

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

Système cardio-vasculaire = Ensemble d'éléments moteurs
 -> **COEUR** (pompe) + **VAISSEAUX SANGUINS** (circulation du sang)

Vidéo 1

❖ 2 types de fluides+++

Le système circulatoire est organisé de manière à **favoriser les échanges** de nutriments au niveau des capillaires viscéraux.

-> **Grande surface d'échanges** + **Vitesse circulatoire lente**

Des règles simples de physique et l'anatomie permettent d'expliquer l'évolution des pressions et des débits observés le long de l'arbre vasculaire.

| | |
|--------------------------|---|
| PARFAITS = IDÉAUX | PAS de Frottements (-> La <u>viscosité</u> n'entre pas en jeu) |
| RÉELS | Frottements (-> La <u>viscosité</u> joue un rôle important) |

I) Bases Physiques

Notion de mécanique des fluides:

FLUIDE = Milieu matériel **déformable** sans forme propre. Il peut s'écouler.

❖ 2 types de situations+++

Toujours se demander dans laquelle on se

| | |
|----------------------------|---|
| Mécanique STATIQUE | <ul style="list-style-type: none"> Fluide IMMOBILE Caractérisé par une PRESSION -> Fluides idéaux/réels ont le MÊME COMPORTEMENT |
| Mécanique DYNAMIQUE | <ul style="list-style-type: none"> Fluide EN MOUVEMENT Caractérisé par un DÉBIT -> Fluides idéaux/réels ont des COMPORTEMENTS DIFFÉRENTS |

| Dans un milieu <u>GAZEUX</u> | Dans un milieu <u>LIQUIDE</u> |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none"> ECINÉTIQUE >> ELIAISON L'agitation thermique domine. Molécules à des distances variables FLUIDE COMPRESSIBLE | <ul style="list-style-type: none"> ECINÉTIQUE ≈ ELIAISON Les molécules <u>peuvent quitter leur voisine</u>, mais elles retombent de suite sous <u>l'emprise</u> d'une autre molécule. Molécules à des distances restreintes FLUIDE SUPPOSÉ INCOMPRESSIBLE |

A/ Statique d'un fluide (idéal ou réel)

1) Notion de pression statique P dans un fluide

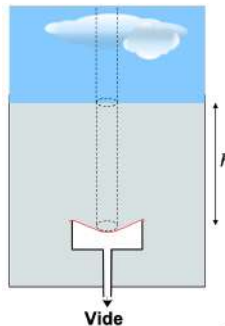
La statique concerne les fluides immobiles (réels ou idéaux++)

Mise en évidence expérimentale:

- On a un récipient rempli par un fluide, à l'intérieur duquel il existe un capteur. On utilise une chambre à paroi déformable dans laquelle on fait le vide (on fait le vide à l'intérieur du capteur). La pression se manifeste alors par une déformation de la paroi.

Pression **P** =
Poids de la **colonne de fluide** qui s'exerce sur la paroi.

ΔP représente la différence de pression entre la surface de ce liquide et le capteur.



| | | |
|--------------------------|--|--|
| Pression RELATIVE | Effet de la colonne de liquide uniquement++ (exemple de la surpression par rapport à la surface) | <div style="border: 1px solid red; padding: 5px; display: inline-block;">$\Delta P = \rho g h$</div> ρ : masse volumique g : accélération de la pesanteur h : hauteur de la colonne de liquide. |
| Pression ABSOLUE | Effet de la colonne de liquide + Effet de la Pression Atmosphérique | $P_{ABSOLUE} = P_{RELATIVE} + P_{ATMOSPHERIQUE}$ |

Point Mnémo

Il faut bien faire la différence entre toutes ces définitions++
 Pour s'en rappeler: $P_{Absolue} = \text{colonne liquide} + P_{Atmosphérique}$

2) Dimensions de la Pression

| | |
|----------------------------|---|
| FORCE PAR UNITÉ DE SURFACE | ÉNERGIE PAR UNITÉ DE VOLUME |
| $[P] = \frac{[F]}{[S]}$ | $[P] = \frac{[E]}{[V]}$ Énergie des particules de fluide |

Dimension d'une énergie

$$[P] = \frac{M \cdot L \cdot T^{-2}}{L^2}$$

$$[P] = \frac{M \cdot L^2 \cdot T^{-2}}{L^3}$$

$$[P] = \frac{[E]}{[V]}$$

Avec:
 M = masse (kg)
 L = longueur (m)
 T = temps (s)

3) Unités de Pression

- **Pascal** (Pa) (unité du **SI**) :

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

- Unité faible
- Utilisation de multiples (1hPa=100Pa)
- **P. Atmosphérique = 1013 hPa**

- **Bar** (ancienne unité CGS)

$$1 \text{ bar} = 10^5 \text{ Pa}$$

$$1 \text{ mili bar} = 1 \text{ hPa}$$

- Unité + grande que le Pascal

Rq: Pour imaginer ce que représente 1 Pa, on prend une pression de 1 Pa sur une surface de 1m²:

$$P = 1 \text{ Pa} = F / S = m.g / S$$

$$m = S/g = 1 / 9,8 = 0,102 \text{ kg}$$

1 Pa correspond à la pression exercée par 102g sur 1m².

D'autres unités, liées à l'utilisation de divers manomètres à colonnes de liquide, telles que le millimètre de mercure (**mmHg**) (utilisé pour mesurer la pression artérielle), ou le centimètre d'eau (**cmH2O**), sont plus adaptées à la physiologie de notre corps.

4) La Pression Atmosphérique

L'air est un fluide, il exerce ainsi une pression que l'on peut mesurer.

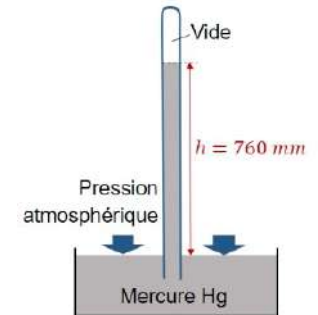
- **Patm = poids de la colonne d'air atmosphérique**

- **Valeur** → Expérience de **Torricelli**

On utilise un **manomètre au mercure**. ($\rho = 13,6 \cdot 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$)

On utilise un long tube rempli de mercure que l'on retourne sur un récipient contenant aussi du mercure. La colonne de mercure descend, et le liquide va s'immobiliser et créer un vide dans la partie supérieure du tube.

Cet équilibre est atteint à partir du moment où la pression atmosphérique peut lutter contre la descente du mercure dans le tube. (non dit cette année)

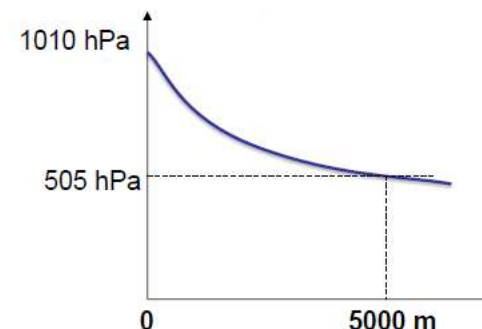


La pression atmosphérique qui s'exerce sur la surface de ce récipient au mercure va être caractérisée par la hauteur de cette colonne de mercure dans le tubée Torricelli.

$$P_{atm} = \rho g h = 13,6 \cdot 10^3 \times 9,8 \times 0,760 = 1013 \text{ hPa}$$

$$P_{atm} = \rho g h = 1013 \text{ hPa}$$

- **Variations avec l'altitude**



Cette Patm est le poids de la colonne d'air atmosphérique

↳ Elle va donc diminuer lorsqu'on gagne en altitude puisque l'épaisseur de l'atmosphère va diminuer

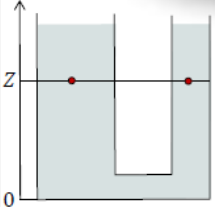
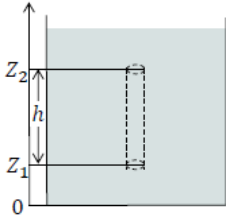
Plus on monte, plus la pression est faible

(divisée par 2 à 5000m)

5) Principes et lois de Pascal -> Fluide STATIQUE++

Les lois de Pascal rendent compte des variations de pression avec l'altitude.

Principe: Dans un liquide **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 de même altitude). |  |
| 3 ^{ème} loi | <p>La différence de pression dP entre 2 points est proportionnelle à la différence de hauteur entre ces 2 points (c'est la colonne de liquide)</p> <p>$\Delta P = P_{z1} - P_{z2} = \rho g h = -\rho g \Delta z$</p> <p><i>/\ Si on l'exprime en fonction de la position z, on met un signe négatif pour exprimer que +Z diminue, +P augmente.</i></p> |  <p>Δz : différence de hauteur entre les 2 points.</p> |

ATTENTION:
Ces lois ne s'appliquent **QUE** pour les liquides **immobiles incompressibles**.

Conclusion: Statique des fluides

- Paramètre essentiel : la **pression**
- Pression statique liée au **poinds** de la colonne de fluide
- **Indépendante** de l'**orientation** du capteur

B/ Dynamique d'un fluide idéal

Vidéo 2

1) Notion de débit

Définition: Le **débit Q** est un **volume de fluide** qui traverse une **section S** par unité de temps++

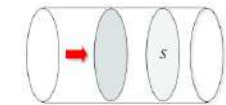
$$Q = \frac{V}{dt}$$

Q: débit en **m³.s⁻¹**
V: Volume en m³
dt: durée en s

Dimension: L³.T⁻¹

2) Relation débit - vitesse d'écoulement

Soit **v** la **vitesse** d'un fluide. Les particules qui vont traverser la **section S** pendant le temps dt sont toutes celles situées en amont de S à une distance au plus égale à **L = v.dt**



Le volume correspondant est **V = S.L**

D'où: $Q = V / dt = (S.L) / dt \rightarrow Q = (S.v.dt) / dt$

Rappel:
 $S = \pi.r^2 = (\pi.d^2)/4$

++

$$Q = S.v = \text{Section} \times \text{Vitesse}$$

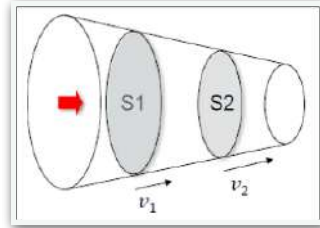
++

3) Principe de continuité du débit

Ce principe permet de comprendre comment les liquides se comportent lorsque la section est modifiée.

Hypothèses:

- Le fluide est **incompressible** -> **ρ constante**
- Le régime est **stationnaire** -> la vitesse en 1 point est constante
- La **section est variable**



Selon ce principe et dans les conditions supposées, le fluide aura le même débit au niveau de la section S1 et de la section S2.

