



# BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION II

FEAT CLARALCALOSE ET DYDOU

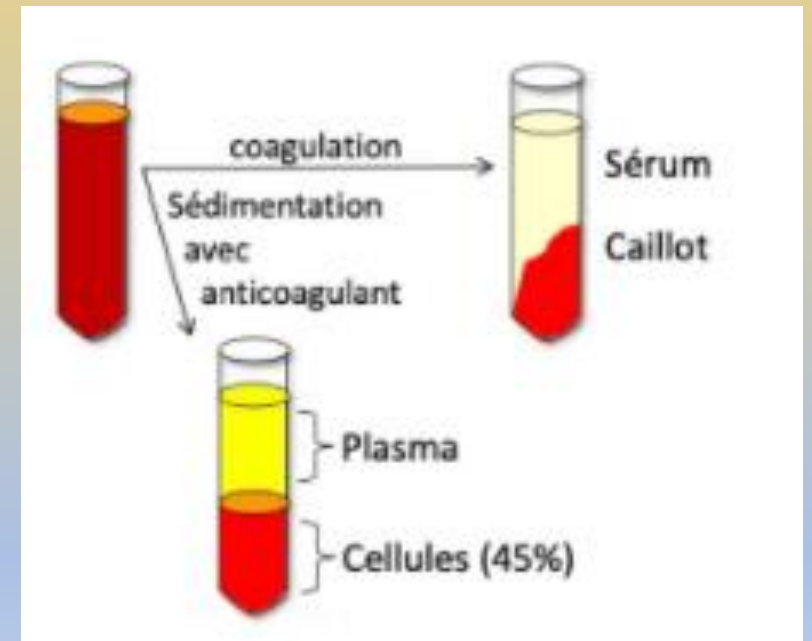
# PARTICULARITES LIÉES AU SANG

# LE SANG AU REPOS

- **SANG** = **suspension** de cellules dans un solvant macromoléculaire

**Hématocrite = volume de cellules / volume total = 0,45**

- **Plasma** = Fluide newtonien
- **Cellules sanguines** = Fluide non newtonien
- **LE SANG EST GLOBALEMENT UN FLUIDE NON NEWTONIEN +++**

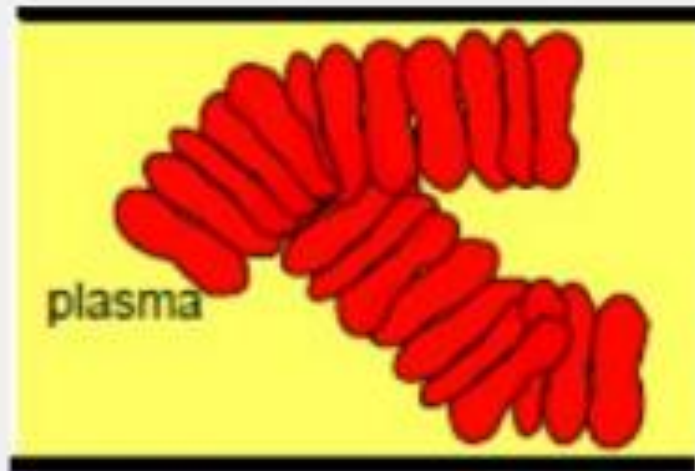


# DESCRIPTION RHEOLOGIQUE DU SANG DANS LES GRANDS VAISSEAUX

- ***Rhéologie*** : étude des déformations de la matière en écoulement
- La viscosité du sang est liée aux **interactions intercellulaires** → sang = fluide non newtonien
- **$\eta$  diminue lorsque  $\frac{dv}{dx}$  augmente = « rhéofluidification »**

