

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

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

I- BASES PHYSIQUES

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

I- BASES PHYSIQUES

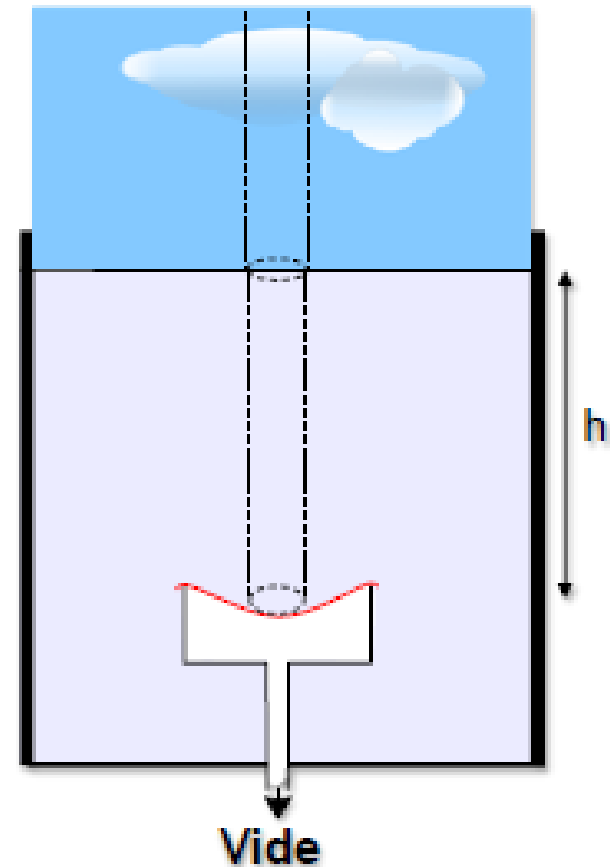
1) Notion de pression statique

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

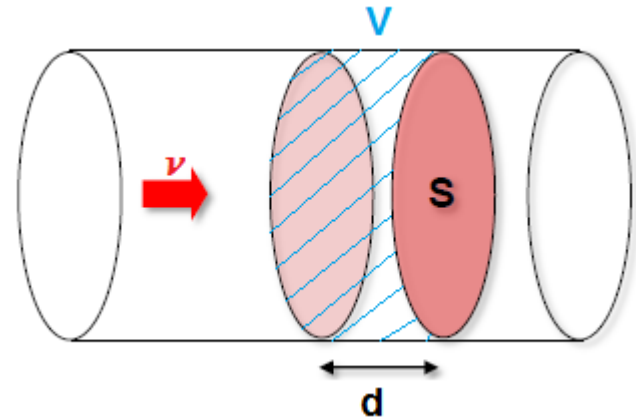
- ⇒ Viscosité nulle (pas de résistance à l'écoulement)
- ⇒ Energie constante (pas de pertes)

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 !

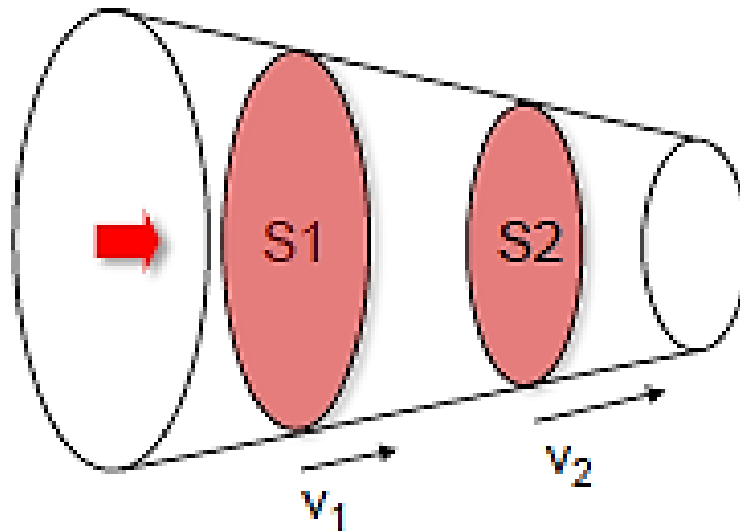
- Débit Q exprimé en $\text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$ et pas en $\text{L} \cdot \text{s}^{-1}$
- Ne pas confondre le Volume (V) et la vitesse (v)

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

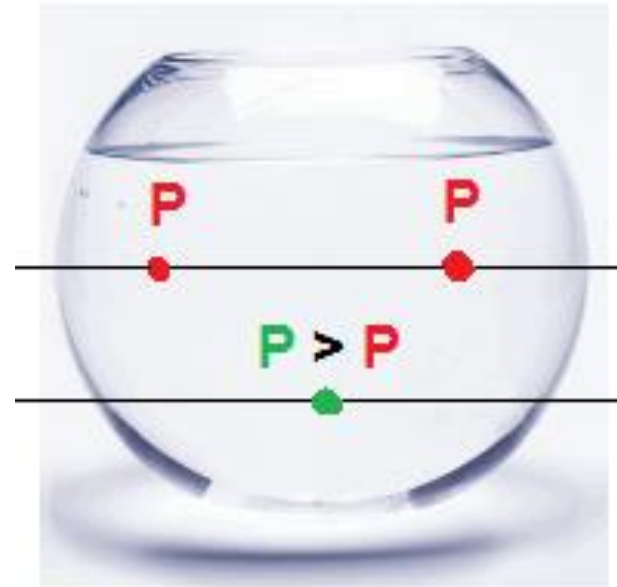
4) Cas particuliers

❖ 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 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 ($h = \text{constante}$)

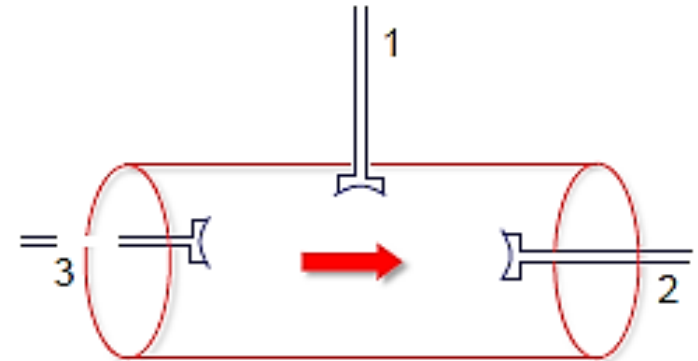
Equation de Bernoulli: $\frac{1}{2}\rho v^2 + P = \text{constante}$

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** = $P - \frac{1}{2}\rho v^2$



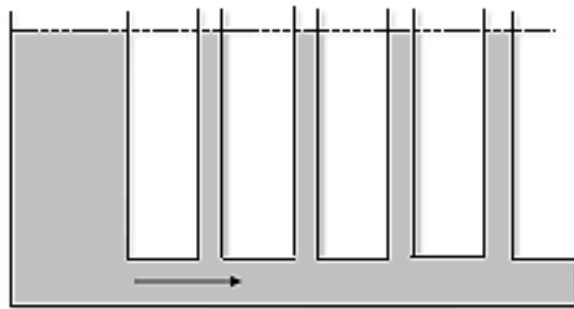
I- BASES PHYSIQUES – 4) CAS PARTICULIERS

Suite de l'écoulement horizontale pour un liquide idéal

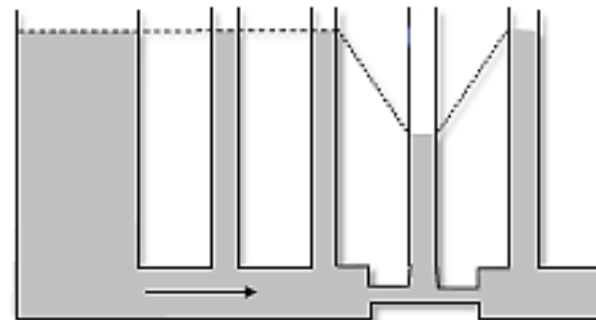
Effet VENTURI

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

Conduit normal



Diminution localisée de S



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

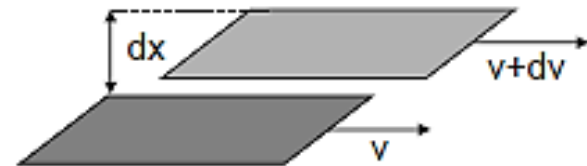
I- BASES PHYSIQUES – 4) CAS PARTICULIERS

❖ Ecoulement 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: $F = \eta S \frac{dv}{dx}$



Microscopiquement, on considère qu'un fluide est constitué de lames parallèles les unes aux autres qui glissent entre elles. On définit alors une force de frottement qui est la force exercée par chaque lame sur une autre lame.