Conservation de la masse + Incompressibilité -> continuité du débit:

$$Q_1 = Q_2 = Q$$
$$S_1 v_1 = S_2 v_2 = \text{constante} = Q$$

- Lorsqu'un fluide **incompressible** circule en régime **stationnaire** dans un conduit, le produit **Section x Vitesse** (càd le débit) est **constant** tout au long du conduit. ++
- **Plus la section est faible, plus la vitesse du fluide est élevée**, et inversement afin de maintenir le débit constant. ++

4) Écoulement d'un fluide IDÉAL: équation de Bernoulli

Hypothèses:

- Le fluide est **incompressible** -> **ρ constante**
- Le fluide est **idéal** (=parfait) -> **pas de frottements** à l'écoulement (->viscosité=0)

Un fluide **idéal** s'écoule sous l'effet de 3 types d'énergies:

- ✓ **E1** de **pesanteur** (liée à la hauteur)
- ✓ **E2 cinétique** (liée à la vitesse)
- ✓ **E3** de **pression statique** (-> Comme la pression est une énergie sur un volume, on a $E3 = \text{Pression} \times \text{Volume} = P.V$)

D'après l'équation de Bernoulli++

- **L'énergie totale E_t (ou la « charge ») est la somme de ces trois énergies => $E_t = E1 + E2 + E3$**
- **L'énergie totale d'un fluide idéal en écoulement est constante tout au long de la conduite.**
- **Les énergies $E1, E2, E3$ peuvent varier entre elles tant que la somme reste constante -> possibilité de redistribution.**

$$E_{\text{totale}} = E_{\text{pesanteur}} + E_{\text{cinétique}} + E_{\text{pression statique}} = mgh + \frac{1}{2} mv^2 + PV = \text{constante}$$

➔ Réécriture de l'équation de Bernoulli en terme de pressions

Une pression est une énergie divisée par un volume. On peut alors diviser toutes les énergies de l'équation par le volume mis en jeu, on obtient des pressions:

$$P_t = \frac{Et}{V} = \frac{mgh}{V} + \frac{1/2 mv^2}{V} + P = \text{constante}$$

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

ρgh = pression de pesanteur

$1/2 \rho v^2$ = pression cinétique

P = pression statique



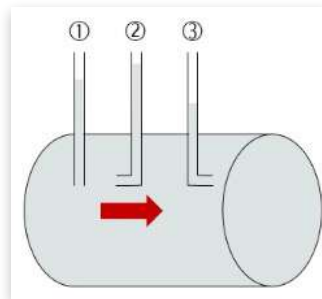
5) Mesure des pressions

Lorsque l'on mesure des pressions chez l'Homme, on utilise des petits cathéters que l'on introduit dans un vaisseau et qui sont comme une colonne de liquide permettant de mesurer la pression qui s'exerce sur l'orifice de ce micro-cathéter

⚠ Contrairement aux fluides STATIQUES, dans un fluide EN ÉCOULEMENT, les valeurs mesurées dépendent de l'orientation du capteur++

Il existe 3 types de mesures (≠ des 3 types de pression) :

- ✓ (1) Capteur parallèle au courant -> **Pression latérale ou statique : P**
- ✓ (2) capteur face au courant -> **Pression « terminale » : P_{terminale} = P + 1/2 ρv²**
- ✓ (3) Capteur dos au courant -> **Pression « d'aval » : P_{aval} = P - 1/2 ρv²**



⚠ A noter:

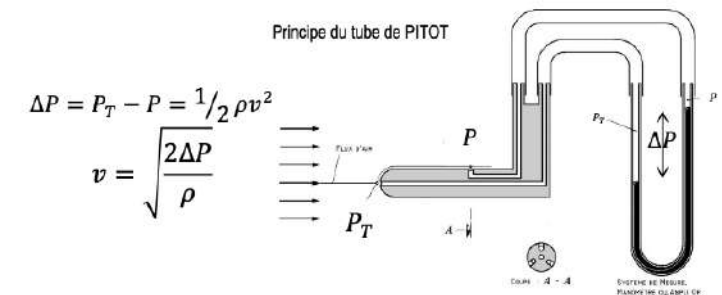
- **P terminale = Pression latérale + Pression cinétique**
- **P aval = Pression latérale - Pression cinétique**

En fonction de la position du capteur, on va mesurer des valeurs de pression qui sont différentes

Principe du tube de Pitot:

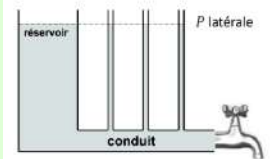
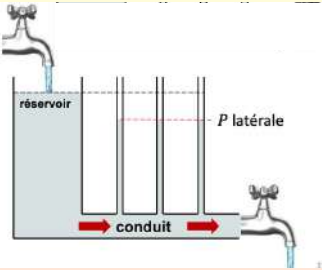
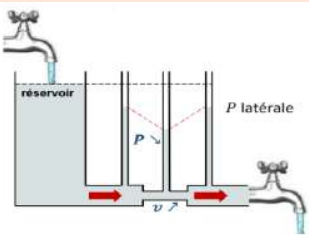
En aéronautique, on utilise ce principe pour mesurer la vitesse d'écoulement. Il est constitué d'un double capteur : l'un fait face au flux d'air: il mesure la pression terminale ; l'autre est parallèle à l'axe du flux : il mesure la pression latérale. Les 2 capteurs sont chacun reliés à une branche d'un tube en U => ce tube en U permet de mesurer une différence de pression entre la P_{terminale} et la P_{latérale} (on mesure ainsi d'une part la P_t, et d'autre part la P_l)

De là, on peut alors calculer la vitesse.



6) Cas particulier de l'écoulement horizontal ++ (fluide IDÉAL)

Dans ces situations, il y a un réservoir principal responsable de la pression de pesanteur avec un conduit horizontal et des tubes latéraux qui mesurent la pression statique

| | | |
|--|--|---|
| <p>-> EN CONDITION STATIQUE</p> <p>(robinet fermé)</p> | <p><u>2^{ème} loi de Pascal</u>: La pression est la même en tout point de même profondeur ou de même altitude.</p> <p>Le liquide est à la même hauteur dans les 3 tubes : la pression latérale est identique quelque soit l'emplacement du tube.</p> |  |
| <p>-> EN ÉCOULEMENT</p> <p>(le débit est le même au niveau du remplissage et de l'évacuation)</p> | <p>Écoulement horizontal de pesanteur -> il n'y a pas de variation d'altitude -> $h=cste$ -> donc la pression de pesanteur (pgh) reste identique</p> <p>La pression latérale diminue dans les 3 tubes.</p> <p><i>Pourquoi?</i> D'après l'équation de Bernoulli:</p> $P_{tot} = pgh + \frac{1}{2}\rho v^2 + P = \text{constante}$ $\rightarrow \frac{1}{2}\rho v^2 + P = \text{constante} \quad \text{d'où} \quad P = \text{constante} - \frac{1}{2}\rho v^2$ <p>Le système est dynamique, il y a donc de la vitesse! Ainsi la pression cinétique est augmentée, or la somme de la pression cinétique et de la pression latérale doit être inchangée, ainsi la pression latérale diminue.</p> <p>La pression totale se répartit donc entre la P_{latérale} et la P_{cinétique}.</p> |  |
| <p>-> EFFET DE LA VARIATION DE SECTION</p> <p>(ici, le système est le même que précédemment, mais il y a un rétrécissement au niveau du conduit)</p> | <p>D'après le principe de <u>continuité du débit</u>, et l'<u>équation de Bernoulli</u> (cf. situation précédente)</p> $P = \text{constante} - \frac{1}{2}\rho v^2$ <p>Si la Section diminue, la Vitesse augmente -> la Pression Cinétique augmente -> la Pression Latérale diminue pour maintenir la Pression Totale constante.</p> <p>Il y a donc une <u>chute de la pression latérale</u> au niveau de la <u>sténose</u> qui traduit une <u>accélération de la vitesse d'écoulement</u>.</p> <p>C'est l'EFFET VENTURI +++</p> <p><u>Application médicale:</u></p> <p>En cas de sténose vasculaire, la vitesse \nearrow mais la pression latérale \searrow et peut devenir tellement faible que cela peut provoquer une obstruction par spasme. (La pression latérale n'est plus assez élevée pour maintenir le vaisseau ouvert)</p> |  |

Conclusion: L'écoulement d'un fluide idéal dans un conduit répond à des règles simples:

- Débit constant : $Q = S_1v_1 = S_2v_2 = \text{constant}$
- Charge constante càd somme des pressions constante (Bernoulli) => $P_{\text{tot}} = \rho gh + 1/2\rho v^2 + P = \text{constante}$

C/ Dynamique d'un fluide RÉEL

Vidéo 3

1) La perte de charge

La notion de perte de charge est liée à la viscosité

- ✓ La **viscosité** qui correspond à des frottements (entre les molécules de fluide) consomme de l'énergie libérée sous forme de chaleur
- ✓ Dans le cas d'un liquide réel, il y a une perte de l'énergie utilisable lors de l'écoulement (« **perte de charge** ») liée à la dissipation d'énergie en chaleur du fait de la viscosité du liquide

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

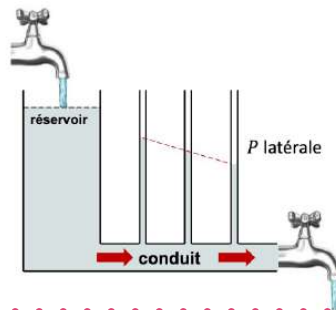
$$E_t = mgh + 1/2 mv^2 + PV \neq \text{constante}$$

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

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

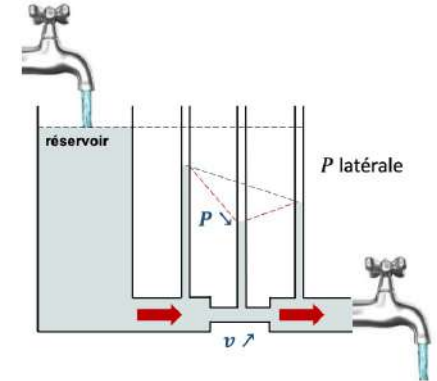
=> Evolution de la Pression Latérale pour un fluide réel en écoulement:

- On observe que la Plat diminue tout le long du conduit alors que la vitesse est constante
- Cela est dû à ce caractère **réel** du fluide et à la compensation de la **perte de charge** (-> la perte d'énergie liée aux frottements)



=> Effet VENTURI pour un fluide réel en écoulement (rétrécissement):

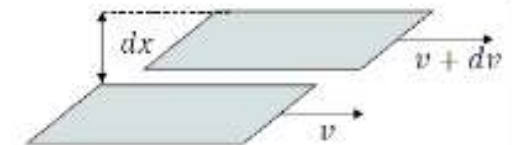
- **Rétrécissement de la section: effet Venturi:** Section diminue -> vitesse augmente pour maintenir Q (=débit) constant => v augmente -> $P_{\text{cinétique}}$ augmente -> $P_{\text{latérale}}$ diminue
- **Fluide réel:** Dans le 3ème tube, la **pression remonte** par rapport au 2ème mais en tenant compte de la **viscosité/perte de charge** liée à l'écoulement++ -> d'où la pression latérale du tube 3 est supérieure à celle du tube 2 mais tout de même inférieure à celle du 1er. Si le fluide était **idéal** -> $P_{\text{lat tube 1}} = P_{\text{lat tube 3}}$.



2) La Viscosité

Deux lames de fluide circulent parallèlement à des vitesse différentes.

(1ère : v / 2ème : $v + dv$; à cause des forces de frottement entre ces 2 lames ; elles sont espacées d'une distance dx)



La force de frottement que chacune exerce sur l'autre:

$$F = \eta S dv/dx$$

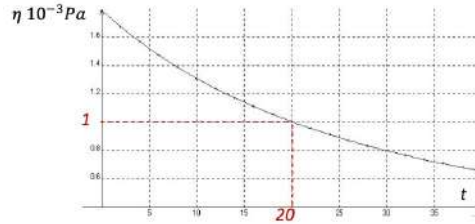
S = surface commune aux 2 lames
 dv/dx = gradient de vitesse (« taux de cisaillement »)
 η = viscosité (constante caractéristique du liquide)
-> en $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1} = \text{Pa.s} = \text{Poiseuille}$

Pour l'équation en dimension, checkez la ronéo, le + important est de connaître les unités++

Note d'un vieux tuteur à la retraite #mhdrai: le taux de cisaillement représente la **distance** entre les molécules/cellules. D'où si le taux de cisaillement augmente, la distance augmente, et ainsi la viscosité diminue.

Elle individualise 2 types de liquides réels:++

✓ **Newtoniens:** η est une **constante** caractéristique du liquide; mais **varie avec la température** ($T \nearrow \rightarrow \eta \searrow$)



ex : eau $\eta = 10^{-3}$ Pa.s ou $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$ à 20° C

La viscosité est donc **invariable en dehors de la température**. Elle est **constante** à une **température donnée** mais **diminue** quand la **température augmente**.++

ex : eau $\eta = 10^{-3}$ Pa.s ou $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$ à 20° C

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

$$\left(\frac{dv}{dx} \nearrow \rightarrow \eta \searrow\right)$$

Si la **viscosité varie en fonction de dv/dx** , càd, de la **vitesse**, η **n'est plus une constante**.

Il y a des fluides pour lesquels la viscosité varie en fonction de la **vitesse**. **Lorsque le gradient de vitesse diminue, la viscosité augmente**.

Donc η **n'a théoriquement plus de sens pour un liquide non newtonien**.