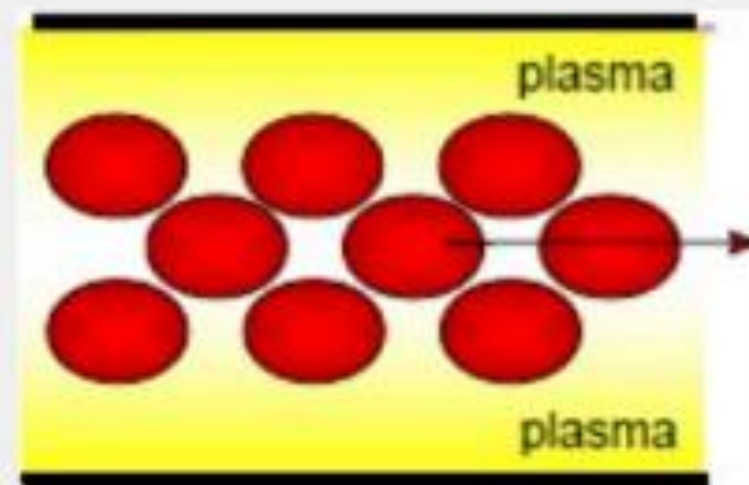
### Débit faible

- ✓ Les globules rouges forment des rouleaux
- ✓ Conséquence directe : ↗ de la viscosité



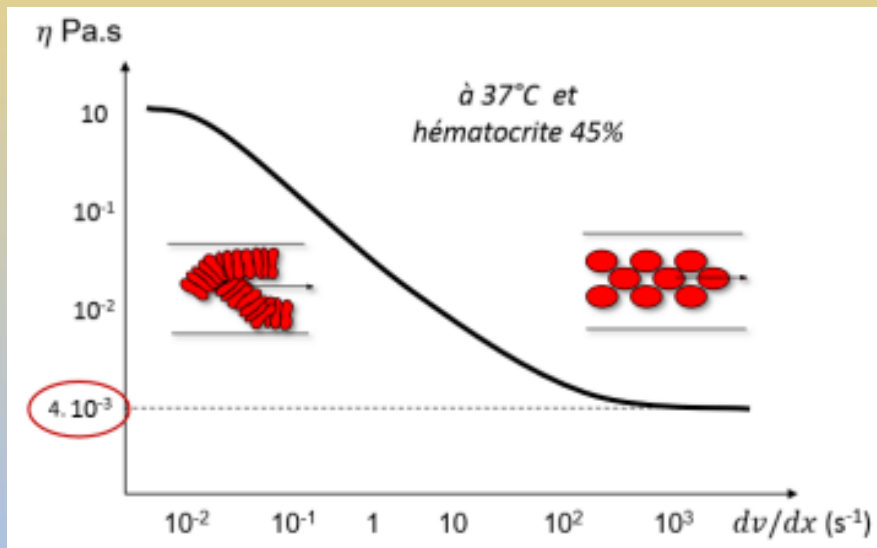
### Débit élevé

- ✓ Les globules rouges ont une circulation axiale : on parle de manchon plasmatique
- ✓ Rhéofluidification → ↘ viscosité

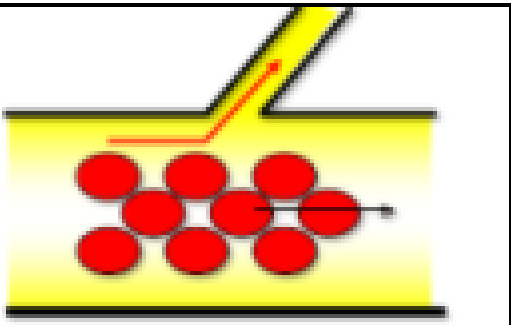
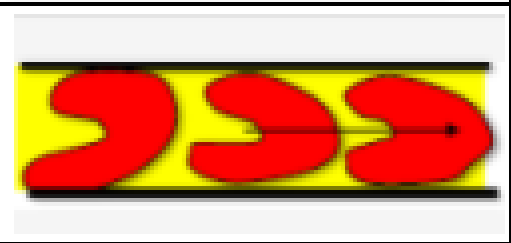


## PATHO : Polyglobulie primitive = Maladie de Vaquez

- Viscosité **inter-cellulaire** augmentée
- Nombre de GR augmente → **augmentation de l'Hématocrite**
- **Thrombose** par hyperviscosité du sang



