

# BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION COURS 3 :

## Sommaire :

### 1/Mesure des pressions

- A) Mode de mesure et unités
  - Mode de mesure
  - Unités
- B) La pression artérielle
  - Définitions
  - Conditions de mesure
- C) La pression veineuse centrale PVC
- D) La pression du liquide céphalo-rachidien (LCR)
- E) La pression intra-oculaire

### 2/Applications cliniques en santé

- A) Auscultation cardiovasculaire
  - Condition d'apparition d'un souffle
  - Souffle vasculaire
- B) Mesure auscultatoire de la PA
  - Recommandation de la HAS en 2005 pour la mesure de la PA

### 3/Applications à l'imagerie médicale

- A) L'IRM cardiaque
- B) L'échographie cardiaque
  - Principe de l'effet Doppler
  - Application à la mesure d'un rétrécissement aortique
  - Application à la mesure du gradient de pression de part et d'autre

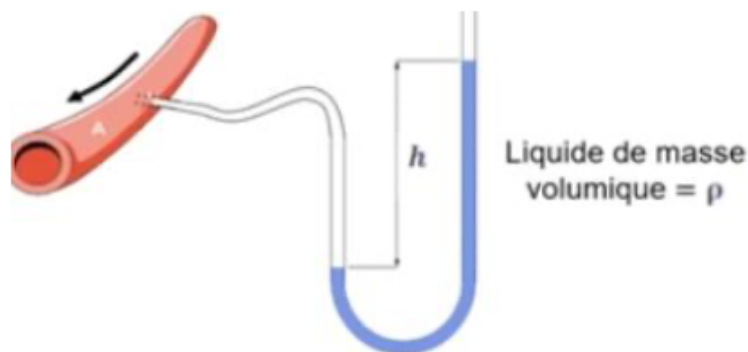
# I. Mesure des pressions

## A) Mode de mesure et unités

### Mode de mesure

L'unité des pressions va dépendre des modes de mesures que l'on va utiliser. Le mode de mesure est basé (et surtout au début) sur des manomètres à colonne de liquide.

Si on prend l'exemple au niveau d'une artère (schéma ci-contre) :



- On place un capteur au niveau de la **lumière d'une artère** et on le relie 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 donnée :

$$P = \rho \cdot g \cdot h \Leftrightarrow h = \frac{P}{\rho \cdot g}$$

Lorsqu'on s'intéresse aux fluides corporels, on va se baser sur des unités hors S.I :

- **Millimètre de mercure (mmHg)** : c'est l'unité utilisée pour mesurer la **Pression Artérielle (PA)** : **1mmHg = 133Pa** (= 400/3 Pa, pratique pour les calculs)

- **Centimètre d'eau (cmH<sub>2</sub>O)** : on utilisera cette unité pour mesurer la **Pression Veineuse Centrale (PVC)** : **1cmH<sub>2</sub>O = 98Pa**

	Eau H <sub>2</sub> O	Mercure Hg
$\rho$ (kg.m <sup>-3</sup> )	1.10 <sup>3</sup>	13,6.10 <sup>3</sup>

## Unités

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

→ **mmHg** : on a  **$\rho_{Hg}=13,6. 10^3\text{kg.m}^{-3}$**

C'est l'unité utilisée pour mesurer la **Pression Artérielle (PA)** +++

**PAmoyenne=13kPa** soit :

$$h = \frac{13. 10^3}{13,6. 10^3 \times 9,8} = 97 \text{ mm Hg}$$

Cela correspond à **une dizaine de centimètres de mercure** et rend ainsi la colonne manipulable en pratique (la colonne ne s'élèvera que de quelques cm et c'est donc très raisonnable en pratique à manipuler).

Ainsi, **1 mmHg = 13,6. 10<sup>3</sup> x 9,8 x 10<sup>-3</sup> = 133 Pa**

Les manomètres de mesure de la PA classiques sont organisés sous la forme d'un **tube en U** un peu modifié particulier. Une des branches du U est un réservoir permettant de considérer que ce niveau du côté du U est stable, qu'il ne se modifie pas significativement. On peut ainsi **lire la pression directement sur la partie la plus fine du tube**.

→ **cmH<sub>2</sub>O** : on a  $\rho_{H_2O} = 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$

On utilisera cette unité pour mesurer la **Pression Veineuse Centrale (PVC)** +++

A la différence de la PA, la PVC est inférieure ou égale à 1kPa (**PVC ≤ 1kPa**).

