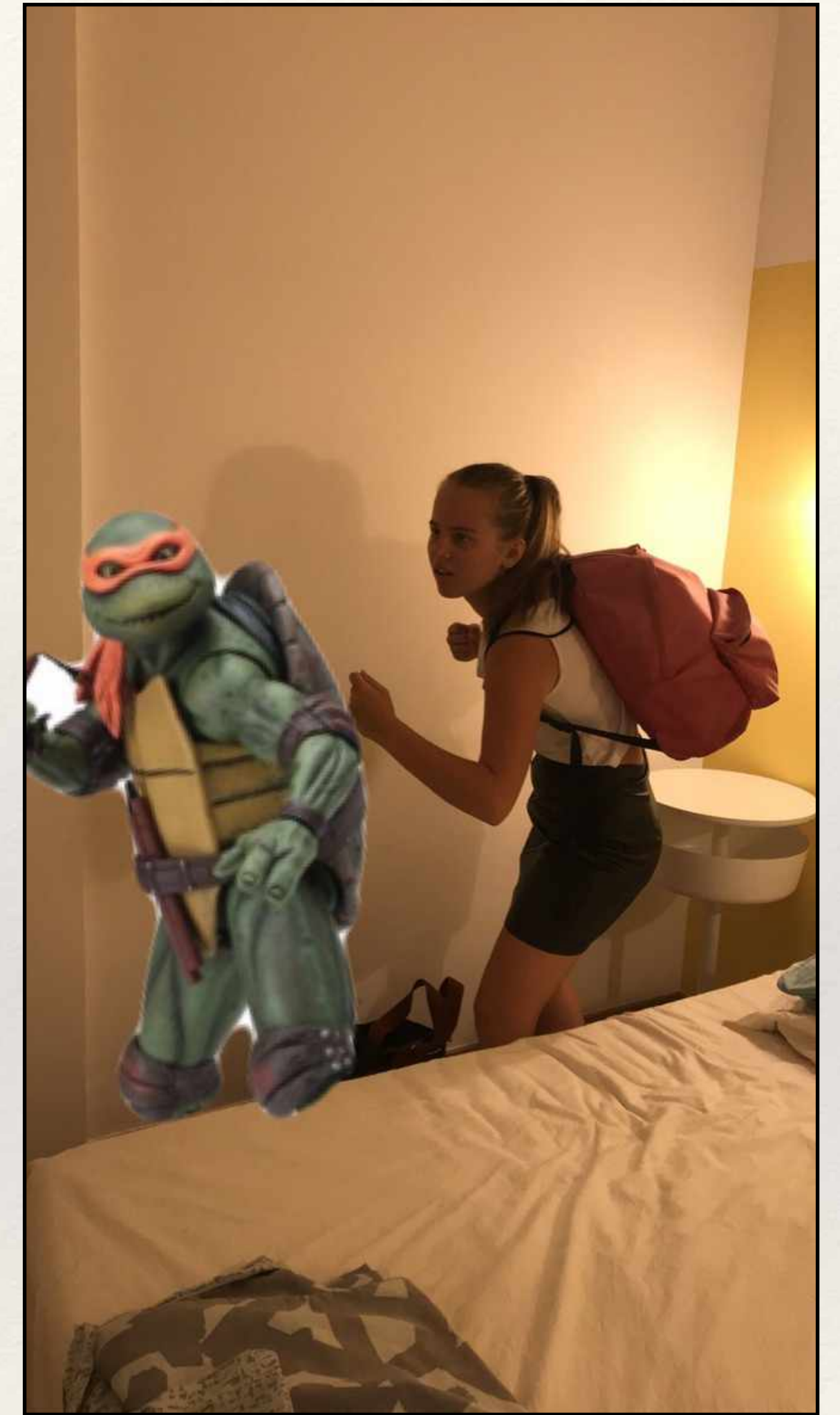


HELLOOO

SUITE COURS BIOPHY CIRCU 1



Toi motivé comme jamais pour la suite
du cours biophy circu <3

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** »)

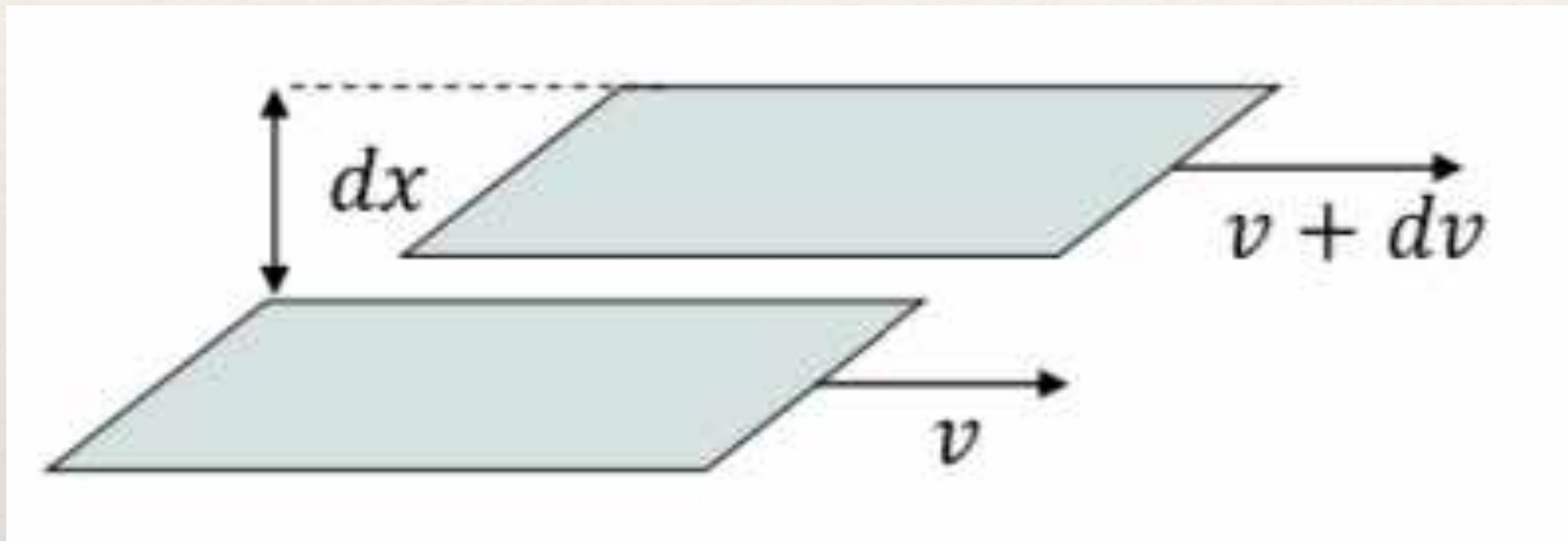
++L'ÉQUATION DE BERNOULLI N'EST PLUS VÉRIFIÉE++

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

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

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

✓ η est une **constante** caractéristique du liquide

✓ η **varie avec la température** ; mais est **constante à une température donnée.**

✓ $(T \nearrow \rightarrow \eta \searrow)$



NON NEWTONIENS

✓ η varie avec la **température** et le **taux de cisaillement**

✓ $(dv/dx \nearrow \rightarrow \eta \searrow)$

✓ Utilisation d'une **viscosité apparente** : celle qu'aurait un fluide newtonien avec le **même Q** et le **même ΔP**

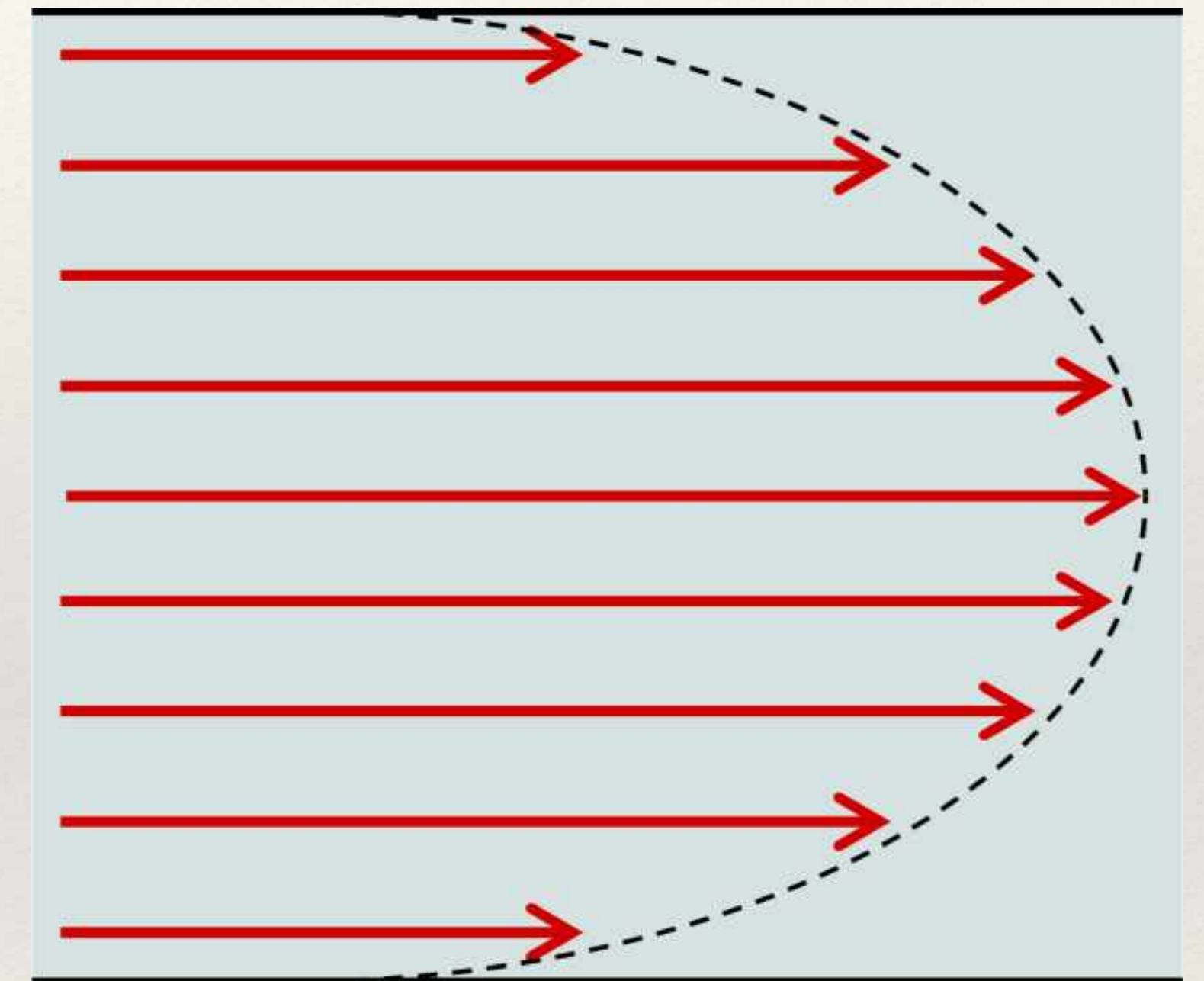
✓ ex : le sang $\rightarrow \eta$ augmente (rouleaux de GR) lorsque dv/dx diminue

2) Régimes d'écoulement d'un fluide réel

Fluide IDÉAL	Toutes les molécules se déplacent à la même vitesse (pas de frottements)
Fluide RÉEL	<u>Viscosité</u> -> les molécules se déplacent à des vitesse différentes selon les interactions entre-elles et avec les parois