=> On peut utiliser une **viscosité apparente** (=celle qu'aurait un fluide newtonien induisant le **même Q** pour une **même différence de pression**)

On est dans des conditions expérimentales relativement étroites.

ex : sang, quand $\frac{dv}{dx} \searrow \rightarrow \eta \nearrow$ (les globules rouges forment des rouleaux)

ex : sang $\eta_{\text{app}} = 3$ ou 4.10^{-3} Pa.s ou $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$ à 20° C

3) 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 |

Il existe 2 régimes d'écoulement:

| Écoulement LAMINAIRE | Écoulement TURBULENT |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none"> ✓ Quand la vitesse d'écoulement est faible ✓ Viscosité -> devient un facteur de cohérence: <ul style="list-style-type: none"> • 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 • <u>Profil parabolique des vitesses</u> | <ul style="list-style-type: none"> ✓ Quand la vitesse d'écoulement est moyenne ou élevée ✓ Viscosité -> n'est PLUS un facteur de cohérence: <ul style="list-style-type: none"> • Les trajectoires individuelles tourbillonnent • Les lignes de courant se croisent • <u>Pas de distribution systématisée des vitesses</u> |
| | |

4) Frontière entre 2 régimes d'écoulement

Pour savoir si l'on est dans un régime laminaire ou turbulent, on utilise un outil pratique qui nous permet d'avoir une idée: **le Nombre de Reynolds**.

- 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
- } $\searrow \Rightarrow$ risque de turbulence \searrow

++

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

++

Le nombre de **Reynolds**, nombre empirique sans unités, sert à définir le **seuil** entre les régimes d'écoulement laminaire et turbulent.

Il donne seulement des ordres de grandeur, dans la mesure où ces valeurs ont été établies dans des conditions expérimentales de laboratoires sur des tubes cylindriques dont la nature est éloignée de celle des vaisseaux anatomiques ; mais il reste un repère pour déterminer si le régime est turbulent ou laminaire

- Si **Re \leq 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** : on ne peut rien conclure.

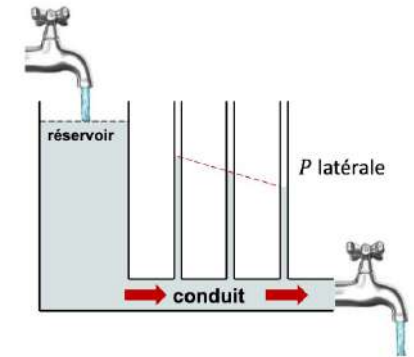
On définit alors la notion de **vitesse critique** = vitesse au-delà de laquelle le régime laminaire n'est plus garanti toutes choses étant égales par ailleurs (càd que les autres facteurs sont constants, seule la vitesse peut être modifiée).

ex: Lors d'une perfusion, on contrôle la vitesse qui risque de faire passer le régime d'écoulement laminaire au régime d'écoulement turbulent.

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

5) Loi de Poiseuille

Nous avons un conduit **horizontal** cylindrique dans lequel un fluide **RÉEL** est en écoulement **LAMINAIRE**.++



Comme vu précédemment, dans ce cas il y a une perte de charge (l'énergie nécessaire pour vaincre les forces de frottement engendrées par la viscosité se traduit par une diminution de la pression -> perte de charge + dissipation de l'énergie sous forme de chaleur++ -> Bernoulli plus vérifiée.) tout au long du conduit -> et donc une diminution de la $P_{latérale}$.

La loi de Poiseuille modélise cet 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

C'est **P** qui compense la perte de charge due à la viscosité.

La variation de pression ΔP entre l'entrée et la sortie du conduit est:

++

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

++

++

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

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

++

Effet de la section constante:

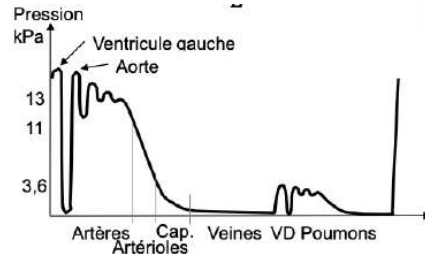
Si la section est constante, la chute de pression est proportionnelle à la longueur
 Si la section n'est pas constante, le rayon interviendrait dans la formule

• Effet de la section constante:

Constante $\Delta P = kL$

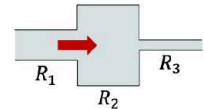
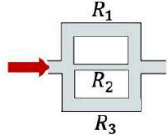
Sinon $\Delta P = \frac{k'L}{r^4}$

La formule de la loi de Poiseuille nous permet de calculer et de comprendre les évolutions des pressions en physiologie dans les différents vaisseaux



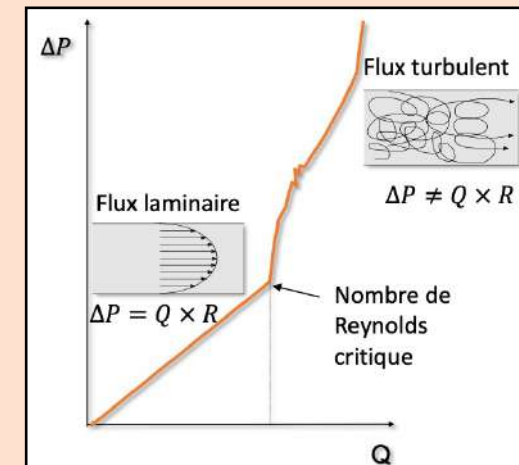
On peut observer l'évolution de la pression en kPa dans l'arbre vasculaire

❖ Pour les systèmes de conduits complexes, les résistances à l'écoulement se combinent comme en électricité: $U = R \times I$

| | |
|---|--|
| <p>Conduits en SÉRIE</p> | $R_t = R_1 + R_2 + \dots + R_n = \sum_1^n R_i$  |
| <p>La résistance totale est la somme des résistances individuelles.</p> | |
| <p>Conduits en PARALLÈLE</p> <p>+ fréquent dans l'anatomie humaine</p> | $\frac{1}{R_t} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots + \frac{1}{R_n}$  |
| <p>L'inverse de la résistance totale est la somme des inverses des résistances individuelles.</p> <p>—> Ce système est celui des capillaires sanguins!</p> <p>En effet, une artériole se divise en plusieurs capillaires pour se rejoindre à nouveau en une seule veinule. Attention ce n'est pas le cas pour tout le réseau vasculaire.</p> | |

Conclusion: Dynamique d'un fluide réel

| LAMINAIRE | TURBULENT |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none"> • Toute l'énergie consommée est utilisée pour vaincre la <u>viscosité</u>. • Relation linéaire entre ΔP et le débit. • Loi de Poiseuille++ | <ul style="list-style-type: none"> • Peu efficace • Pas de proportionnalité entre ΔP et le débit • Tourbillons consomment une partie de l'énergie : chaleur + vibrations => <u>bruits et/ou souffle</u> |



II) PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

A/ Description du sang au repos

Vidéo 4

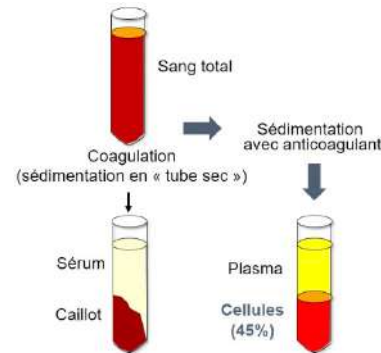


SANG = Suspension de cellules dans le plasma -> *il n'est pas en lui-même une solution vraie*

SÉRUM = plasma - les éléments figurés du sang piégés dans le caillot (=éléments coagulants)

PLASMA = sérum + éléments coagulants (macromolécules)
=> Fluide **NEWTONNIEN**
 $\eta = 1.10^{-3} \text{ kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$

CELLULES SANGUINES (dont les GR)
=> Fluide **NON-NEWTONNIEN**



Quand on considère un échantillon de sang dans un tube à essai, et qu'on le laisse sédimenter, c'est-à-dire ici coaguler (situation dite en « tube sec »), on voit un caillot et un surnageant -> le sérum

Sous l'effet de l'anticoagulant, la sédimentation sera différente parce qu'elle va empêcher la formation du caillot, et on va avoir la séparation du culot où seront toutes les cellules, et le surnageant qui sera le plasma (le solvant macromoléculaire)

Hématocrite = Volume de cellules / Volume total de la solution = 0.45

(mesuré après sédimentation avec anticoagulant)

| | |
|---------------|--|
| PLASMA | Suspension (nouvelle version 2020/2021) |
| SÉRUM | Solution micromoléculaire |

Le sang est globalement un fluide non-newtonien!++ (ajout GR)

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

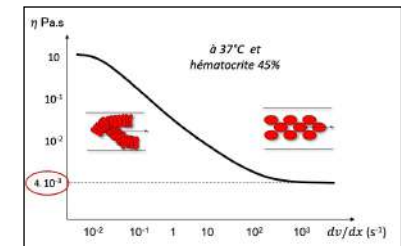
❖ **Rhéologie** : étude des déformations de la matière en écoulement.

La viscosité du sang est essentiellement due aux interactions intercellulaires (et non aux interactions inter-moléculaires comme les autres fluides) qu'il faut rompre pour mobiliser les cellules entre-elles et faciliter l'écoulement du sang

Ces interactions font que le sang a un comportement rhéologique complexe -> 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 ✓ Conséquence directe : ↗ de la viscosité | <ul style="list-style-type: none"> ✓ Les globules rouges ont une circulation axiale : on parle de manchon plasmatique ✓ Rhéofluidification → ↘ viscosité |
| | |

Dans une situation à écoulement lent (dv/dx faible), la viscosité du sang est assez élevée

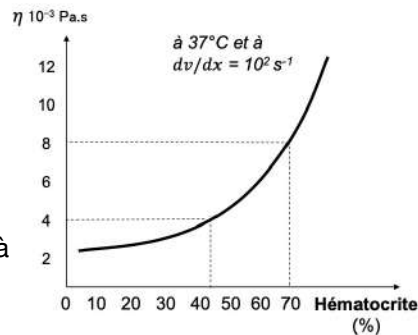
En augmentant, le débit va ordonner la circulation des éléments qui constituent le sang, avec au centre les GR en particulier (mais toutes les cellules), et autour, une sorte de manchon plasmatique (solution macromoléculaire) qui va entourer ce flux cellulaire -> cette circulation axiale permet de diminuer considérablement la viscosité

-> Système + fluide lorsque la vitesse augmente car la viscosité diminue (rhéofluidification)

La rhéofluidification c'est cet effet qui consiste à diminuer la viscosité lorsque la vitesse d'écoulement augmente

- Hématocrite normal 45%: $\eta = 4 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$
- Hématocrite élevé à 70%: $\eta = 8 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ($\times 2$)

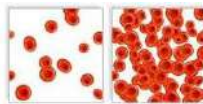
=> Lorsque l'hématocrite passe de 45% à 70%, la viscosité a doublé.



La viscosité augmente lorsque l'hématocrite augmente++
(car le taux de GR augmente)

PATHO: Polyglobulie primitive = Maladie de Vaquez

- ✓ Maladie rare (1/100 000)
- ✓ Le nombre de GR est > 6 millions/mm³ (N:4/5 millions) -> les patients fabriquant trop de GR
- ✓ Viscosité inter-cellulaire **augmentée**
- ✓ Nombre GR **augmente** -> Hématocrite **augmente**
- ✓ Hématocrite: $> 55\%$ (Femmes) / $> 60\%$ (Hommes)
- ✓ **Thromboses par hyperviscosité du sang** -> le sang a du mal à circuler dans les petits vaisseaux (viscosité du sang augmente car l'hématocrite augmente) il se bloque et le tissu en aval n'est plus vascularisé -> les vaisseaux se bouchent sous l'effet de l'accumulation des cellules sanguines

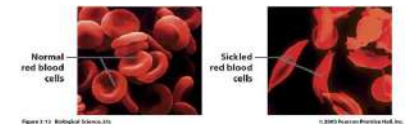


C/ Description rhéologique du sang en écoulement dans les petits vaisseaux

| | | |
|--------------------|---|--|
| Artérioles | <p>Circulation axiale des GR</p> <ul style="list-style-type: none"> • Phénomène d'écrémage au niveau des vaisseaux latéraux (le sang passant dans l'artériole sera essentiellement composé de <u>plasma</u> -> hématocrite + faible) • Diminution locale de l'hématocrite (car les GR sont principalement au milieu du vaisseau et donc ne vont pas dans le petit vaisseau latéral) | |
| Capillaires | <p>Diamètre $< 8 \mu\text{m}$</p> <ul style="list-style-type: none"> • <u>Déformation</u> des GR • Intervention de la viscosité intracellulaire (pour circuler dans les vaisseaux dont le diamètre est inférieur à leur taille) -> viscosité intracellulaire définit la viscosité du fluide sanguin | |

PATHO: Drépanocytose

- ✓ Maladie génétique: production d'Hémoglobine S anormale (HbS \neq HbA)
- ✓ L'HbS crystallise sous l'effet de l'hypoxie => **Falciformation** des GR
- ✓ Viscosité intra-cellulaire **augmentée**
- ✓ **Diminution de la déformabilité**
- ✓ **Thromboses capillaires**



!/\ Causes de thromboses \neq :

- Polyglobulie primitive -> Nb trop élevé de GR.
- Drépanocytose -> GR trop rigides, n'arrivent plus à se déformer dans les capillaires.