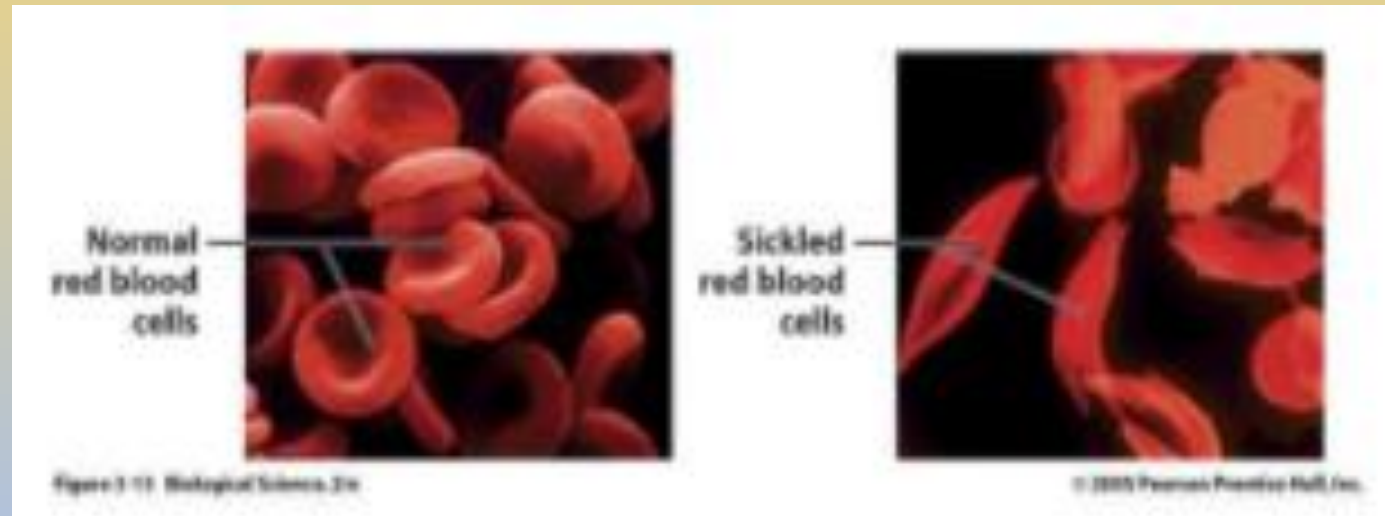
# DESCRIPTION RHEOLOGIQUE DU SANG DANS LES PETITS VAISSEAUX

<b>ARTERIOLES</b>	<p>Circulation <b>axiale</b> des GR :</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Phénomène d'<b>écrémage</b> au niveau des vaisseaux latéraux</li><li>• <b><u>Diminution locale de l'Hématocrite</u></b></li></ul>	
<b>CAPILLAIRES</b>	<p>Diamètre <math>&lt; 8\mu\text{m}</math></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Déformation des GR</b></li><li>• Intervention de la <b>viscosité intracellulaire</b></li></ul>	



## • PATHO : Drépanocytose

- Viscosité **intra-cellulaire** augmentée
- **Falciformation** des GR
- **Diminution de la déformabilité**
- **Thrombose capillaire**





# PARTICULARITES LIÉES A L'ANATOMIE

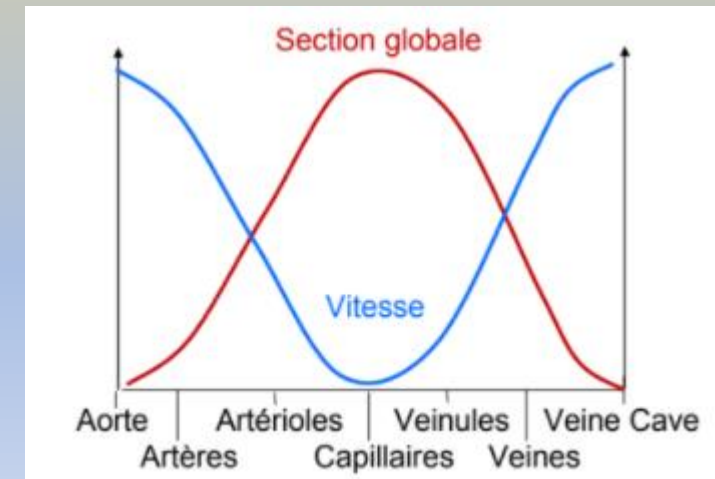
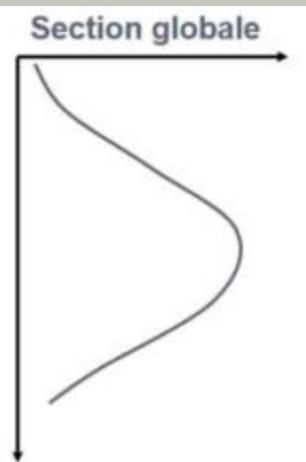
# SECTION GLOBALE ET INDIVIDUELLE