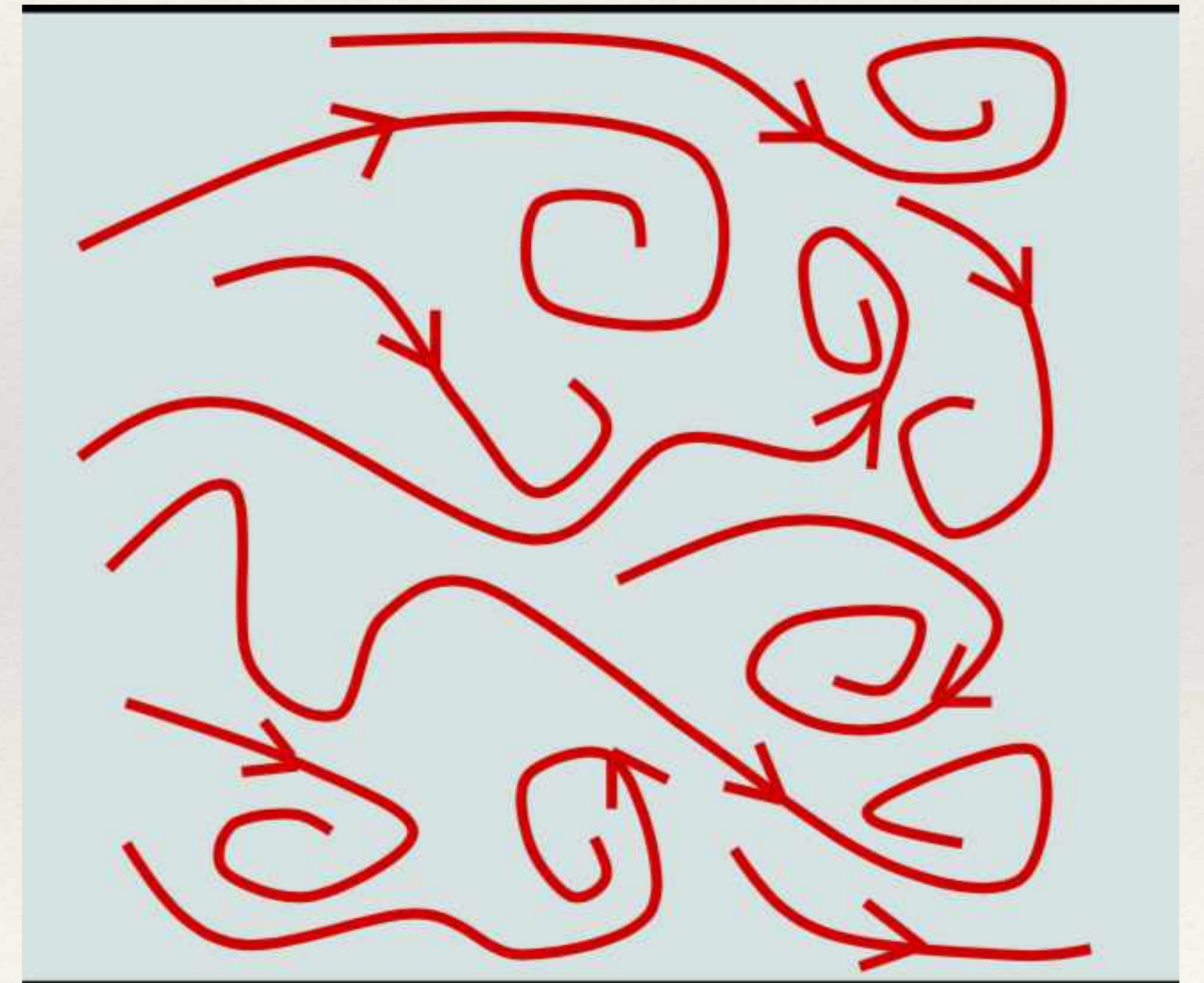
ÉCOULEMENT LAMINAIRE

- ✓ 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 ≤ 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

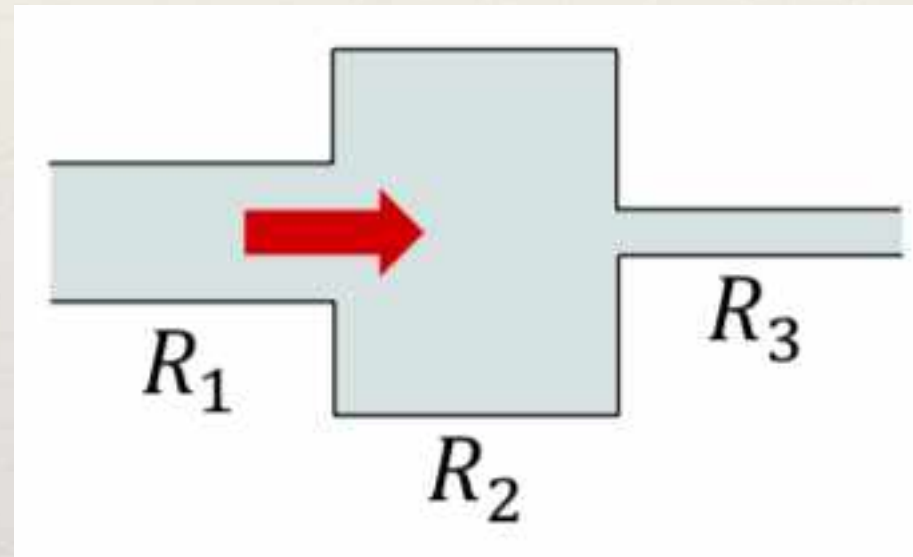
L = distance

η = viscosité

r = rayon du conduit

CONDUITS EN SÉRIE

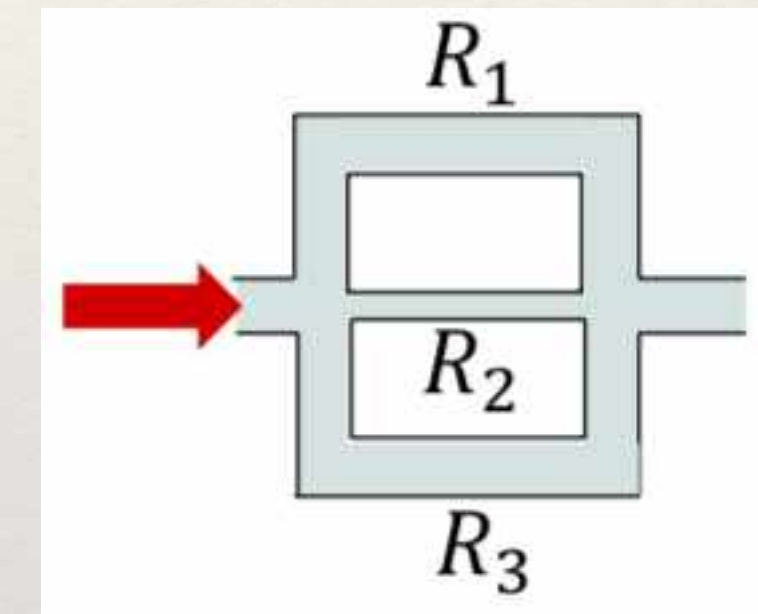
$$R_t = R_1 + R_2 + \dots + R_n = \sum_1^n R_i$$



→ 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

→ **Ce système est celui des capillaires sanguins!**

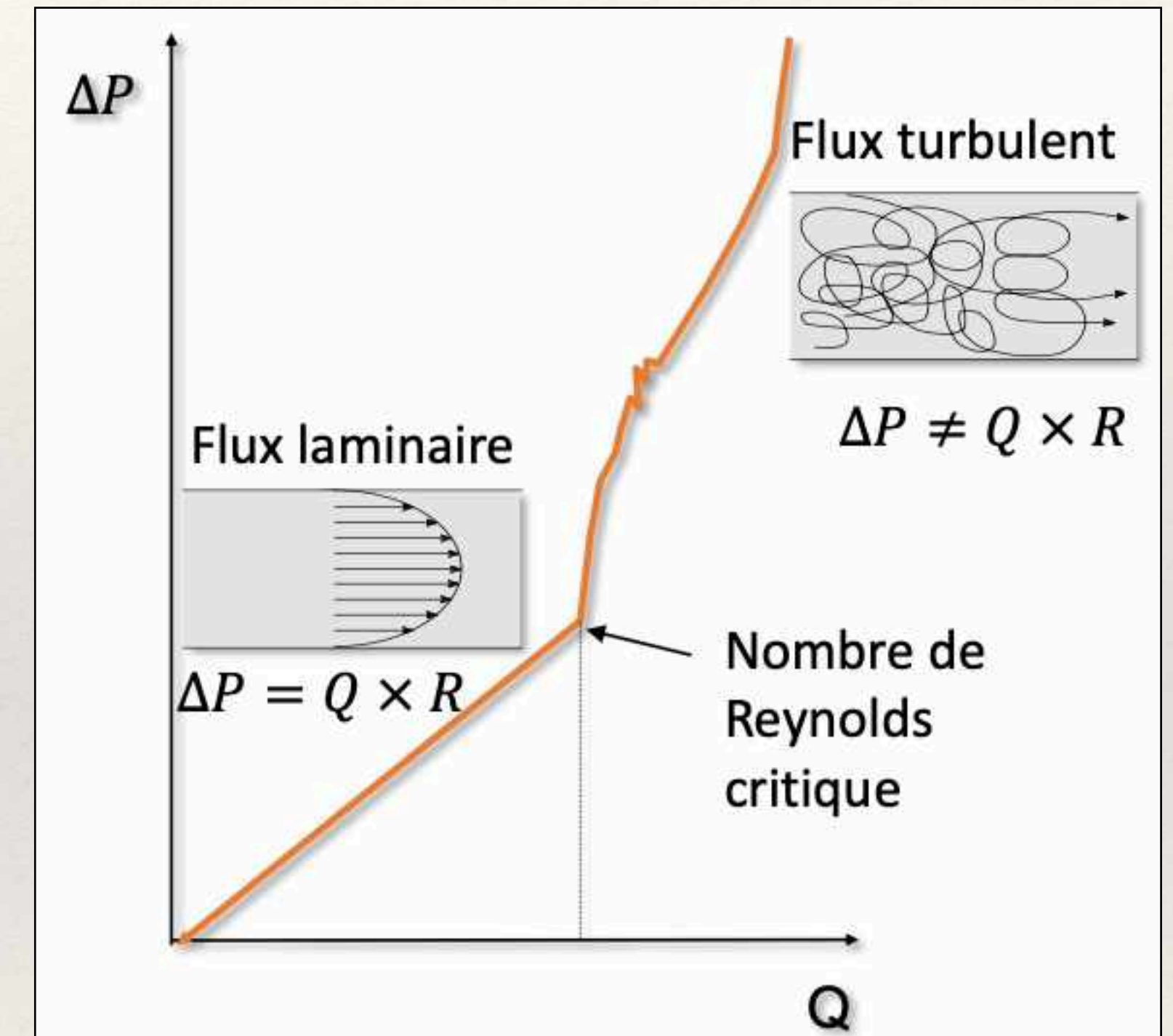
5) Récap. Régimes d'écoulement

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.



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

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)



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

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

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

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

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

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

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

$$n = 1000 = 10^3$$

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

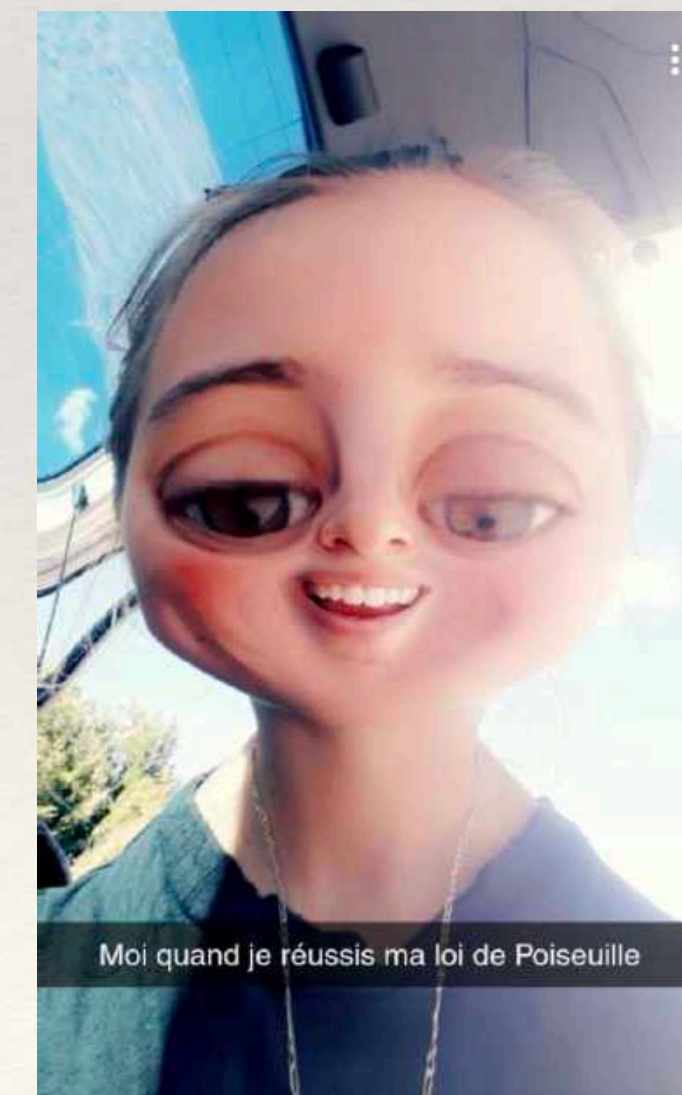
$$\Delta P = \frac{8 * 12}{2^4} * \frac{10^{-7} * 10^{-3} * 10^{-3}}{(10^{-4})^4 * 10^3}$$