Donc PVC ≤ 1kPa soit :

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

Ainsi, le **cmH<sub>2</sub>O** est **plus adapté aux pressions veineuses**, bien moins importantes que les pressions artérielles.

Ainsi, **1 cmH<sub>2</sub>O = 1.10<sup>3</sup> x 9,8 x 1.10<sup>-2</sup> = 98Pa ≈ 100Pa**

Astuce :

- Pour passer de Pa à mmHg, divisez par 1,33
- Pour passer de kPa à mmHg, multipliez par 7,5

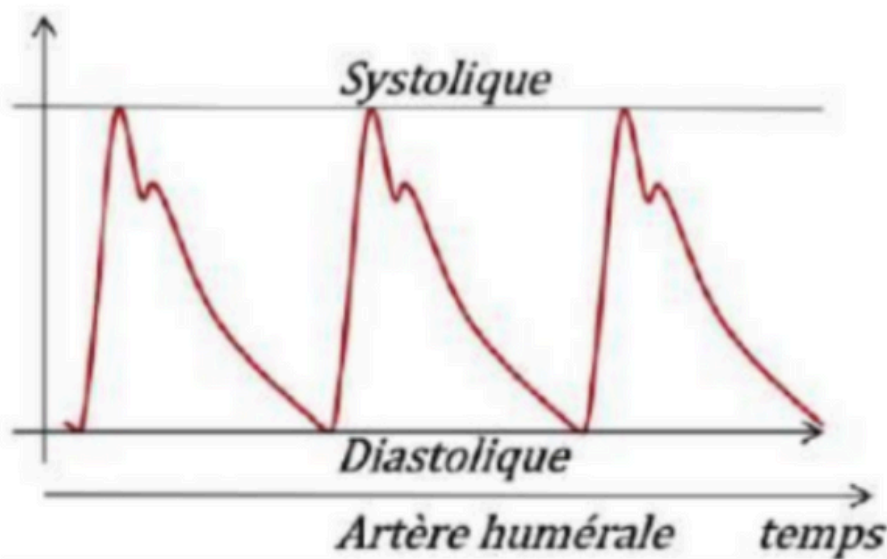
## B) La pression artérielle

### Définitions

La **PA**, c'est la pression du sang produite par le **cœur** dans les **artères** (qu'on appelle aussi souvent tension artérielle à tort, dont l'hypertension artérielle découle, que l'on devrait appeler hyperpression).

La pression artérielle moyenne est égale à **98mmHg** soit **13 kPa**.

Mais elle est en fait **variable au cours du cycle cardiaque**. Elle évolue entre un **minimum diastolique** (lorsque le cœur se dilate/distend, il se remplit) et un **maximum systolique** (lorsque le cœur se contracte et envoie le sang dans les artères).



Cette **pression artérielle moyenne** qui règne dans les artères correspond à la **pression statique** selon **Bernoulli** (cf *circu 1*), la **pression qui s'exerce sur les parois**.

## Conditions de mesure

Pression artérielle (PA): C'est la **pression du sang dans les artères produite par le coeur**. Elle est liée à l'activité du coeur => on considère que c'est la **pression à la sortie du coeur**.

On la mesure **quelle que soit la position du sujet au niveau du coeur**, c'est-à-dire au **niveau du bras** → Niveau 0 = **niveau du Coeur**.

### Mesure debout:

Pour déterminer les pressions artérielles mesurées au niveau de la tête ou des pieds quand le sujet est en position debout, on va utiliser l'**équation de Bernoulli**.

En effet, 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 mmHg = 13 kPa**

→ Et on soustrait à la PA (0)  $\rho gh$ , ce qui nous donne **PA = 13 kPa -  $\rho gh$**

→ Pour  $\rho$  on considère que le sang a une masse volumique égale à celle de l'eau donc  **$10^3 \text{kg/m}^3$**

## Equation de Bernoulli :

- Mesure en position debout : on considère une situation statique

$$\rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + PA = \rho gh + PA = 13 \text{ kPa}$$

$$PA = 13 \cdot 10^3 - \rho gh$$

$$\rho_{sang} = \rho_{eau} = 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$$

