

TUT' RENTRÉE N°2

Biophysique cardio-vasculaire

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

BIOPHYSIQUE CARDIO-VASCULAIRE

I- Bases physiques

- 1) Notion de pression statique
- 2) Propriétés d'un liquide idéal
- 3) Le débit
- 4) Cas particuliers

II- Particularités liées au sang

- 1) Dans de gros vaisseaux
- 2) Dans de petits vaisseaux

III- Particularités anatomiques

IV- Particularités liées aux parois

- 1) Phénomènes s'appliquant aux parois vasculaires
- 2) Diagramme tension-rayon
- 3) Modifications physiopathologiques

V- Applications médicales

- 1) Bases biophysiques de la mesure des pressions sanguines
- 2) Mesure de la pression artérielle
- 3) Mesure de la pression veineuse
- 4) Mesure de la pression du LCR ou LCS
- 5) Examens cardio-vasculaires

VI- Bases de biophysique cardiaque

- 1) Généralités
- 2) Courbe pression-temps
- 3) Courbe volume-temps
- 4) Courbe pression-volume

A microscopic view of red blood cells (erythrocytes) in a blood vessel. The cells are biconcave discs, appearing as reddish, oval shapes with a lighter center. They are scattered across the frame against a dark red background. The lighting creates a sense of depth, with some cells in sharp focus and others blurred in the foreground and background.

I- BASES PHYSIQUES

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

I- BASES PHYSIQUES

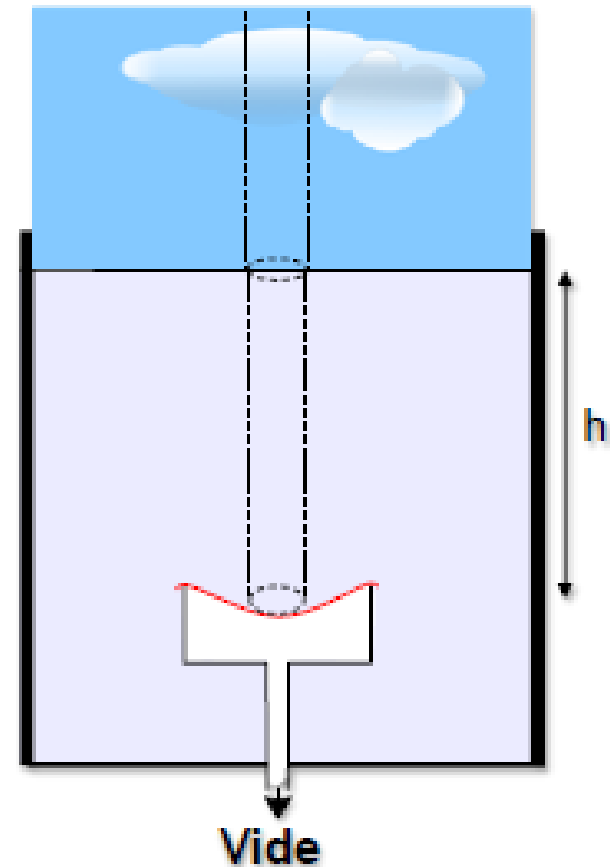
1) Notion de pression statique

Pression statique = poids de la colonne de fluide qui s'applique en un point

- **Pression relative** $\Delta P = \rho gh$
- **Pression absolue**

La pression s'exprime en **Pascals**
⇒ Cela correspond à des $N.m^{-2}$

$$[P] = \frac{[Force]}{[Surface]} = \frac{[Energie]}{[Volume]}$$



I- BASES PHYSIQUES

2) Propriétés d'un liquide idéal

Liquide idéal = liquide s'écoulant sans frottements

⇒ Viscosité nulle (pas de résistance à l'écoulement)

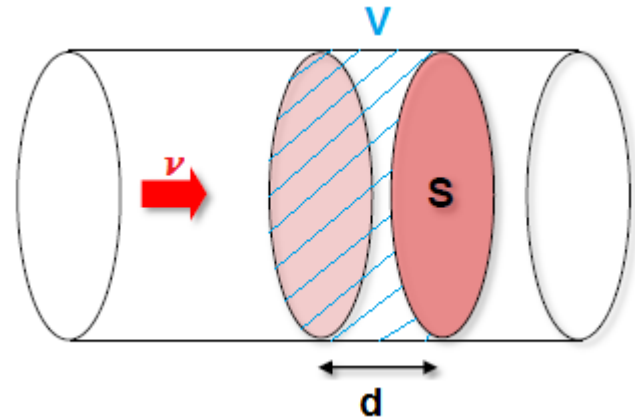
⇒ Energie constante (pas de pertes)

Equation de Bernoulli: $mgh + \frac{1}{2} mv^2 + PV = \text{constante}$

- mgh = énergie de pesanteur
- $\frac{1}{2} mv^2$ = énergie cinétique
- PV = énergie de pression statique

En terme de **pressions** on obtient: $\rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + P = \text{constante}$

I- BASES PHYSIQUES



3) Le débit

$Q = \frac{V}{\Delta t}$ → Volume de fluide qui traverse une section par unité de temps



$$Q = \frac{V}{\Delta t} = \frac{S \cdot d}{\Delta t} = S \cdot v$$

$Q = S \cdot v$ → section du conduit x vitesse du fluide

ATTENTION !

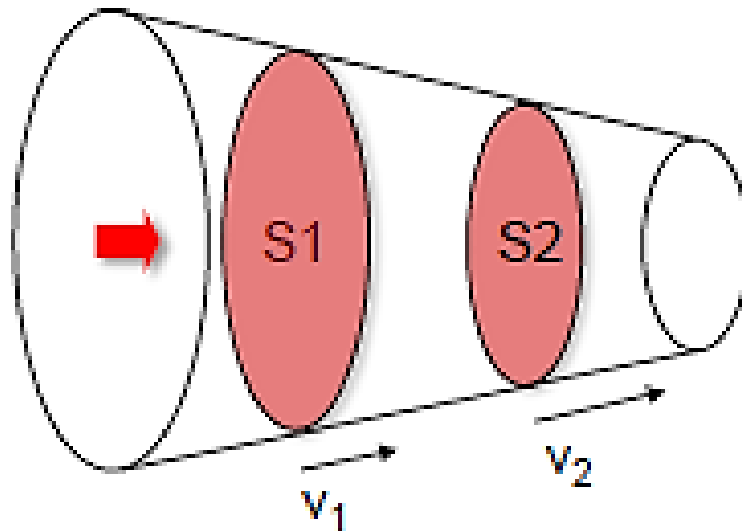
- Débit Q exprimé en $m^3 \cdot s^{-1}$ et pas en $L \cdot s^{-1}$
- Ne pas confondre le Volume (V) et la vitesse (v)

I- BASES PHYSIQUES – 3) LE DÉBIT

Principe de continuité du débit

- Pour un fluide **incompressible**
- En **régime stationnaire**

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



I- BASES PHYSIQUES

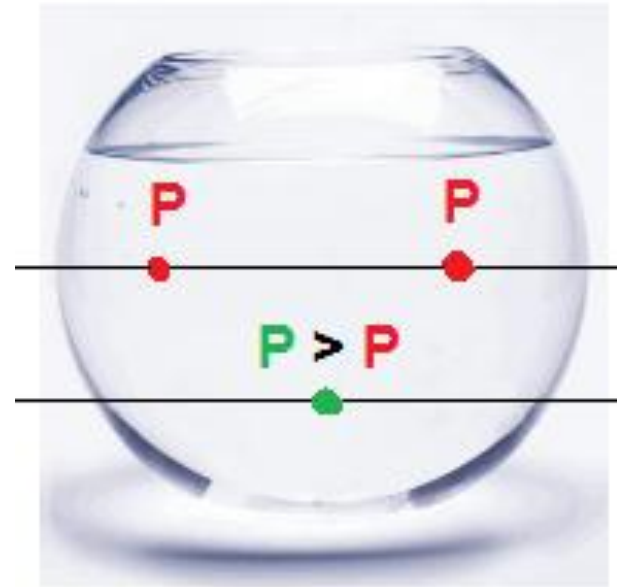
4) Cas particuliers

❖ En conditions statiques ($v = 0$)

Equation de Bernoulli: $\rho gh + P = cste$

Lois de Pascal:

- ❶ La pression en un point est **indépendante de l'orientation du capteur** et s'exerce **perpendiculairement** aux parois
- ❷ La pression est **la même** en tous les points situés **au même niveau**
- ❸ La pression **augmente avec la profondeur**



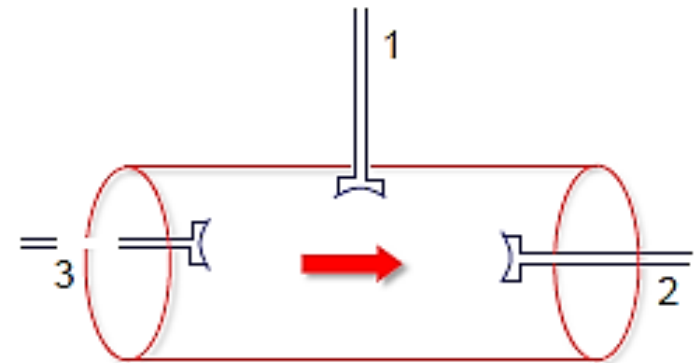
I- BASES PHYSIQUES – 4) CAS PARTICULIERS

❖ En écoulement horizontal pour un liquide idéal ($h = \text{constante}$)

Equation de Bernoulli: $\frac{1}{2}\rho v^2 + P = \text{constante}$

La pression mesurée dépend de la position du capteur:

- 1- Pression **Latérale** = P
- 2- Pression **Terminale** = $P + \frac{1}{2}\rho v^2$
- 3- Pression **d'Aval** = $P - \frac{1}{2}\rho v^2$



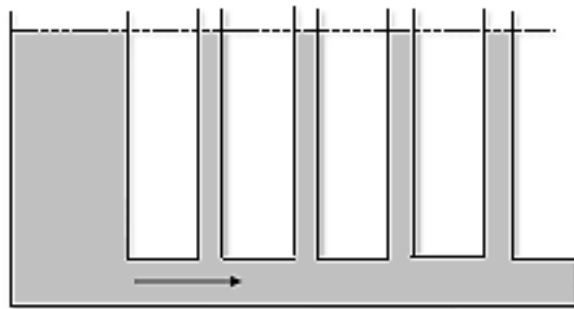
I- BASES PHYSIQUES – 4) CAS PARTICULIERS

Suite de l'écoulement horizontale pour un liquide idéal

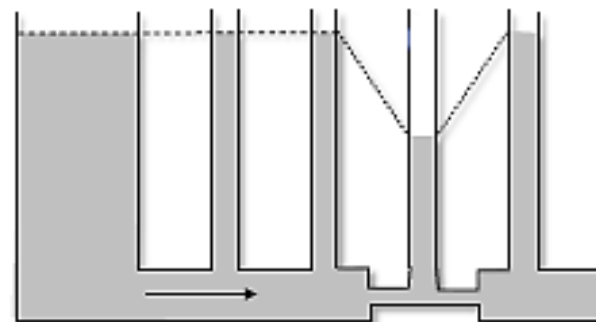
Effet VENTURI

→ En écoulement horizontal dans un conduit, si $S \Downarrow$ alors $v \Uparrow$ et $P \Downarrow$

Conduit normal



Diminution localisée de S



- $Q = S \cdot v \rightarrow$ le débit étant constant, si $S \Downarrow$ alors $v \Uparrow$
- $\frac{1}{2} \rho v^2 + P = cst \Rightarrow P = cste - \frac{1}{2} \rho v^2 \rightarrow$ puisque $v \Uparrow$ alors $P \Downarrow$

I- BASES PHYSIQUES – 4) CAS PARTICULIERS

❖ Écoulement d'un fluide réel: notion de viscosité

Fluide réel: est caractérisé par une **viscosité** qui entraîne des **frottements** et une **perte d'énergie** sous forme de chaleur

→ l'équation de Bernoulli n'est plus vérifiée !!!