- Système vasculaire = **ramifié et parallèle** → baisse globale de la **résistance**
- Le débit est constant et la section variable → la vitesse varie en fonction de la section

**LA VITESSE MINIMALE AU NIVEAU DES CAPILLAIRES PERMET DE MAXIMISER LES ECHANGES ++**

	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> ]
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

Chez le chien d'après F. Mall



# CONSEQUENCES SUR LES VARIATIONS DE PRESSION

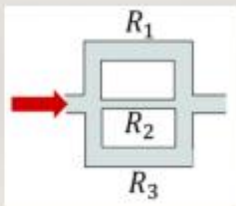
- Loi de Poiseuille vue :

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

- Il faut compter la **résistance globale des capillaires** : ++++

CONDUITS EN PARALLÈLES

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



$$R_t = n \frac{1}{R_i}$$

$$\Delta P = Q \frac{8\eta L}{n\pi r^4} = \frac{Q * Ri}{n} = Q \times R_t$$

# QCM TIME (prof)

**QCM 1 : Quelle est, en hecto pascal, la chute de pression induite par le réseau capillaire sanguin suivant :  $6 \cdot 10^8$  capillaires en parallèle, de rayon  $4 \mu\text{m}$ , de longueur  $1\text{mm}$  dont le débit sanguin est égal à  $1,2 \text{ L} \cdot \text{min}^{-1}$  ? On considère une viscosité apparente égale à  $3,14 \cdot 10^{-3} \text{ kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$  dans ces conditions de circulation.**

A) 0,3

B) 1

C) 6

D) 10

E) 160

# RESOLUTION

$$r = 4 \cdot 10^{-6} m$$

$$l = 1 \cdot 10^{-3} m$$

$$Q = 1,2 L \cdot min^{-1} = 1,2 \cdot 10^{-3} m^3 \cdot min^{-1} = 2 \cdot 10^{-5} m^3 \cdot s^{-1}$$

$$R_i = \frac{8\eta l}{\pi r^4} = \frac{8 \times 3,14 \cdot 10^{-3} \times 1 \cdot 10^{-3}}{\pi (4 \cdot 10^{-6})^4} = \frac{2 \cdot 10^{-6}}{4^3 \cdot 10^{-24}} = \frac{2 \cdot 10^{18}}{64} = \frac{1}{32} \cdot 10^{18} \cong 3 \cdot 10^{16}$$

$$R = \frac{R_i}{n} = \frac{3 \cdot 10^{16}}{6 \cdot 10^8} = 5 \cdot 10^7 kg \cdot m^{-4} \cdot s^{-1}$$

$$\Delta P = Q \times R = 2 \cdot 10^{-5} \times 5 \cdot 10^7 = 1 \cdot 10^3 Pa = 10 hPa$$