- Au niveau de la **tête**, si on considère la tête à une distance de 50 cm du **coeur** on obtient :

$$\begin{aligned} \checkmark \text{ Tête : } PA(+0,5) &= 13 \cdot 10^3 - (10^3 \times 9,8 \times 0,5) \\ &= 13 \cdot 10^3 - 4,9 \cdot 10^3 = 8,1 \text{ kPa} = \frac{8,1 \cdot 10^3}{133} = 61 \text{ mmHg} \end{aligned}$$

- Au niveau des **pieds** c'est pareil, si on considère que les pieds son situés en dessous du **coeur** à 1,30m on a:

$$\begin{aligned} \checkmark \text{ Pieds : } PA(-1,3) &= 13 \cdot 10^3 + (10^3 \times 9,8 \times 1,3) \\ &= 13 \cdot 10^3 + 12,74 \cdot 10^3 = 25,74 \text{ kPa} \\ &= \frac{25,74 \cdot 10^3}{133} = 194 \text{ mmHg} \end{aligned}$$

**La valeur mesurée de la PA dépend du niveau de la mesure**

**Position debout (situation statique) :** (tableau bonus extrait de la fiche)

PA dépend de la distance au coeur ++

Au niveau du coeur,  $z = 0$  par référence et on note  $PA(z=0) = PA(0)$

Mesure au bras  $\rightarrow$  plan du coeur

Bernoulli donne (on néglige tjs la Poinétique):

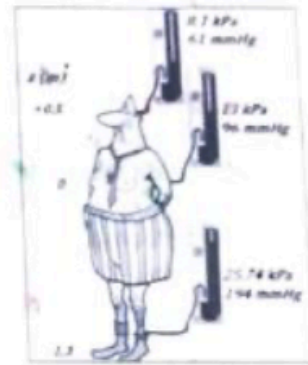
$$\rho gh + PA = 13 \text{ kPa}$$

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.

Pour connaître la PA, on applique la formule:

$$PA(h) = PA(0) - \rho gh$$

$$PA = 13 \cdot 10^3 - \rho gh$$



$$\rho_{\text{sang}} = \rho_{\text{eau}} = 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$$

- ✓ Si  $h > 0$  alors  $PA(h) < PA(0)$
- ✓ Si  $h < 0$  alors  $PA(h) > PA(0)$

$$PA(\text{tête}) = PA(+0.5) = 8.1 \text{ kPa} < 13 \text{ kPa}$$

$$PA(\text{pieds}) = PA(-1.3) = 25.7 \text{ kPa} > 13 \text{ kPa}$$

$$PA(\text{tête}) < PA(\text{coeur}) < PA(\text{pieds})$$

**Mesure allongé :**

$$\rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + PA = 13 \text{ kPa}$$

$$h = 0 \text{ et } v = 0 \Rightarrow PA = 13 \text{ kPa}$$

quelle que soit la position de mesure

**La valeur de PA sera la même quelle que soit le niveau de mesure**

**Position allongée :**

La PA est la même dans tout le corps ++

Bernoulli donne

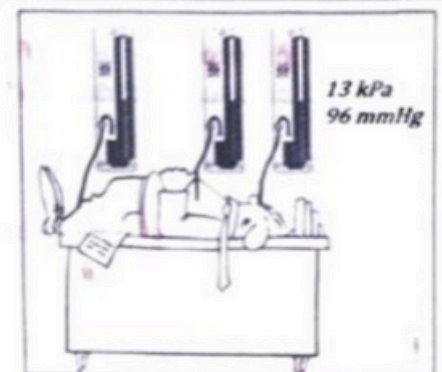
$$\rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + PA = 13 \text{ kPa}$$

On considère que

- $v = 0$  (sang immobile)
- $h = 0$  (allongé, pas de différence de hauteur)

$$PA(\text{tête}) = PA(\text{coeur}) = PA(\text{pieds})$$

On a donc  $PA = 13 \text{ kPa}$  quel que soit l'emplacement!



## C) La pression veineuse centrale (PVC)

La **pression veineuse** est **plus faible** que la **pression artérielle** (valeur globalement faible).

✓ **Est utilisée en pratique en réanimation**

✓ 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.