Force de frottement: $F = \eta S \frac{dv}{dx}$



η = viscosité (en Pa.s = **Poiseuille**)

S = surface commune aux deux lames

$\frac{dv}{dx}$ = gradient de vitesse = taux de cisaillement

I- BASES PHYSIQUES – 4) CAS PARTICULIERS

Suite de l'écoulement d'un fluide réel

La viscosité est une caractéristique propre à chaque fluide.

Néanmoins, elle peut varier en fonction de:

- La **température** (si la température ↗ la viscosité ↘)
- **L'hématocrite** (si l'hématocrite ↗ la viscosité ↗)

On définit ainsi deux types de liquides visqueux:

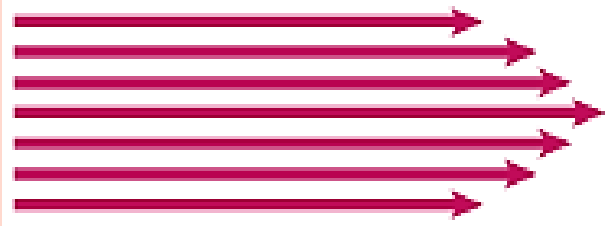
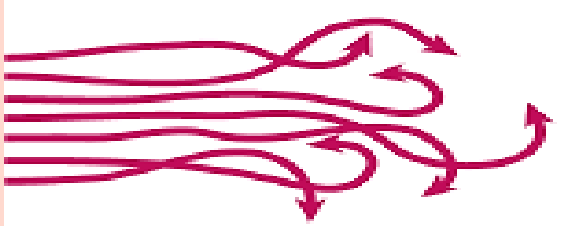
- **Liquides Newtoniens** → viscosité **constante** à une **température donnée** (ex: plasma)
- **Liquides non Newtoniens** → viscosité qui dépend également du **taux de cisaillement** (ex: sang)

Solution: **viscosité apparente** du sang = 4.10^{-3} Pa.s

I- BASES PHYSIQUES – 4) CAS PARTICULIERS

Suite de l'écoulement d'un fluide réel

Modes d'écoulement d'un liquide visqueux:

Ecoulement LAMINAIRE	Ecoulement TURBULENT
 <p data-bbox="150 982 821 1025">→ Faible vitesse d'écoulement</p>	 <p data-bbox="967 982 1445 1025">→ Ecoulement rapide</p>

ATTENTION: liquide non newtonien \neq écoulement turbulent

I- BASES PHYSIQUES – 4) CAS PARTICULIERS

Suite de l'écoulement d'un fluide réel

Comment savoir si un liquide est en écoulement laminaire ou turbulent ?

Nombre de Reynolds: $\mathcal{R} = \frac{\rho dv}{\eta}$

$\mathcal{R} < 2000 \rightarrow$ écoulement LAMINAIRE
 $\mathcal{R} > 10\ 000 \rightarrow$ écoulement TURBULENT

Entre les deux, on ne peut rien conclure !

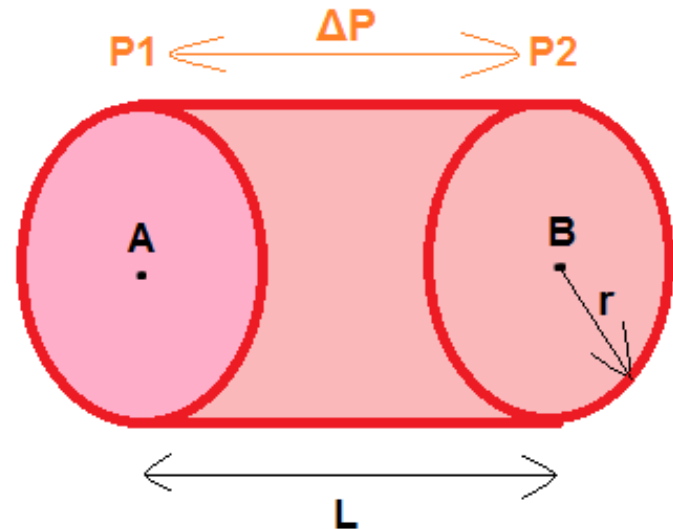
I- BASES PHYSIQUES – 4) CAS PARTICULIERS

❖ Écoulement laminaire d'un fluide réel

En écoulement **laminaire SEULEMENT**, on peut calculer la **chute de pression ΔP** d'un point à un autre d'un vaisseau:

Loi de Poiseuille:

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



R = résistance à l'écoulement (à ne pas confondre avec le nbre de Reynolds)

L = distance séparant les deux points où sont prises les pressions

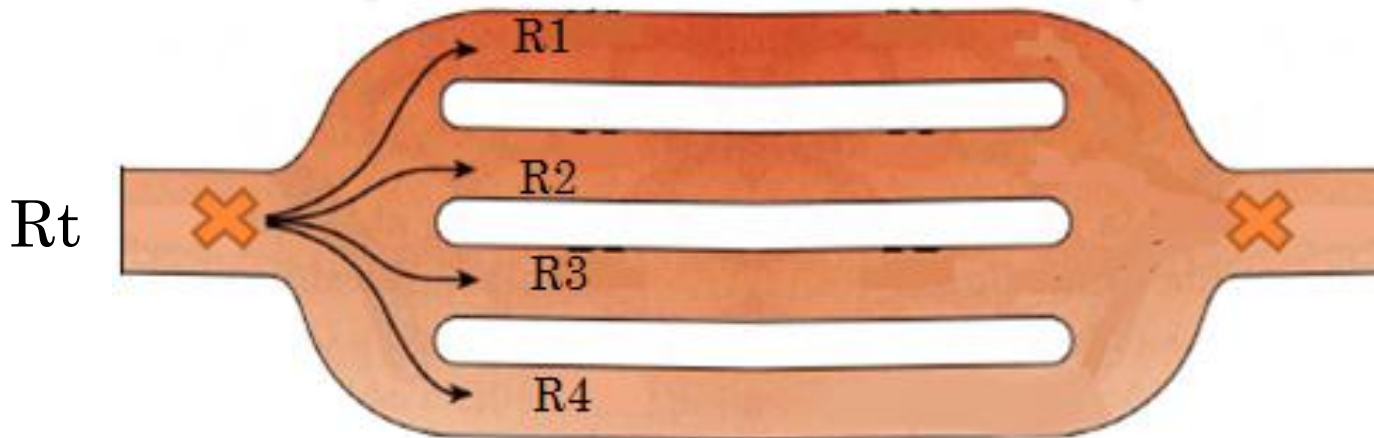
r = rayon du vaisseau

I- BASES PHYSIQUES – 4) CAS PARTICULIERS

Suite de l'écoulement laminaire d'un fluide réel

$$\frac{1}{Rt} = \frac{1}{R1} + \frac{1}{R2} + \frac{1}{R3} + \frac{1}{R4} \text{ donc } \frac{1}{Rt} = 4 \cdot \frac{1}{R1} \Leftrightarrow Rt = \frac{R1}{4}$$

La loi de Poiseuille devient: $\Delta P = Q \cdot Rt = Q \cdot \frac{Ri}{n} = Q \frac{8\eta L}{n\pi r^4}$



A microscopic view of several red blood cells (erythrocytes) against a dark red background. The cells are biconcave and have a reddish-pink hue. They are scattered across the frame, with some in sharp focus and others blurred in the foreground and background.

II- PARTICULARITES LIEES AU SANG

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

II- PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

- Définitions -

Sang = suspension de cellules dans une solution macromoléculaire (le plasma)

⇒ Fluide **non newtonien**

Plasma ⇒ fluide **newtonien**

Hématocrite = $\frac{\text{volume de cellules}}{\text{volume total}} = 0,45$

II- PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

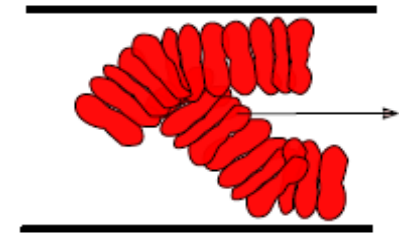
1) Dans les GROS vaisseaux

Le débit du sang est lié aux interactions inter- \mathcal{C}^R :

- Débit faible: formation de **rouleaux**

⇒ Diminution du taux de cisaillement

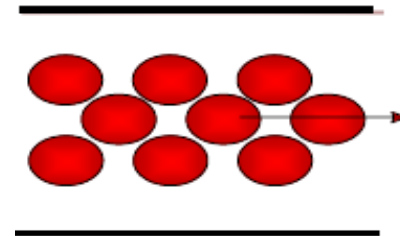
→ agrégation des GR → augmentation de la viscosité



- Débit élevé: circulation **axiale**

⇒ Augmentation du taux de cisaillement

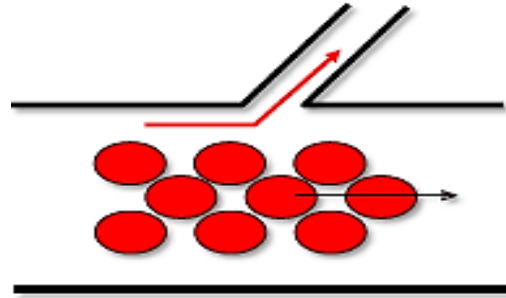
→ diminution de la viscosité = rhéofluidification



II- PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

2) Dans les PETITS vaisseaux

Circulation **axiale** avec **phénomène d'écémage** au niveau des vaisseaux latéraux.



Dans les capillaires $< 8\mu m$ \rightarrow **déformation des GR**

\Rightarrow Intervention de la **viscosité intra- C^R** des GR



A microscopic view of red blood cells (erythrocytes) in a blood smear. The cells are biconcave discs, appearing as reddish-orange, slightly flattened spheres with a darker center. They are scattered across the field of view against a dark red background.

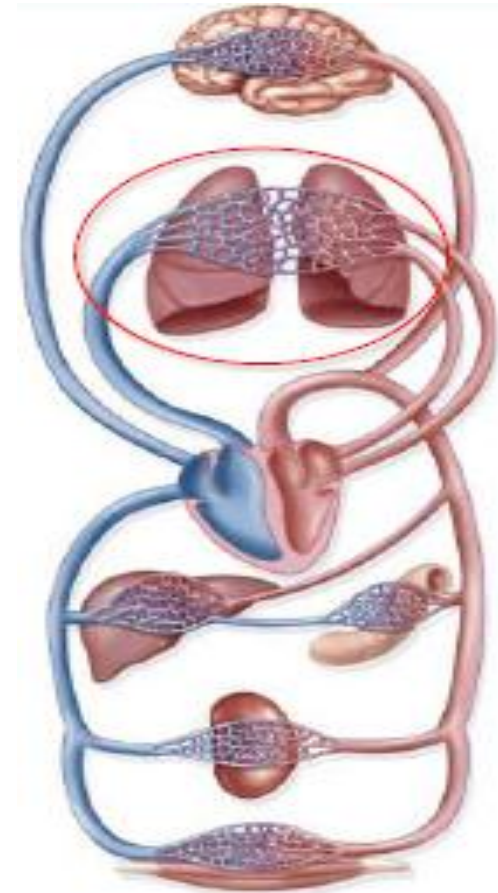
III- PARTICULARITES ANATOMIQUES

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

III- PARTICULARITES ANATOMIQUES

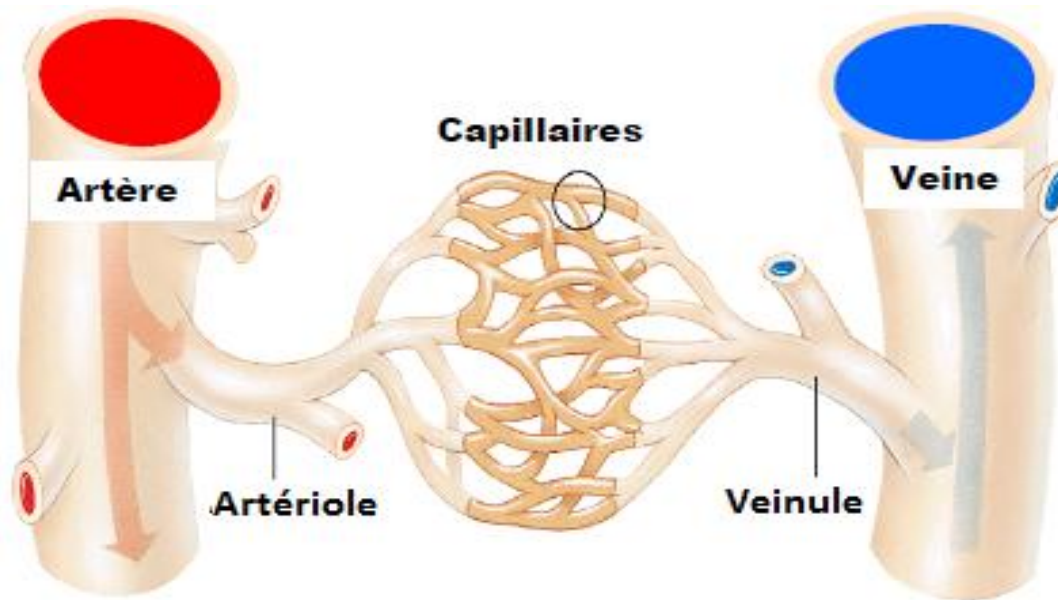
A une grande échelle : 2 circulations

- Systemique (grande circulation)
⇒ Relie le cœur aux **organes**
- Pulmonaire (petite circulation)
⇒ Relie le cœur aux **poumons**



