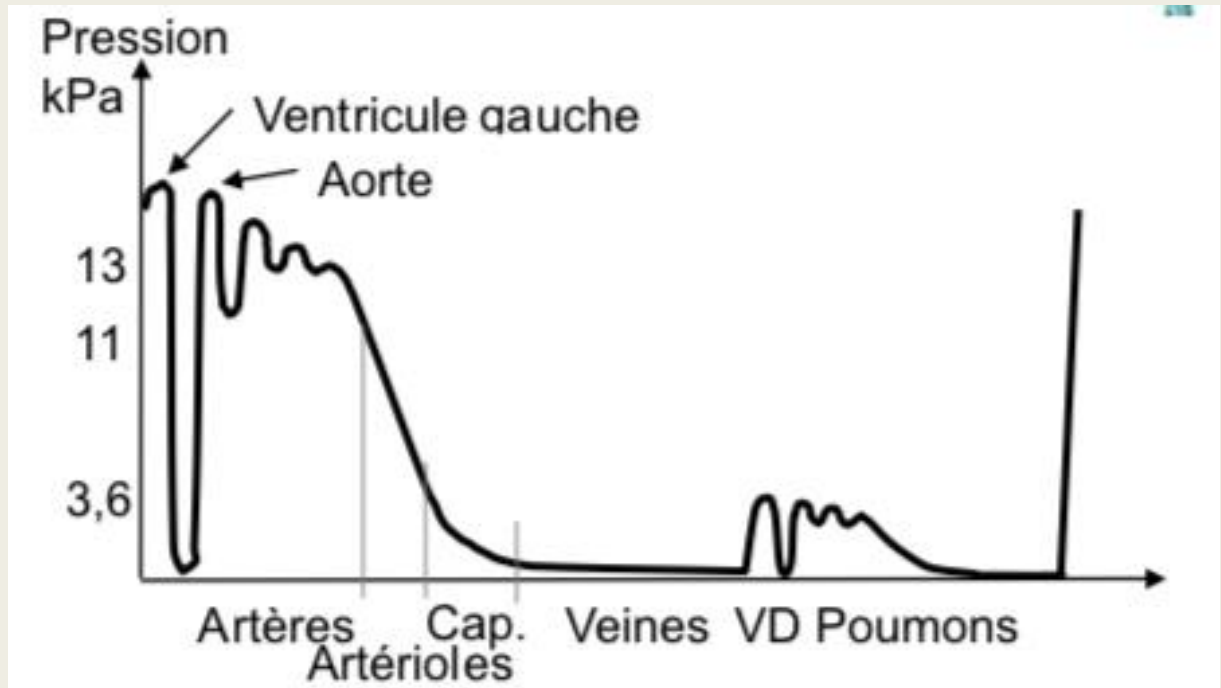
LOI DE POISEUILLE

→ Résistances à l'écoulement définies par

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

→ Donc on peut écrire :

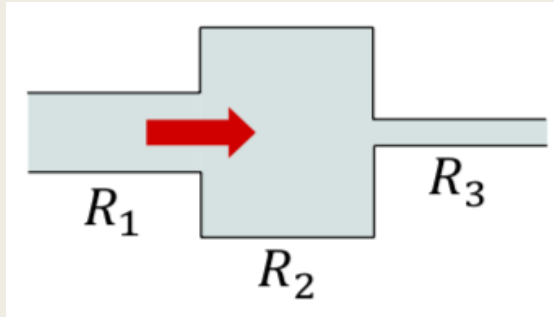
$$\Delta P = Q \times R$$



1/ DYNAMIQUE D'UN FLUIDE RÉEL

CONDUITS EN SÉRIE

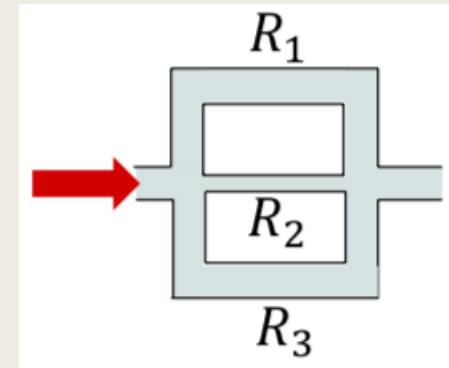
$$R_t = R_1 + R_2 + \dots + R_n = \sum_1^n R_i$$