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)

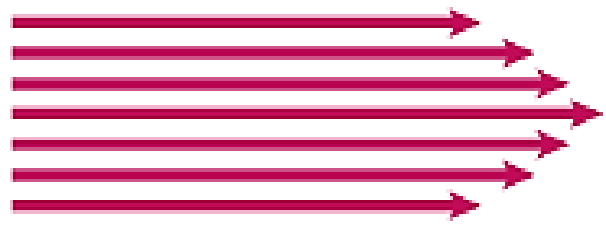
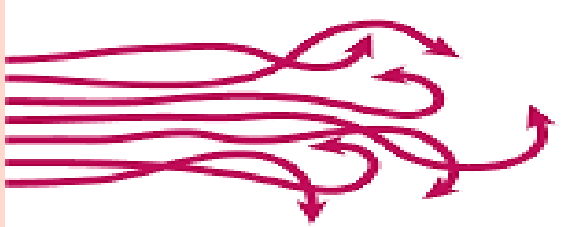
Solution: **viscosité apparente** du sang = $4 \cdot 10^{-3} \text{ Pa.s}$

Viscosité apparente = viscosité qu'aurait un fluide newtonien pour le débit et la pression d'un fluide non newtonien

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
 <ul style="list-style-type: none">→ Faible vitesse d'écoulement→ Vitesse nulle au contact de la paroi→ Vitesse maximale au centre→ Lignes de courant parallèles	 <ul style="list-style-type: none">→ Ecoulement rapide→ Molécules agitées et sans direction précise→ Entrecroisement des lignes de courant

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 !

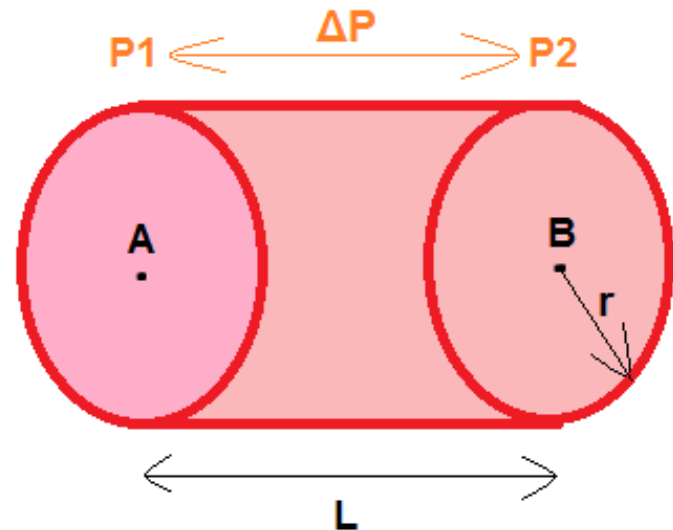
I- BASES PHYSIQUES – 4) CAS PARTICULIERS

❖ 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

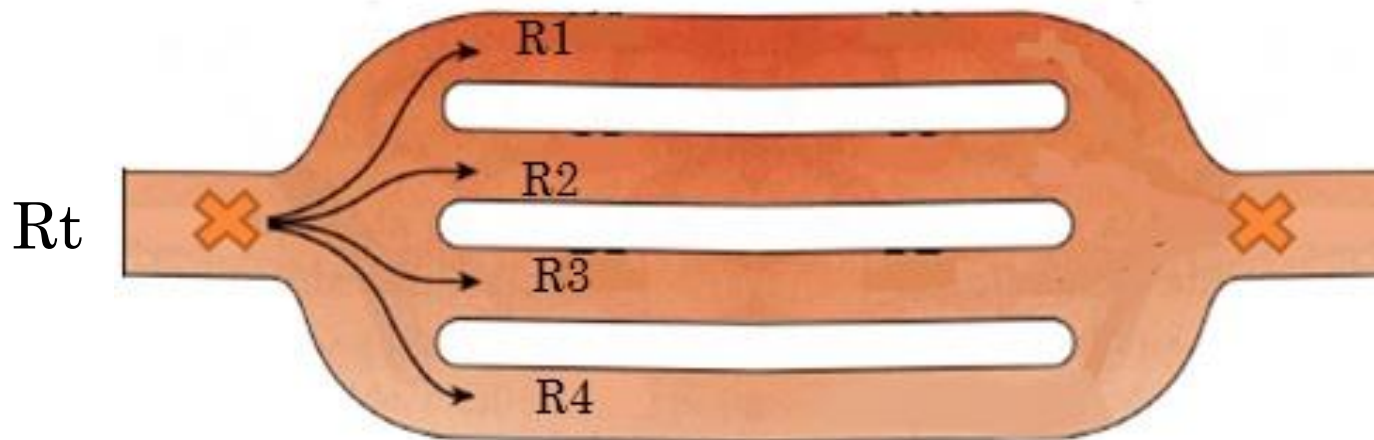
r = rayon du vaisseau

I- BASES PHYSIQUES – 4) CAS PARTICULIERS

Suite de l'écoulement laminaire d'un fluide réel

$$\frac{1}{R_t} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3} + \frac{1}{R_4} \text{ donc } \frac{1}{R_t} = 4 \cdot \frac{1}{R_1} \Leftrightarrow R_t = \frac{R_1}{4}$$

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



The background of the slide is a deep red color, populated with numerous red blood cells. These cells are depicted with a three-dimensional, biconcave disc morphology, showing varying degrees of focus and depth. Some cells are sharp and prominent, while others are blurred in the foreground or background, creating a sense of movement and depth. The overall effect is a microscopic view of blood.

II- PARTICULARITES LIEES AU SANG

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

II- PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

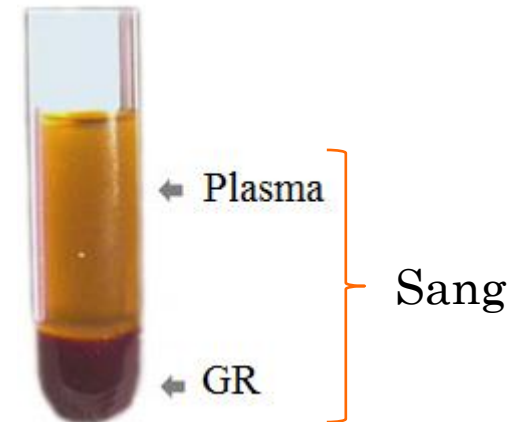
- Définitions -

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

→ Fluide **non newtonien**

Plasma = phase liquidienne du sang (sans les cellules)

→ Fluide **newtonien**



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

II- PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

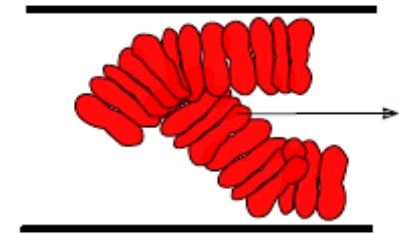
1) Dans les GROS vaisseaux

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

- Débit faible: formation de **rouleaux**

⇒ Diminution du taux de cisaillement

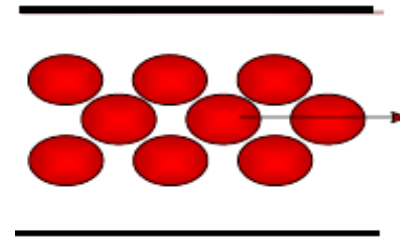
→ agrégation des GR → augmentation de la viscosité



- Débit élevé: circulation **axiale**

⇒ Augmentation du taux de cisaillement

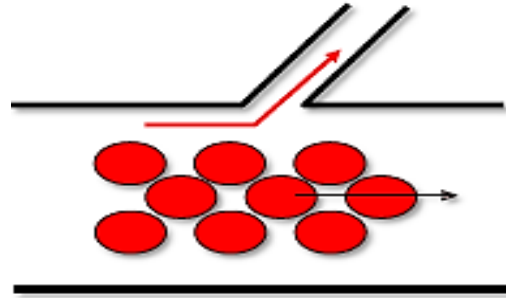
→ diminution de la viscosité = rhéofluidification



II- PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

2) Dans les PETITS vaisseaux

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



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

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



The background of the slide is a deep red color, populated with numerous red blood cells. These cells are depicted in various orientations and depths of focus, creating a sense of movement and depth. Some cells are sharp and prominent in the foreground, while others are blurred in the background.