Conclusion:

- Sang = **fluide non-newtonien** du fait de sa nature de suspension cellulaire
- Sa viscosité dépend de l'**hématocrite** (augmentée dans la polyglobulie)
- Sa viscosité dépend des conditions d'écoulement
 - Effet de **rhéofluidification** lorsque la vitesse d'écoulement augmente (viscosité diminue)
 - Phénomène de **rouleaux** lorsque la vitesse d'écoulement diminue (viscosité augmente)
- Dans les capillaires, c'est la viscosité **intracellulaire** des GR qui entre en jeu (augmentée dans la drépanocytose)

III) PARTICULARITÉS LIÉES A L'ANATOMIE

A/ Anatomie de l'arbre vasculaire

Vidéo 5

1) Rappels anatomiques

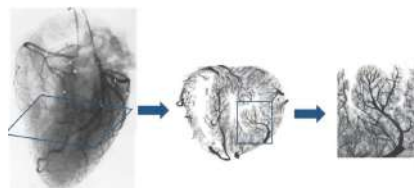
❖ Volume de sang chez l'adulte ≈ 5L

| 2 CIRCULATIONS | <ul style="list-style-type: none">✓ Systémique (haute pression) Coeur <-> Organes VG <-> OD => irrigation organes périphériques (oxygène + nutriments)✓ Pulmonaire (basse pression) Coeur <-> Poumons (-> oxygéner le sang => Hématose) VD <-> OG | <table border="1"><thead><tr><th></th><th>P Artérielle moy kPa (mmHg)</th><th>% vol total¹</th></tr></thead><tbody><tr><td>Systémique</td><td>13 (98)</td><td>70</td></tr><tr><td>Pulmonaire</td><td>2,6 (20)</td><td>20</td></tr></tbody></table> <p>La circulation systémique a une pression 5 fois supérieure à la pulmonaire!</p> <p><i>La circulation pulmonaire héberge un volume <u>plus faible</u> que la systémique.</i></p> | | P Artérielle moy kPa (mmHg) | % vol total ¹ | Systémique | 13 (98) | 70 | Pulmonaire | 2,6 (20) | 20 | | | | | | | |
|-----------------------|---|---|------|--------------------------------|--------------------------|-------------------|------------|----|-------------------|----------|--------------|--|---|-----|-----------|--|----|------|
| | P Artérielle moy kPa (mmHg) | % vol total ¹ | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Systémique | 13 (98) | 70 | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Pulmonaire | 2,6 (20) | 20 | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 3 SECTEURS | <ul style="list-style-type: none">✓ Artériel✓ Capillaire✓ Veineux (Volume le + important, sert de réserve en cas d'hémorragie) | <table border="1"><thead><tr><th></th><th>Volume</th><th>%</th><th>mL</th></tr></thead><tbody><tr><td>○ Artériel</td><td></td><td>10</td><td>500</td></tr><tr><td>○ Capillaire</td><td></td><td>5</td><td>250</td></tr><tr><td>○ Veineux</td><td></td><td>55</td><td>2750</td></tr></tbody></table> <p>(valeurs pour la circu' systémique)</p> <p>Artères -> Artérioles -> Capillaires -> Veinules -> Veines (départ du coeur) (échanges) (retour au coeur)</p> | | Volume | % | mL | ○ Artériel | | 10 | 500 | ○ Capillaire | | 5 | 250 | ○ Veineux | | 55 | 2750 |
| | Volume | % | mL | | | | | | | | | | | | | | | |
| ○ Artériel | | 10 | 500 | | | | | | | | | | | | | | | |
| ○ Capillaire | | 5 | 250 | | | | | | | | | | | | | | | |
| ○ Veineux | | 55 | 2750 | | | | | | | | | | | | | | | |

2) Un système ramifié

Une autre caractéristique anatomique de la circulation est ce système **ramifié**.

↳ ex: artères coronaires -> macroscopiquement, il y a plusieurs artères coronaires ; si on fait une coupe à travers le cœur, on voit que les artères se divisent en artérioles, qui se divisent encore par la suite



On a donc un **réseau de canalisations en parallèle** se ramifiant au fur et à mesure que l'on avance dans l'arbre vasculaire.

Ce réseau de canalisations en parallèle nous permet donc d'utiliser la loi de Poiseuille pour calculer les résistances vasculaires.

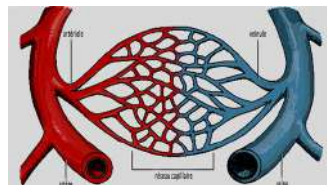
• Réseau de canalisations en parallèle

Ex: réseau capillaire

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

$$\text{Système en parallèle } \frac{1}{R} = \sum \frac{1}{R_i}$$

La résistance globale $R \searrow$



La Résistance globale R diminue au fur et à mesure qu'on avance dans le réseau vasculaire

- Notion de section individuelle s_i et de section globale S

La section globale représente la somme des sections des n vaisseaux situés en parallèle.

Aorte: section individuelle = section globale

De l'aorte vers les capillaires:

- Les **sections individuelles diminuent** (les vaisseaux étant de + en + petits)
- La **section globale augmente** (puisque le nb de vaisseaux augmente)
- => **échanges++**

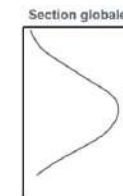
Inversement des capillaires vers la veine cave.

► Conséquence de la section globale:

Elle augmente considérablement avec ce système en parallèle -> en faveur des échanges qui se font distalement au niveau des tissus

| | 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 | 1,503,2 |
| Veinules | 0,003 | 0,000007 | 800000000 | 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



Capillaires: section individuelle très petite mais nombre très élevée -> section globale très importante

A/ Conséquences sur la dynamique de circulation

1) Débit

Le système vasculaire est un **système fermé** => le **débit global Q est constant** dans les différents secteurs (càd qu'il est constant au niveau artériel ou capillaire), mais il varie selon les organes (pendant la digestion, le débit dans le système digestif est + important que celui dans les muscles)

2) Vitesse d'écoulement

On rappelle que $Q = S \times v = \text{cte}$ ($S =$ section globale)

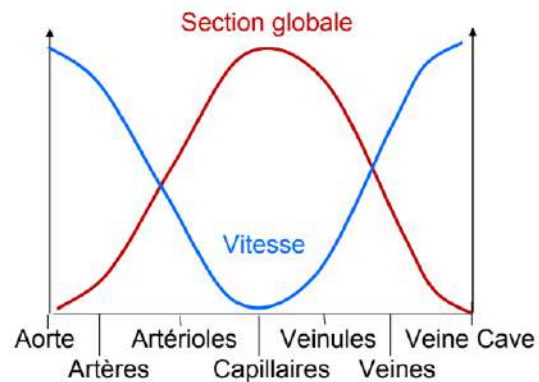
Or, la **section globale varie dans l'organisme** -> donc **v doit varier** pour **compenser** afin de garder un **débit constant**.

$$Q = S \times v \quad (S = \text{section globale})$$

$$Q = \text{constant, mais } S \text{ varie}$$

$$\text{Donc } v \text{ varie}$$

$$v = Q/S$$



La **section globale** est **maximale** au niveau des capillaires

La vitesse évolue en **sens inverse** pour maintenir un débit constant: elle est élevée au niveau de l'aorte, elle diminue au niveau des artères et des artérioles et devient minimale au niveau des capillaires, puis réaugmente dans le secteur veineux

Cette architecture favorise la diminution de la vitesse dans les capillaires

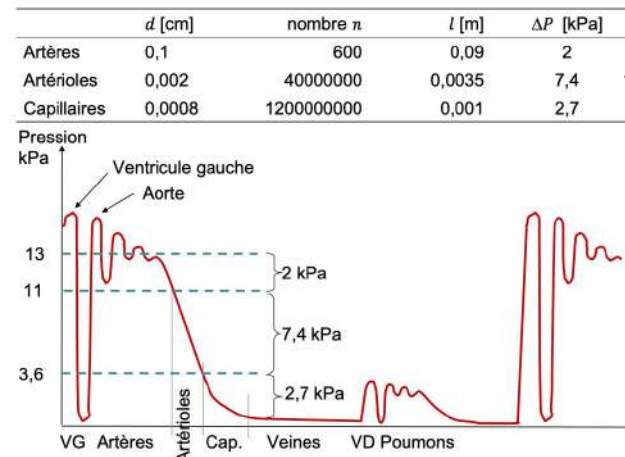
La **vitesse minimale** au niveau des **capillaires** permet de **maximiser les échanges**

3) Conséquences de l'anatomie sur les variations de pression

Les variations de pression sont directement liées aux **caractéristiques anatomiques** du réseau et à l'application de la loi de Poiseuille.

$$\Delta P = Q \frac{8\eta L}{\pi r^4} = Q \times R \quad (R \text{ résistance globale à la circulation})$$

C'est l'architecture anatomique du réseau qui module la pression



Ces valeurs nous expliquent les courbes physiologiques que l'on obtient en les mesurant, de chute de pression lorsqu'on avance dans le réseau vasculaire

La pression est donc particulièrement **élevée** dans le **VG** (à la sortie du cœur) et dans les **artères** (chute de 2kPa), elle **chute fortement** à partir des **artérioles** (chute de 7,4kPa), puis **chute** au niveau des **capillaires** (2,7 kPa) pour **réaugmenter** un peu au niveau de la **circulation pulmonaire** (tout de même **5 fois inf.**)

Cette architecture/anatomie module les variations de pression, et celles-ci sont accessibles en appliquant la loi de Poiseuille

I) PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS VASCULAIRES

Vidéo 6

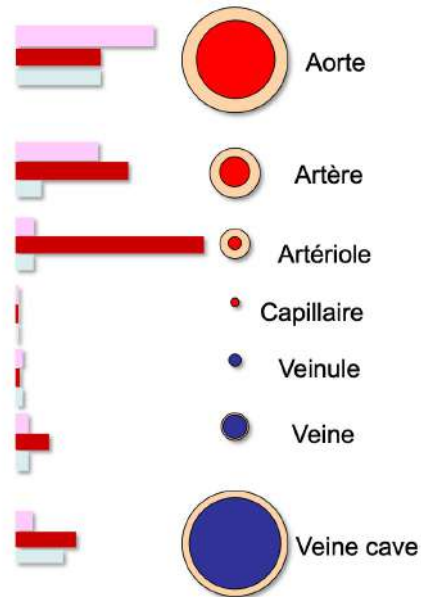
A/ Constitution des parois des vaisseaux

Les parois des vaisseaux sont constituées de **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** (régulent le tonus musculaire donc l'afflux sanguin)



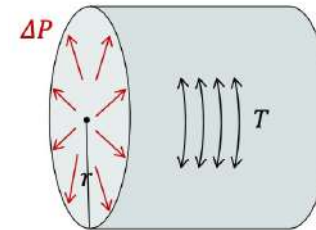
Globalement tous les vaisseaux possèdent des fibres élastiques et de collagène; ce qui varie le + : les fibres musculaires

En avançant dans l'arbre vasculaire, on a une perte d'élasticité au profit du contingent musculaire

B/ Les forces mises en jeu pour les parois élastiques

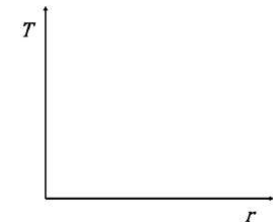
D'un point de vue physique, 2 phénomènes s'appliquent sur les parois des vaisseaux:

- **GRADIENT DE PRESSION TRANSMURAL ΔP** (surpression à l'intérieur du vaisseau par rapport à l'extérieur) => tend à **DILATER** le vaisseau (rayon ↗)
- **PROPRIÉTÉS ÉLASTIQUES DES PAROIS (TENSION PARIÉTALE T)** => tend à **CONTRACTER** le vaisseau (rayon ↘)



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

- Loi de **LAPLACE** => Relation **TENSION/PRESSION**
- Loi de **HOOKE** => Relation **TENSION/ÉLASTICITÉ**



Elles mettent en jeu **tension, pression et élasticité**.