III- PARTICULARITES ANATOMIQUES

Organisation de la vascularisation à plus petite échelle

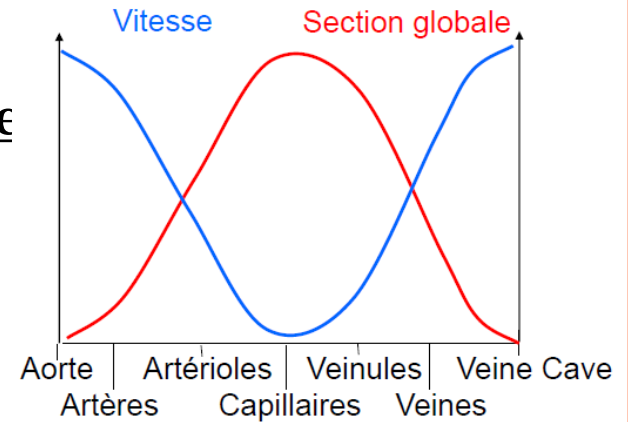


III- PARTICULARITES ANATOMIQUES

Caractéristiques des artères vs. Capillaire

$$Résistance\ totale = \frac{8\eta L}{n\pi r^4}$$

$$Q = S \cdot v$$



	ARTERE en amont des capillaires	CAPILLAIRES
Section globale	Faible	Elevée
Résistance totale	Elevée	Faible
Débit total	Identique	
Vitesse	Elevée	Faible

La faible vitesse d'écoulement au niveau des capillaires **favorise les échanges** !

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

A microscopic view of red blood cells (erythrocytes) in a blood vessel. The cells are biconcave discs, appearing as reddish, oval shapes with a darker center. They are scattered throughout the field of view, with some in sharp focus and others blurred in the background. The overall color is a deep red.

IV- PARTICULARITES LIEES AUX PAROIS

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

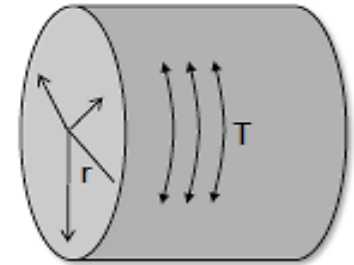
IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS

1) Phénomènes s'appliquant aux parois vasculaires

- Gradient transmural de pression ΔP

→ Dilate le vaisseau (augmente son rayon r)

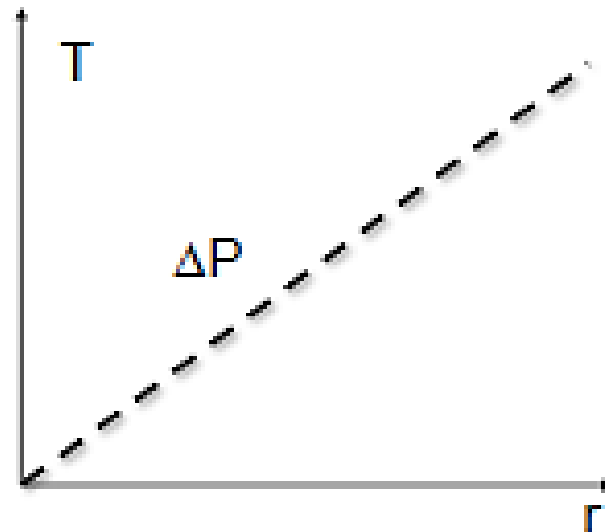
→ Est contre-balancé par la tension T



Loi de Laplace:

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

Soit $T = \Delta P \cdot r$ (affine $y = ax + b$)



IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS –

1) PHÉNOMÈNES S'APPLIQUANT AUX PAROIS VASCULAIRES

- Propriétés élastiques du vaisseau

→ Contractent le vaisseau

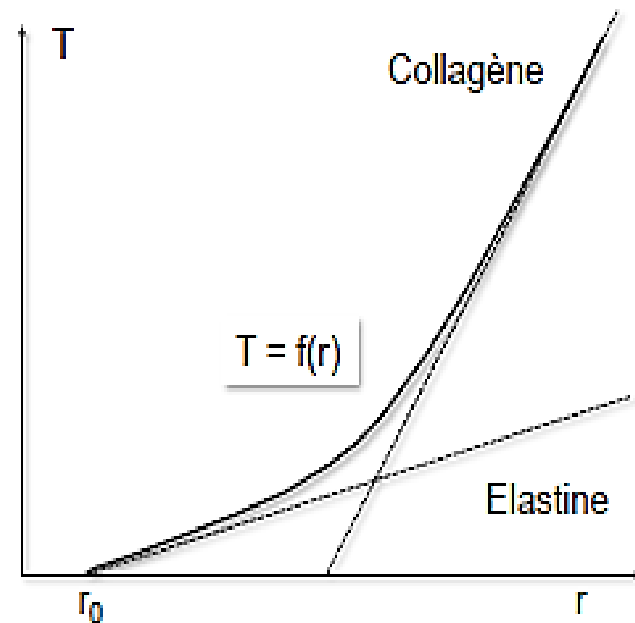
Chaque fibre obéit à la Loi de Hooke

L'ensemble des fibres donne une relation tension-rayon plus complexe $T = f(r)$

1- Mobilisation de l'élastine

2- Mobilisation du collagène

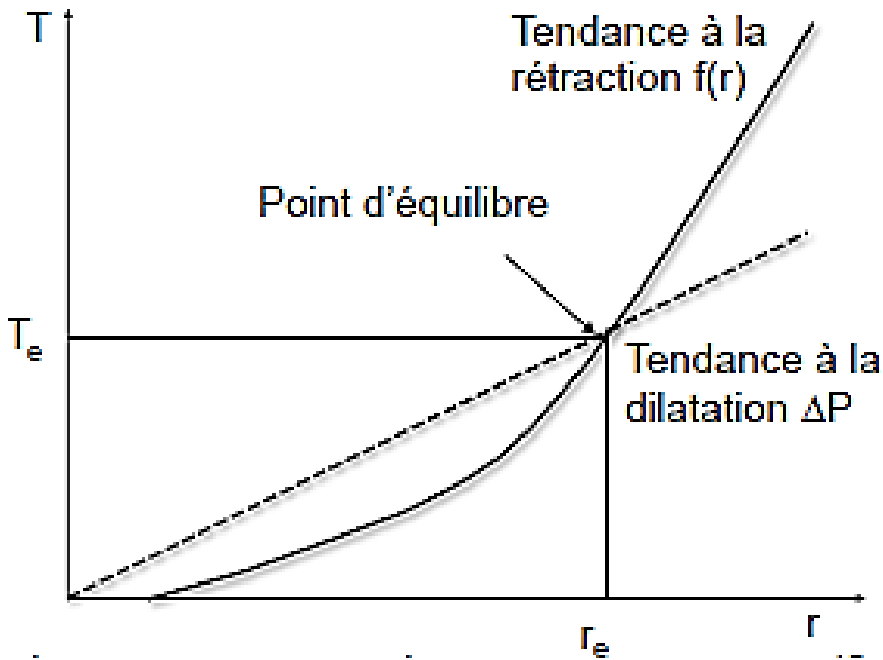
dont l'élastance est supérieure



IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS

2) Diagramme tension-rayon

❖ Pour des vaisseaux à parois élastiques



• Gradient transmural de pression représenté par la courbe ΔP qui répond à la loi de Laplace

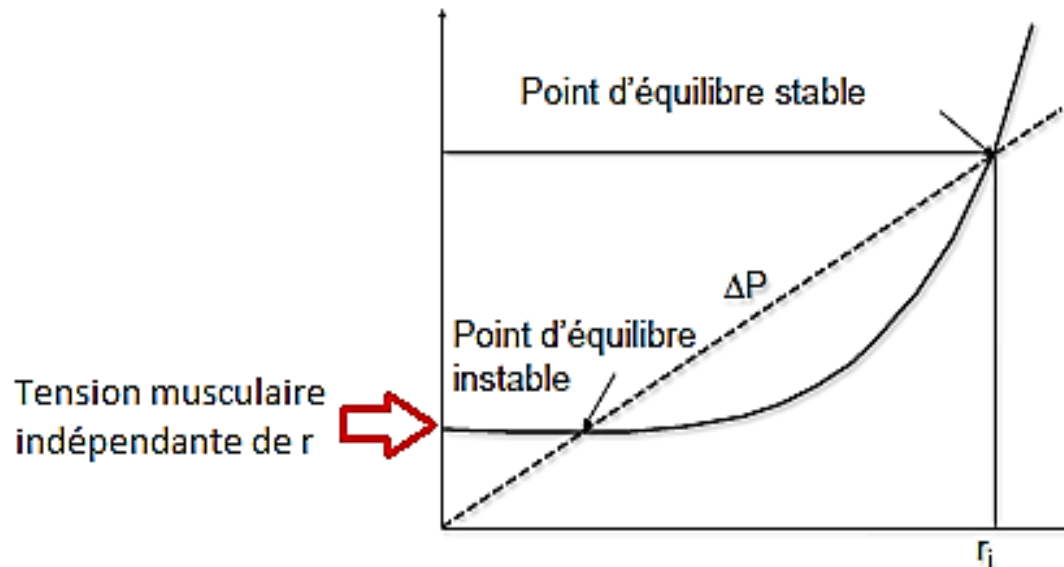
• Propriétés élastiques représentées par la courbe $T = f(r)$ qui répond à la loi de Hooke

Un seul point d'équilibre !

IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS –

2) DIAGRAMME TENSION-RAYON

❖ Pour des vaisseaux à parois musculo-élastiques



Tonus vasomoteur = tension musculaire permanente et indépendante du rayon

Deux points d'équilibre !