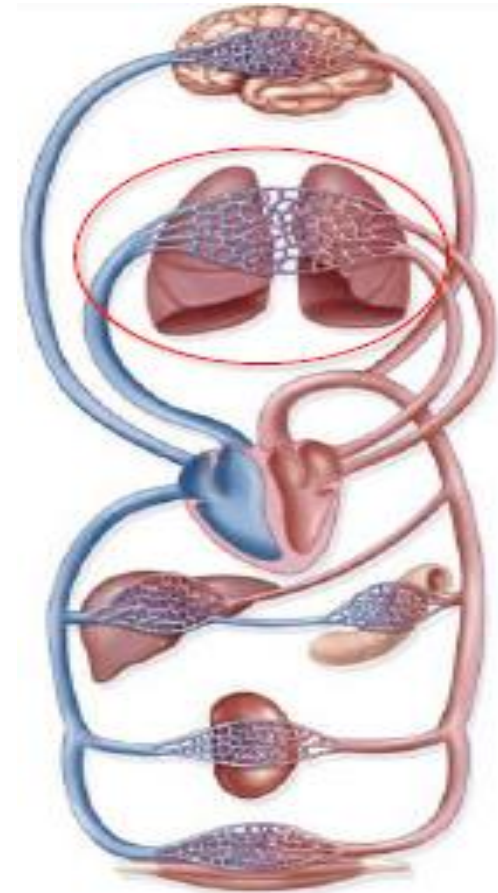
III- PARTICULARITES ANATOMIQUES

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

III- PARTICULARITES ANATOMIQUES

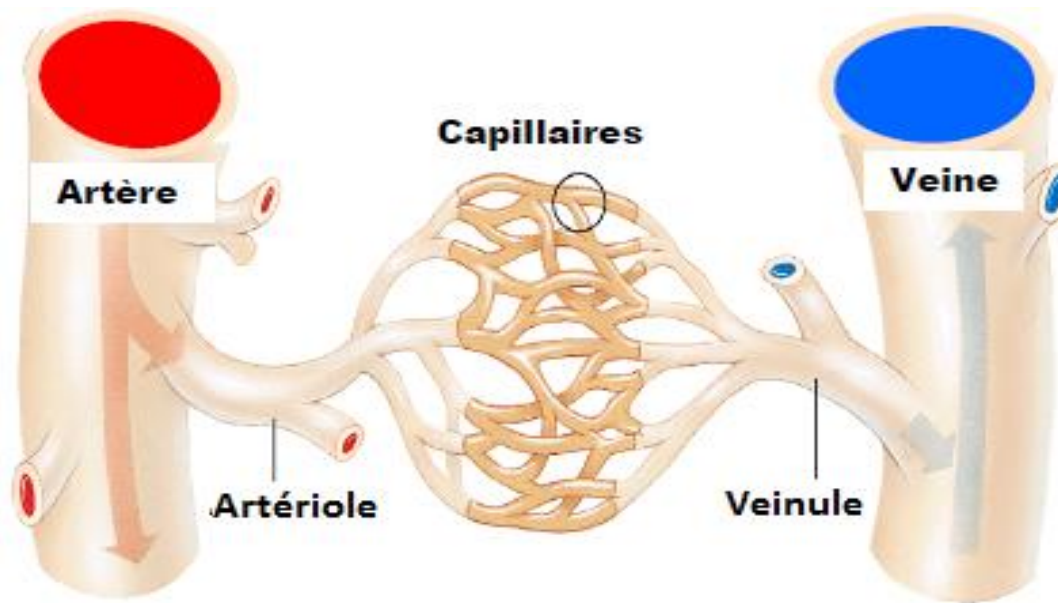
A une grande échelle : 2 circulations

- Systémique (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

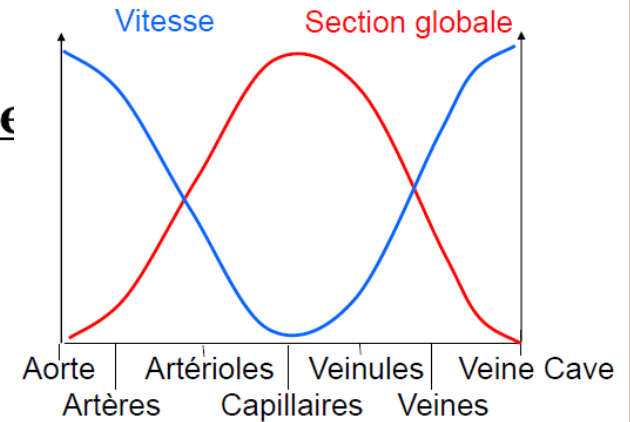


III- PARTICULARITES ANATOMIQUES

Caractéristiques des artères vs. Capillaire

$$R_{\text{résistance totale}} = \frac{8\eta L}{n\pi r^4}$$

$$Q = S \cdot v$$



	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.

The background of the slide is a deep red color, populated with numerous red blood cells. These cells are depicted with a three-dimensional, biconcave disc morphology, showing varying degrees of focus and depth. Some cells are sharp and prominent, while others are blurred in the foreground or background, creating a sense of movement and depth. The overall effect is a microscopic view of blood.

IV- PARTICULARITES LIEES AUX PAROIS

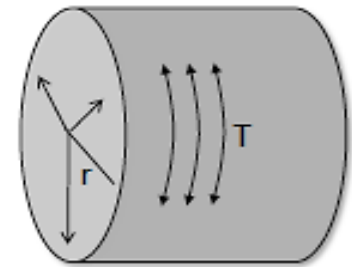
Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS

1) Phénomènes s'appliquant aux parois vasculaires

- Gradient transmural de pression ΔP

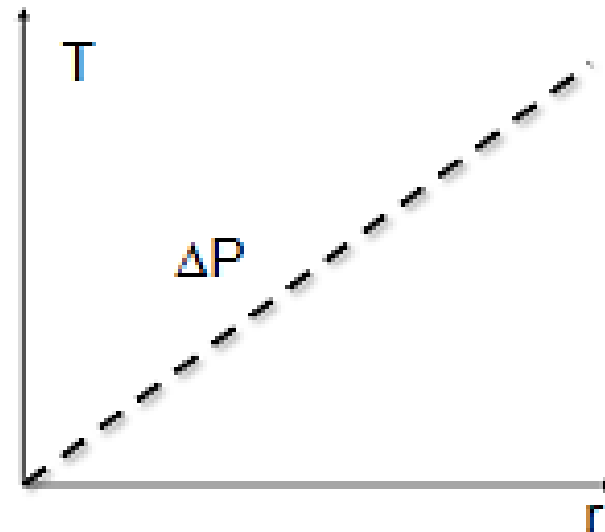
- Dilate le vaisseau (augmente son rayon r)
- Est contre-balancé par la tension T