1) Loi de LAPLACE : Relation Tension / Pression

Lorsque la pression sanguine devient supérieure à la pression extérieure ($\Delta P = P_{\text{int}} - P_{\text{ext}} > 0$) -> on a une pression qui s'applique sur les parois:

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

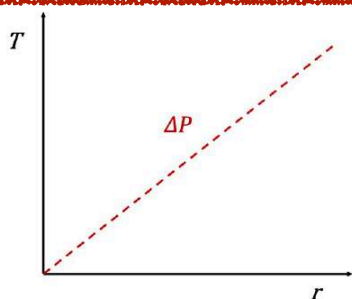
Pour un vaisseau cylindrique, la loi de Laplace nous donne :

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

-> Relation **linéaire** entre la tension et le rayon du vaisseau r .

Facteur de linéarité : ΔP

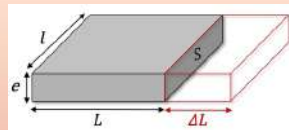
Il existe une infinité de points d'équilibre entre T et r , on prend donc en compte l'élasticité avec la loi de Hooke.



ΔP définit la pente de la droite

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.



Si on étire un élastique, on obtient un certain allongement $\Delta L/L$ et on sent une force qui s'oppose à cet allongement.

La loi de Hooke exprime cette force:

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

= constante qui caractérise le degré d'élasticité du matériel

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

-> Mais ce qui nous intéresse c'est la **tension T**
 (=force par unité de longueur & énergie par unité de surface
 /!\ **ATTENTION** ≠ de la pression ++)

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

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

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

γe = élastance = raideur (résistance à l'étirement)

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

-> on a bien une relation entre la tension d'une paroi et son étirement (induit par l'augmentation de rayon)

↳ Obtenu dans le cas simple d'un matériel qui a une élasticité donnée

C/ Comportement des vaisseaux élastiques

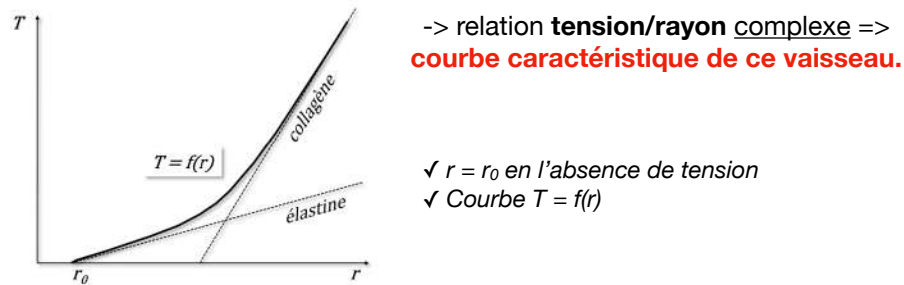
1) Courbes caractéristiques

- ✓ La **paroi des vaisseaux** (purement) **élastiques** (aorte, artères) est composée d'élastine et de collagène => possédant des **élastances différentes**. ($3 \text{ et } 10^3 \text{ N.m}^{-1}$ -> *élastine* + *élastique*)

↳ Les vaisseaux élastiques ont une certaine élasticité: ils sont constitués d'au moins 2 éléments qui sont élastiques: les fibres d'élastine + les fibres de collagène => système d'élasticité composite

✓ L'effet de la **loi de Hooke** sur la **Tension** est la **combinaison** de ces **2 élastances**:

si le vaisseau n'était formé que d'élastine, la relation tension/rayon serait **linéaire** mais dans un vaisseau donné, les 2 élastances (élastine + collagène) **se combinent**

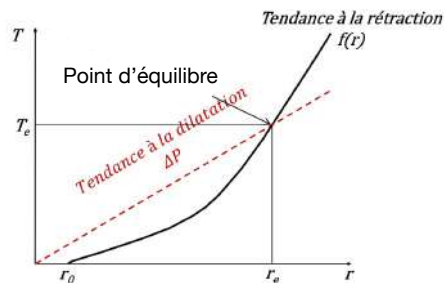


2) Rayon d'équilibre

- ✓ Courbe **caractéristique** du vaisseau.
- ✓ **La paroi s'oppose à la dilatation** qu'impose le gradient transmural (*surpression à l'intérieur*) (tension/élasticité) -> **Rétractation**
- ✓ La **différence de pression** tend à **dilater** le vaisseau (tension/pression) (Laplace)
- ✓ **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) Évolution du rayon

Evolution du rayon avec la pression transmurale

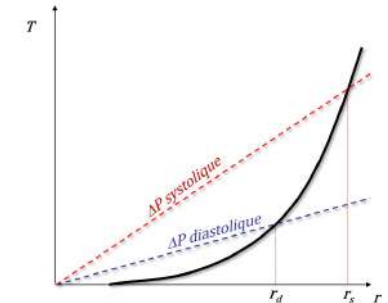
LE POULS

ex: *pouls radial*

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

Variations de rayon = le pouls ++

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



Conclusion

Les courbes tension/rayon permettent de modéliser les comportements des vaisseaux élastiques en fonction:

- **Des caractéristiques de leurs parois (tendance à la rétractation)**
- **De la pression à laquelle ils sont soumis (tendance à la dilatation)**

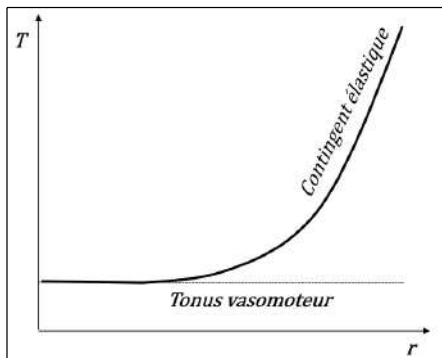
D/ Courbes caractéristiques tension-rayon des vaisseaux musculo-élastiques

Vidéo 7

1) Comportement des vaisseaux musculo-élastiques

- ✓ Certains vaisseaux en particulier les **artérioles**, ont une paroi riche en cellules musculaires qui permettent d'appliquer sur les parois vasculaires un tonus vasomoteur sympathique
- ✓ La tension musculaire -**tonus vasomoteur** sympathique (tonus modulé par le système nerveux sympathique)- crée une **tension indépendante du rayon** + indépendante des propriétés élastiques du vaisseau
- ✓ Permet une **régulation vasomotrice**

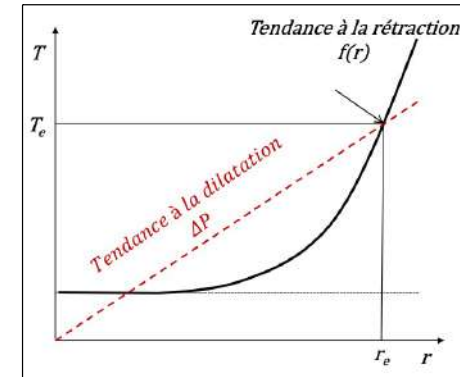
Quel que soit le rayon du vaisseau, la tension exercée ne sera **jamais nulle (active)**



La courbe caractéristique des vaisseaux musculo-élastiques présente ainsi une partie plane permis par le tonus vasomoteur et une partie ascendante due au contingent élastique, qui détermine l'évolution tension/rayon de ce vaisseau

2) Détermination du rayon

=> On remarque qu'il y a **2 points d'intersection** entre la courbe caractéristique et la droite de Laplace ΔP .



- ✓ **THÉORIQUEMENT** -> **2 points d'équilibre**, donc 2 rayons d'équilibre
- ✓ **EN RÉALITÉ** -> **seul** le point ayant le **rayon le + élevé** sera **stable**
↳ **Rayon d'équilibre** tension/rayon/pression (-> permet d'équilibrer la pression à l'intérieur du vaisseau, la tension de la paroi compte tenu de ses propriétés élastiques mais aussi musculo-élastique, et du tonus musculaire)

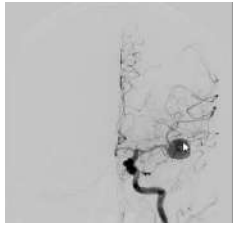
Applications physiopathologiques

3) Application à pression fixe: exemple du **vasospasme lié à l'hémorragie méningée par rupture d'anévrisme cérébral**

L'anévrisme cérébral est une sorte d'hernie dans la paroi d'un vaisseau, ici une artère cérébrale -> cette anomalie ne provoque pas de symptômes tant qu'elle reste intacte et qu'elle ne se rompt pas -> mais la paroi est fragile -> risque : sous l'effet de la pression vasculaire, elle peut se rompre



Artériographie
cérébrale



Angiographie IRM



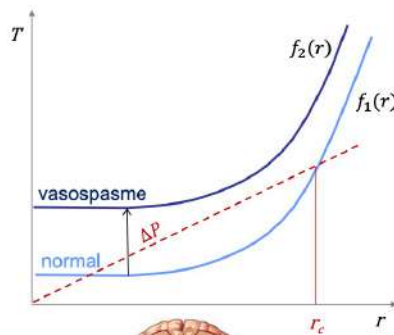
En cas de rupture -> **saignement** -> **vasospasme** des vaisseaux cérébraux :

- Sur le vaisseau portant l'anévrisme
- Sur les vaisseaux voisins

La rupture de l'anévrisme est accompagnée d'un **vasospasme local**.

✓ ↑ Du **tonus** des parois vasculaires.
=> La courbe $T=f(r)$ se déplace vers le **haut** (car contraction du vaisseau)

✓ La droite ΔP ne change **pas**
=> Il n'y a plus d'intersection entre l'a courbe caractéristique du vaisseau et la courbe de pression - > plus de rayon d'équilibre: **occlusion** du vaisseau.



Les vaisseaux ne sont plus perméables, ils sont spasmés, le sang ne peut plus circuler

Conséquences:

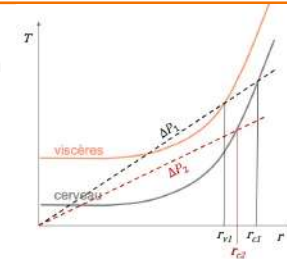
- ✓ **Favorable** = permet d'arrêter le saignement au niveau de l'artère rompue -> protection
- ✓ **Défavorable** = vasospasme sur les autres vaisseaux environnants -> diminution de l'apport sanguin dans un territoire du cerveau -> ischémie régionale.



4) Application à déformabilité fixe: exemple de la **protection hiérarchisée des organes contre les baisses de pression**

Les courbes tension/rayon des vaisseaux sont **différentes selon les organes** -> **tonus vasomoteur différent**

-> **tension de base augmentée** pour les viscères.



Conditions normales : ΔP_1

- ✓ Rayon d'équilibre pour les viscères r_{v1}
- ✓ Rayon d'équilibre pour le cerveau r_{c1}
- ↳ Les viscères et le cerveau peuvent être normalement irrigués

Diminution de la pression : ΔP_2

- ✓ Plus de point d'intersection pour les viscères
- ✓ Rayon d'équilibre pour le cerveau r_{c2}

=> **Occlusion des vaisseaux viscéraux++**

=> **Préservation de la vascularisation cérébrale++**

On a bien une hiérarchisation de la vascularisation des différents organes. (on sacrifie momentanément les organes moins importants (viscères digestifs) tandis que la perfusion cérébrale est conservée).

5) Cas particulier du rein

Le rein a une anatomie particulière.