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

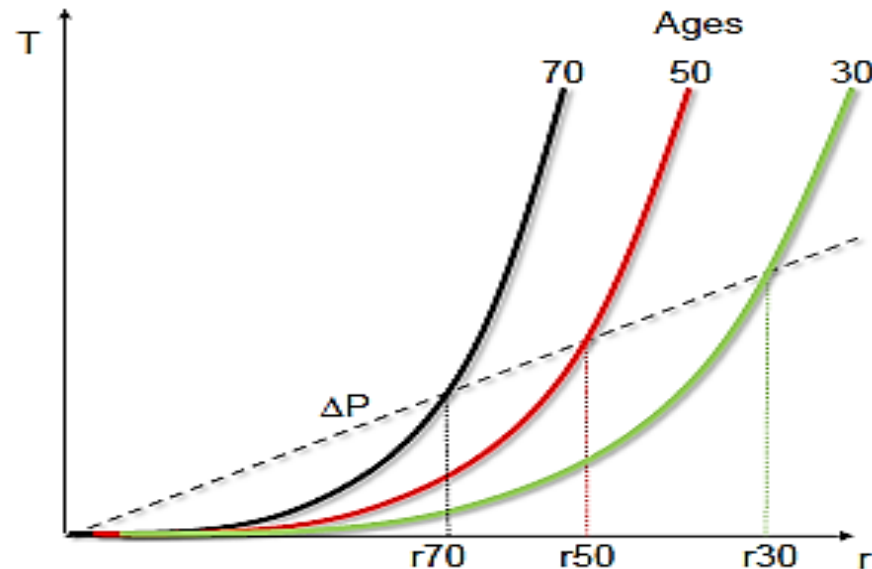
IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS

3) Modifications physiopathologiques

❖ A PRESSION FIXE

Diminution de l'élasticité des vaisseaux avec l'âge

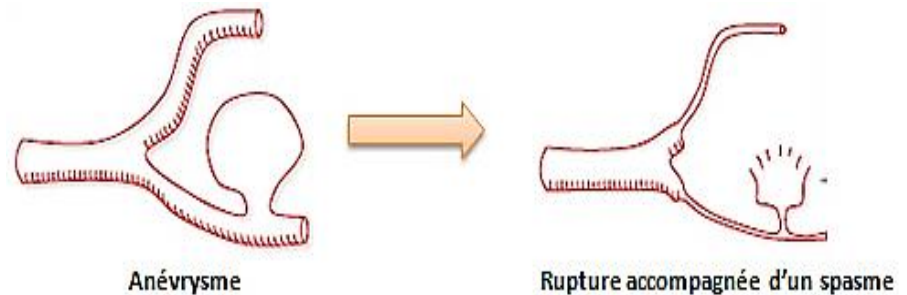
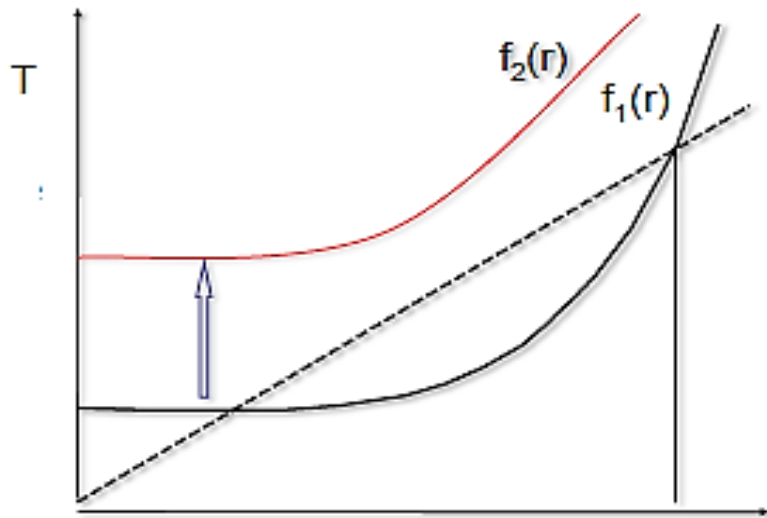
- ↘ de l'élastine
- ↗ du collagène



IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS – 3) MODIFICATIONS PHYSIOPATHOLOGIQUES

Suite des modifications à pression fixe

Réponse à la rupture hémorragique d'un anévrisme cérébral



- Vasospasmes
⇒ perte des points d'équilibre : l'artère finit par se **collaber**
- Ischémie des territoires normaux

IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS –

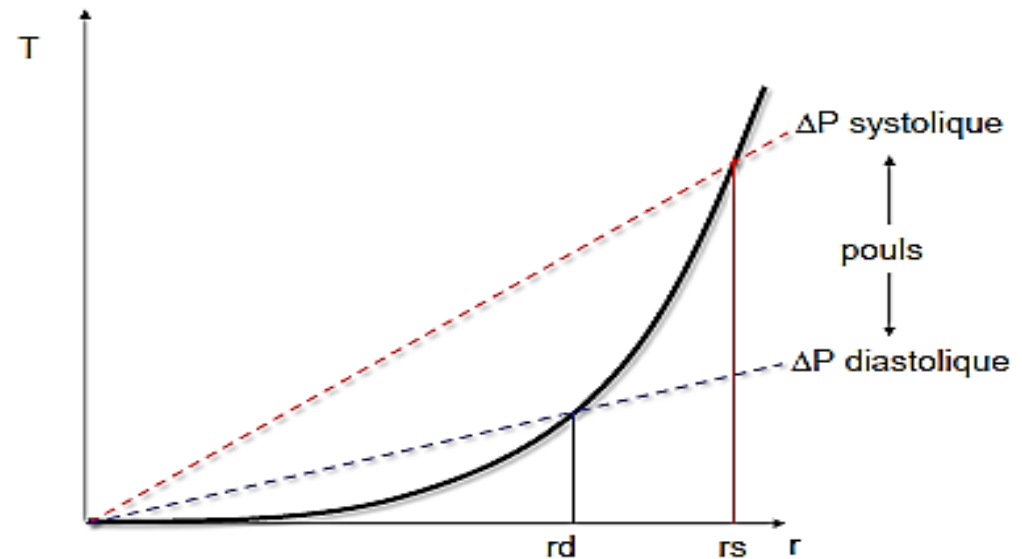
3) MODIFICATIONS PHYSIOPATHOLOGIQUES

❖ A DEFORMABILITE FIXE

Variation de la courbe de Laplace en fonction du cycle cardiaque

- De ΔP en systole
- De ΔP en diastole

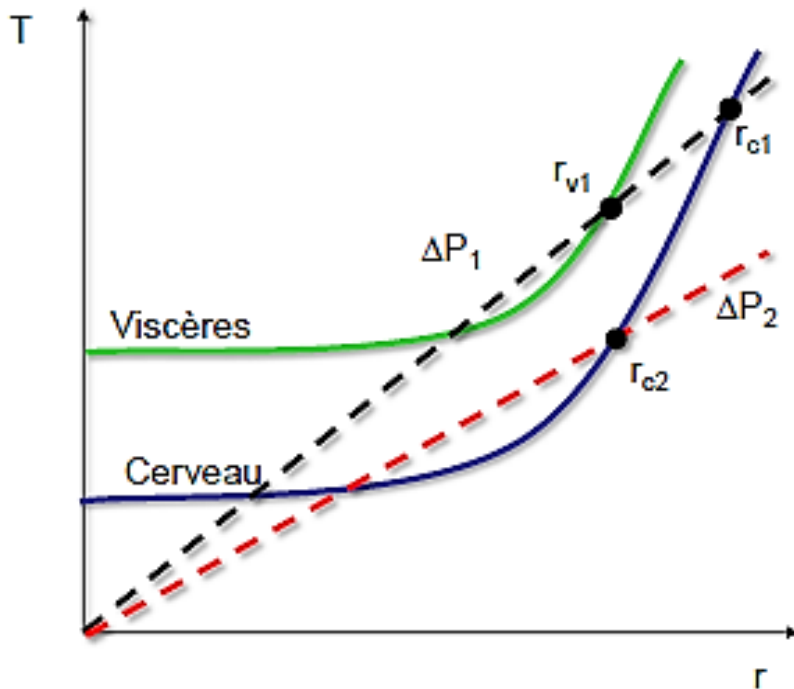
⇒ Cette variation de rayon est palpable: c'est le **pouls**



IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS – 3) MODIFICATIONS PHYSIOPATHOLOGIQUES

Suite des modifications à déformabilité fixe

Protection hiérarchisée des organes en cas de baisse de la pression de perfusion



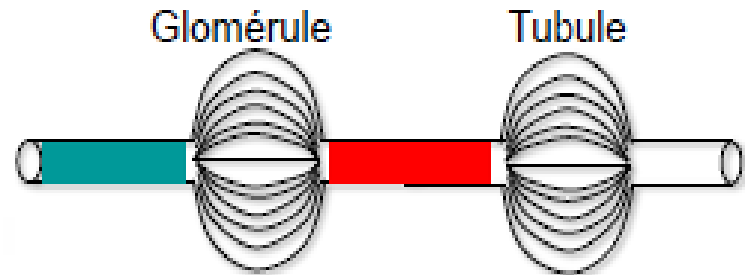
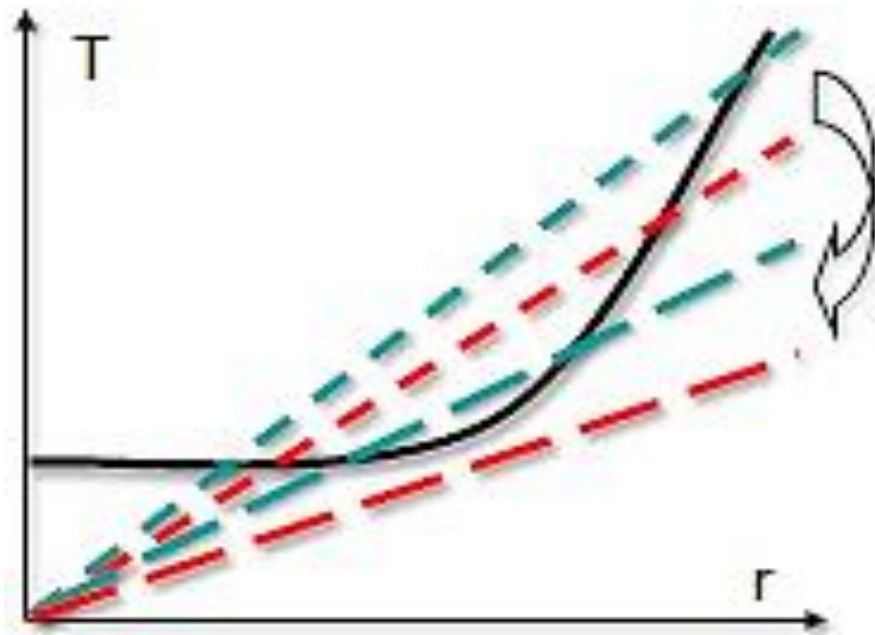
Vaisseaux des **viscères plus contractés** que ceux du cerveau à l'état basal. En cas de chute de pression:

- **Perte du point d'équilibre stable** pour les vaisseaux des **viscères**
⇒ **Obstruction**
- **Conservation du point d'équilibre stable** pour les vaisseaux du **cerveau**
⇒ **Irrigation**

IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS – 3) MODIFICATIONS PHYSIOPATHOLOGIQUES

Suite des modifications à déformabilité fixe

Cas du rein



Pression naturellement **plus faible au niveau du tubule**

Une chute de pression affecte le tubule mais pas le glomérule
⇒ Tubulonéphrite aigüe ischémique

A microscopic view of several red blood cells (erythrocytes) against a dark red background. The cells are biconcave and vary in focus, with some appearing sharp and others blurred in the foreground and background.