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

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

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

=> C



III) PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

A/ Description du sang au repos

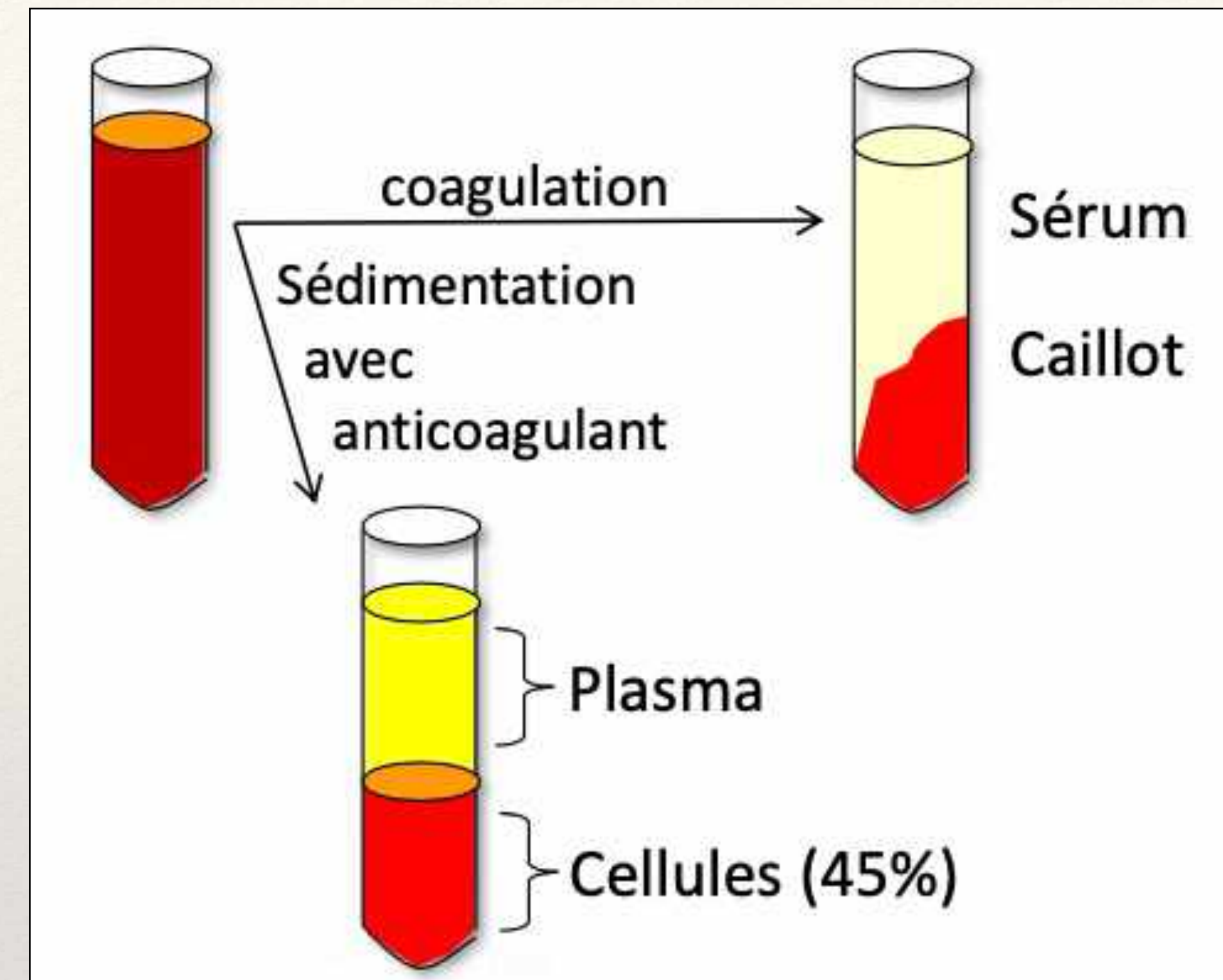
❖ **SANG** = Suspension de cellules dans une solution macromoléculaire (le plasma)

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**



Le sang est globalement un fluide non-newtonien!++

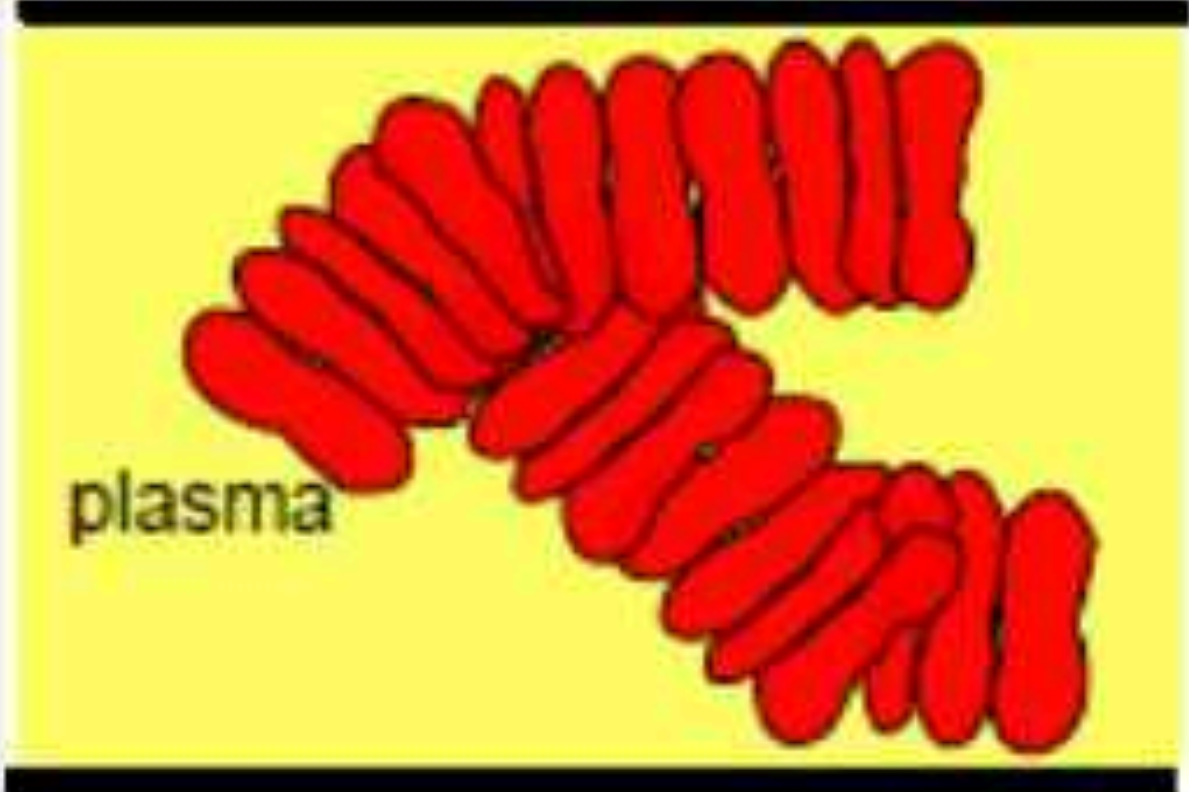
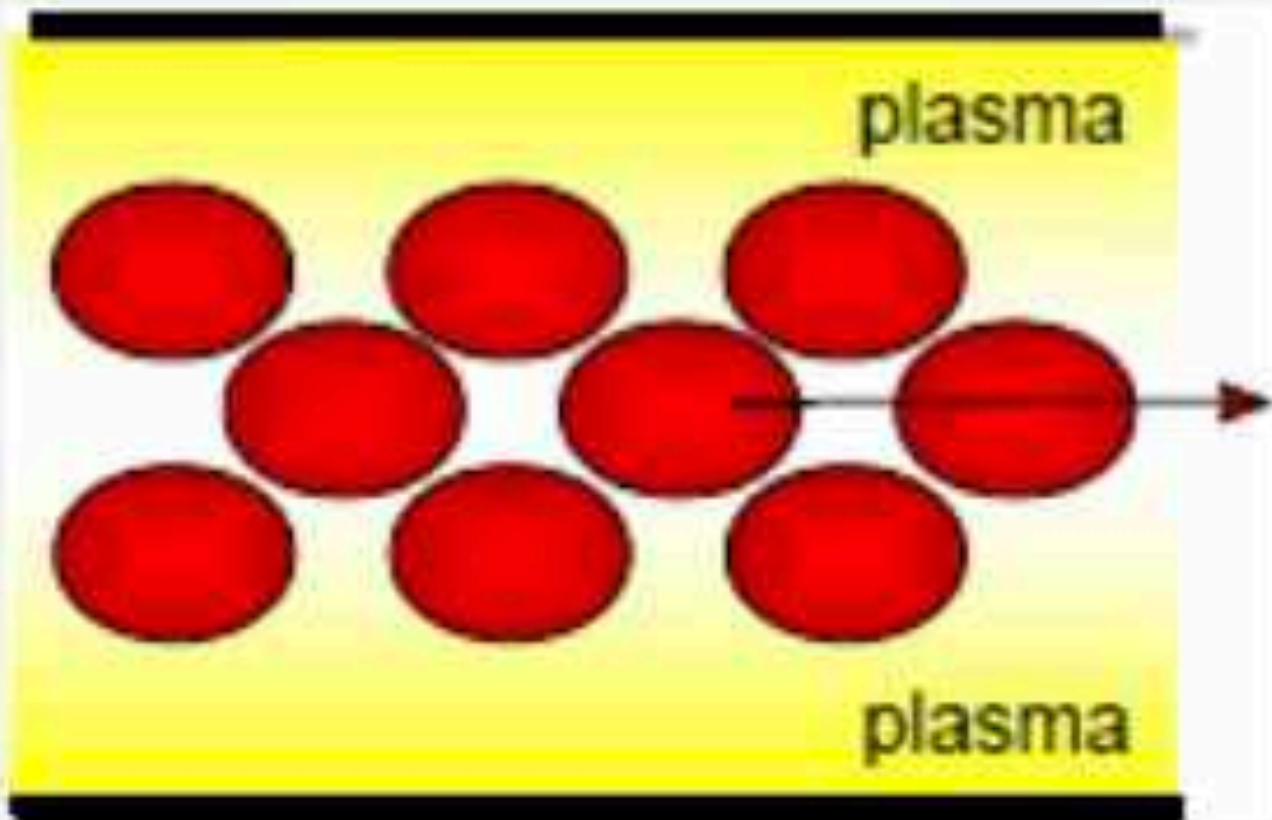
B/ Description rhéologique du sang en écoulement dans les gros vaisseaux