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

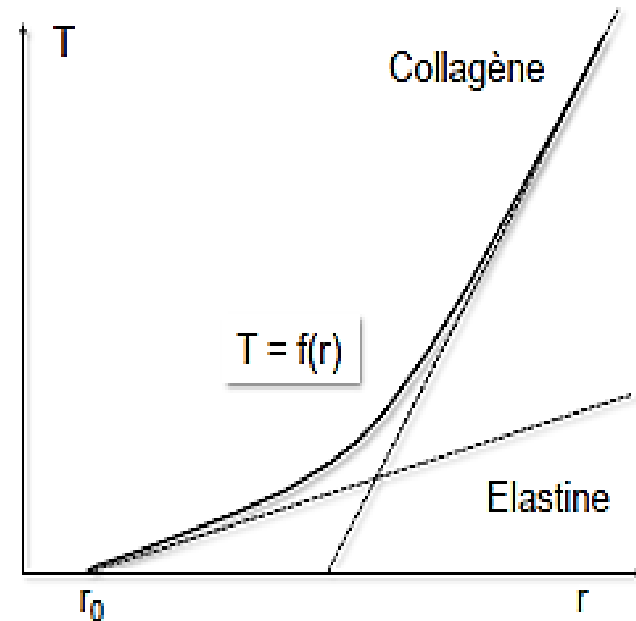
→ Contractent le vaisseau

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

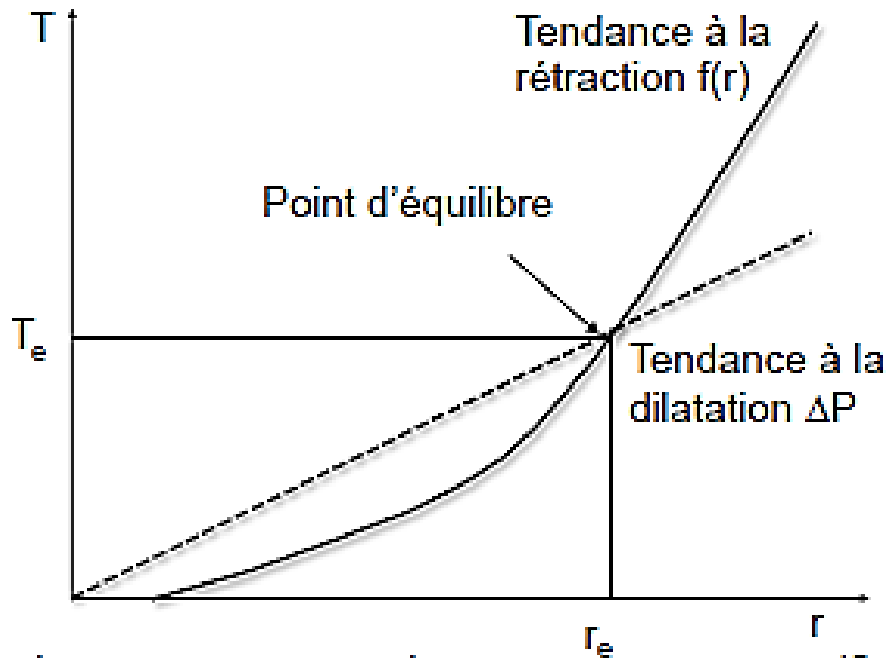
2- Mobilisation du collagène
dont l'élastance est supérieure



IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS

2) Diagramme tension-rayon

❖ Pour des vaisseaux à parois élastiques



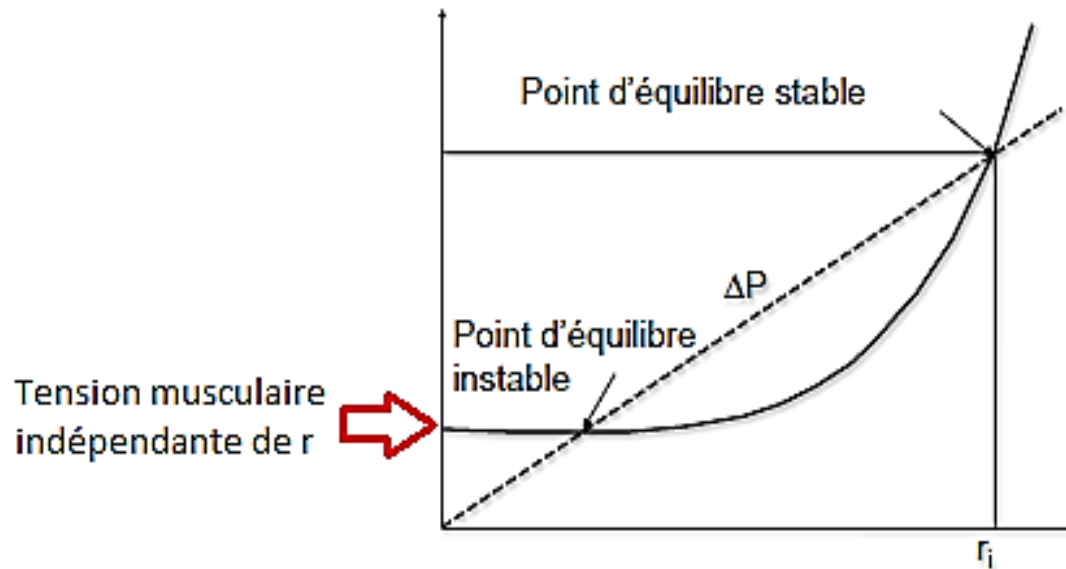
• Gradient transmural de pression représenté par la courbe ΔP qui répond à la loi de Laplace

• 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

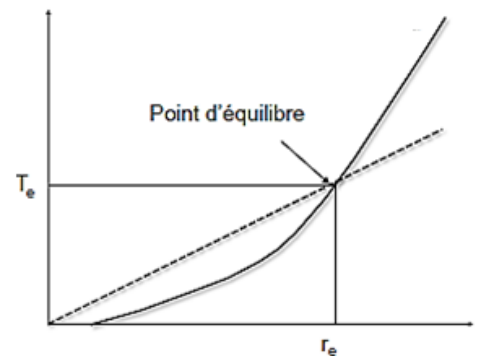
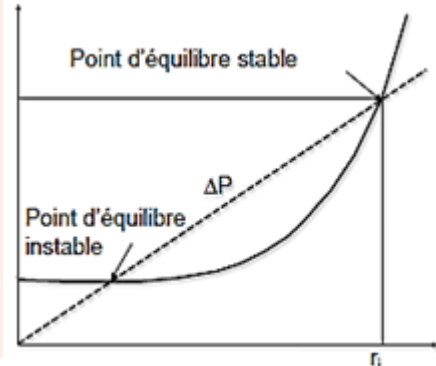
Deux points d'équilibre !

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

IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS –

2) DIAGRAMME TENSION-RAYON

❖ Récap' différents types de vaisseaux :

Vaisseaux élastiques	Vaisseaux musculo-élastiques
<ul style="list-style-type: none">❖ Élastine❖ Collagène	<ul style="list-style-type: none">❖ Élastine❖ Collagène❖ Cellules musculaires lisses
→ Un point d'équilibre : <ul style="list-style-type: none">- Un stable	→ Deux points d'équilibre : <ul style="list-style-type: none">- Un stable- Un instable
Loi de Hooke : ordonnée à l'origine négative	Loi de Hooke : ordonnée à l'origine positive
	

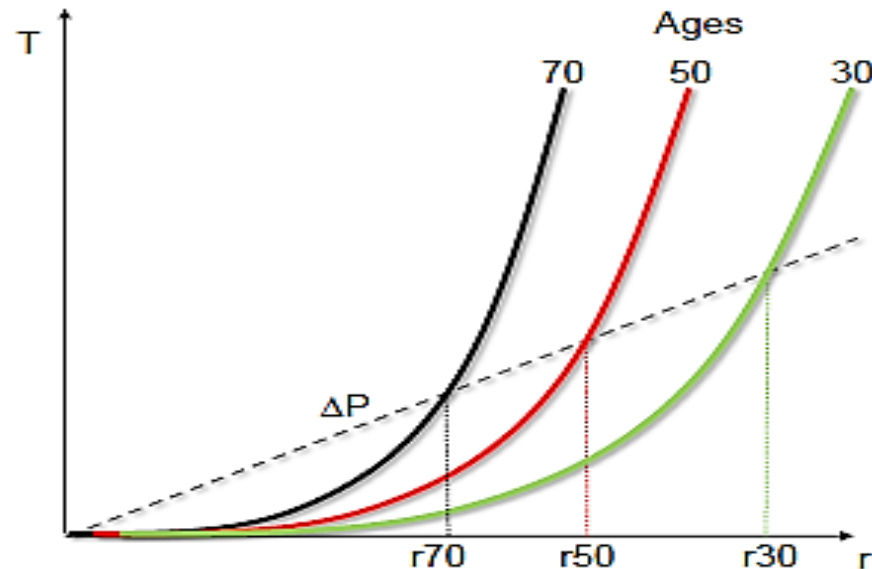
IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS

3) Modifications physiopathologiques

❖ MODIFICATION DE LA COURBE DE HOOKE

Diminution de l'élasticité des vaisseaux avec l'âge

↘ de l'élastine
↗ du collagène

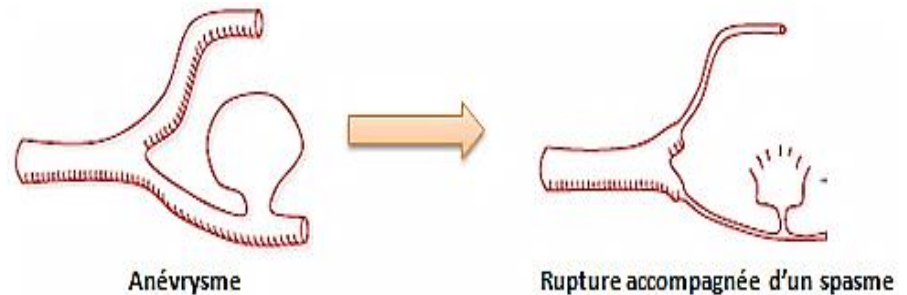
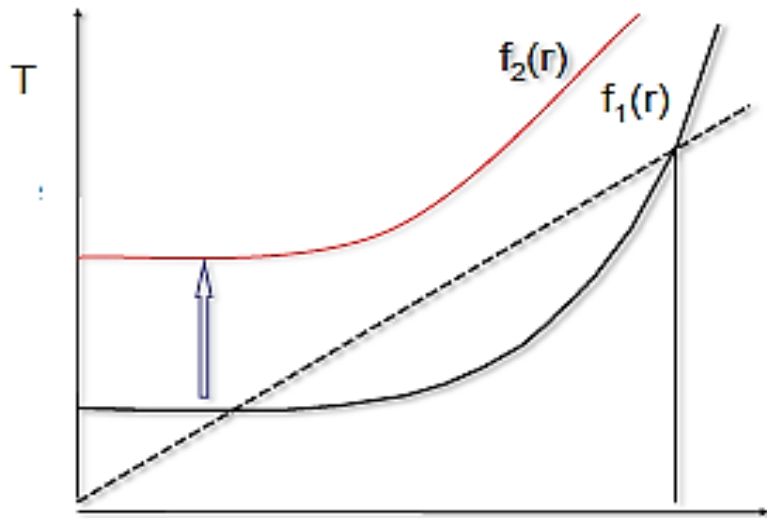


IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS –

3) MODIFICATIONS PHYSIOPATHOLOGIQUES

Suite des modifications de la courbe de Hooke

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

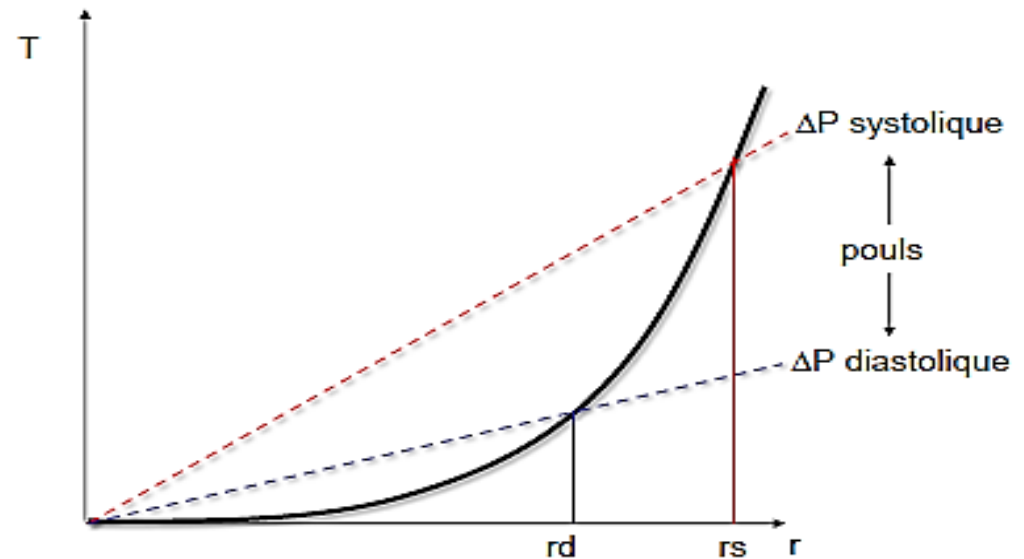
❖ MODIFICATION DE LA DROITE DE LAPLACE

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**

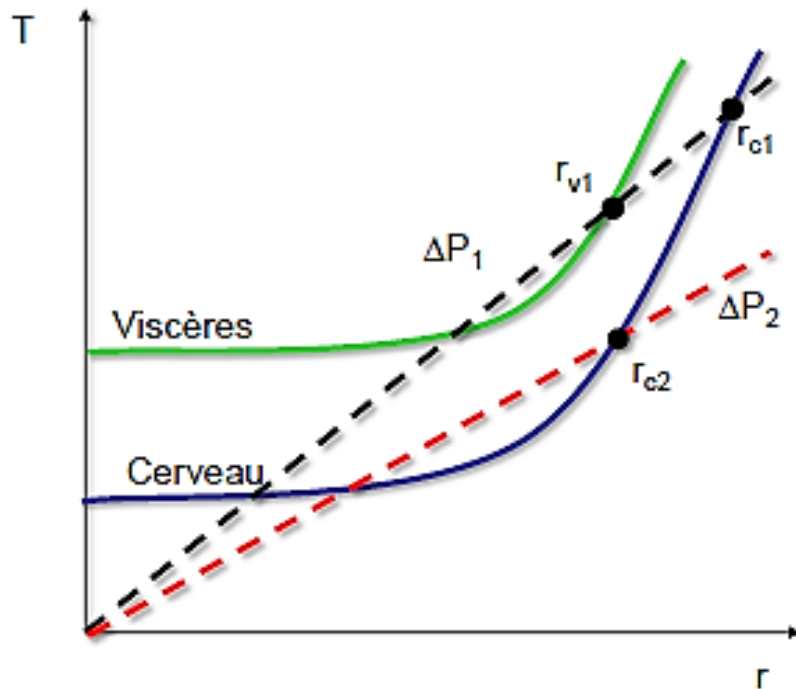


IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS –

3) MODIFICATIONS PHYSIOPATHOLOGIQUES

Suite des modifications de la droite de Laplace

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:

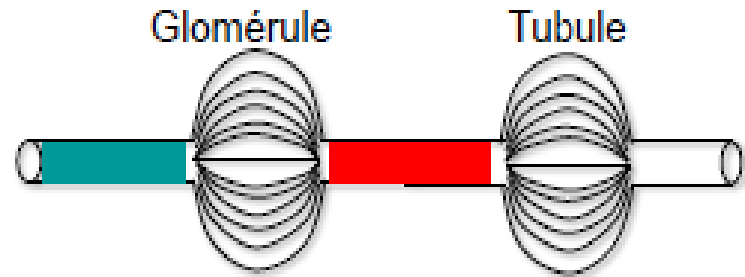
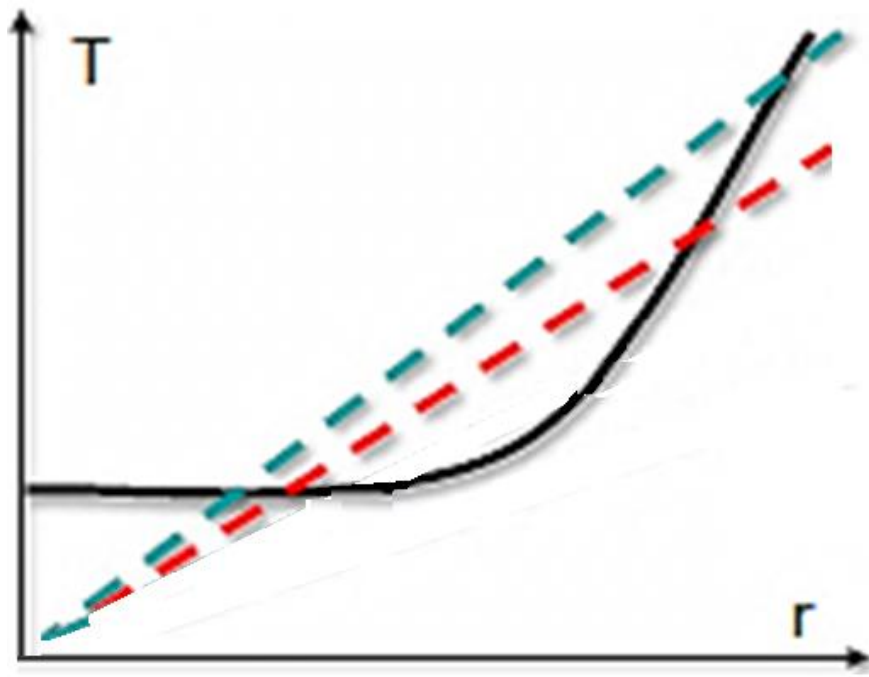
- Perte du point d'équilibre stable pour les vaisseaux des **viscères**
⇒ **Obstruction**
- Conservation du point d'équilibre stable pour les vaisseaux du **cerveau**
⇒ **Irrigation**

IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS –

3) MODIFICATIONS PHYSIOPATHOLOGIQUES

Suite des modifications de la droite de Laplace

Cas du rein



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

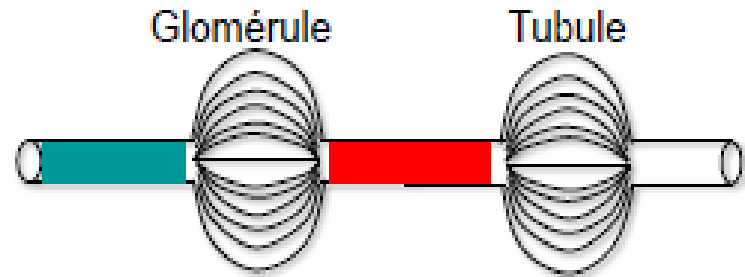
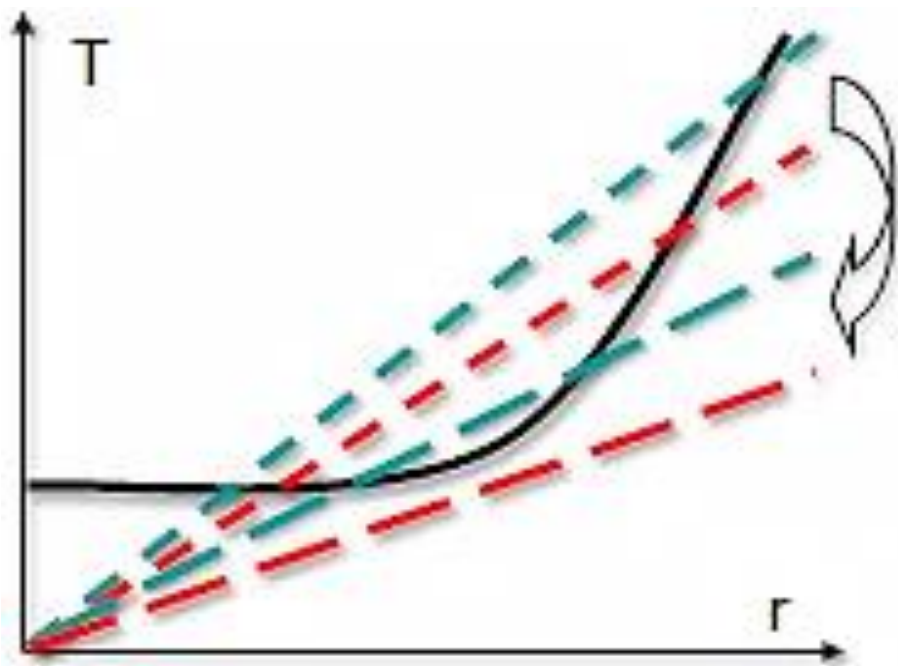
Une chute de pression affecte le tubule mais pas le glomérule
⇒ Tubulonéphrite aigüe ischémique

IV- PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS –

3) MODIFICATIONS PHYSIOPATHOLOGIQUES

Suite des modifications de la droite de Laplace

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.

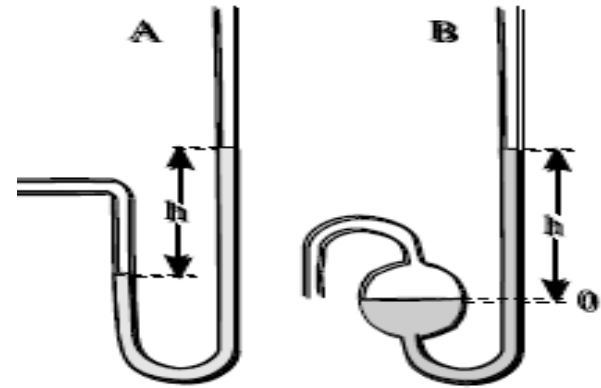
V- APPLICATIONS

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	$1\text{cmH}_2\text{O} = 100 \text{ Pa}$	$1\text{mmHg} = 133 \text{ Pa}$

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

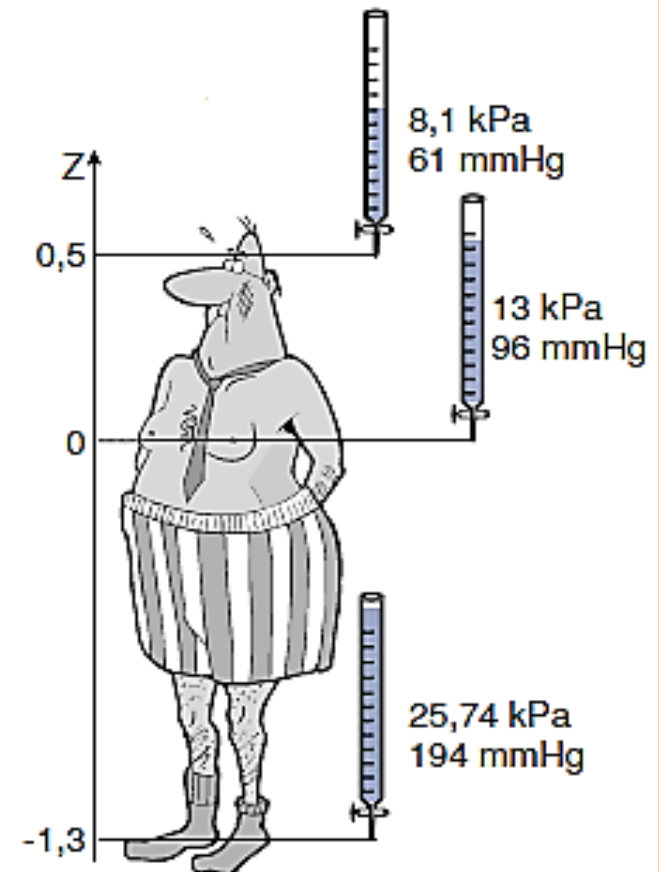
V- APPLICATIONS CLINIQUES – 2) MESURE DE LA PA

➤ 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

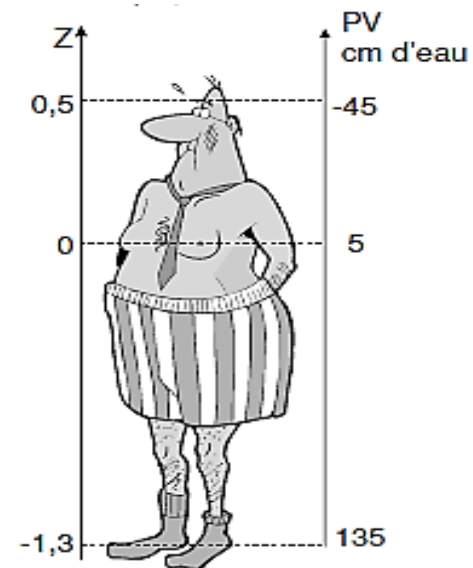
3) Mesure de la pression veineuse

⇒ Manomètre à eau

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

➤ Conversion des Pa en cmH_2O

→ **En divisant la pression en Pa par 100 pour avoir des cmH_2O**



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

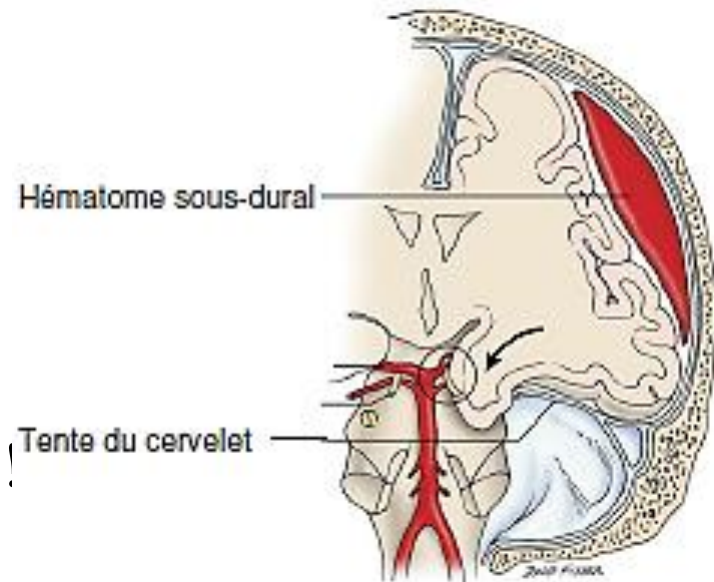
4) Mesure de la pression du liquide céphalo-rachidien (LCR) ou cérébro-spinal (LCS)