V- APPLICATIONS

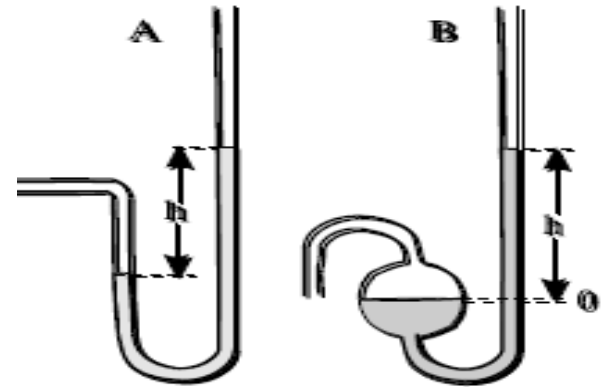
Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

V- APPLICATIONS CLINIQUES

1) Bases biophysiques de la mesure des pressions sanguines

Manomètres à colonne de liquide

=> Eau ou mercure



	EAU	MERCURE
Masse volumique	$\rho = 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$	$\rho = 13,6. 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$
Pression mesurée	Veineuse	Artérielle
Equivalent en pression	1cmH ₂ O = 100 Pa	1mmHg = 133 Pa

V- APPLICATIONS CLINIQUES

2) Mesure de la pression artérielle (PA)

⇒ Manomètre à **mercure**

○ PA maximale (systolique) = $18 \text{ kPa} = 135 \text{ mmHg}$

○ PA minimale (diastolique) = $11 \text{ kPa} = 85 \text{ mmHg}$

○ PA moyenne = $\frac{PA \text{ systolique} + 2PA \text{ diastoliques}}{3} = 13 \text{ kPa} = 96 \text{ mmHg}$

Une PA de 14/8 signifie que :

- La PA maximale (systolique) vaut 14cmHg
- La PA minimale vaut 8cmHg

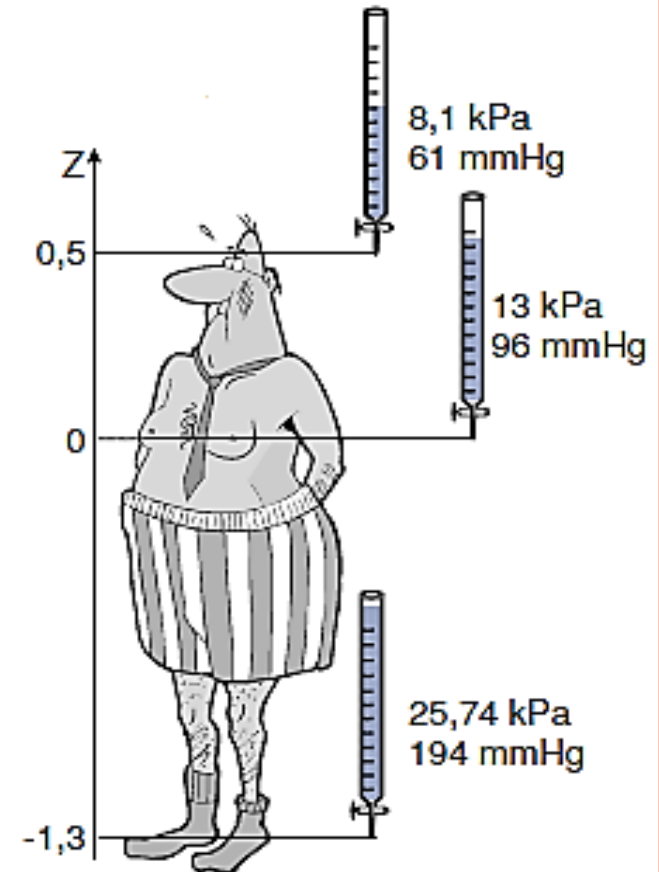
V- APPLICATIONS CLINIQUES – 2) MESURE DE LA PA

➤ Mesure de la pression en fonction de la position

$$PA(x) = PA(0) + dP = PA(0) - \rho g dz$$

Exemple: calcul de la pression cérébrale à partir de la pression cardiaque

$$\begin{aligned} PA \text{ ☺} &= PA \text{ ♥} - \rho g dz \\ &= 13 \cdot 10^3 - 10^3 \cdot 10 \cdot 0,5 \\ &= 8 \cdot 10^3 \text{ Pa} \\ &= \underline{\underline{8 \text{ kPa}}} \end{aligned}$$



V- APPLICATIONS CLINIQUES – 2) MESURE DE LA PA

➤ Conversion des PA en mmHg

1^{ère} méthode

$$1\text{mmHg} = 133\text{ Pa}$$

⇒ **Diviser le résultat en Pa par 133 pour avoir des mmHg**

2^{ème} méthode (plus simple !)

$$133\text{ Pa} = 0,133 \cdot 10^3\text{ Pa} = 0,133\text{ kPa}$$

$$\text{Or } 0,133 = 1,33 \cdot 10^{-1} = 4/3 \cdot 10^{-1}$$

$$\text{Donc } 1\text{mmHg} = 4/3 \cdot 10^{-1}\text{ kPa} \Leftrightarrow 1\text{kPa} = \frac{1}{4/3 \cdot 10^{-1}} = \frac{3}{4} \cdot 10 = 7,5\text{ mmHg}$$

⇒ **Multiplier le résultat en kPa par 7,5 pour avoir des mmHg**

V- APPLICATIONS CLINIQUES

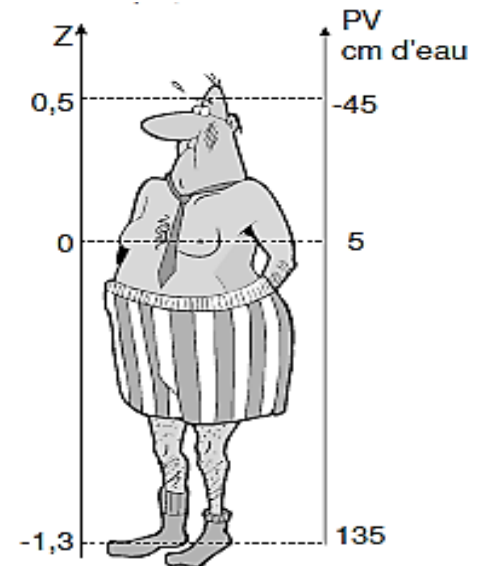
3) Mesure de la pression veineuse

⇒ Manomètre à eau

La pression veineuse centrale (< 1kPa) se mesure par **cathéter veineux** au niveau de **l'oreillette droite**.

➤ Conversion des Pa en cmH₂O

→ **En divisant la pression en Pa par 100 pour avoir des cmH₂O**



V- APPLICATIONS CLINIQUES – 3) MESURE DE LA PRESSION VEINEUSE

➤ Physiopathologie de la syncope par hypotension orthostatique

Passage de la position allongée → debout

- ⇒ **Afflux sanguin brutal** vers le réseau veineux des membres inf
- ⇒ Risque de **chute de la tension artérielle cérébrale**

En conditions physiologiques: vasoconstriction artérielle et veineuse (*détection des variations de pression par les barorécepteurs → SNC → action du sympathique*)

En conditions pathologiques: baisse de la PA cérébrale → syncope

V- APPLICATIONS CLINIQUES

4) Mesure de la pression du liquide céphalo-rachidien (LCR) ou cérébro-spinal (LCS)

Pressions **proches de la pression veineuse**

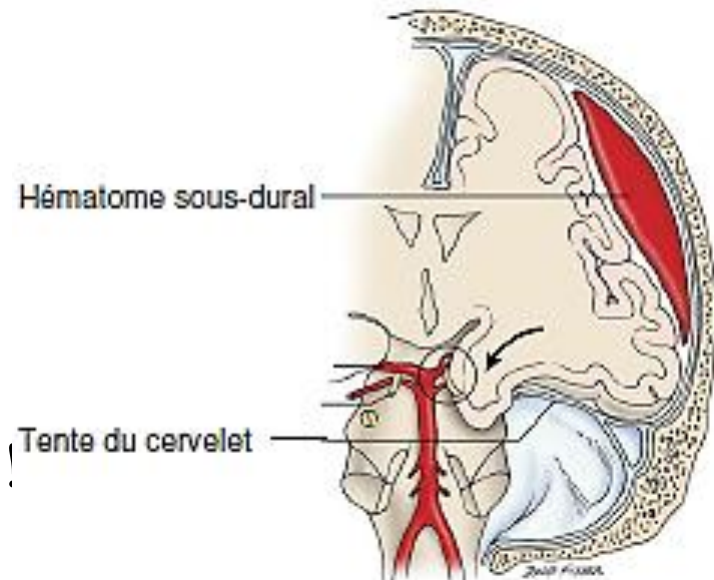
⇒ Mesure au manomètre à eau

⇒ Pression de l'ordre de **10 cmH₂O**

➤ Pathologie: l'hypertension intracrânienne

⇒ Engagement cérébral

⇒ **Ponction contre-indiquée**



V- APPLICATIONS CLINIQUES

5) Examens cardio-vasculaires

➤ Auscultation



= mesure **indirecte** de la pression par création d'une sténose de l'artère humérale

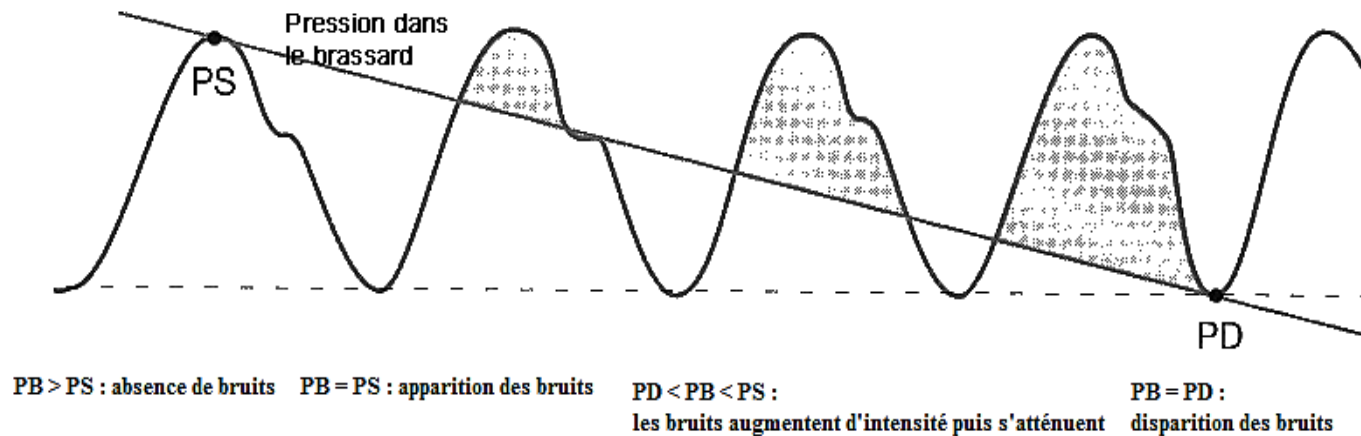
ATTENTION:

⇒ PA **systolique** correctement estimée

⇒ PA **diastolique** **sous-estimée** !

V- APPLICATIONS CLINIQUES – 5) EXAMENS CARDIO-VASCULAIRES

Suite de l'auscultation



Silence = écoulement **laminaire** ou **absence** d'écoulement

Bruits de Korotkov = écoulement **turbulent**

- Turbulence **systolique** = bruit **sec**
- Turbulence **diastolique** = bruit qui **s'allonge**

V- APPLICATIONS CLINIQUES – 5) EXAMENS CARDIO-VASCULAIRES

Suite de l'auscultation

Réécriture du nombre de Reynolds :

$$\mathcal{R} = \frac{\rho dv}{\eta} = \frac{4\rho Q}{\pi d\eta}$$

Causes d'apparition d'un souffle à l'auscultation:

LESIONNELLES		FONCTIONNELLES	
SOUFFLE	CAUSE	SOUFFLE	CAUSE
Vasculaire	Sténose vasculaire (↘ diamètre)	D'effort	↗ du débit Q
Cardiaque	Fuite ou sténose cardiaque (↘ diamètre)	Lié à l'anémie	↘ de η et ↗ du débit Q

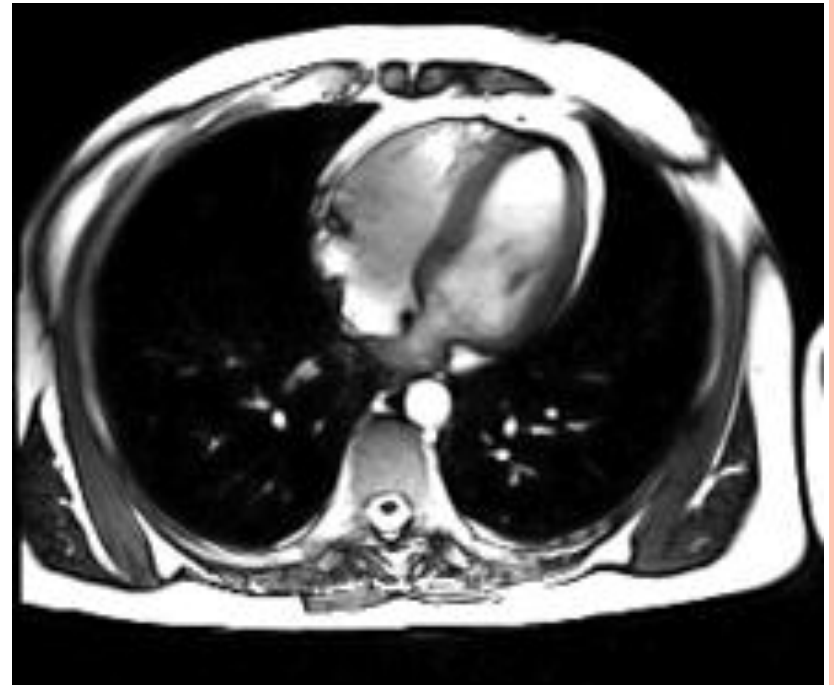
V- APPLICATIONS CLINIQUES

➤ Imagerie

IRM cardiaque

Séquence sang blanc:

- Écoulement laminaire = hypersignal
- Écoulement turbulent = perte de signal



V- APPLICATIONS CLINIQUES

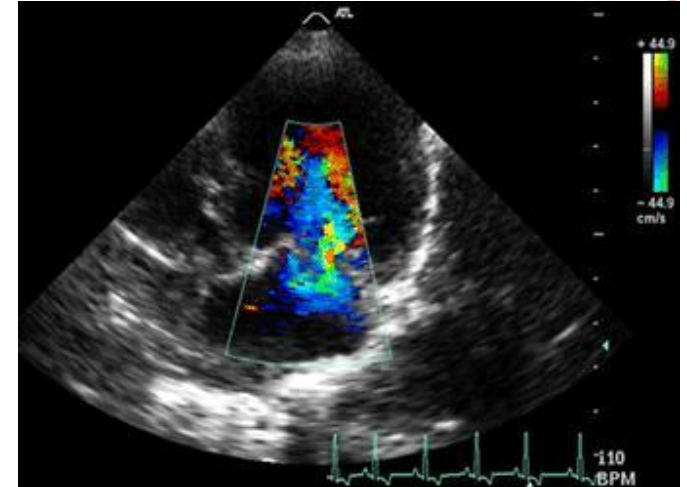
Suite de l'imagerie

L'ECHOGRAPHIE CARDIAQUE ET VASCULAIRE

→ Utilise les ultrasons

Echographie simple = méthode d'imagerie **anatomique**

Echographie doppler = méthode de mesure des **vitesse**

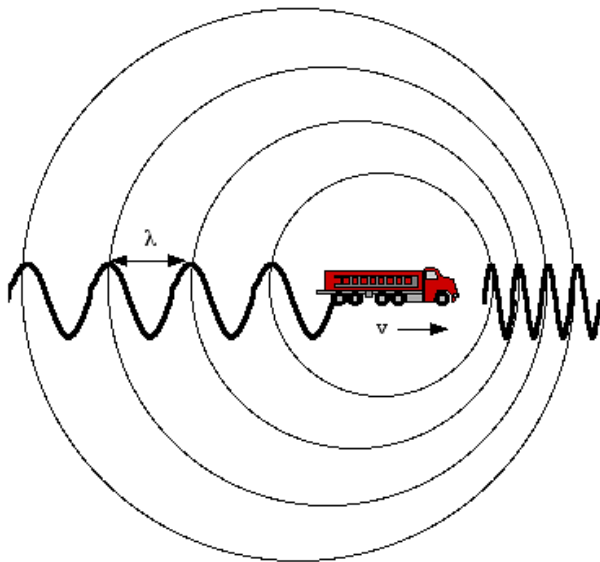


Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

V- APPLICATIONS CLINIQUES

Suite de l'imagerie

Principe de l'effet Doppler



La **fréquence** \uparrow (son plus aigu) quand l'émetteur **se rapproche**

La **fréquence diminue** (son plus grave) quand l'émetteur **s'éloigne**

La fréquence est **proportionnelle à la vitesse** de la source

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

V- APPLICATIONS CLINIQUES

Suite de l'imagerie

Application de l'effet Doppler à l'échographie

- ⇒ Permet de déterminer la **vitesse d'écoulement des hématies** en fonction de la **fréquence** des ondes ultrasonores envoyées et reçues
- ⇒ Estimation du **diamètre du vaisseau** au niveau d'un rétrécissement, en fonction de la vitesse d'écoulement sanguin

$$S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2 \Leftrightarrow \pi \cdot r_1^2 \cdot v_1 = \pi \cdot r_2^2 \cdot v_2 \Leftrightarrow \left(\frac{d_1}{2}\right)^2 \cdot v_1 = \left(\frac{d_2}{2}\right)^2 \cdot v_2$$

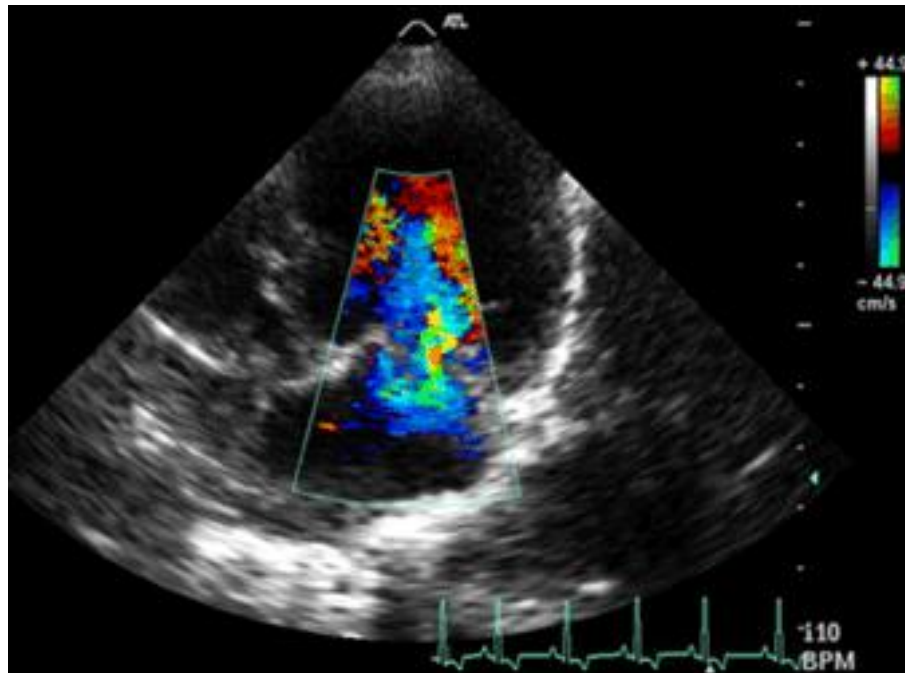
$$d_1^2 \cdot v_1 = d_2^2 \cdot v_2$$

V- APPLICATIONS CLINIQUES

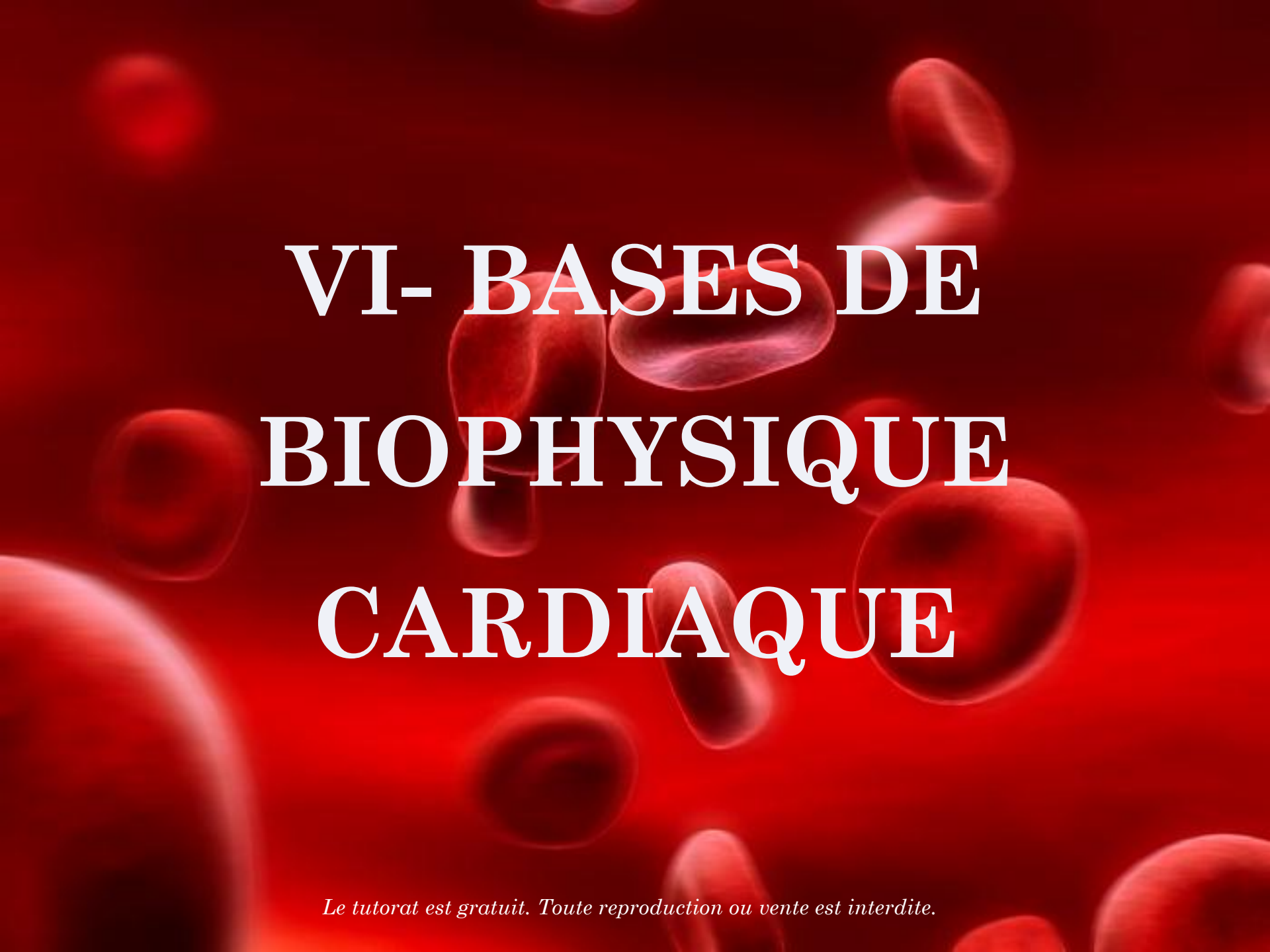
Suite de l'imagerie

Code couleur utilisé:

- **Rouge** = fluide se **rapprochant** de la sonde
- **Bleu** = fluide **s'éloignant** de la sonde



Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

The background of the slide is a deep red color, populated with numerous red blood cells. These cells are depicted with a semi-transparent, biconcave disc morphology, showing a darker red center and a lighter red outer rim. They are scattered across the frame, with some appearing larger and more in focus than others, creating a sense of depth and movement.