Le néphron (unité fonctionnelle) est composé d'un glomérule (filtration plasmatique) puis de tubules (réabsorption, ex: ions, glucose...).

↳ **Chacun possède un réseau capillaire**

(1er au niveau du glomérule / 2ème -> tubule)

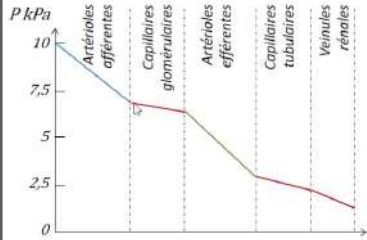
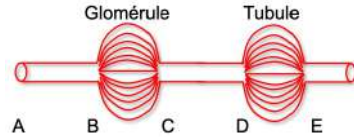
Modélisation: 2 réseaux capillaires **en série**:

A-B = artériole afférente

B-C = capillaires glomérulaires

C-D = artériole efférente

D-E = capillaires tubulaires



Si l'on suit les pressions qui sont caractérisées par cette anatomie, et qu'on pourrait calculer en tenant compte de la loi de Poiseuille, on voit:

- Une chute de la pression dans le réseau des artérioles afférentes
- Une chute + lente au niveau du réseau capillaire
- Une chute qui s'accroît encore au niveau des artérioles efférentes

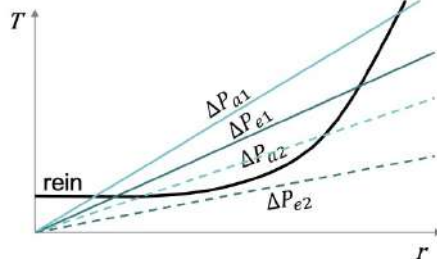
✓ Les droites de **Laplace** sont **différentes**:

(Physiologiquement la pression dans l'artériole afférente est + élevée que dans l'efférente)

✓ La **courbe caractéristique** est **identique** entre les artérioles afférentes et efférentes

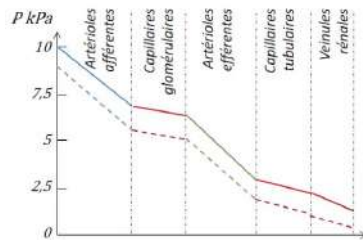
Conditions normales :

- ✓ On a une intersection entre les courbes caractéristiques et les courbes de pression
- ↳ Les 2 artérioles ont des pressions suffisantes -> elles sont perméables, le sang peut y circuler



Baisse de la pression ΔP_2 (hypotension sévère):

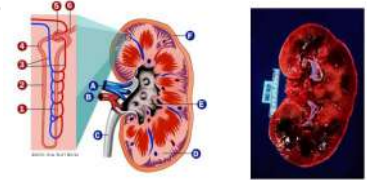
- ✓ La pente des 2 droites diminue (-> pointillés)
- ✓ Il reste un **rayon d'équilibre** pour l'**a. Afférente**, mais **pas pour l'efférente!** -> Les artérioles afférentes ne sont **plus perméables** -> **le sang ne circule plus** -> **ischémie** au niveau des tubules puisque le réseau capillaire qui suit est celui qui alimente cette partie => **ischémie tubulaire** connue sous le terme de **nécrose tubulaire ischémique**



PATHO: NÉCROSE TUBULAIRE ISCHÉMIQUE

- ✓ Le rein s'ischémie, se nécrose au niveau des **tubules** car la pression est **insuffisante** pour le maintenir dilaté.
- ✓ Redouté en cas de **transplantation rénale** sur donneur en état de mort cérébrale
- ✓ Importance de maintenir chez le donneur de bonnes conditions hémodynamique pour éviter la souffrance tubulaire du rein à transplanter -> Éviter des conditions défavorables qui feraient chuter la pression chez le donneur car ci-celle ci chute -> pression dans les artérioles efférentes trop faible -> phénomène de **nécrose tubulaire ischémique**

Il est important de protéger le rein contre cette baisse de pression, pour préserver le greffon pour pouvoir le transplanter dans de bonnes conditions



Conclusion

Les courbes caractéristiques tension/rayon permettent de modéliser les comportements des vaisseaux musculo-élastiques en fonction:

- **Des caractéristiques de leurs parois** (tendance à la rétractation) : **tonus vasomoteur**
- **De la pression à laquelle ils sont soumis** (tendance à la dilatation)
- Ce **tonus vasomoteur** permet de réguler la perméabilité de ce type de vaisseaux

II) MESURES DES PRESSIONS EN SANTÉ

Vidéo 8

A/ Mode de mesure et unités

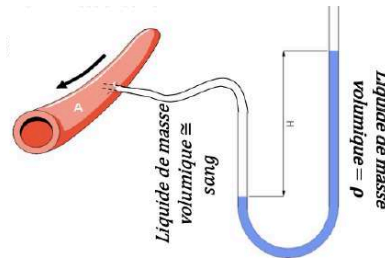
1) Mode de mesure

- ✓ Les unités dépendent du mode de mesure
- ✓ Le mode de mesure est basé, et était basé surtout au début, sur des **manomètres à colonne de liquide**

Ex au niveau d'une artère:

↳ On place un capteur dans la lumière de l'artère et de le relier à un système de tube en U dans lequel il y a un liquide

↳ La différence de hauteur entre les branches du U va équilibrer la pression qui règne, et va donner accès à la mesure de cette pression grâce à la relation:



$$P = \rho gh \Rightarrow h = \frac{P}{\rho g}$$

ρ -> masse volumique du liquide

Liquides facilement utilisables en santé:


| | Eau H ₂ O | Mercure Hg |
|------------------------------|----------------------|----------------------|
| ρ (kg.m ⁻³) | 1.10 ³ | 13,6.10 ³ |

Lorsqu'on s'intéresse aux fluides corporels, on ne mesure pas la pression en Pa mais avec d'autres unités:

- **Le mmHg** (millimètre de mercure)
- **Le cmH₂O** (centimètre d'eau)

2) Unités

Les unités de pression en pratique sont basées sur des hauteurs de liquides. Les fluides sont choisis en fonction des valeurs des pressions moyennes à mesurer:

| | |
|---|--|
| <p>Le millimètre de mercure (mmHg)</p> <p>$\rho_{Hg} = 13,6 \cdot 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$</p> | <p>Pour la pression artérielle (PA) ++</p> <p>PAmoy = 13 kPa soit $h = \frac{13 \cdot 10^3}{13,6 \cdot 10^3 * 9,8} = 97 \text{ mmHg}$</p> <p>On a 1 mmHg = 133 Pa</p> <p>1 mmHg = 13,6 . 10³ x 9,8 x 10⁻³ = 133 Pa</p> <p>↳ Cela correspond à une dizaine de cm de mercure -> colonne manipulable en pratique</p> <p>Les manomètres de mesure de PA classiques sont organisés sous la forme d'un tube en U un peu modifié (1 branche = réservoir) -> ce niveau du côté du U est stable (ne se modifie pas significativement => lecture sur la partie la + fine du tube</p>  |
| <p>Le centimètre d'eau (cmH₂O)</p> <p>$\rho_{H2O} = 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$</p> | <p>Pour la pression veineuse centrale (PVC) ++</p> <p>PVCmoy ≤ 1kPa soit $h \leq \frac{1 \cdot 10^3}{1 \cdot 10^3 * 9,8} = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$</p> <p>Le cmH₂O est plus adapté aux pressions veineuses, bien moins importantes que les pressions artérielles.</p> <p>On a 1cmH₂O ≈ 100 Pa</p> <p>1 cmH₂O = 1.10³ x 9,8 x 1.10⁻² = 98 Pa ≈ 100 Pa</p> |

!/\ Astuce conversions !/\

- Pa -> mmHg => on divise par 133
- kPa -> mmHg => on multiplie par 7,5

B/ La pression artérielle

1) Définition

La pression artérielle est la pression du sang dans les artères, produite par le coeur

Par abus de langage, la PA est improprement appelé « tension artérielle »

○ La pression exerce une force sur les parois

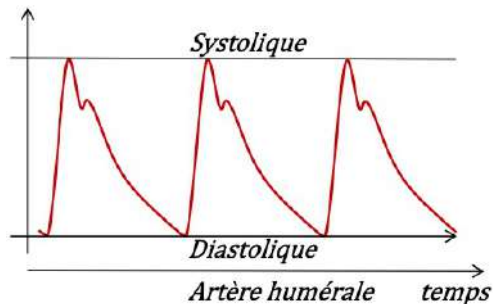
La **pression** s'exprime en $N.m^{-2}$ (force par unité de surface) et induit une **tension** sur les parois (la tension s'exprime en $N.m^{-1}$ (force par unité de longueur))

=> Il vaut alors mieux parler de « **pression artérielle** »

Bq: du point de vue pathologique, on parle « d'hypertension artérielle » par abus de langage alors que ceci représente une hyperpression artérielle.

La valeur de la PA varie dans le temps en fonction du cycle cardiaque (régime plusatile -> systole/diastole) avec un:

- Minimum **diastolique** (quand le coeur se dilate)
- Maximum **systolique** (quand le coeur se contracte)
- Valeur moyenne de **13 kPa (98mmHg)**



☞ Pression directement liée à l'activité du coeur

☞ Cette pression artérielle moyenne qui règne dans les artères correspond à la pression statique selon Bernoulli, la pression qui s'exerce sur les parois

2) Les conditions de mesure

Elle exerce une force sur les parois:

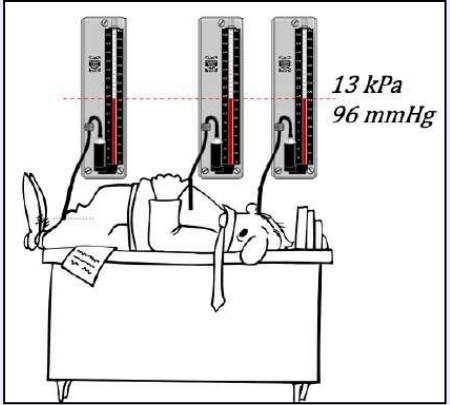
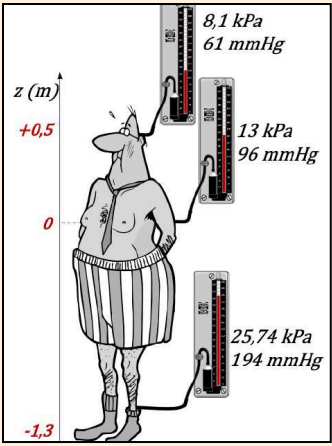
- **Personne allongée** => « pression statique P » selon Bernoulli en écoulement horizontal (on considère la pression moyenne, le sang immobile, on néglige la viscosité...)
- **Personne debout** = « pression statique » + « pression de pesanteur »

- ✓ C'est la pression du sang dans les artères produite par le coeur
- ✓ Liée à l'activité du coeur => on considère que c'est la pression à la sortie du coeur
- ↳ on la mesure quelque soit la position du sujet **au niveau du coeur**, c'est à dire au **niveau du bras**
- ↳ niveau 0 = niveau du coeur

❖ La **relation de Bernoulli** va nous permettre de **déterminer la PA** en fonction des **différentes positions**, avec comme pression statique (=latérale) la PAmoy.