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 physiologique



= 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 physiologique

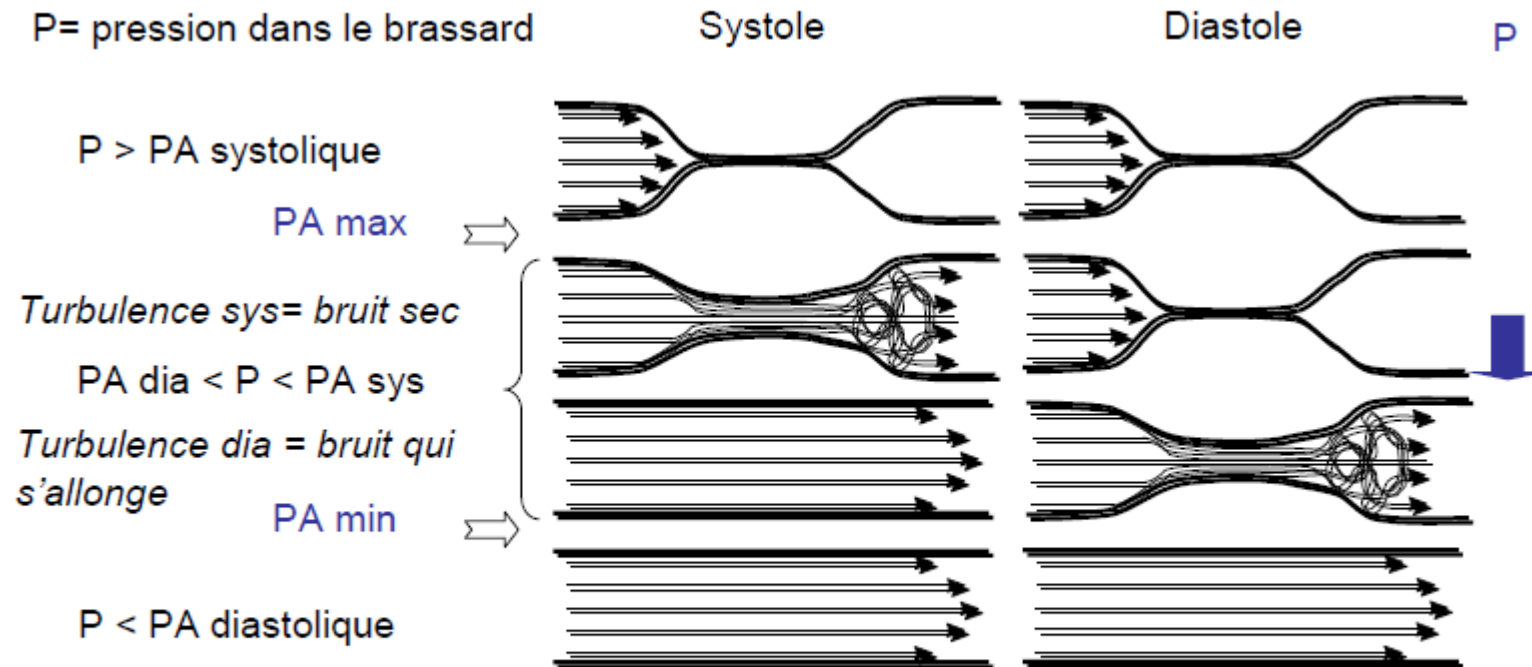
Silence = écoulement **laminaire** ou **absence** d'écoulement

Bruits de Korotkov = écoulement **turbulent**

- Turbulence **systolique** = bruit **sec**
- Puis les bruits s'allongent

V- APPLICATIONS CLINIQUES – 5)

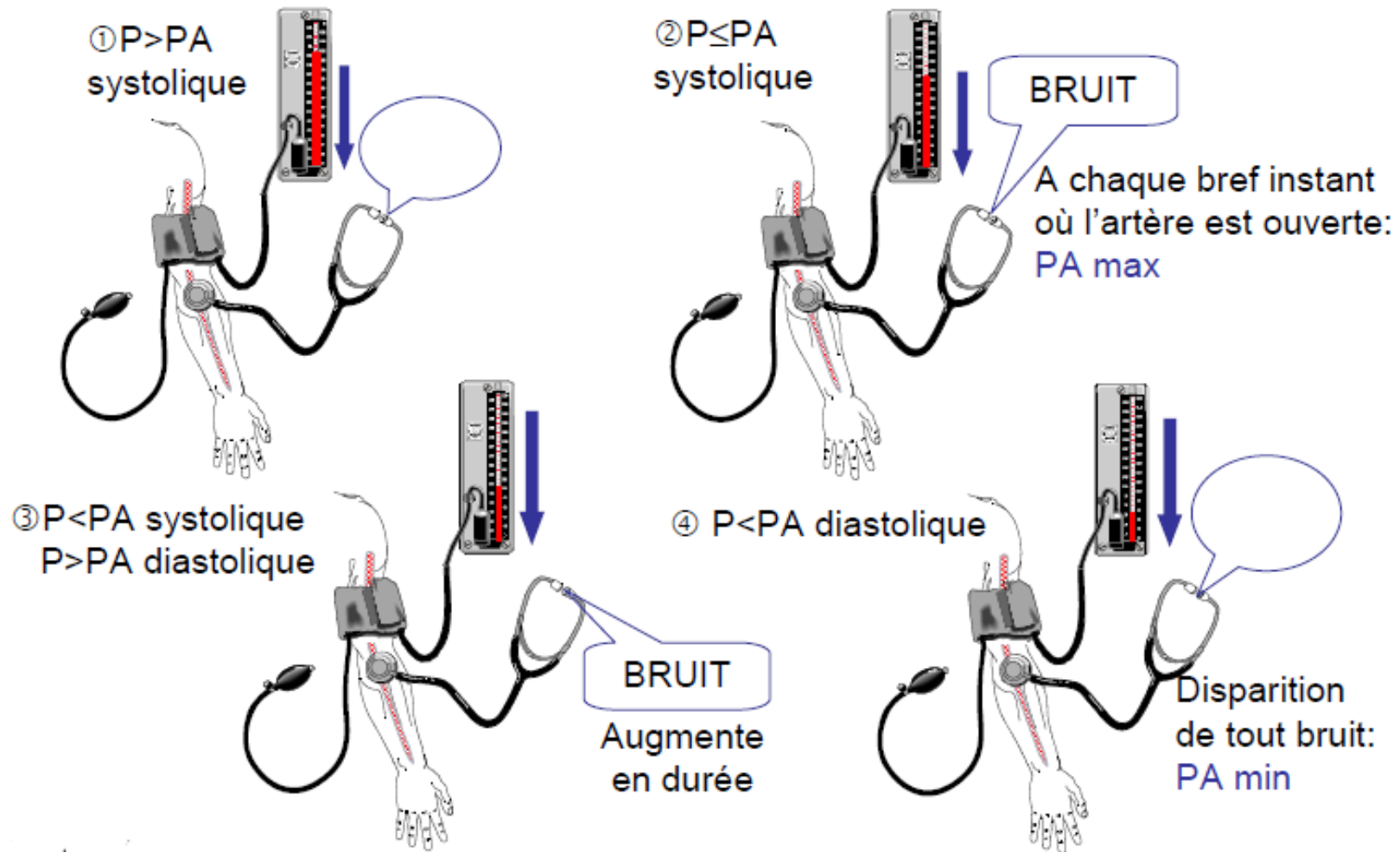
EXAMENS CARDIO-VASCULAIRES



Du point de vue physique, les bruits de Korotkov correspondent aux limites entre écoulements laminaire et turbulent.