Valeurs normales : **PVC  $\leq$  1kPa**

On prend pour Valeur de référence la pression veineuse au niveau du coeur que l'on notera PVC (0). On prend **PVC (0) = 5cmH<sub>2</sub>O = 500 Pa**

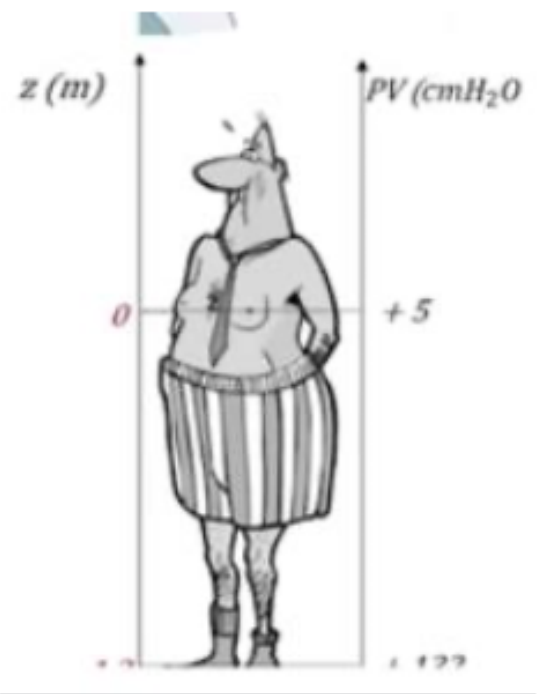
→ En position **debout**, la valeur de la PV **dépend de la distance au cœur**.

Au niveau des pieds on a :

$$PV(h) = PV(0) - pgh \Rightarrow PV(-1,3) =$$

$$500 + (10^3 \times 9,8 \times 1,3) = 13240 \text{ Pa} = 132 \text{ cmH}_2\text{O}$$

→ 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 membres inférieurs.



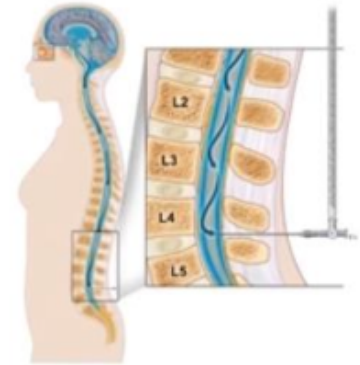
## D) La pression du liquide céphalo-rachidien (LCR)

Liquide physiologique qui entoure le SNC (système nerveux central), le cerveau et la moelle épinière.

- Valeur **proche de celle de la PVC**

- Exprimée en **cmH<sub>2</sub>O**

- Peut être mesurée par **ponction lombaire** sujet couché (en introduisant une aiguille dans le LCR en dessous du niveau de la moelle que l'on connecte à une colonne remplie d'eau qui va nous donner la pression de ce LCR). Cette méthode de mesure directe est utilisée très rarement car on dispose de d'autres méthodes d'explorations



- Manoeuvre de vérification de blocage du LCR : **en comprimant les veines jugulaires et en augmentant la pression veineuse centrale**, cette augmentation de la **pression veineuse centrale va se transmettre à la pression du LCR** qui va pouvoir être mesurée. Si la pression du LCR n'augmente pas c'est qu'il y a un **obstacle**.

## E) La pression intra-oculaire

- Exprimée en **mmHg**

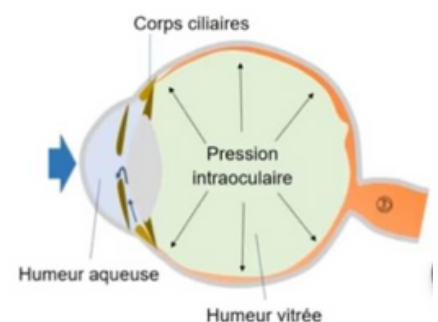
- Valeur normale = **15 mmHg**

- **Augmente** 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

- Importance 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**.

## II. Applications cliniques en santé

### A) Auscultation cardiovasculaire

#### Condition d'apparition d'un souffle

*rappel sur le nombre de Reynolds :*

- *On parle d'écoulement laminaire lorsque c'est silencieux*
- *L'écoulement sera dit turbulent lorsque c'est bruyant à l'auscultation (on entend un « souffle »)*

*Afin de déterminer si le régime est turbulent ou laminaire, on utilise le nombre de Reynolds.*

- *Si  $Re > 10\ 000$ , alors il est turbulent.*
- *Si  $Re \leq 2000$ , alors il est laminaire.*
- *Entre les 2, instabilité.*

Le **diamètre** est un **facteur de turbulence** et est **lié à la vitesse** (elle-même un facteur de turbulence) : **si d diminue, v augmente**.

Si d diminue, le risque de turbulence diminue aussi.