→ 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

1/ DYNAMIQUE D'UN FLUIDE RÉEL

→ DIFFÉRENTS ÉCOULEMENTS

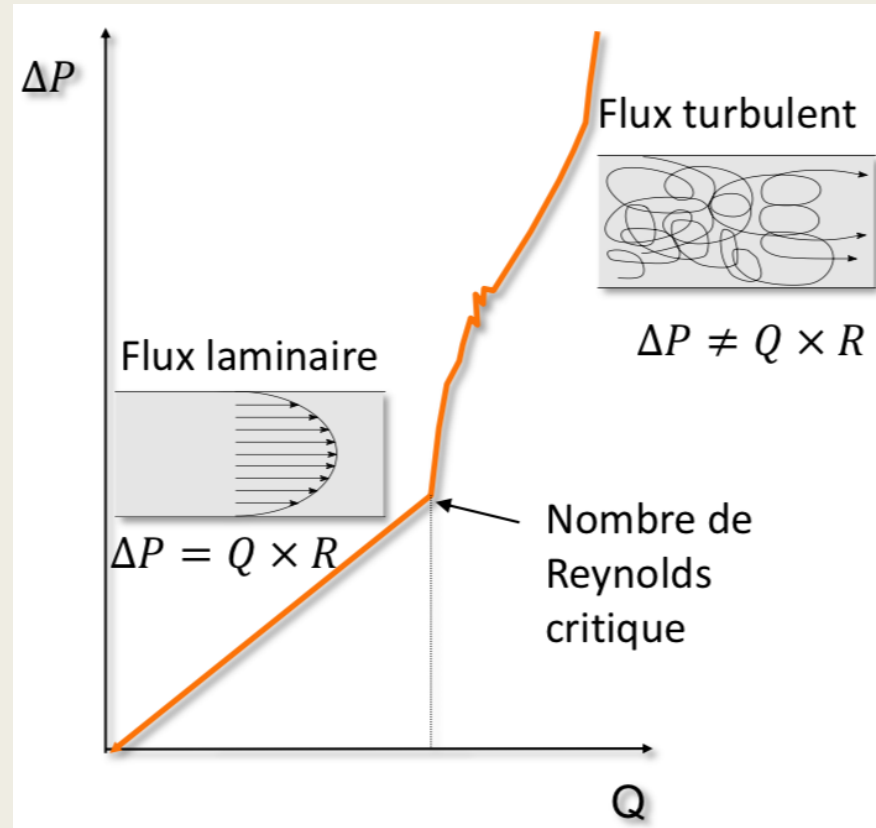
→ LAMINAIRE

→ E pour vaincre viscosité

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

→ Relation **linéaire** entre le gradient de P et le débit

→ Loi de Poiseuille valable



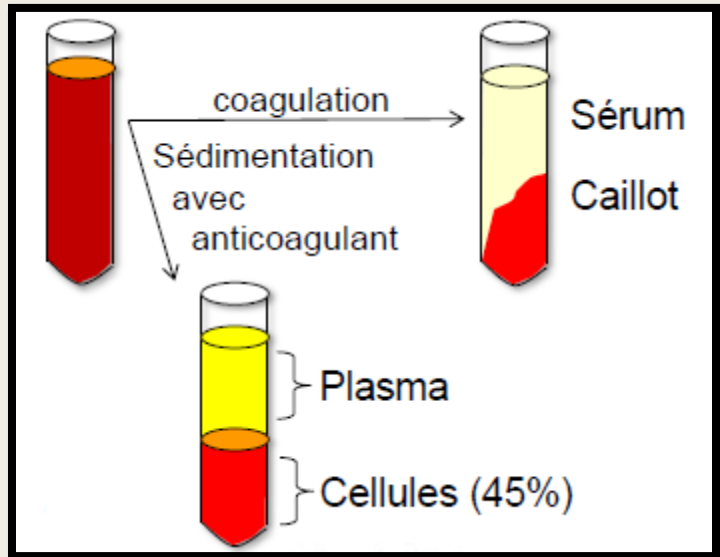
→ TURBULENT

→ gradient de P et Q plus proportionnel

→ Tourbillons : chaleur et vibrations

→ Régime peu efficace

PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG



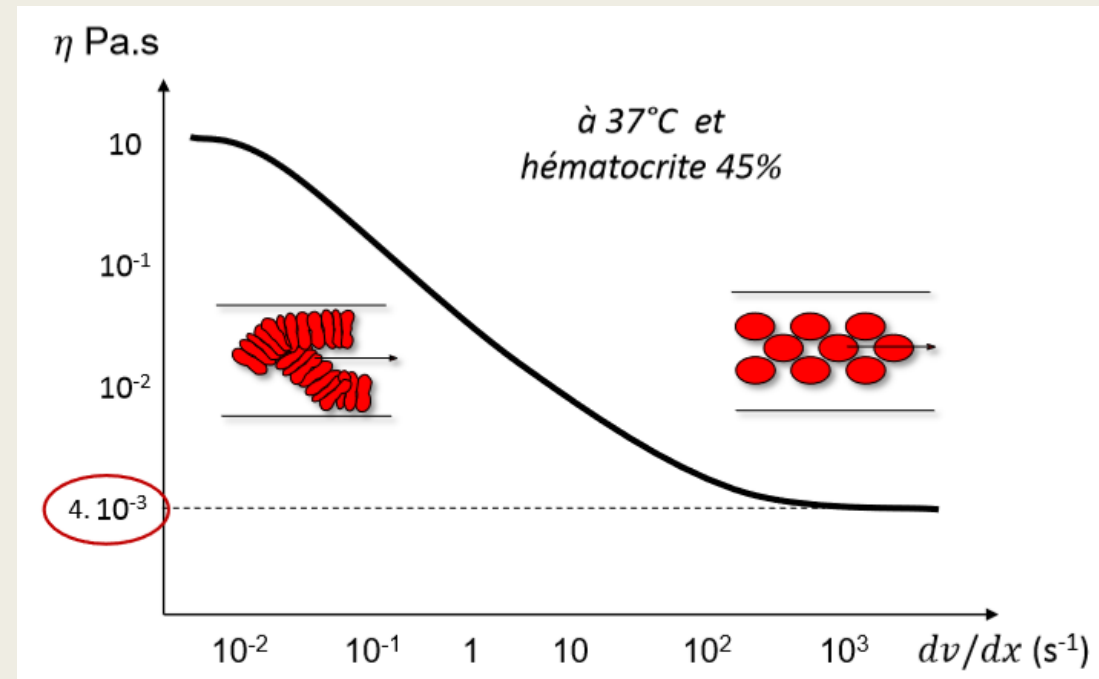
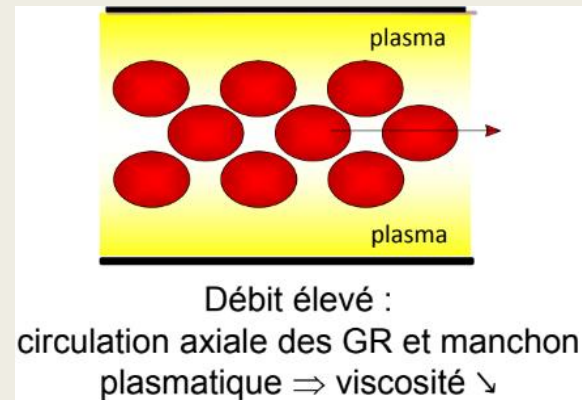
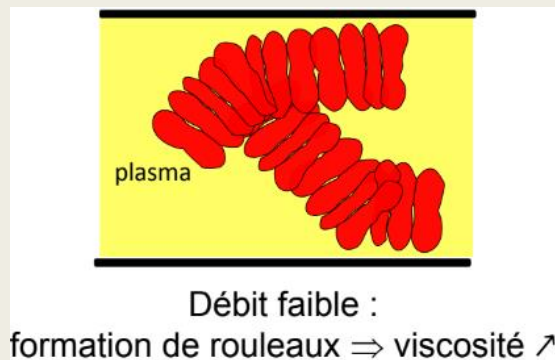
- Le sang est une suspension de cellules (les GR) baignant dans une solution macromoléculaire : le plasma.
- Plasma : sérum + éléments coagulants. → **Fluide Newtonien**.
- Sérum : plasma – éléments coagulants (présents dans le caillot)
- Les cellules sanguines (GR) font que le **sang** se comporte comme un **fluide non Newtonien**