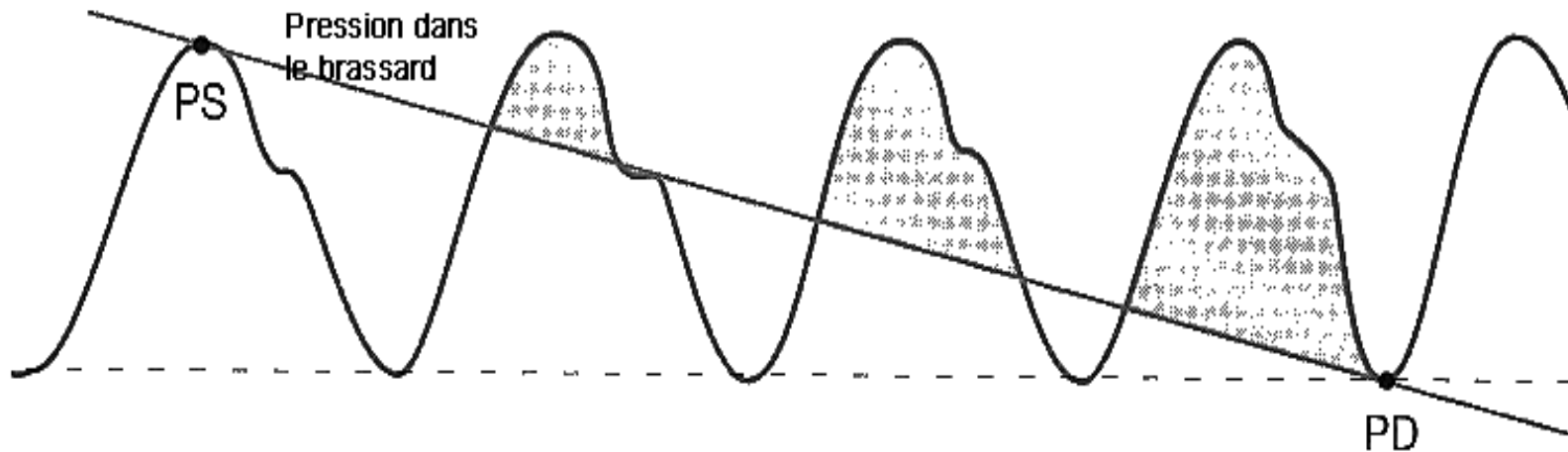
V- APPLICATIONS CLINIQUES – 5)

EXAMENS CARDIO-VASCULAIRES



V- APPLICATIONS CLINIQUES – 5)

EXAMENS CARDIO-VASCULAIRES



$PB > PS$: absence de bruits $PB = PS$: apparition des bruits

$PD < PB < PS$:

les bruits augmentent d'intensité puis s'atténuent

$PB = PD$:

disparition des bruits

V- APPLICATIONS CLINIQUES – 5) EXAMENS CARDIO-VASCULAIRES

➤ Auscultation pathologique

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

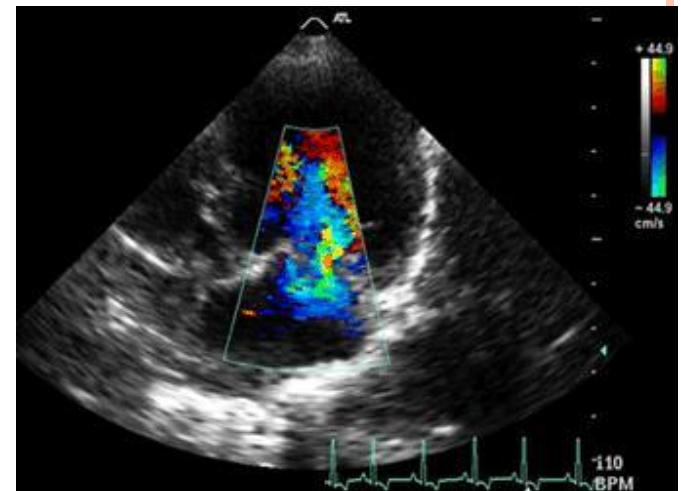
Suite de l'imagerie

L'ECHOGRAPHIE CARDIAQUE ET VASCULAIRE

→ Utilise les ultrasons

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

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

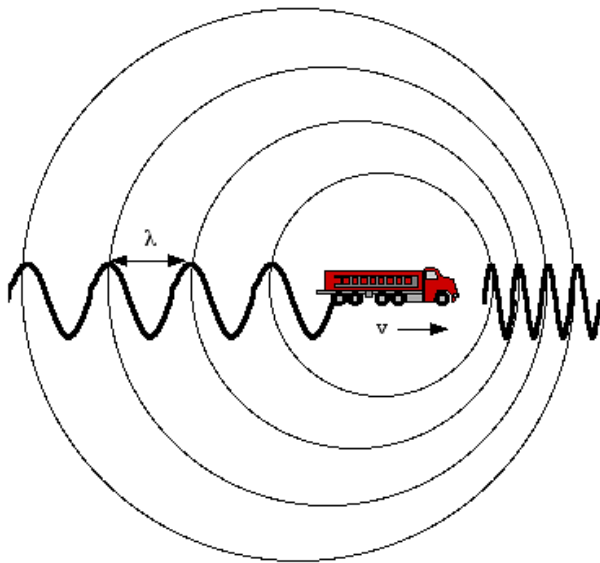



Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

V- APPLICATIONS CLINIQUES

Suite de l'imagerie

Principe de l'effet Doppler



La **fréquence**  (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

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

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

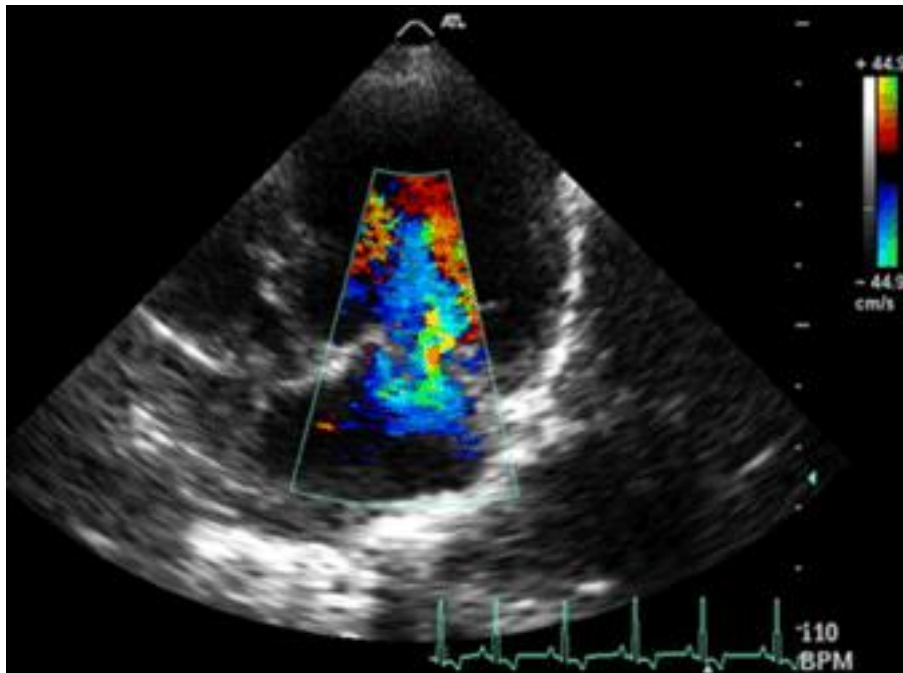
$$d_1^2 \cdot v_1 = d_2^2 \cdot v_2$$

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.

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.

DES QUESTIONS????

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

FINI!!!

MERCI POUR VOTRE

ATTENTION, BON

COURAGE!!!