❖ Rhéologie : étude des déformations de la matière en écoulement

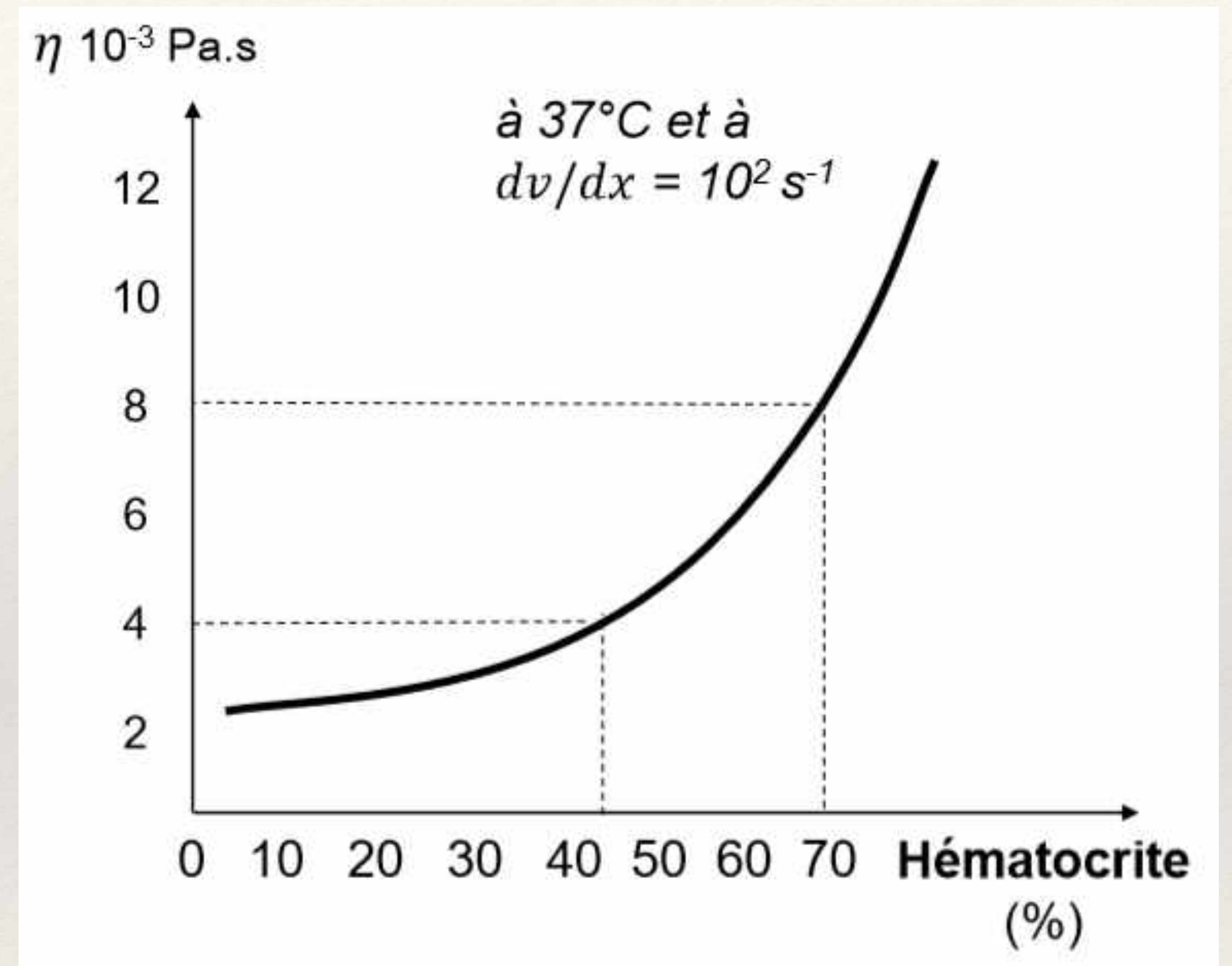
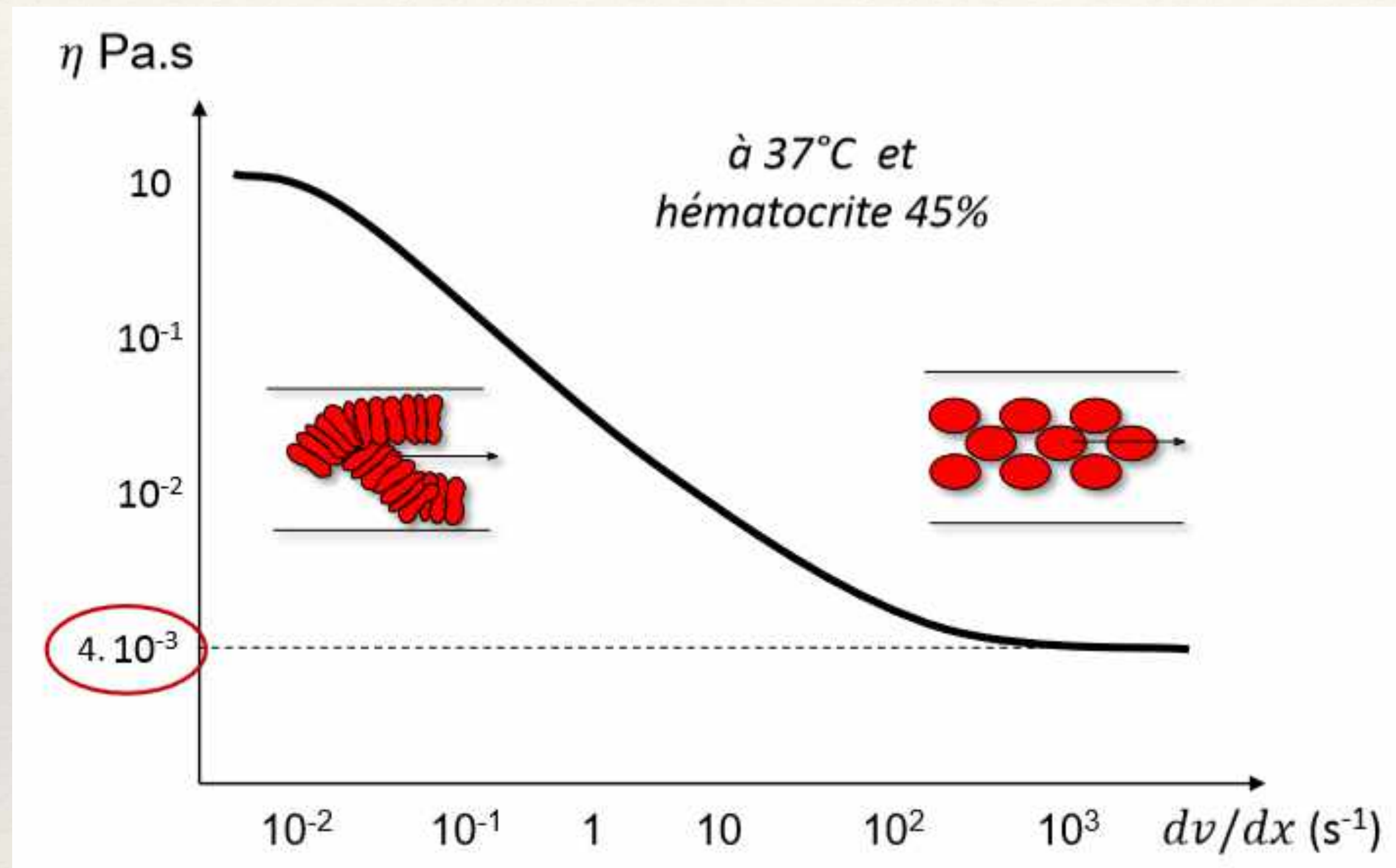
**Interactions INTERCELLULAIRES —> VISCOSITÉ DU SANG —> FLUIDE NON
NEWTONIEN**

→ 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 chains, one above the other, representing rouleaux formation. 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 in the center of the vessel, with a thin layer of plasma coating the vessel walls. An arrow points to the right from the center of the vessel, indicating axial flow. The word 'plasma' is written in the upper-right and lower-right corners.</p>

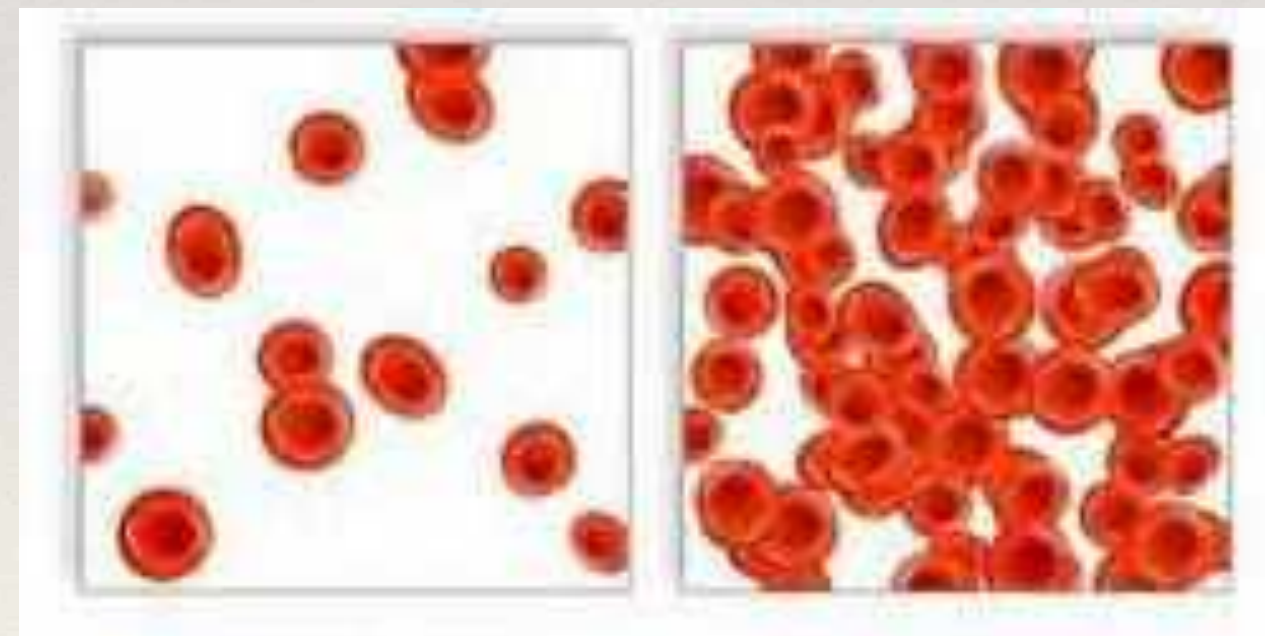
Nb : à 37°C et Hte=0.45, La viscosité η vaut $4.10^{-3} Pa.s^{-1}$ (poiseuille)



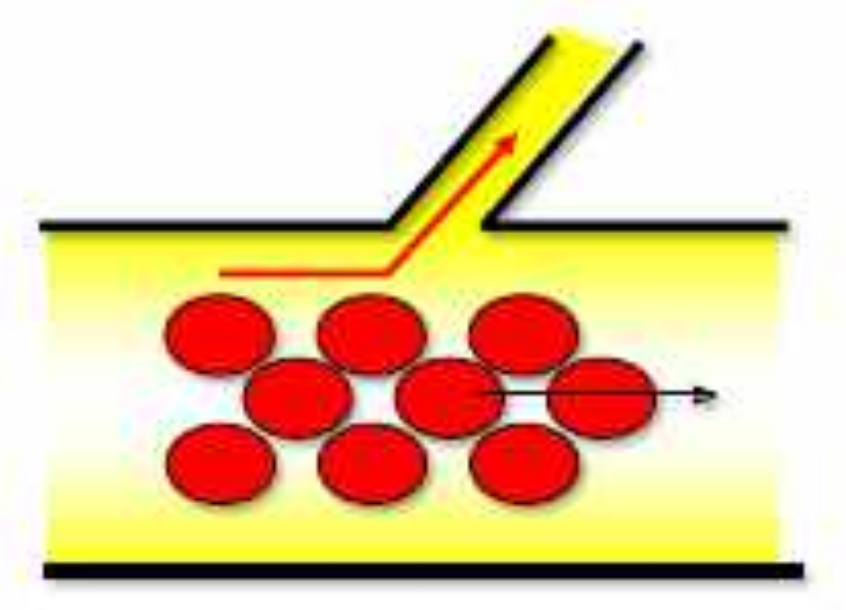

→ La viscosité augmente avec l'hématocrite

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 capillary 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 capillary.