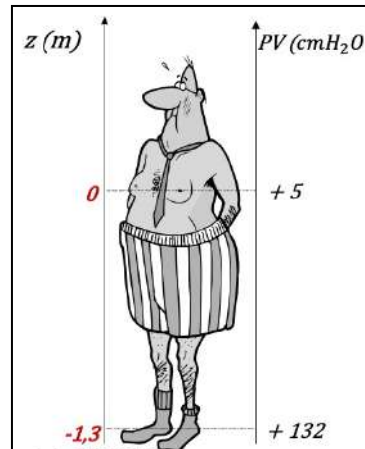
=> On prend pour **valeur de référence la pression artérielle au niveau du coeur.**

-> On prend $PA(0) = 96 \text{ mmHg} = 13 \text{ kPa}$

| | | |
|--|---|---|
| <p>Position ALLONGÉE</p> | <p>La PA est la même dans tout le corps ++</p> <p>Bernoulli donne: $\rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + PA = 13 \text{ kPa}$</p> <p>On considère que:</p> <ul style="list-style-type: none"> - $v = 0$ (sang immobile) - $h = 0$ (allongé, pas de différence de hauteur) <p>PA (tête) = PA (coeur) = PA (pieds)</p> <p>On a donc PA = 13 kPa quel que soit l'emplacement!</p> |  |
| <p>Position DEBOUT</p> <p><i>Situation statique</i></p> | <p>La PA dépend de la distance au coeur ++</p> <p>Au niveau du coeur, $z = 0$ par référence et on note $PA(z=0) = PA(0)$</p> <p><u>Mesure au bras -> plan du coeur</u></p> <p>Bernoulli donne (on néglige tjrs la Pcinétique):</p> $\rho gh + PA = 13 \text{ kPa}$ <p>Comme la pression de pesanteur est modifiée en fonction de l'altitude, la PA va l'être aussi afin de maintenir constante la somme $\rho gh + PA$ à 13 kPa.</p> <p>Pour connaître la PA, on applique la formule:</p> $PA(h) = PA(0) - \rho gh$ $PA = 13 \cdot 10^3 - \rho gh$ |  <p>$\rho_{\text{sang}} = \rho_{\text{eau}} = 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$</p> <p>✓ Si $h > 0$ alors $PA(h) < PA(0)$ $PA(\text{tête}) = PA(+0,5) = 8,1 \text{ kPa} < 13 \text{ kPa}$ ✓ Si $h < 0$ alors $PA(h) > PA(0)$ $PA(\text{pieds}) = PA(-1,3) = 25,7 \text{ kPa} > 13 \text{ kPa}$</p> <p>PA (tête) < PA (coeur) < PA (pieds)</p> |

C/ La pression veineuse

- ✓ La pression veineuse est **plus faible** que la pression artérielle. (Valeur globalement faible)
- ✓ Utilisée en pratique en réanimation
- ✓ Valeurs **stables** car régime non pulsatile
- ✓ La **PVC (Pression Veineuse Centrale)** = **pression veineuse au niveau du coeur**, est donc mesuré de façon **DIRECTE** par cathéter veineux au niveau de l'oreillette droite avec un **manomètre à eau**.



Valeur normale: **PVC ≤ 1kPa**

$$h \leq \frac{1 \cdot 10^3}{1 \cdot 10^3 \times 9,8} = 10 \text{ cm H}_2\text{O}$$

On prend pour valeur de référence la **pression veineuse au niveau du coeur** que l'on notera **PVC(0)**.

On prend **PVC(0) = 5 cmH₂O = 500 Pa**

En position debout, la valeur de la PV dépend de la distance au coeur++

D'où, de même on obtient:

$$\text{PV}(h) = \text{PV}(0) - pgh$$

$$\Rightarrow \text{PV}(h) = 500 - pgh \quad \text{avec } p = 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$$

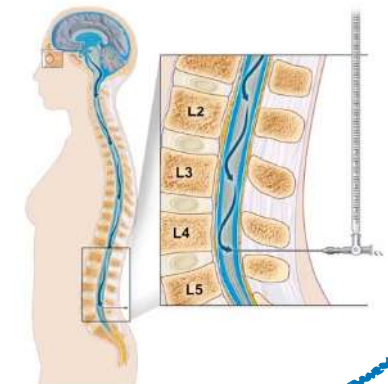
En position debout, la pression est + **élevée** au niveau des **membres inférieurs**, ce qui peut entraîner des **stases veineuses**, des **varices**, et des **oedèmes** des MI.

D/ La pression du liquide céphalo-rachidien (LCR)

++ NOUVEAUTÉ 2020/2021 ++

Liquide physiologique qui entoure le SNC (système nerveux central), soit le cerveau + moelle épinière

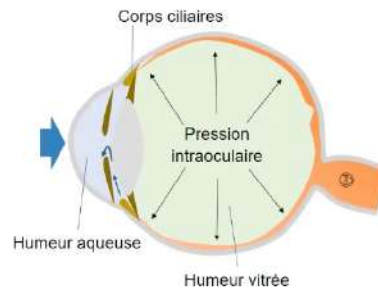
- ▶ Valeur proche de celle de la pression veineuse centrale
- ▶ Exprimée en **cmH₂O**
- ▶ Peut être mesurée par ponction lombaire sujet couché (-> introduction d'une aiguille dans le LCR en dessous du niveau de la moelle que l'on colonne à une colonne remplie d'eau -> mesure de la pression) (mesurée très rarement car on dispose d'autres méthodes d'explorations)
- ▶ Manoeuvre de vérification de blocage du LCR
 - ↳ Compression des veines jugulaires :
 - ↳ ↗ **PVC** -> ↗ **P du LCR**
 - ↳ sinon = obstacle



D/ La pression intra-oculaire

++ NOUVEAUTÉ 2020/2021 ++

- ✓ Exprimée en **mmHg**
- ✓ Valeur normale = **15 mmHg**
- ✓ Augmentée en cas de glaucome
- ✓ Mesurée par un tonomètre oculaire
 - ↳ Jet d'air sur la chambre antérieure de l'oeil
 - ↳ Mesure la pression qui règne dans l'ensemble de l'oeil
- ✓ Importante à dépister avant qu'elle ne produise des anomalies de la vision



Conclusion

- Les pressions physiologiques utilisent des unités liées aux méthodes de mesures utilisant des **hauteurs de liquide**
- **La pression artérielle varie**, en position verticale, en application de la **loi de Bernoulli**

A/ Auscultation cardiovasculaire

- Écoulement **laminaire** => **silencieux** (on n'entendra rien au stéthoscope à l'auscultation)
- Écoulement **turbulent** => **bruyant** - audible à l'auscultation: « **souffle** »

1) Conditions d'apparition d'un souffle

On considère que l'écoulement est turbulent si:

$$Re = \frac{\rho d v}{\eta} > 10\,000$$

A bien comprendre +++

- Le **diamètre** est un facteur de turbulence + lié à la **vitesse** (elle même un facteur de turbulence) -> si d diminue, v augmente
- Si on considère le nombre de **Reynolds**: si d diminue, le risque de turbulence diminue aussi.

!/\ MAIS ATTENTION /\!
=> Ceci n'est vrai **QUE** si **d varie seul!**

En pratique, si d diminue, v augmente (principe de continuité du débit).

-> Il faut donc ré-écrire la formule en introduisant le débit!

=> On réalise alors que **lorsque d diminue, le risque de turbulence augmente!**

A débit constant, $Q = S v$; avec une section circulaire: $Q = \frac{\pi d^2 v}{4} \Rightarrow d \cdot v = \frac{4Q}{\pi d}$

$$Re = \frac{\rho \cdot d \cdot v}{\eta} = \frac{\rho \cdot 4Q}{\eta \cdot \pi \cdot d}$$

++

$$Re = \frac{4 * p * Q}{\pi * \eta * d}$$

++

/!\ Point QCM /!\

En pratique, on utilisera plutôt cette formule lorsque l'on parle de **variations de diamètre**

SAUF++: lorsque l'on parle augmentation/diminution isolée du diamètre

Les causes d'un souffle sont liées à la **diminution de η de d** ; à l'**augmentation de Q** .

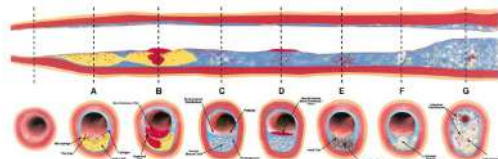
| | |
|------------------------------|--|
| Causes LÉSIONNELLES | $d \downarrow$ ✓ Souffle <u>vasculaire</u> : sténose vasculaire ✓ Souffle <u>cardiaque</u> : sténose ou fuite valvulaire cardiaque |
| Causes FONCTIONNELLES | $Q \uparrow$ $\eta \downarrow$ ✓ Souffle d' <u>effort</u> ✓ Souffle lié à l' <u>anémie</u> (anémie: $\eta \downarrow$ et $Q \uparrow$) |

2) Souffle vasculaire

ATHÉROSCLÉROSE

- Formation de **plaques d'athérome** -> **diminution progressive du diamètre** des vaisseaux
- Processus : dépôts lipidiques au début + fibrose ensuite -> réduction calibre d'une artère
- Un **souffle vasculaire** est audible au stéthoscope (*écoulement localement turbulent*) en regard de l'artère sténosée (*carotide, rénale, fémorale...*)

=> **Cause LÉSIONNELLE** <=>



4) Souffle cardiaque

On ausculte le coeur, on entend les battements normaux mais on peut également entendre des souffles qui traduisent le passage en écoulement turbulent à un endroit du coeur.

Voir exercice ronéo

B/ Mesure auscultatoire de la pression artérielle

1) Principe de la mesure

La mesure auscultatoire de la PA (stéthoscope) est:

- ✓ **Non invasive**
- ✓ **Indirecte ++** (Cathéter -> mesure directe)
- ✓ **Basée sur la création d'une sténose** par le brassard (par contrepression)
- ✓ **Réalisée au niveau de l'artère humérale**

=> Puis auscultation en **aval** : interprétation des bruits de **KOROTKOV**

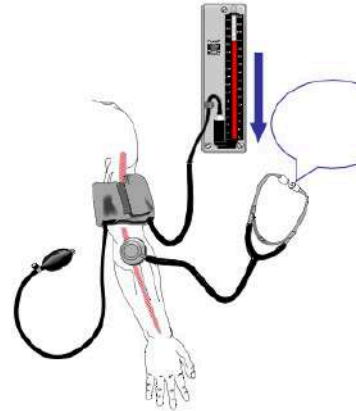
2) Méthode de mesure

1) $P_{\text{brassard}} > PA_{\text{systole}}$
 -> aucun bruit

On gonfle le brassard jusqu'à contrer la PA
 -> cela collabe l'artère

=> On n'entend rien car le sang ne circule pas

① $P_b > PA_{\text{systolique}}$



2) $P_{\text{brassard}} \leq PA_{\text{systole}}$
 -> Bruit sec intermittent

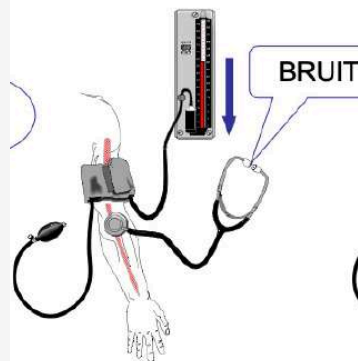
Peu à peu on diminue la pression du brassard jusqu'à passer en dessous de la PA maximale = P_{systole}

Bruit bref audible à chaque moment où l'artère est perméable (ouverte) sous l'effet de la pression artérielle

=> On entend un bruit dû à l'écoulement turbulent en systole.

=> Apparition du 1er bruit sec : c'est la PA maximale soit la PA systolique

② $P_b \leq PA_{\text{systolique}}$



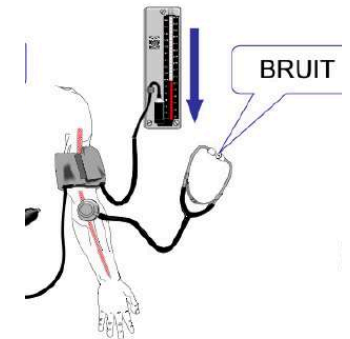
Bruit à chaque bref instant où l'artère est ouverte: **PA max**

3) $PA_{\text{diastole}} < P_b < PA_{\text{systole}}$
 -> Bruit qui s'allonge et qui persiste

On continue à diminuer la pression du brassard, on entend alors un **bruit qui augmente en durée et change de timbre**

En **systole** la circulation est redevenue **laminaire**, mais est **turbulente en diastole**

③ $P_b < PA_{\text{systolique}}$
 $P_b > PA_{\text{diastolique}}$



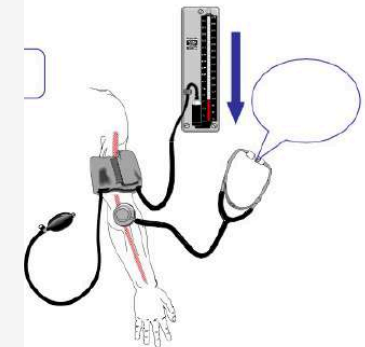
Bruit augmente en durée

4) $P_b < PA_{\text{diastole}}$
 -> disparition de tout bruit

On diminue toujours la pression du brassard jusqu'à ne plus rien entendre le sang circule à nouveau de manière **laminaire** en **diastole** et en **systole**, l'artère n'est plus compressée.