VI- BASES DE BIOPHYSIQUE CARDIAQUE

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

VI- BASES DE BIOPHYSIQUE CARDIAQUE

1) Généralités

Cavités cardiaques :

1- Atrium/oreillette D

2- Ventricule D

3- Atrium/oreillette G

4- Ventricule G

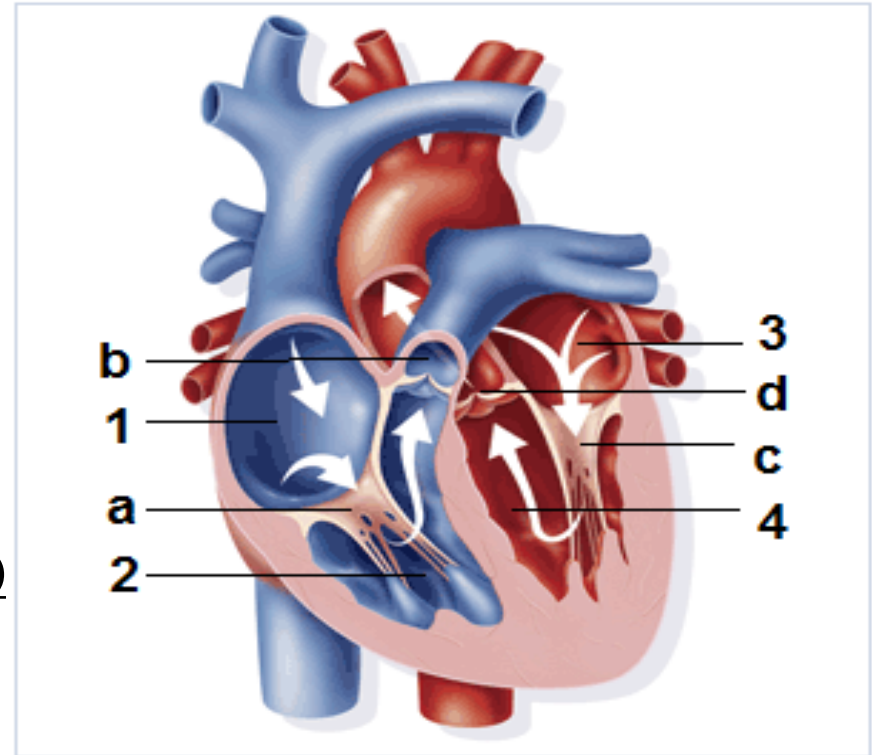
Valves (unidirectionnelles !)

a- TricuspiDe (à Droite)

b- Sigmoides pulmonaire

c- Mitrale (à Gauche)

d- Sigmoides aortique



VI- BASES DE BIOPHYSIQUE CARDIAQUE –

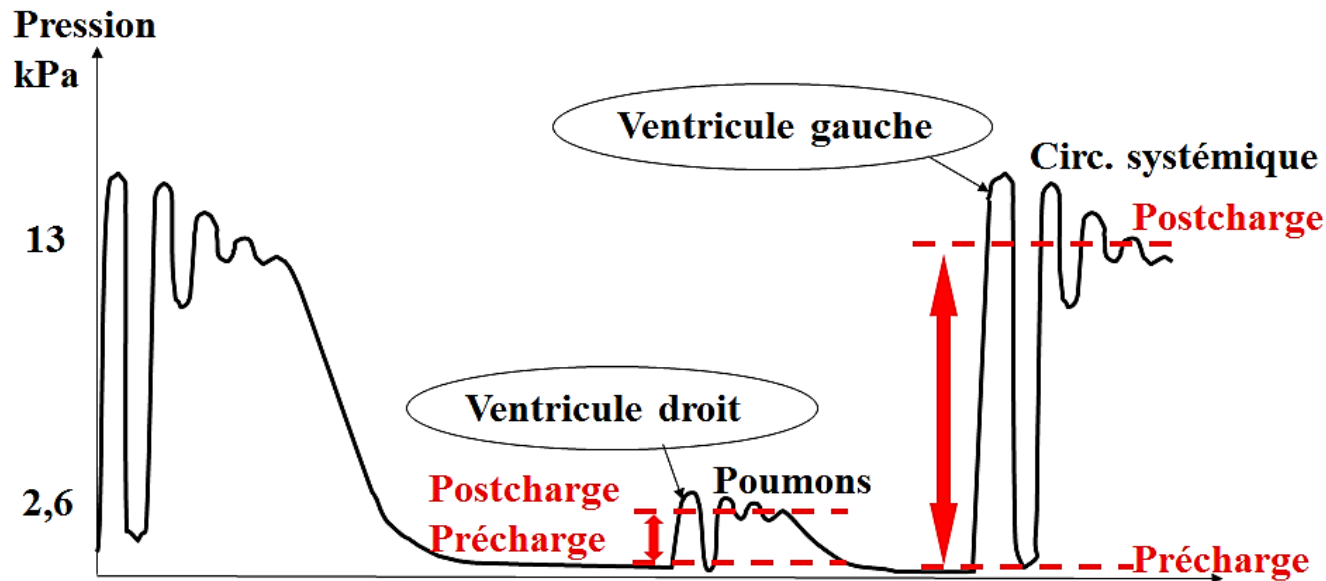
1) GÉNÉRALITES

Pré-charge = **1kPa** (à l'arrivée dans les ventricules)

Post-charge varie en fonction du ventricule:

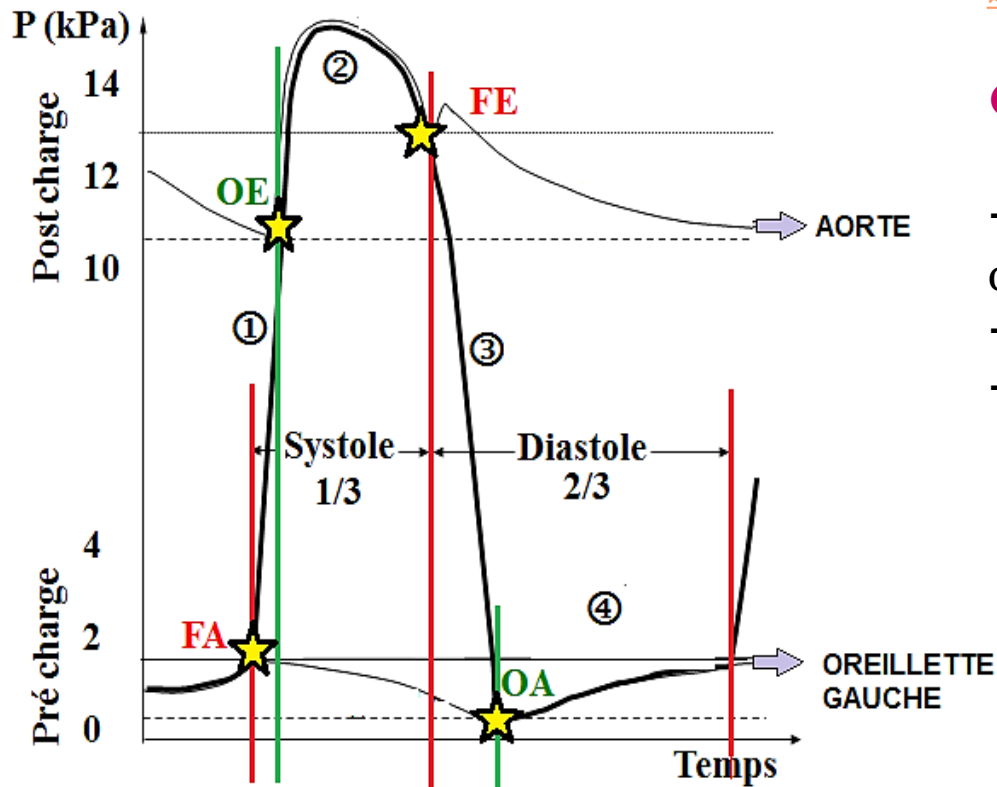
→ Ventricule G = post-charge systemique = **13kPa**

→ Ventricule D = post-charge pulmonaire = **2,6 kPa**



VI- BASES DE BIOPHYSIQUE CARDIAQUE

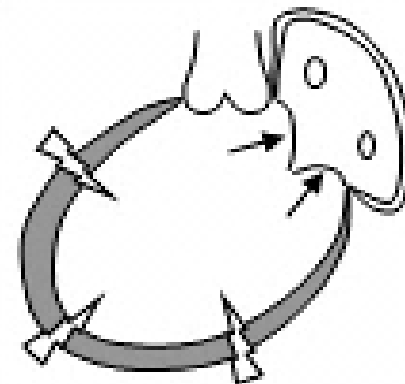
2) Courbes pression-temps



SYSTOLE

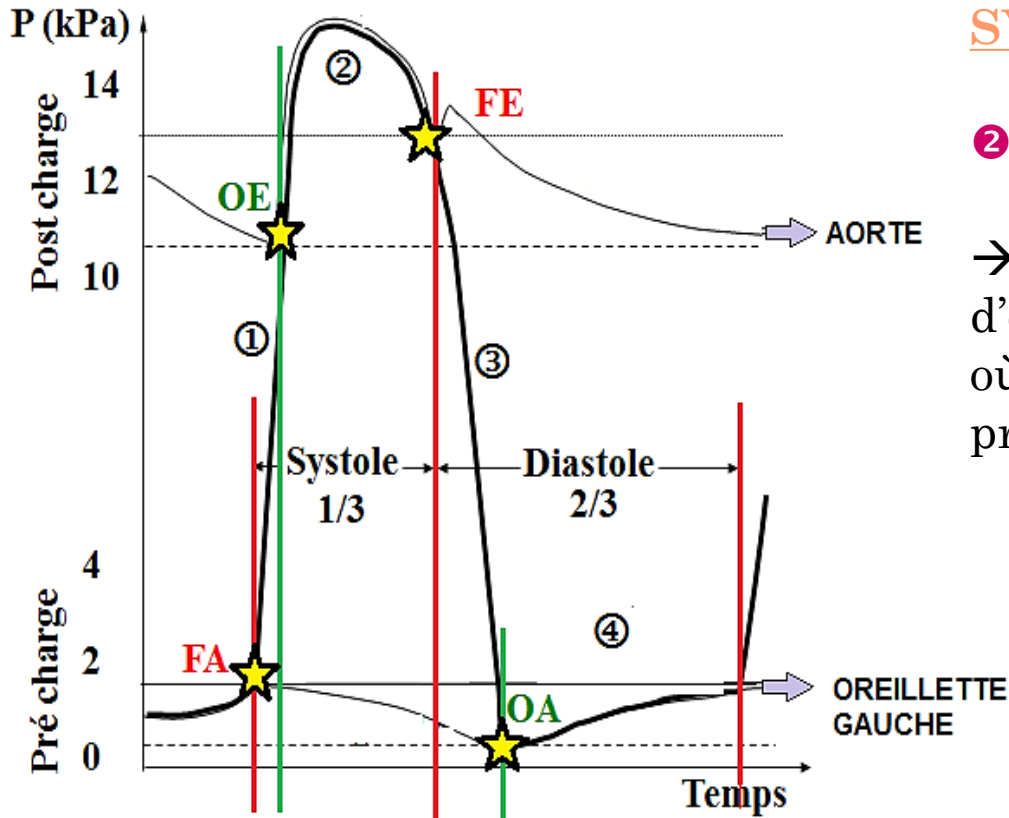
① Contraction isovolumétrique

- après fermeture de la valve d'admission (**FA**)= « **TOUM** »
- volume constant
- augmentation de la pression



VI- BASES DE BIOPHYSIQUE CARDIAQUE –

2) COURBES PRESSION-TEMPS



SYSTOLE

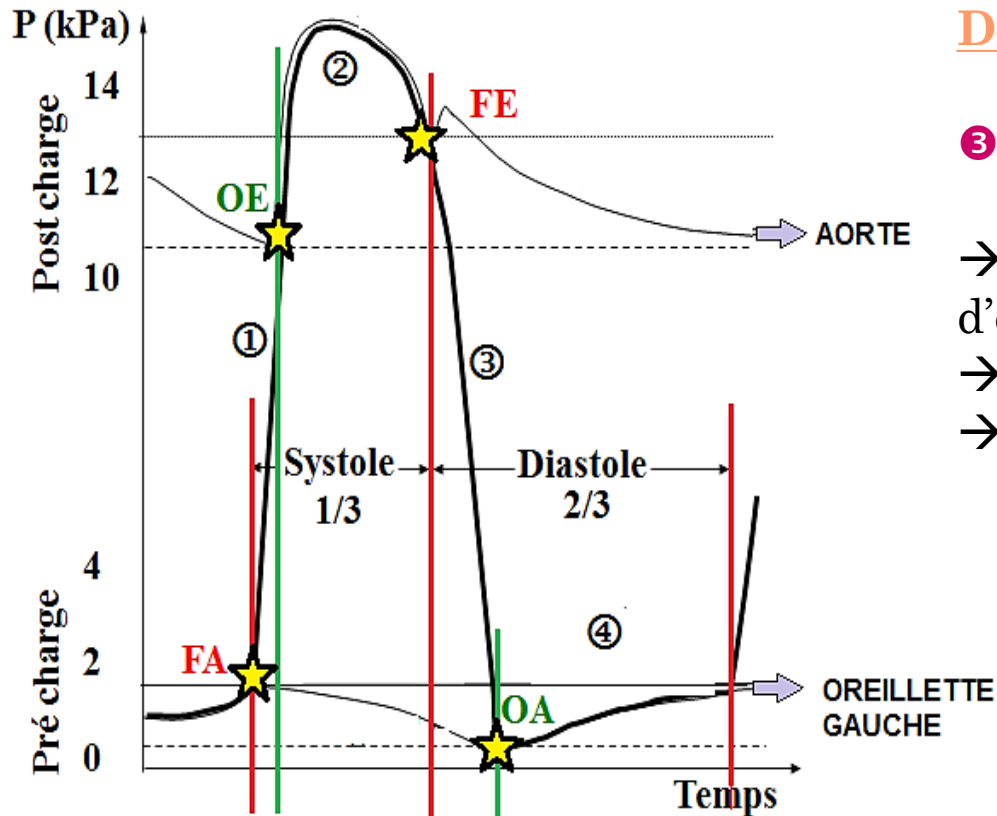
② Ejection

→ après ouverture de la valve d'éjection (**OE**), à partir du moment où la pression ventriculaire > pression aortique