DESCRIPTION RHÉOLOGIQUE DU SANG EN ÉCOULEMENT DANS LES GROS VAISSEAUX

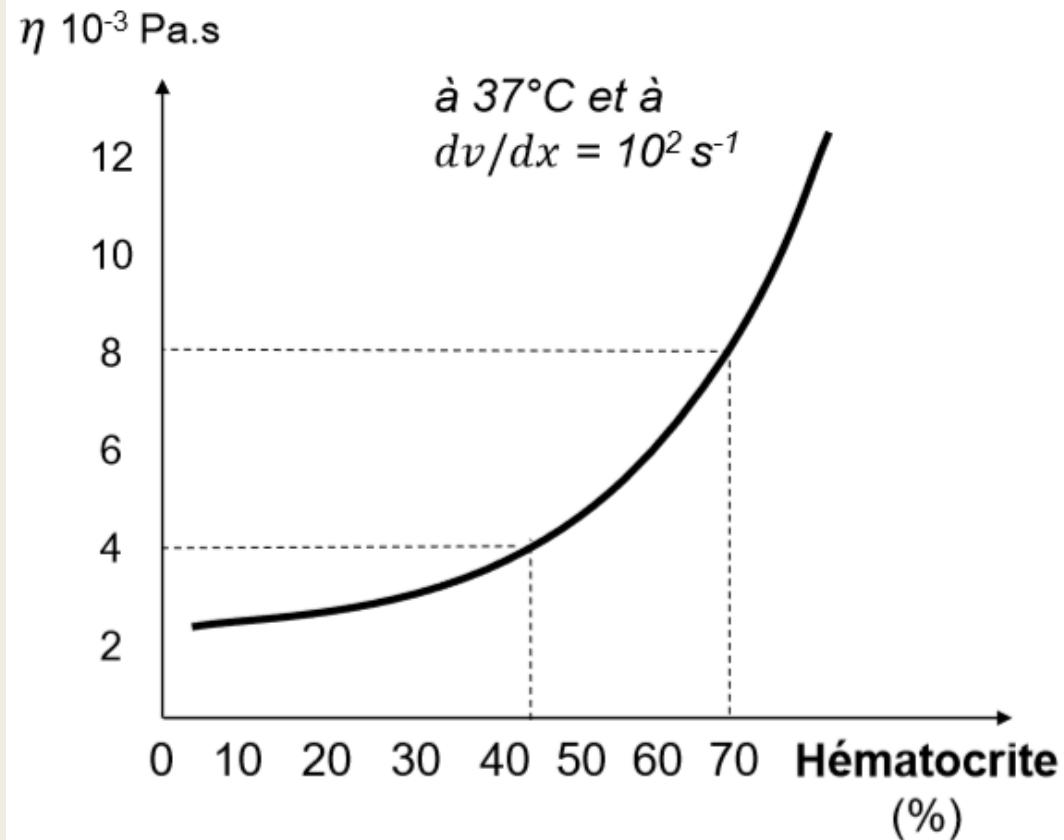
- Rhéologie: étude des déformations de la matière en écoulement
- La viscosité du sang est due aux interactions intercellulaires, conférant au sang son caractère de fluide non Newtonien dont la viscosité η varie avec dv/dx (taux de cisaillement).