# REPONSE

## **QCM 1 : D**

A) Faux

B) Faux

C) Faux

D) Vrai

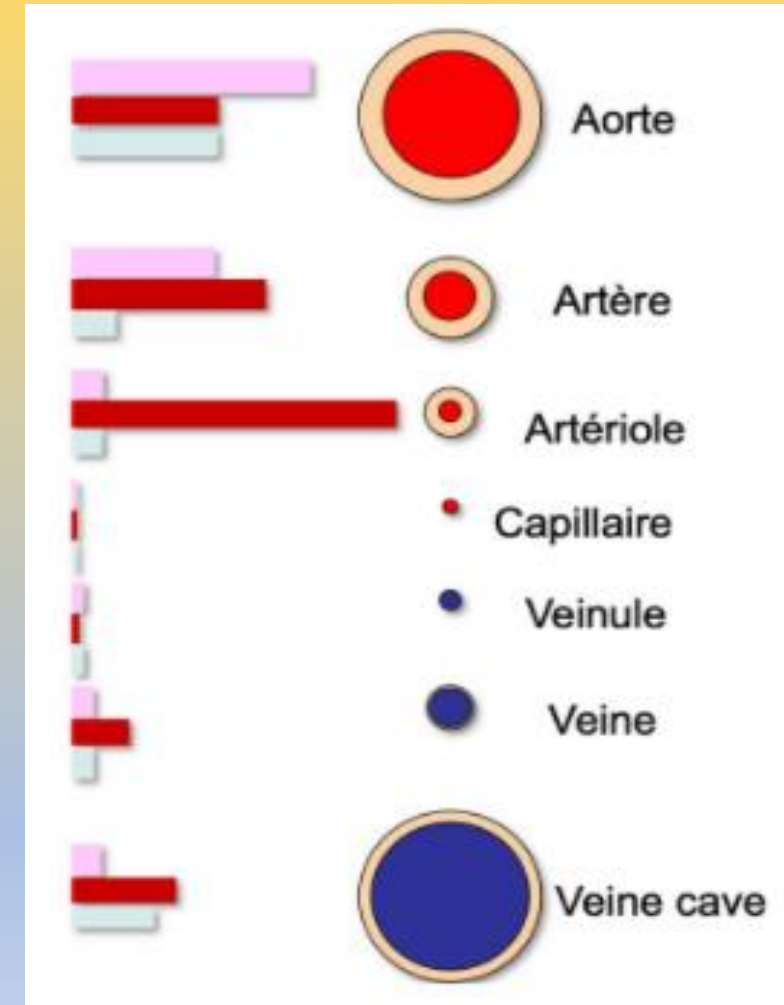
E) Faux

# PARTICULARITES LIÉES AUX PAROIS VASCULAIRES



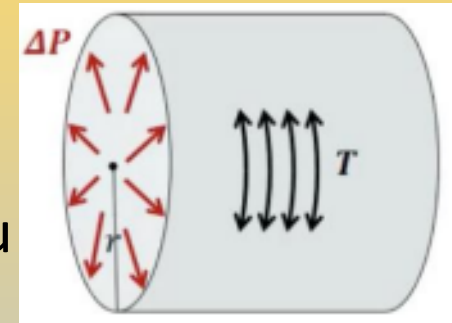
# CONSTITUTION DE LA PAROI DES VAISSEAUX

- 3 types de fibres :
  - Élastique
  - Collagène
  - Musculaire
- + on avance dans l'arbre vasculaire,  
moins il y a de fibres élastiques et  
+ il y a de muscles



# FORCES MISES EN JEU POUR LES PAROIS ELASTIQUES

- 2 phénomènes s'appliquent sur la paroi des vaisseaux :
  - **Gradient de pression transmurale  $\Delta P$**  : **dilate** le vaisseau
  - **Propriétés Elastiques des parois (Tension T)** : **contracte** le vaisseau



- 2 lois régissent la relation entre la tension pariétale et le rayon du vaisseau  $r$  :
  - Loi de **LAPLACE** → **Tension/Pression**
  - Loi de **HOOKE** → **Tension/Elasticité**