VI- BASES DE BIOPHYSIQUE CARDIAQUE –

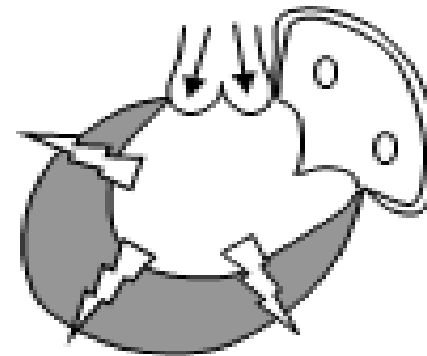
2) COURBES PRESSION-TEMPS



DIASTOLE

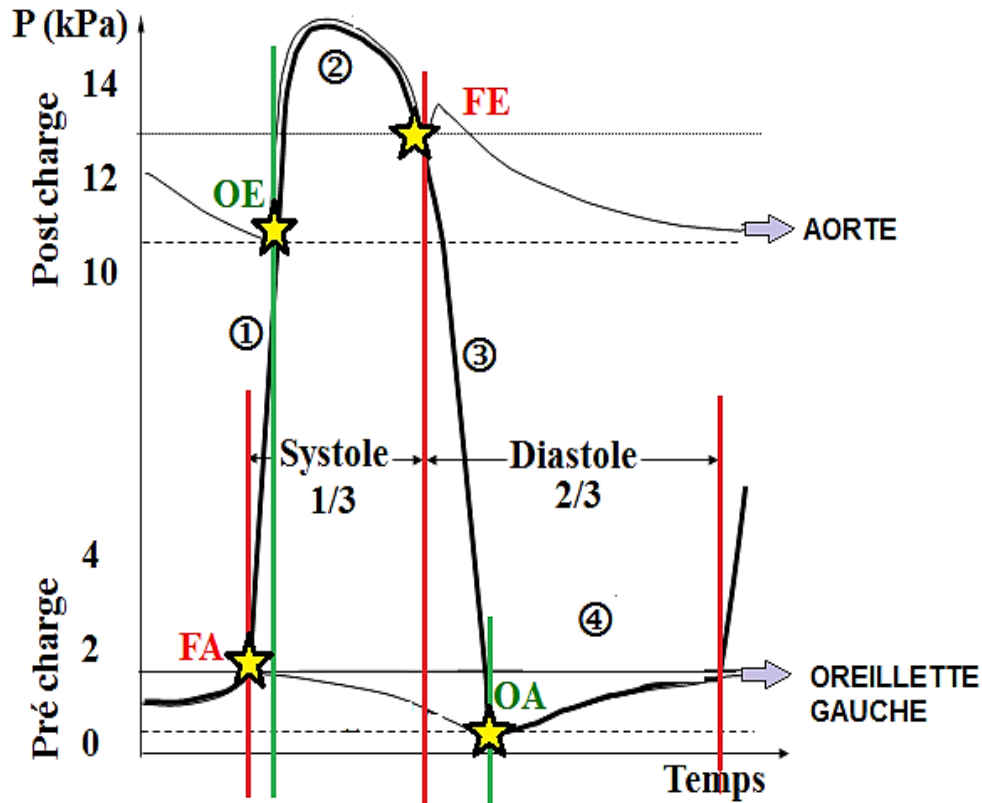
③ Relaxation isovolumétrique

- après fermeture de la valve d'éjection (**FE**) = « **TA** »
- volume constante
- diminution de la pression



VI- BASES DE BIOPHYSIQUE CARDIAQUE –

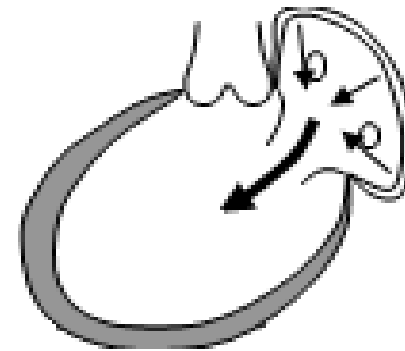
2) COURBES PRESSION-TEMPS



DIASTOLE

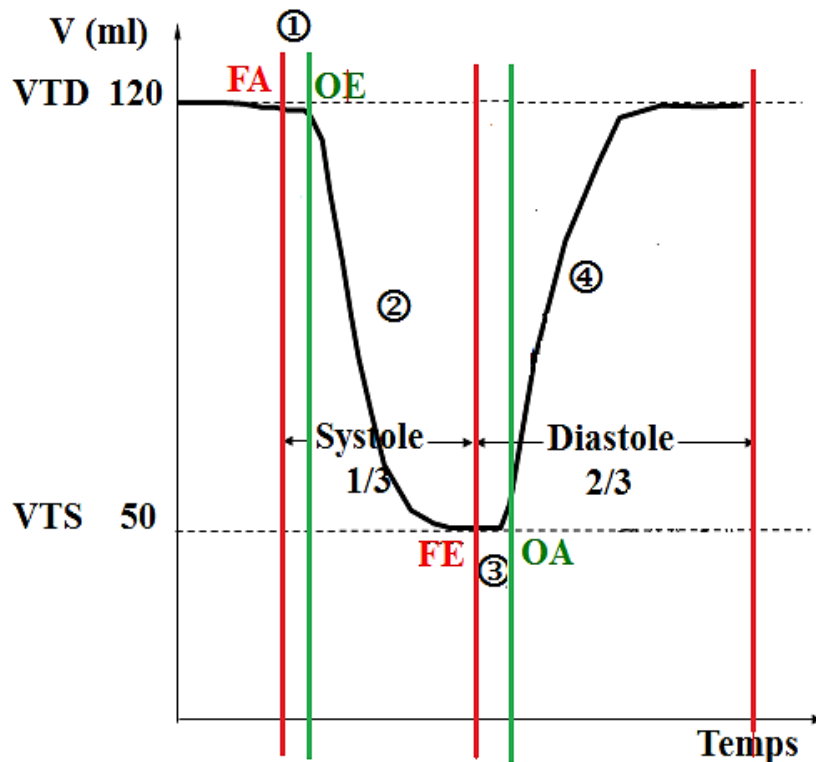
④ Remplissage

→ après ouverture de la valve d'admission (OA) à partir du moment où la pression atriale > pression ventriculaire



VI- BASES DE BIOPHYSIQUE CARDIAQUE

3) Courbes volume-temps



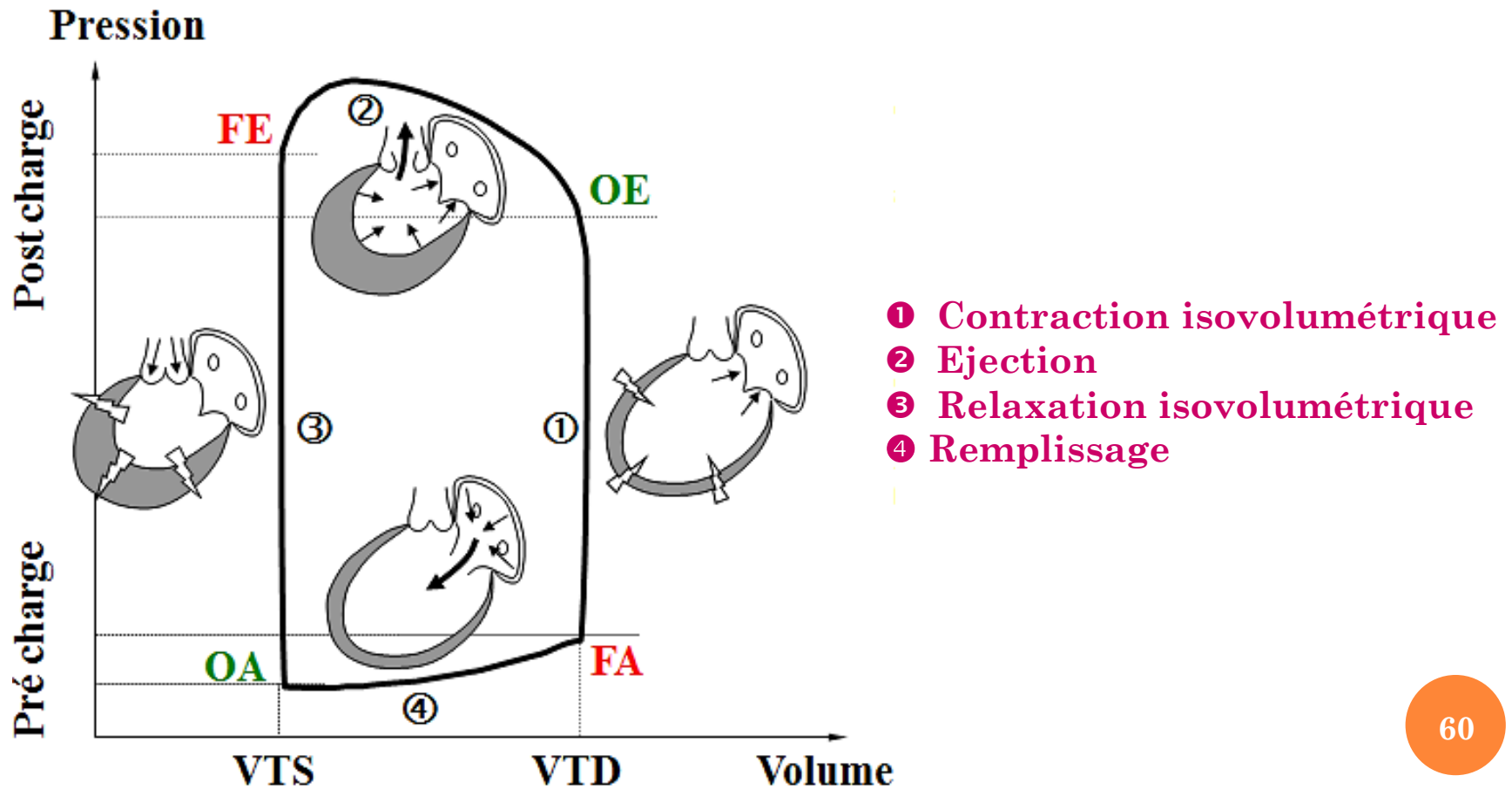
- ① Contraction isovolumétrique
- ② Ejection
- ③ Relaxation isovolumétrique
- ④ Remplissage

VTD = Volume Télédiastolique = 120mL
→ volume **maximal**, présent dans le ventricule à la fin du remplissage

VTS = Volume Télésystolique = 50mL
→ volume **minimum** présent dans le ventricule à la fin de l'éjection

VI- BASES DE BIOPHYSIQUE CARDIAQUE

4) Courbe pression-volume au niveau du ventricule G



The End



A Warner Bros.
PICTURE

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.