DESCRIPTION RHÉOLOGIQUE DU SANG EN ÉCOULEMENT DANS LES GROS VAISSEAUX

η diminue quand dv/dx augmente : c'est le phénomène de rhéofluidification +++



DESCRIPTION RHÉOLOGIQUE DU SANG EN ÉCOULEMENT DANS LES GROS VAISSEAUX

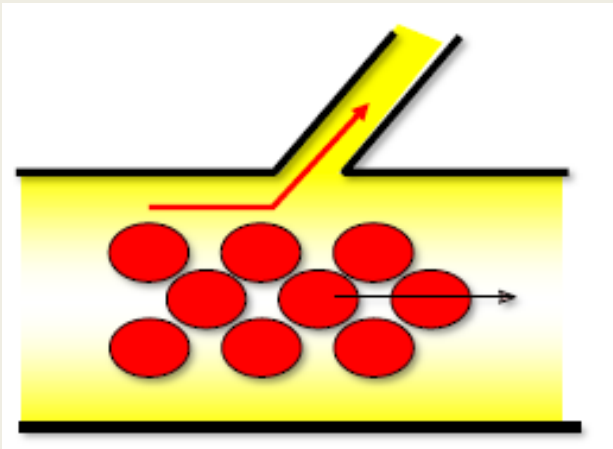


→ La viscosité augmente avec l'hématocrite

DESCRIPTION RHÉOLOGIQUE DU SANG EN ÉCOULEMENT DANS LES GROS VAISSEAUX

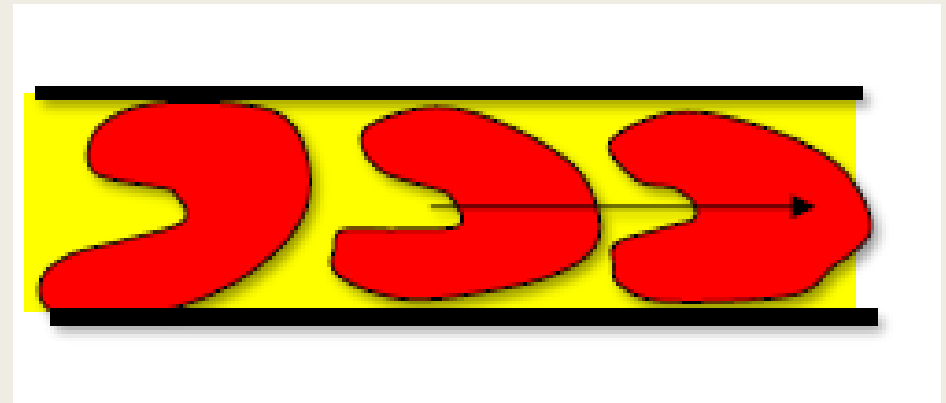
Artérioles

- circulation axiale des globules rouges → phénomène «d'écrémage» au niveau des vaisseaux latéraux:
→ **diminution locale de l'hématocrite**



Capillaires $< 8\mu\text{m}$

- déformation des GR : c'est la **viscosité intra-cellulaire** qui intervient



PARTICULARITÉS LIÉES À L'ANATOMIE

Volume de sang chez l'adulte \cong 5L

2 circulations

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

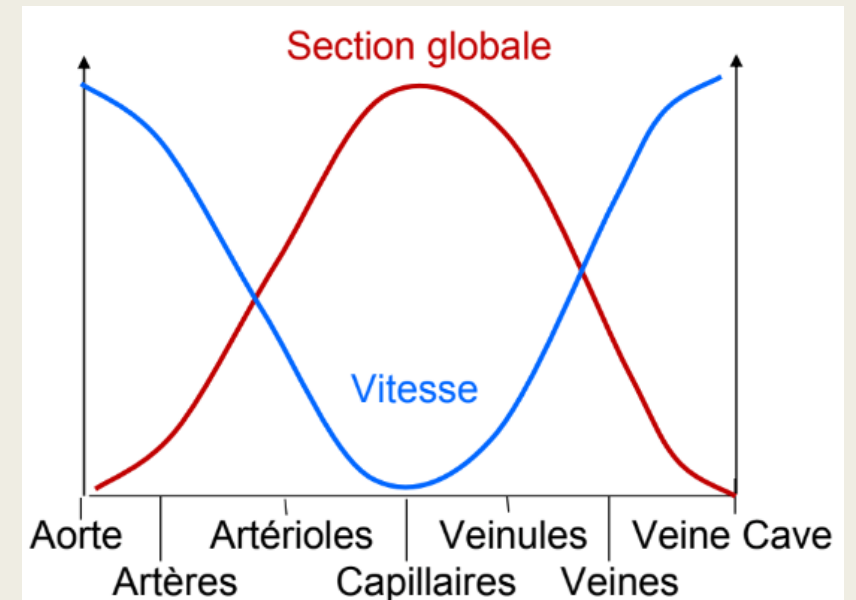
3 secteurs

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

NOTION DE SECTION INDIVIDUELLE ET GLOBALE

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

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



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