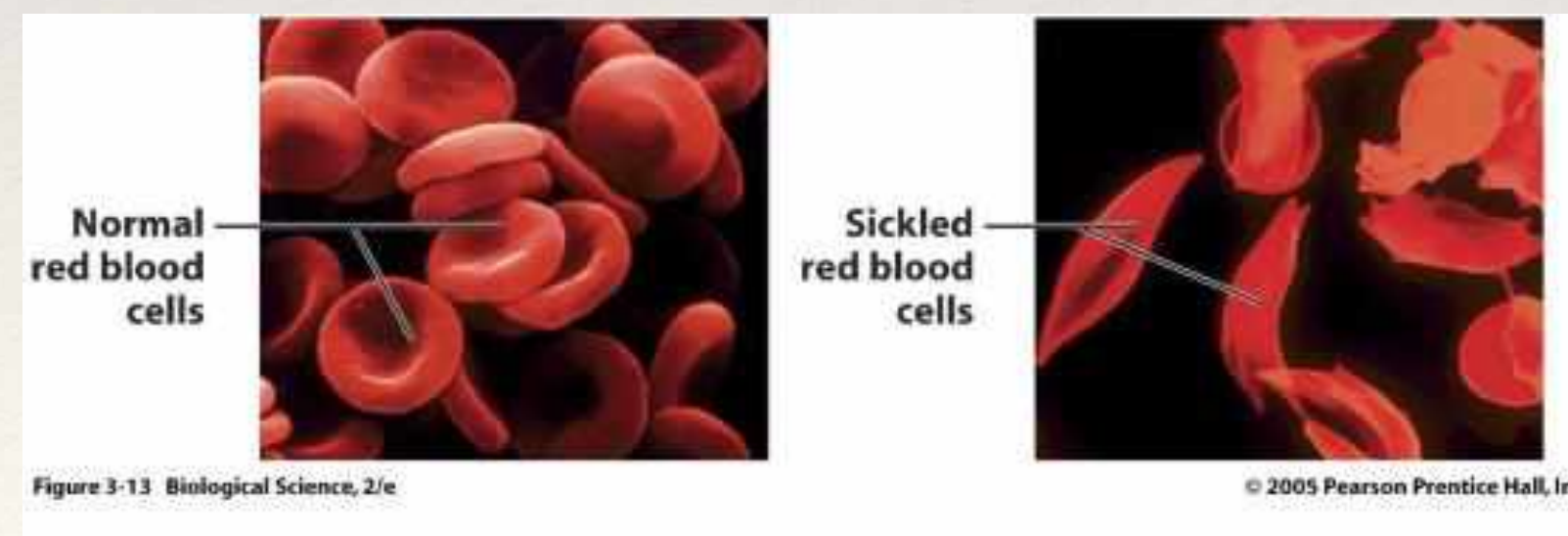
PATHO: Drépanocytose

✓ 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

La circulation systémique a une pression **5 fois supérieure** à la pulmonaire!

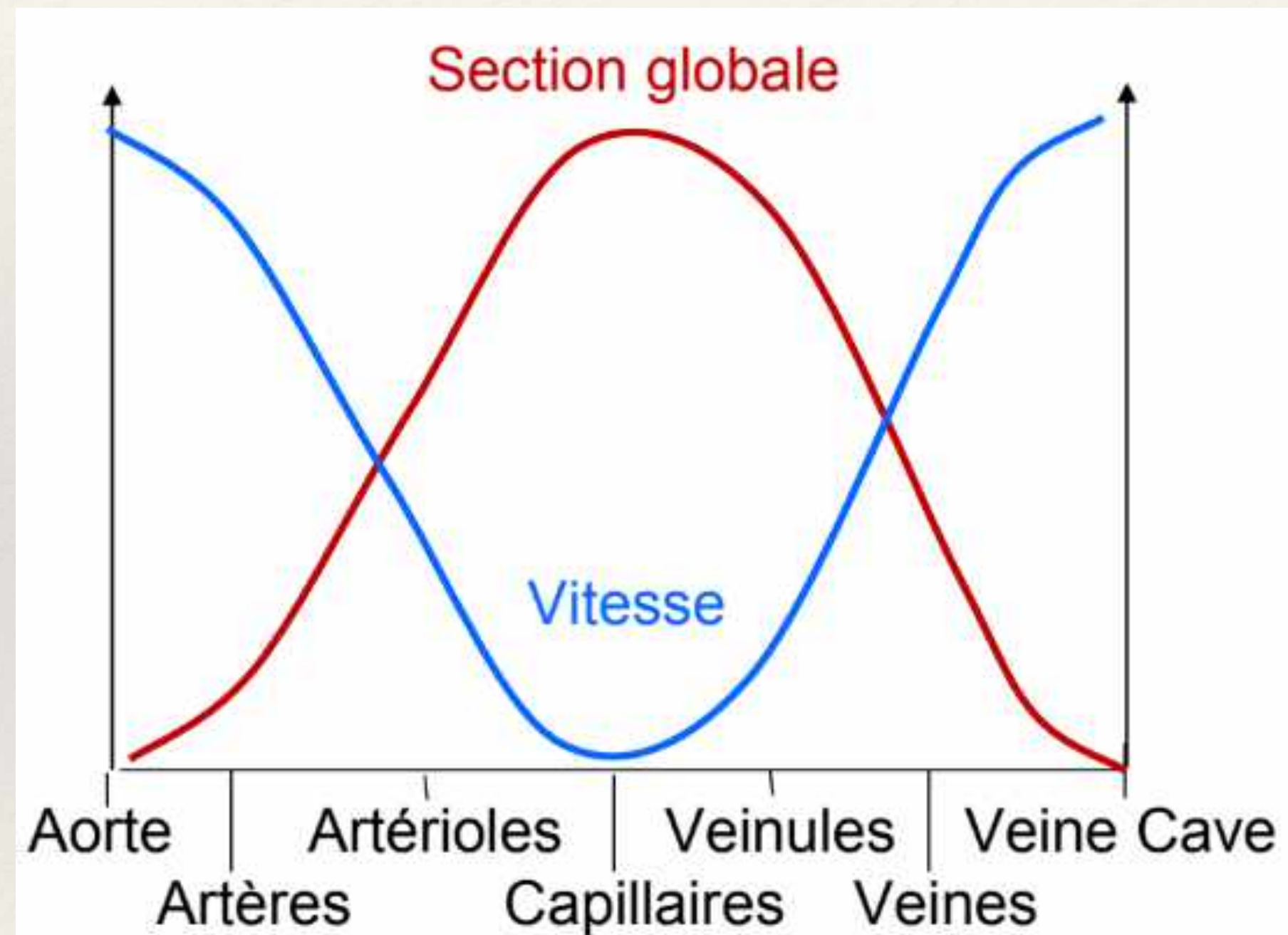
3 SECTEURS

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

✓ **Veineux** (Volume le + important, sert de réserve en cas d'hémorragie)

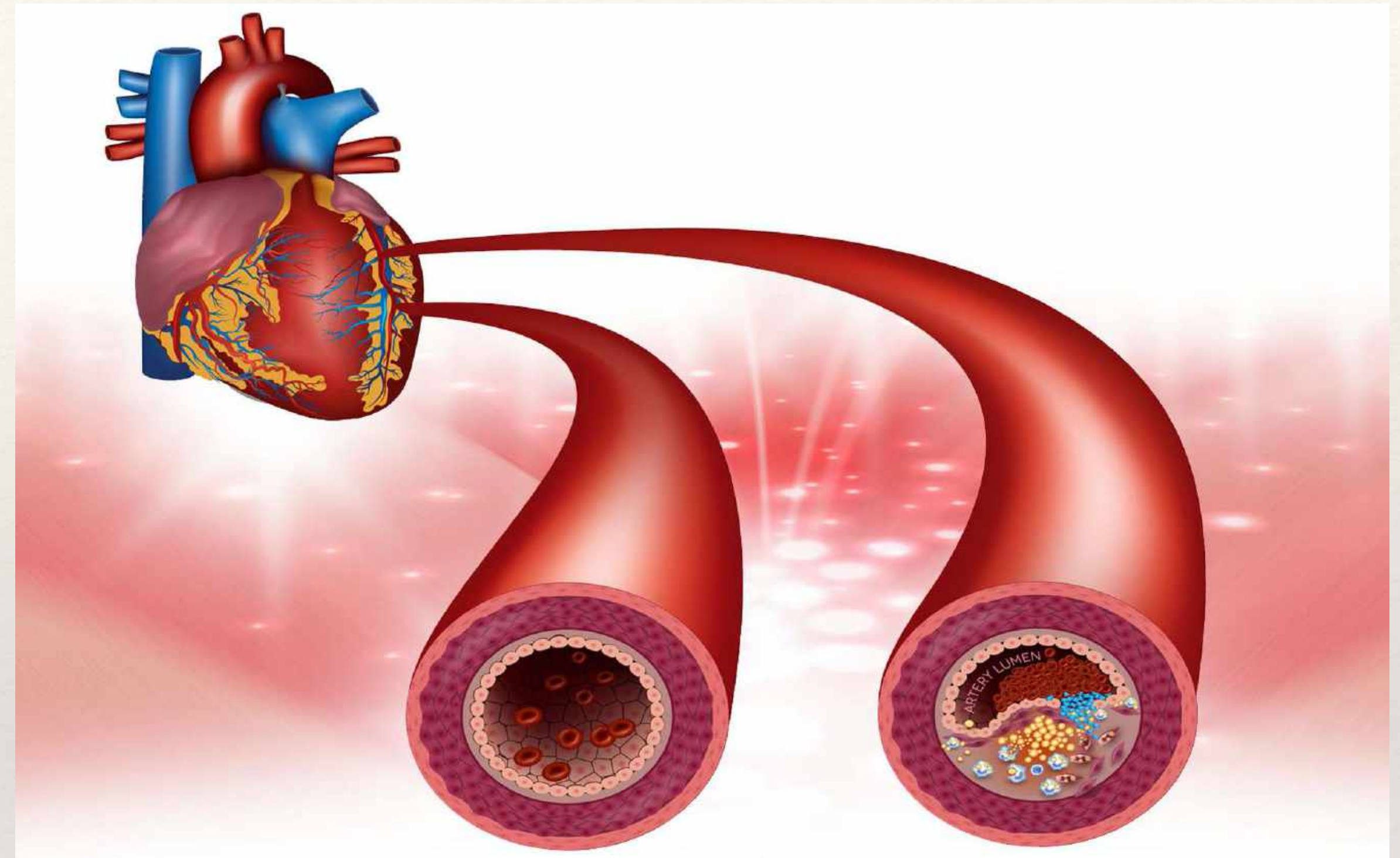
Notion de section INDIVIDUELLE - GLOBALE

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

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION 2



I) PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS VASCULAIRES

A/ Constitution des parois des vaisseaux

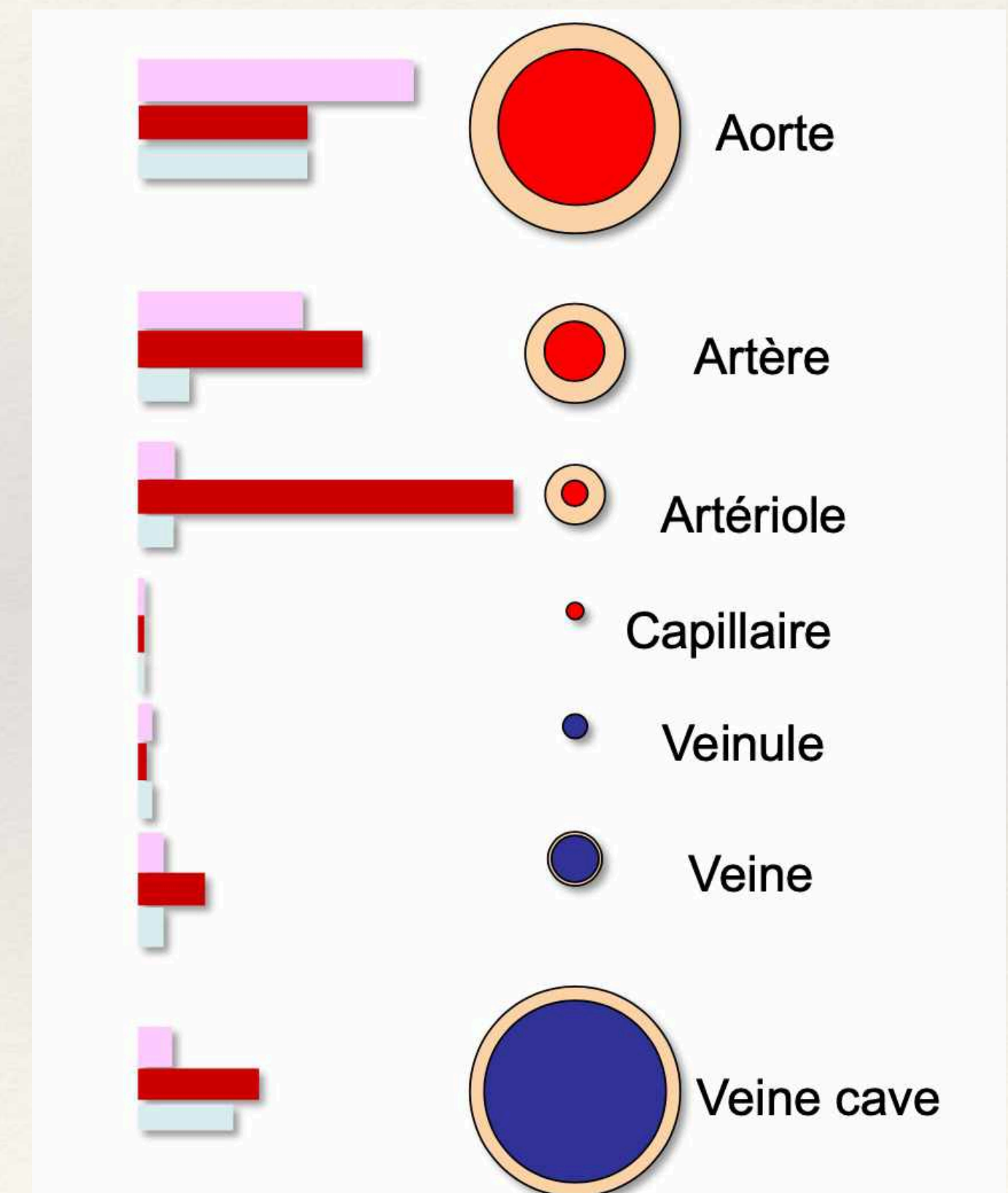
3 types de fibres:

✓ Fibres **élastiques** -> très élastiques => **AORTE++**

✓ Fibres de **collagènes** -> peu élastiques

✓ Fibres **musculaires** -> modulent la tension et l'élasticité par le tonus musculaire => **ARTÉRIOLES++**

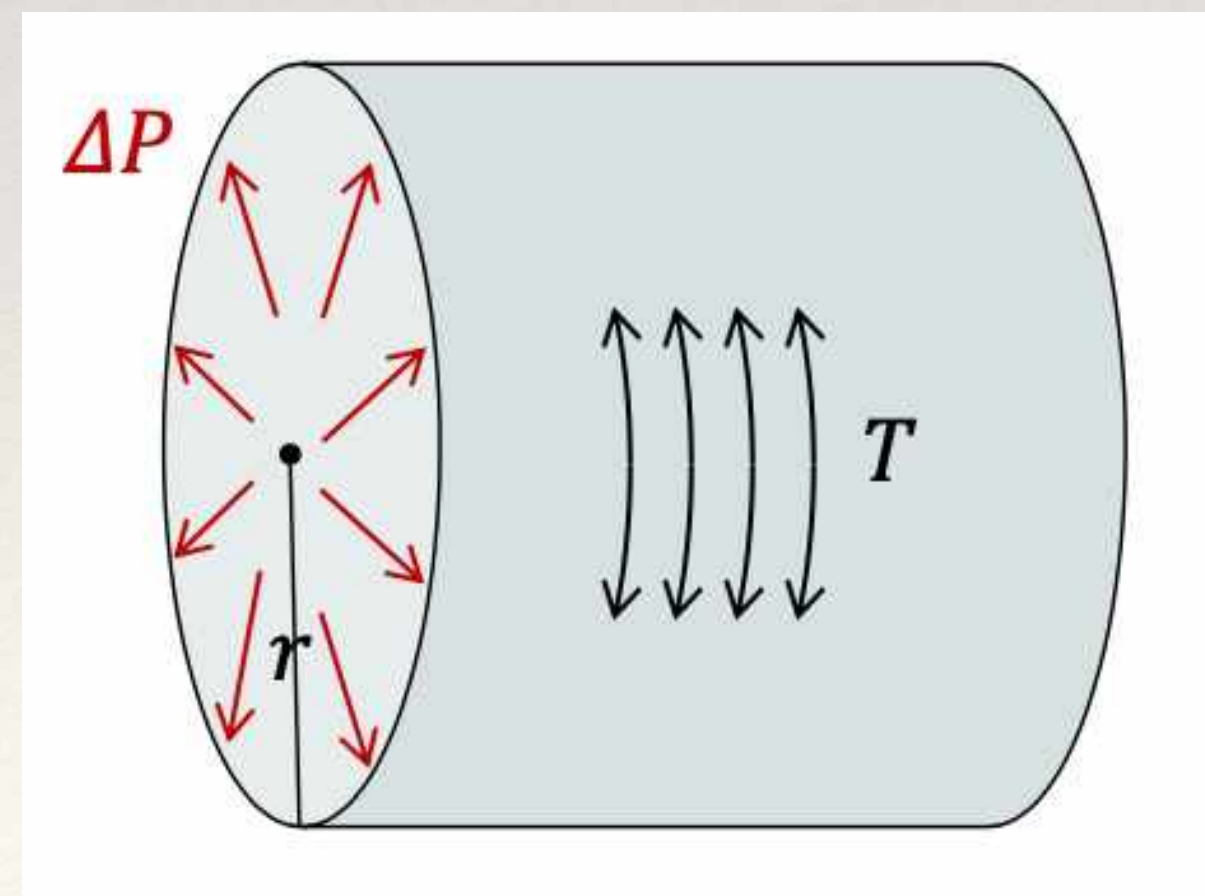
PERTE ÉLASTICITÉ -> AU PROFIT DU CONTINGENT MUSCULAIRE



B/ Les forces mises en jeu pour les parois élastiques

D'un point de vue physique, 2 phénomènes s'appliquent sur la paroi d'un vaisseau:

GRADIENT DE PRESSION TRANSMURAL ΔP	Tend à <u>DILATER</u> le vaisseau RAYON AUGMENTE
PROPRIÉTÉS ÉLASTIQUES DES PAROIS (TENSION T)	Tend à <u>CONTRACTER</u> le vaisseau RAYON DIMINUE



2 lois régissent la relation entre la Tension pariétale T et le rayon du vaisseau:

LOI DE LAPLACE

TENSION / PRESSION

LOI DE HOOKE

TENSION / ÉLASTICITÉ

1) Loi de LAPLACE : Relation Tension / Pression

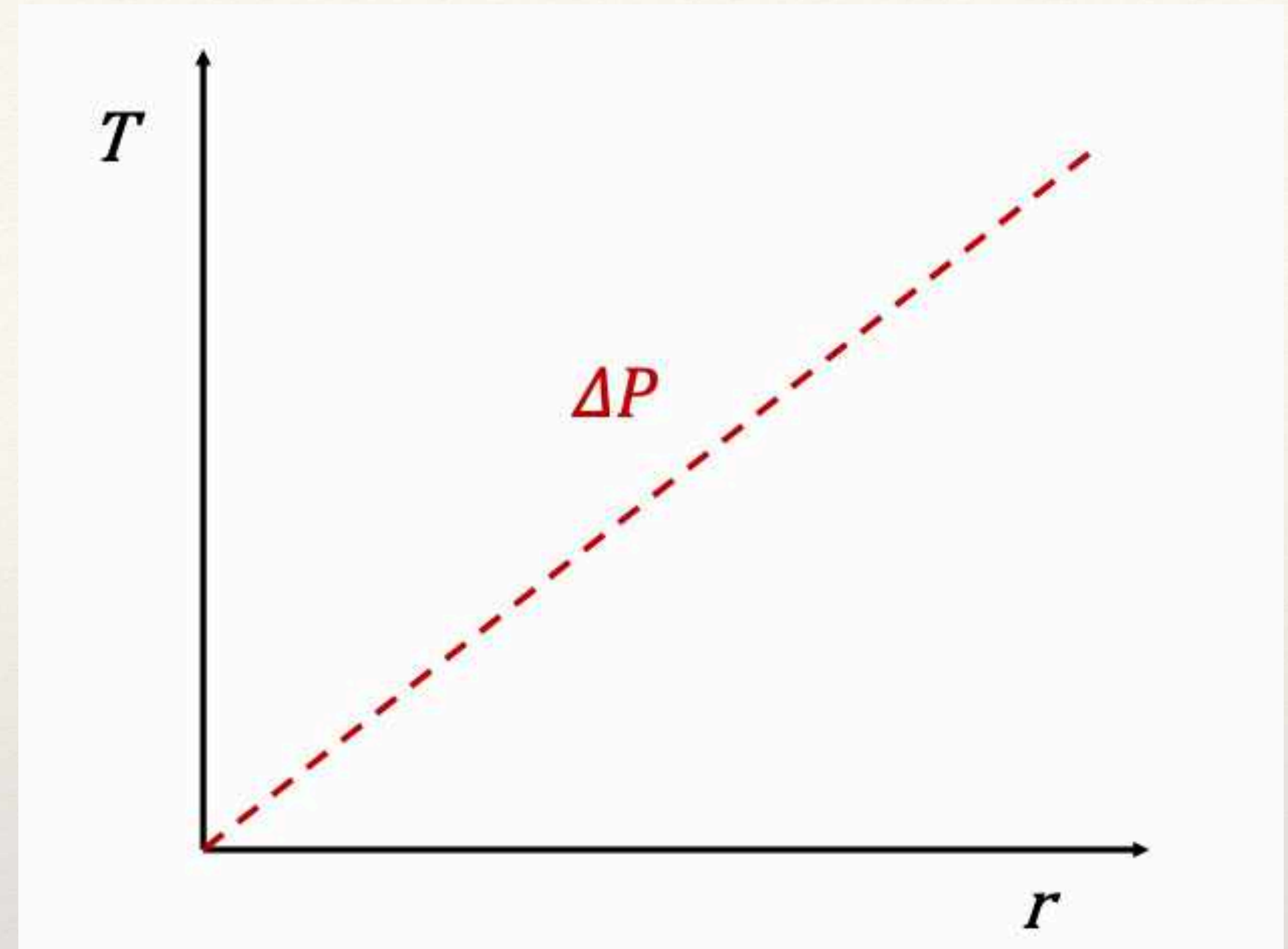
Lorsque la pression sanguine devient supérieure à la pression extérieure ($\Delta P = P_{\text{int}} - P_{\text{ext}} > 0$)

- Tendence à une dilatation du vaisseau (rayon ↗)
- La tension de la paroi augmente jusqu'à équilibrer ΔP

Pour un vaisseau cylindrique, la loi de Laplace nous donne :

$$\Delta P = \frac{T}{r} \Rightarrow T = \Delta P \times r$$

RELATION LINÉAIRE entre le gradient de pression transmural ΔP et le rayon du vaisseau r .



Infinité de points d'équilibre \rightarrow HOOKE

$$\Delta P = \frac{T}{r} \Rightarrow T = \Delta P \times r$$

2) Loi de HOOKE : Relation Tension / Elasticité

Elasticité = relation entre l'allongement relatif d'un corps $\Delta L/L$ et la force qui s'oppose à cet allongement.

La loi de Hooke exprime cette force:

$$F = \gamma S \frac{\Delta L}{L}$$

γ = module d'élasticité de Young
 S = surface de la section
 $\Delta L/L$ = allongement

TENSION = Force par unité de longueur & Energie par unité de surface

$$[T] = \frac{[force]}{L} = \frac{MLT^{-2}}{L} = \frac{ML^2T^{-2}}{L^2} = \frac{[E]}{[surface]}$$

$$T = \frac{F}{l} = \frac{\gamma S}{l} \times \frac{\Delta L}{L} \text{ avec } \frac{S}{l} = e$$

$$T = \gamma e \frac{\Delta L}{L}$$

γe = élastance = résistance à l'étirement = raideur

=> Plus l'élastance est élevée, moins le corps est élastique.