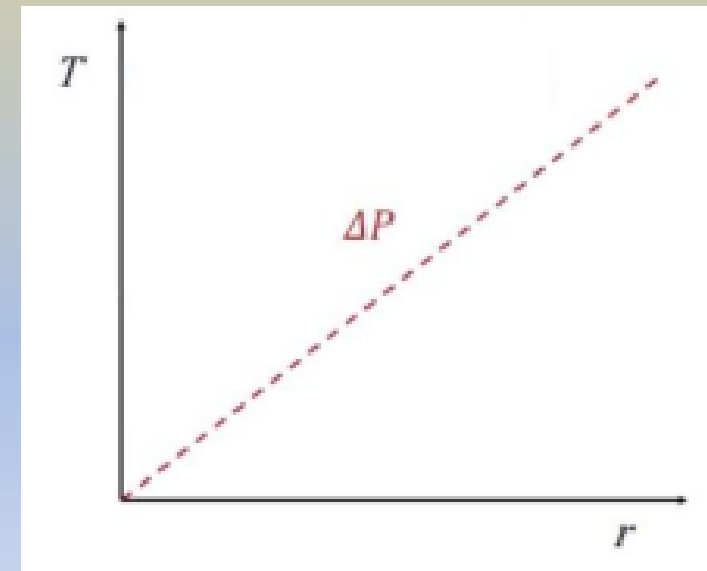
# LOI DE LAPLACE : TENSION/PRESSION

- Tendance à une dilatation du vaisseau (**rayon ↗**)
- Tension de la paroi augmente jusqu'à équilibrer  $\Delta P$

- Pour un vaisseau cylindrique :

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

- **Relation linéaire** entre le gradient de pression transmural  $\Delta P$  et le rayon du vaisseau  $r$  ++



# LOI DE HOOKE : TENSION/ELASTICITE

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

- La **loi de Hooke** exprime cette force :

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

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

- Mais on s'intéresse à une **tension**, pas à une force :

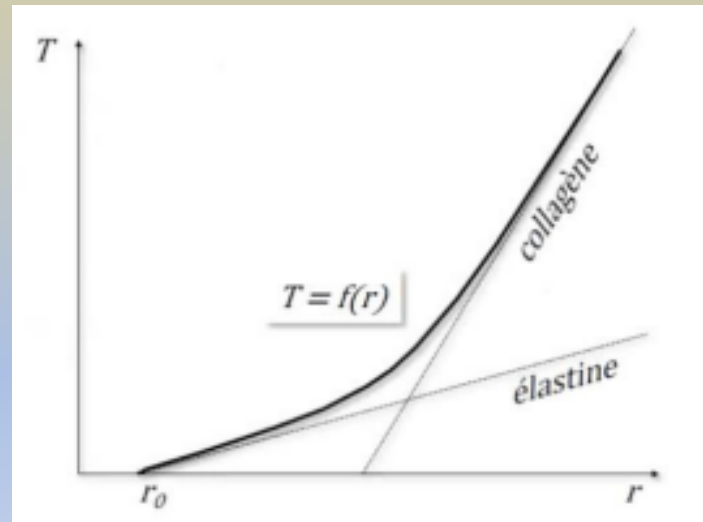
$$T = \frac{F}{l} = \frac{\gamma S}{l} \times \frac{\Delta L}{L} \text{ avec } \frac{S}{l} = e$$