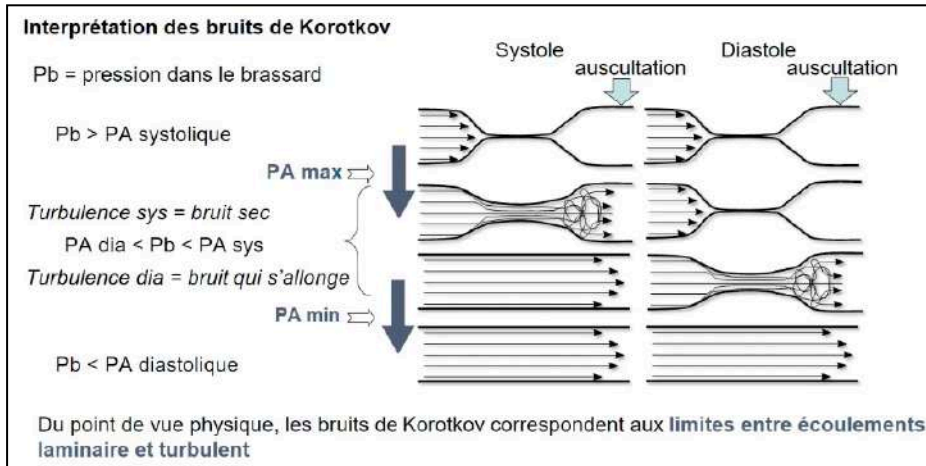
On obtient donc la **PA minimale = PA diastolique**

④ $P_b < PA_{\text{diastolique}}$



Disparition de tout bruit: **PA min**

3) Interprétation des bruits de Korotkov



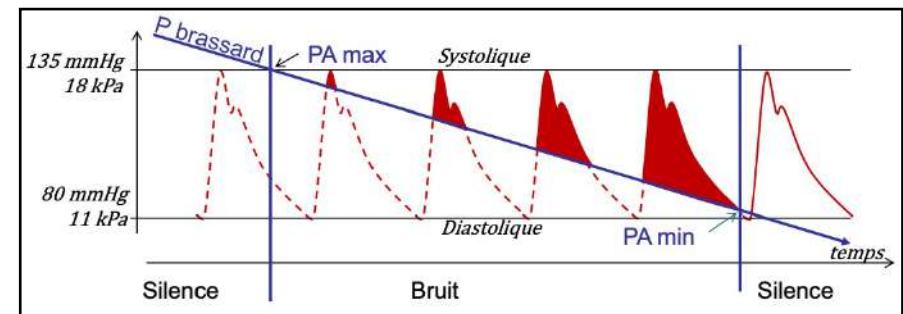
1) Tant que $P_b > P_{syst}$: L'artère est collabée, le sang ne passe pas -> **pas de bruit**

2/3) $P_{A_{diastole}} < P_b < P_{A_{systole}}$: D'abord : **Turbulence systolique** (bruit sec); rien en diastole (premier bruit = PA systolique) ; puis au fur et à mesure : **laminaire** en systole, **turbulent** en diastole (bruit qui s'allonge et + doux)

4) $P_b < P_{A_{diastole}}$: **Laminaire** en systole **et** en diastole: plus de bruit
Moment où le bruit disparaît -> P_{Amin}

Du point de vue physique, les **bruits de Korotkov** correspondent aux **limites entre écoulement laminaire et turbulent++**

- **L'APPARITION** du bruit sec correspond à la **PA SYSTOLIQUE**
- **LA DISPARITION** de tout bruit correspond à la **PA DIASTOLIQUE**



Accord avec la mesure directe:

- ✓ **P_{Amax} = PA systolique**
- ✓ **P_{Amin} = PA diastolique -> P_{Amin} = PA diastolique + 2mmHg**

Plus le brassard voit sa pression diminuer, plus il va passer de sang à la faveur de la pression qui s'exerce contre le brassard

Ainsi, la pression maximale est exactement égale à la pression artérielle systolique; mais la PA minimale surestime la pression diastolique car on mesure la P_{Amin} lors du passage du sang en écoulement laminaire (on attend qu'il n'y ai plus du tout de bruit)

La Pression Artérielle moyenne est donnée par la relation:

$$++ \quad P_{Amoy} = \frac{P_{Asys} + 2P_{Adiast}}{3} = 13 \text{ kPa (98 mmHg)} \quad ++$$

4) Recommandation pour la mesure de la pression artérielle (HAS 2005)

- ✓ Au moyen d'un appareil validé, avec un brassard adapté à la taille du bras, en veillant à **placer le brassard sur le plan du coeur**
- ✓ Chez un patient en position couchée ou assise depuis plusieurs minutes
- ✓ Au minimum **2 mesures** doivent être faites, à quelques minutes d'intervalle
- ✓ Valeurs normales:
 - **PA max** ≤ 140 mmHg
 - **PA min** ≤ 90 mmHg

Conclusion

- Un souffle audible = écoulement **turbulent**
 - Cause lésionnelle : sténose vasculaire ou valvulaire
 - Cause fonctionnelle : modifications de débit et/ou de viscosité
- **Mesure auscultatoire de la pression artérielle** par création d'une sténose
 - **Les bruits induits (de Korotkov)** donnent accès aux **pressions max et min** qui reflètent (indirectement) **les pressions systoliques et diastoliques**
- Langage courant : « une tension artérielle de 13/8 »
 - Une **pression** artérielle maximale (systolique) de 130mmHg et minimale (= diastolique) de 80mmHg

III) APPLICATIONS À L'IMAGERIE

Vidéo10

A/ IRM cardiaque

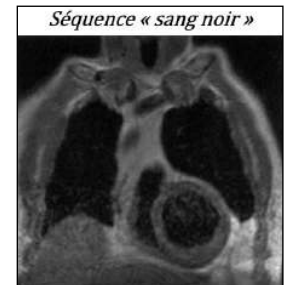
IRM -> visualisation d'un signal lié aux protons (càd au noyau d'un atome d'hydrogène)

↳ utilisation de différentes séquences capables de générer différents contrastes

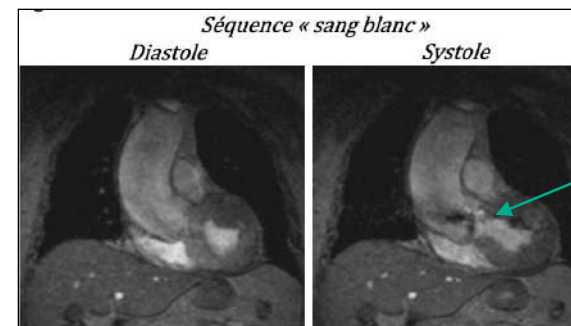
○ **Séquence en « sang noir »** : signal de la relaxation des protons du sang en mouvement =0

↳ A l'intérieur des ventricules, il n'y a pas de signal -> noir

↳ Le sang ne donne pas de signal, car les protons en mouvement ne produisent pas ce signal



○ **Séquence en « sang blanc »** : sang en hypersignal lié aux protons du sang qui circulent en écoulement laminaire / **perte de signal (sang noir)** si écoulement turbulent



Diastole: le sang est blanc, écoulement laminaire.

Systole: il y a une tâche noire (au niveau des valves aortiques) -> écoulement turbulent -> perte de signal
↳ Rétrécissement de la valve aortique

Voir vidéo en dynamique 2.48min

L'IRM « sang blanc » nous permet donc de visualiser du sang en écoulement turbulent au sein d'un écoulement laminaire.

Cette séquence permet

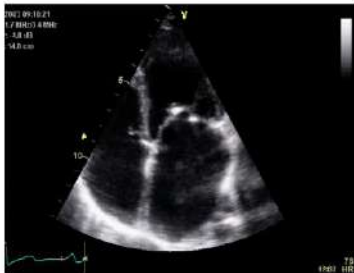
- ✓ Visualisation des conditions de circulation
- ✓ Aide au diagnostique des anomalies hémodynamique

B/ Echographie cardiaque

- Imagerie utilisant les **ultra-sons**.

- ✓ **L'échographie simple (2D)** => étudier structures anatomiques (mouvements cavités et valves cardiaques).
- ✓ **L'échographie Doppler** => mesurer vitesse locales d'écoulement. (diagnostique de maladies valvulaires, ex: insuffisance mitrale)

Echographie anatomique



Echographie Doppler



1) Principe de l'effet Doppler

Principe de l'effet Doppler:

- Variation de fréquence d'une onde sonore perçue par rapport à la fréquence émise lorsque la distance entre la source et le récepteur change.
- La fréquence:
 - **augmente** quand l'émetteur se rapproche.
 - **diminue** quand l'émetteur s'éloigne.
- Un transducteur échographique envoie des **US**

Un code couleur nous indique la **vitesse** du sang et son **sens de circulation**:

- ✓ Si $F_r > F_0$ alors $v > 0$: la cible se rapproche, codage en **rouge**.
- ✓ Si $F_r < F_0$ alors $v < 0$: la cible s'éloigne, codage en **bleu**.

Si l'écoulement du sang est **turbulent** on obtient une **mosaïque** (mélange de rouge et de bleu) : les tourbillons vont à la fois s'éloigner et se rapprocher du transducteur.

Un faisceau d'US envoyé par une sonde échographique (émetteur immobile), va être réfléchi par les récepteurs cibles: les GR et va ainsi changer de fréquence. Ces US ayant changé de fréquence sont réceptionnés à nouveau par la sonde

Le son émis à une fréquence F_0 donnée, va aller percuter les GR et être réfléchi avec une fréquence F_r . On peut établir que:

$$F_r - F_0 = \frac{2F_0 v \cos \theta}{c} \rightarrow \text{valeur de } v$$

F_0 = fréquence du faisceau incident

F_r = fréquence du faisceau réfléchi

v = vitesse de déplacement des GR (m/s)

c = vitesse des US (m/s)

θ = angle d'inclinaison du transducteur par rapport au vaisseau

2) Application à la mesure d'un rétrécissement aortique

- ✓ **Echographie simple** => mesure les **diamètres**
- ✓ **Echographie Doppler** => mesure les **vitesses**

Grâce aux vitesses on peut aussi mesurer la chambre de chasse (zone du VG juste en amont la valve aortique), les vitesses à ce niveau + au niveau de la valve. Néanmoins, il est + difficile de mesurer le diamètre précis anatomique de la valve, mais on peut alors le calculer (cf. exemple)

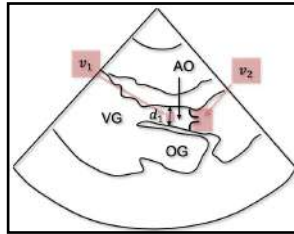
Utilisation du principe de continuité du débit

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

$$S_2 = \frac{S_1 v_1}{v_2}$$

$$\frac{\pi}{4} (d_2)^2 = \frac{\pi}{4} (d_1)^2 \frac{v_1}{v_2}$$

$$d_2 = d_1 \sqrt{\frac{v_1}{v_2}} = 20 \sqrt{\frac{1}{4}} = 10 \text{ mm}$$



3) Application à la mesure du gradient de pression de part et d'autre d'un rétrécissement aortique

Équation de Bernoulli:

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

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

$$\frac{1}{2} \rho (v_1)^2 + P_1 = \frac{1}{2} \rho (v_2)^2 + P_2$$

=>

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho (v_2^2 - v_1^2)$$

Rq:

L'écoulement est horizontal -> $\rho gh = \text{cte}$

On néglige la perte de charge liée à la viscosité entre les 2 points de mesure

Conclusion

Les conditions hémodynamique peuvent être appréciées en imagerie

- **En IRM** : une séquence appropriée permet de visualiser la circulation laminaire ou turbulente
- **En échographie**
 - L'échographie Doppler permet d'accéder à la mesure des vitesses de circulation
 - Grâce à ces mesures de vitesses et en appliquant les relations connues simples (continuité du débit et/ou relation de Bernoulli) on peut calculer des paramètres hémodynamiques additionnels