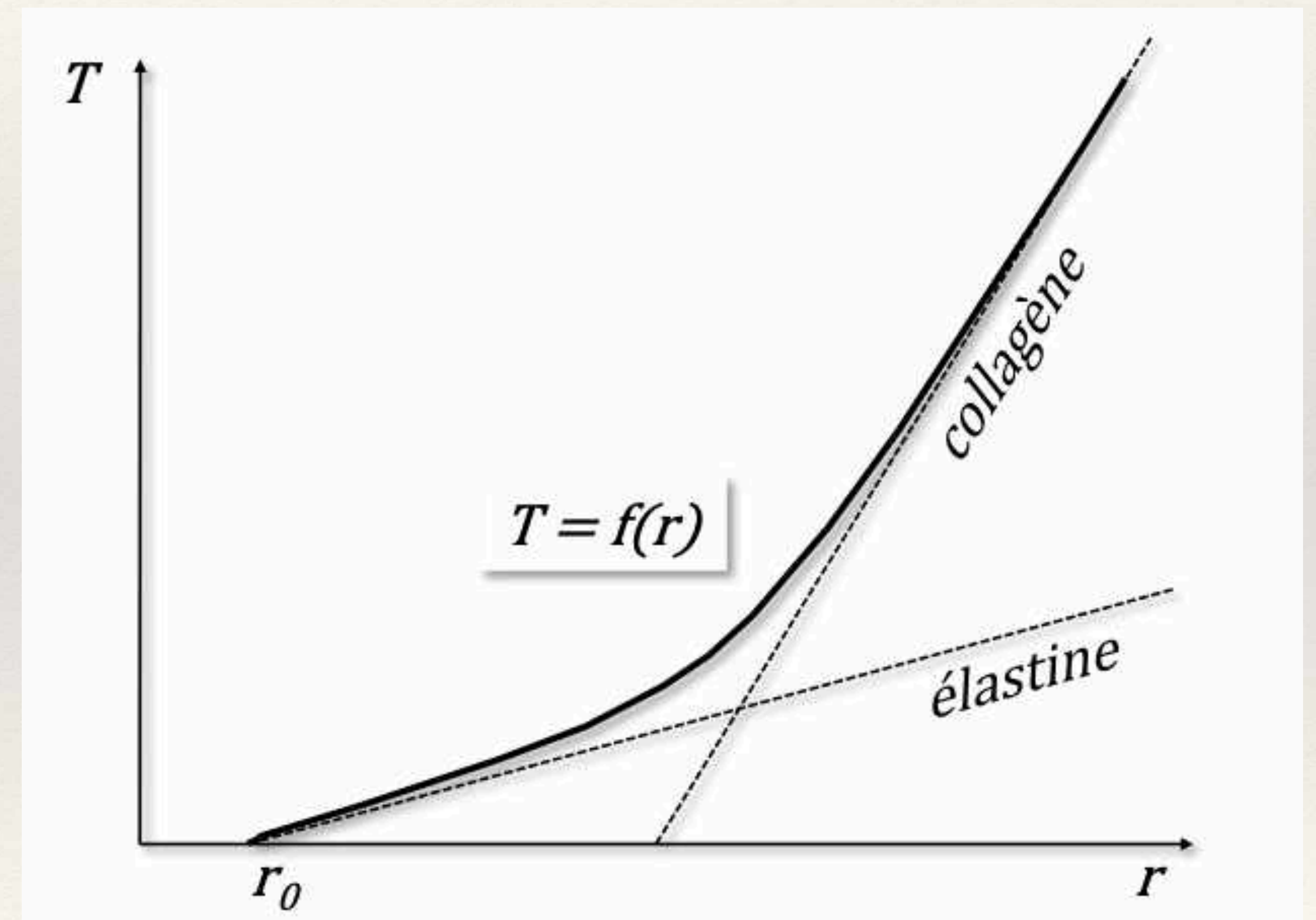
C/ Comportement des vaisseaux élastiques

1) Courbes caractéristiques

✓ La **paroi des vaisseaux élastiques** (aorte, artères) est composée d'élastine et de collagène => élastances différentes.

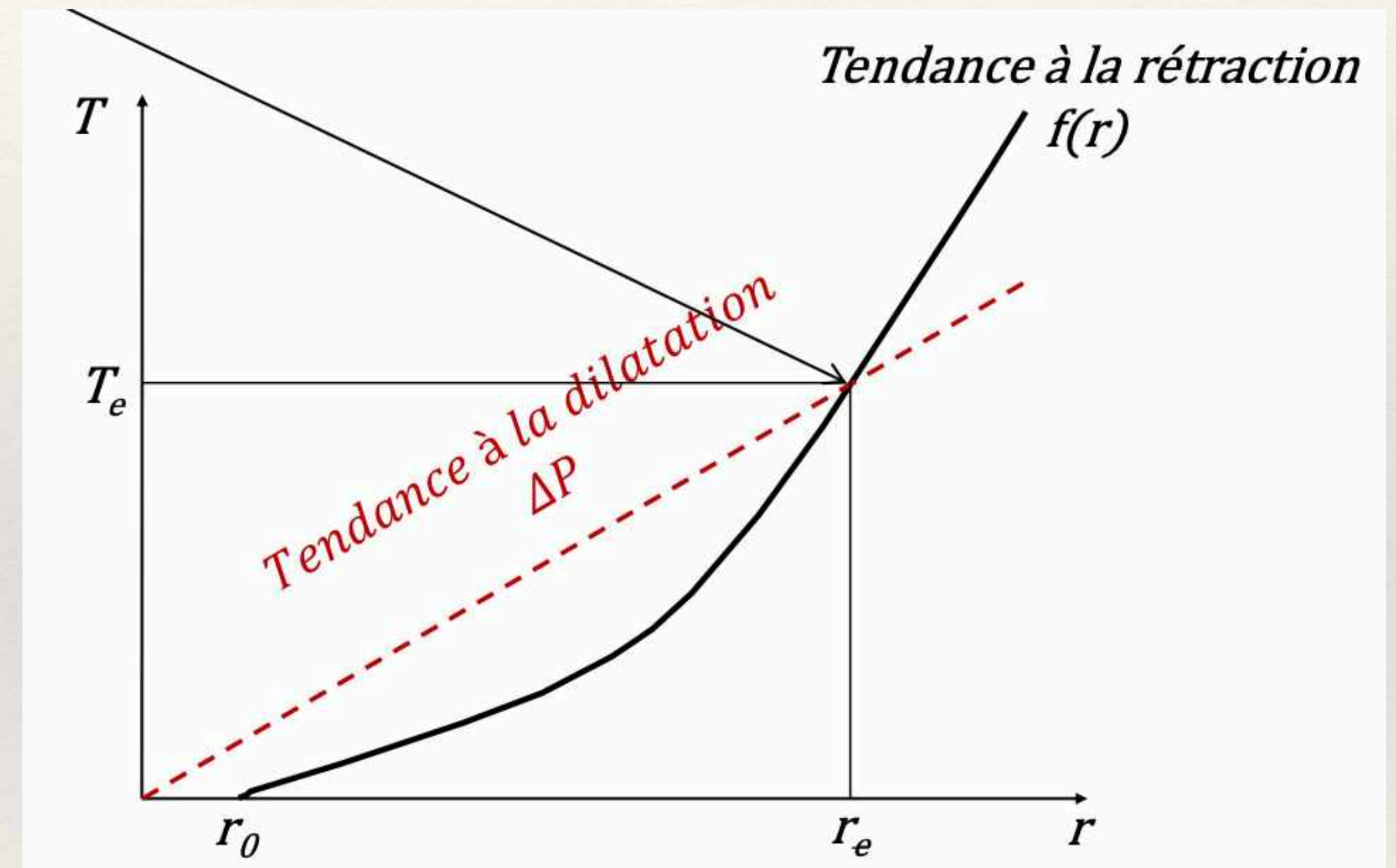
✓ Effet de la loi de **HOOKE** sur la tension -> combinaison des 2 élastances.

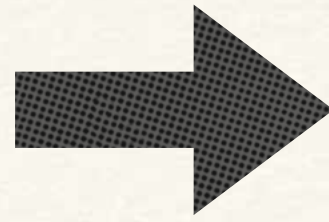
✓ Relation tension/rayon complexe caractéristique du vaisseau.



2) Rayon d'équilibre

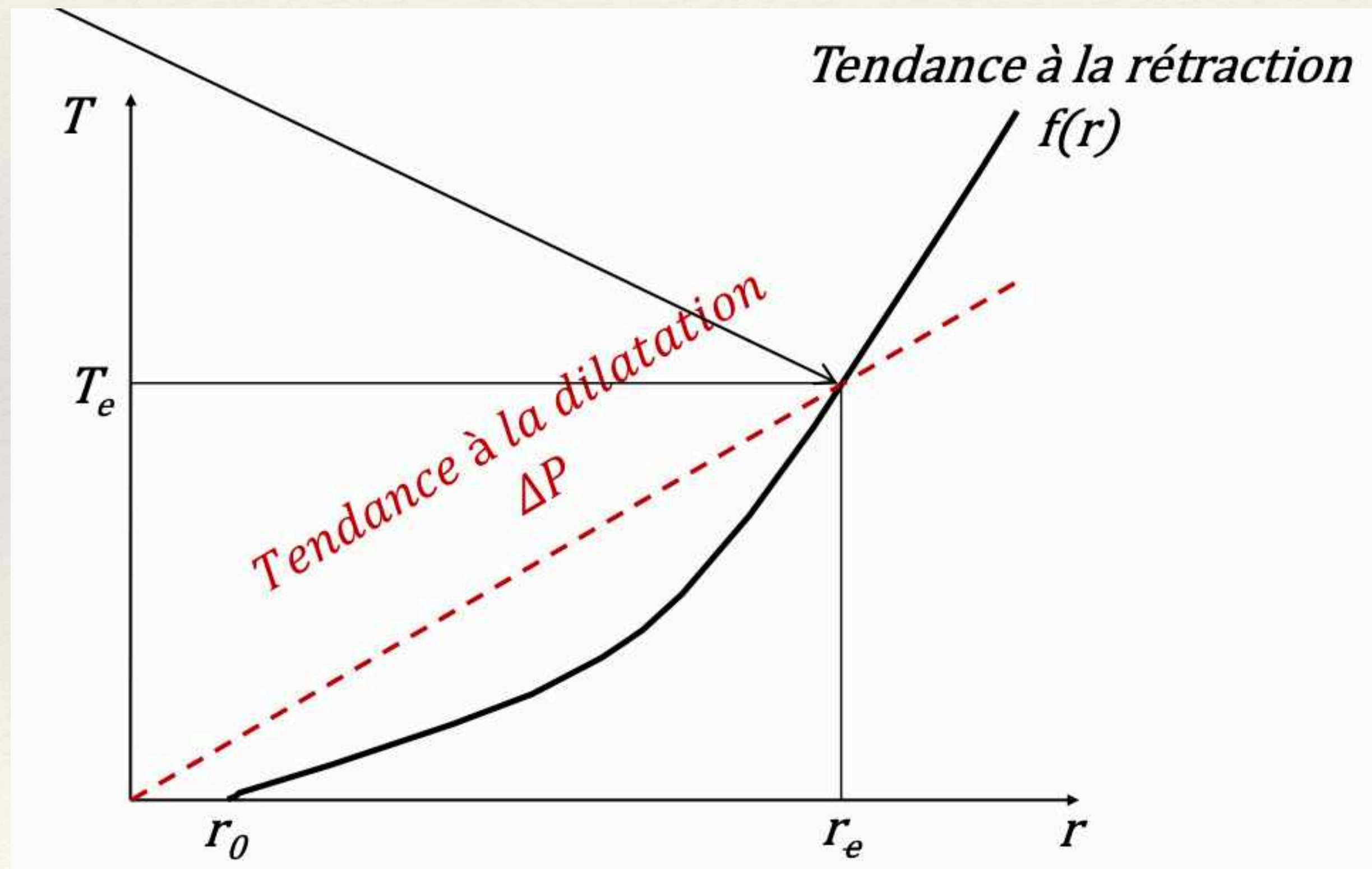
- ✓ La paroi s'oppose à la dilatation qu'impose le gradient transmural (tension/élasticité) -> **Rétractation**
—> **courbe $T = f(r)$**
- ✓ La différence de pression tend à **dilater** le vaisseau (tension/pression)
—> **LAPLACE : $T = \Delta P \cdot r$**
- ✓ **UN SEUL** couple tension/rayon permet d'équilibrer le ΔP imposé





C'est le point d'équilibre (rayon d'équilibre):
tension/rayon/pression

(intersection de la droite ΔP avec la courbe caractéristique)