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

# COMPORTEMENT DES VAISSEaux ELASTIQUES

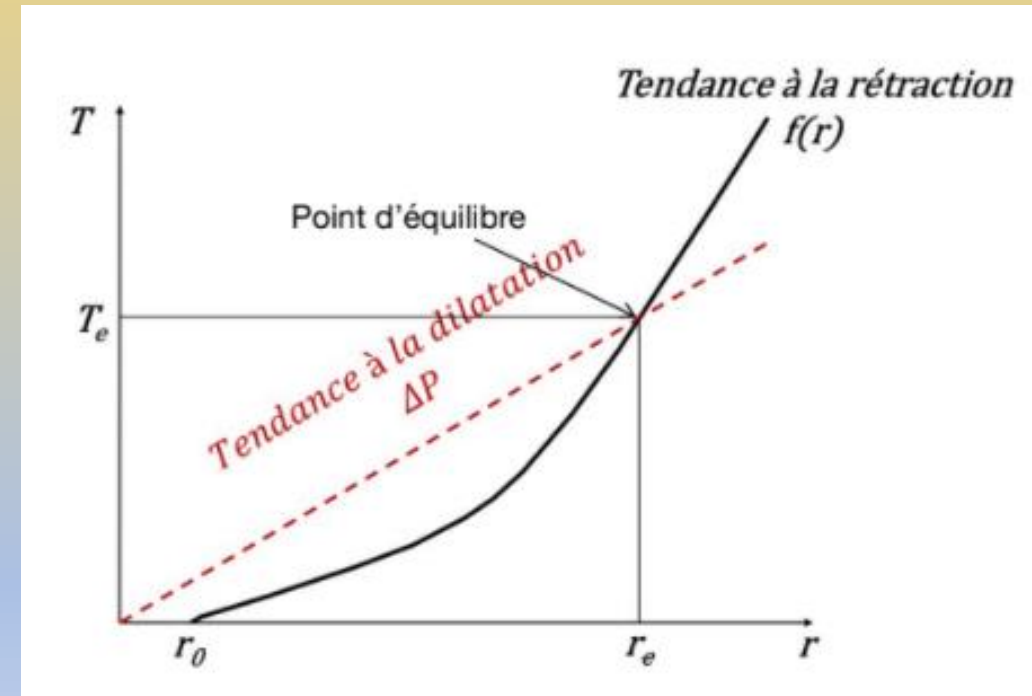
# COURBES CARACTÉRISTIQUES

- Paroi des vaisseaux élastiques (aorte, artères) = **élastine** et **collagène**  
→ **élastances différentes**
- L'effet de la loi de Hooke sur la tension est la combinaison de ces 2 élastances :



# RAYON D'EQUILIBRE ++

- Courbe caractéristique du vaisseau
- Paroi (**Tension**) **s'oppose à la dilatation** du gradient transmural
- $\Delta P$  tend à **dilater le vaisseau**
- **UN SEUL COUPLE PERMET L'EQUILIBRE**
- Point d'équilibre tension/rayon/pression





# EVOLUTION DU RAYON

Evolution du  
rayon avec la  
pression  
transmurale

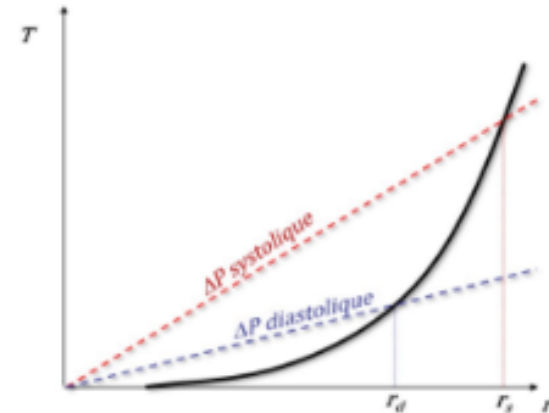
LE POULS

Artères **élastiques** = pulsatiles

$P_{int}$  varie en fonction des  
**contractions cardiaques**

**Variation de rayon = le  
pouls ++**

La pression est **élevée**  
**durant la systole** et faible  
**durant la diastole**



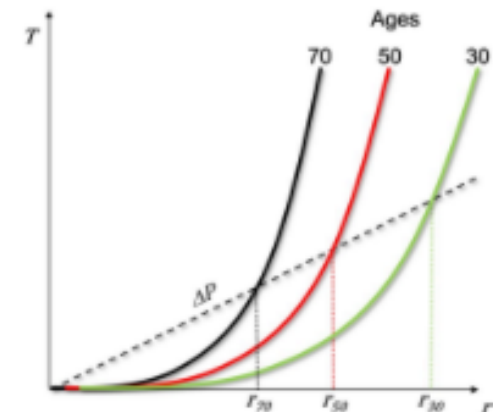
Evolution du  
rayon avec la  
constitution de  
la paroi

LE  
VIEILLISSEMENT

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

Pour un **même  $\Delta P$**  → **le rayon  
diminue avec l'âge ++**

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



# QCM TIME (prof)

**QCM 2 : Soit un vaisseau musculo-élastique pour lequel un rayon non nul est obtenu sous l'effet d'une différence de pression  $\Delta P$ . Quelle(s) est (sont) la (les) proposition(s) exacte(s) ?**

- A) Il y a un risque d'obstruction en cas d'augmentation de  $\Delta P$
- B) Il y a un risque d'obstruction en cas de diminution du tonus vaso-moteur
- C) Le rayon du vaisseau augmente si le tonus vaso-moteur augmente
- D) Le rayon du vaisseau augmente si  $\Delta P$  diminue
- E) Les propositions A, B, C et D sont fausses

# REPONSES

## **QCM 2 : E**

A) Faux

B) Faux

C) Faux

D) Faux

E) Vrai