3) Evolution du rayon

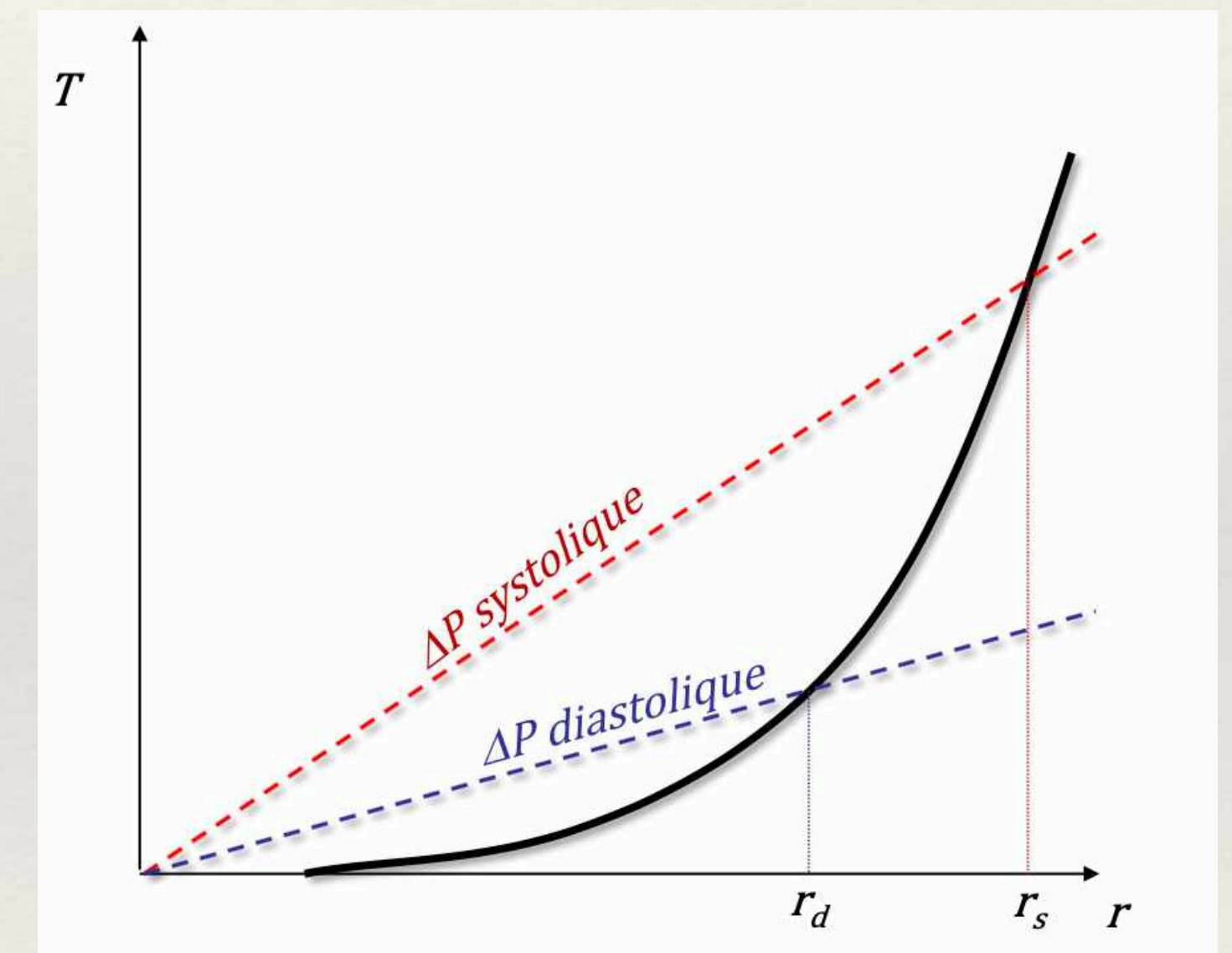
Evolution du rayon avec la pression transmurale

LE POULS

- Artères **élastiques** = **pulsatiles**
- P_{int} varie en fonction des **contractions cardiaques**.

Variations de rayon = le pouls ++

- La pression est **élevée** durant la **systole** et **faible** en **diastole**.
- r_d = rayon diastolique (faible)
- r_s = rayon systolique (élevé)



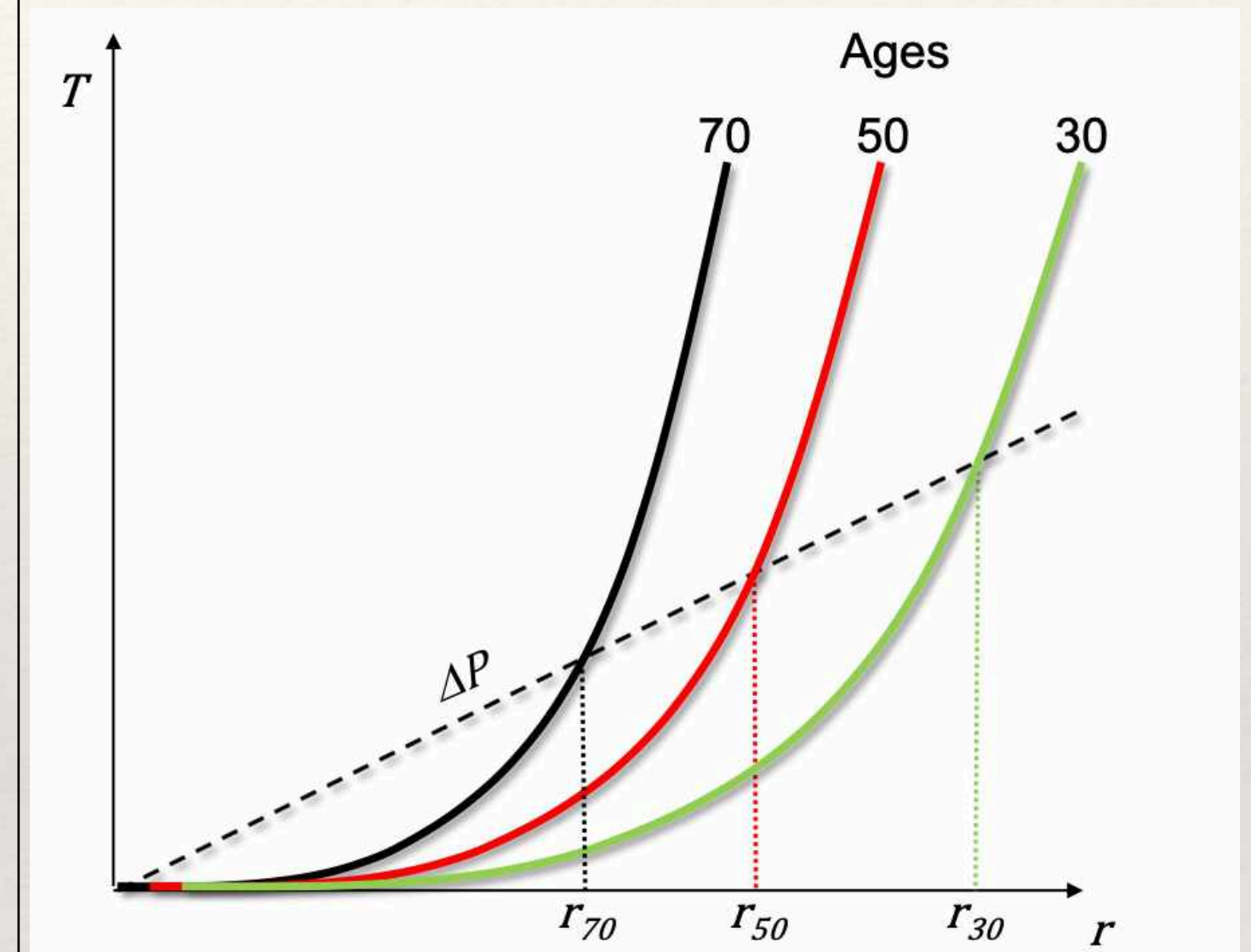
Evolution du rayon
avec la
constitution de la
paroi

LE
VIEILLISSEMENT

Avec le vieillissement, on a une **diminution**
de l'élastine au profit du collagène++

Pour un **même ΔP** -> le rayon
diminue avec l'âge++

Les vaisseaux deviennent plus rigides
(diminution de l'élasticité)



QCM : Une artère présente une sténose localisée. Par échographie Doppler, on mesure en amont de la sténose une vitesse d'écoulement $v_1 = 2 \text{ m.s}^{-1}$. Au niveau de la sténose, on mesure un diamètre $d_2 = 3\text{mm}$, et une vitesse d'écoulement $v_2 = 8 \text{ m.s}^{-1}$.

Quel est en millimètre le diamètre de l'artère en amont de la sténose ?

- A) 6
- B) 3
- C) 9
- D) 12
- E) 4

QCM 2: A

D'après le principe de continuité du débit :

$$S1.v1 = S2.v2$$

$$\frac{\pi . (d1^2)}{4} . v1 = \frac{\pi . (d2^2)}{4} . v2$$

$$d1^2.v1 = d2^2 . v2$$

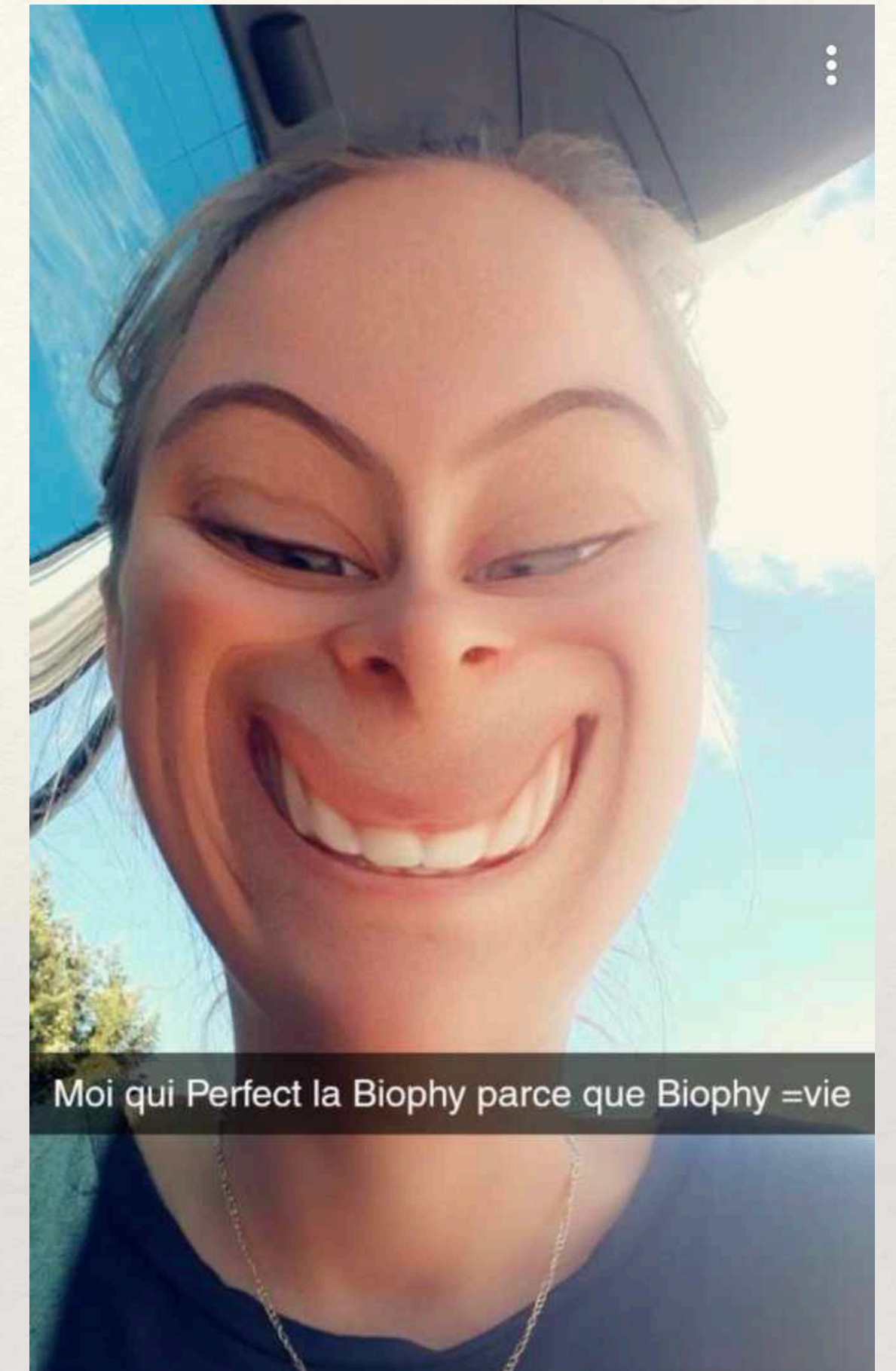
$$d1 = d2\sqrt{\frac{v2}{v1}}$$

$$d1 = 3\sqrt{\frac{8}{2}}$$

$$d1 = 3\sqrt{4}$$

$$d1 = 3 \times 2$$

$$d1 = 6 \text{ mm}$$



PLEIN DE COURAGE ÇA VA LE FAIRE!!

Vous aussi vous allez perfect la biophy (S1 + S2 ;))

BISOUS A TRÈS VITE<3