**ATTENTION +++ Ceci ne s'applique que si le diamètre varie de manière isolée**

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

Il faut donc réécrire la formule en introduisant le débit, ce qui donne :

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

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

**Ainsi, lorsque d diminue, le risque de turbulence augmente.**

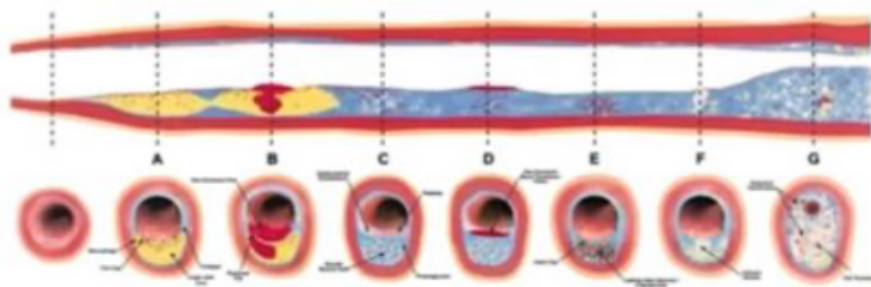
En pratique, on utilisera plutôt cette formule lorsque l'on parle de variations de diamètre SAUF : lorsque l'on parle augmentation/diminution isolée du diamètre.

<p><b>Causes LÉSIONNELLES</b></p>	<p>d ↓</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Souffle <u>vasculaire</u> : sténose vasculaire</li> <li>✓ Souffle <u>cardiaque</u> : sténose ou fuite valvulaire cardiaque</li> </ul>
<p><b>Causes FONCTIONNELLES</b></p>	<p>Q ↑</p> <p>η ↓</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Souffle <u>d'effort</u></li> <li>✓ Souffle lié à l'anémie (anémie: η ↓ et Q ↑ )</li> </ul>

# Souffle vasculaire

Athérosclérose :

- Formation de **plaques d'athérome** -> **diminution** progressive **du diamètre**
- 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).



## B) Mesure auscultatoire de la PA

La mesure auscultatoire de la PA (stéthoscope) est :

- **Non invasive** (pas douloureuse, aucun caractère qui nuit au patient)
- **Indirecte** (on vient pas placer un capteur directement sur les vaisseaux)
- Basée sur la **création d'une sténose par le brassard** (par contrepression)
- Réalisée **au niveau de l'artère humérale**

-> Puis, on effectue l'auscultation en aval (c'est-à-dire en dessous de l'artère humérale) : interprétation des **bruits de KOROTKOV**

**1 -  $P_{\text{brassard}} > P_{\text{A systole}}$  : aucun bruit**

⇒ On gonfle le brassard jusqu'à contrer la PA : cela collabre l'artère

On n'entend rien car le sang ne circule pas !

①  $P_b > P_A$   
systolique



**2 -  $P_{\text{brassard}} \leq P_{\text{A systole}}$  :  
Bruit sec intermittent**

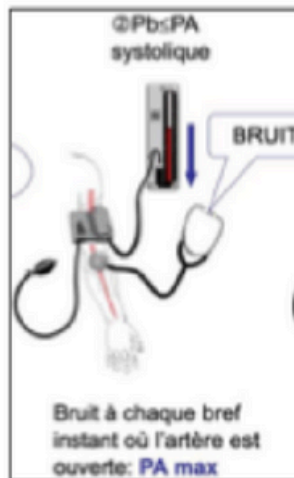
⇒ Peu à peu on diminue la pression du brassard jusqu'à passer en dessous de la PA maximale =  $P_{\text{systole}}$

⇒ 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  $P_b \leq P_A$   
systolique



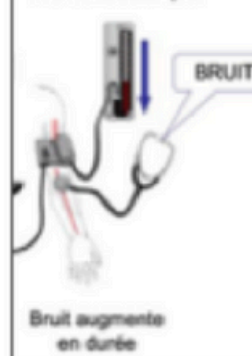
Bruit à chaque bref instant où l'artère est ouverte: PA max

**3 -  $P_{\text{A diastole}} < P_b < P_{\text{A systole}}$  :  
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  $P_b < P_A$  systolique  
 $P_b > P_A$  diastolique



Bruit augmente en durée

**4 -  $P_b < P_{\text{A diastole}}$   
Disparition de tout bruit**

奈 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  $P_b < P_A$  diastolique



Disparition de tout bruit: PA min

## Interprétation des bruits de Korotkov

Pb = pression dans le brassard

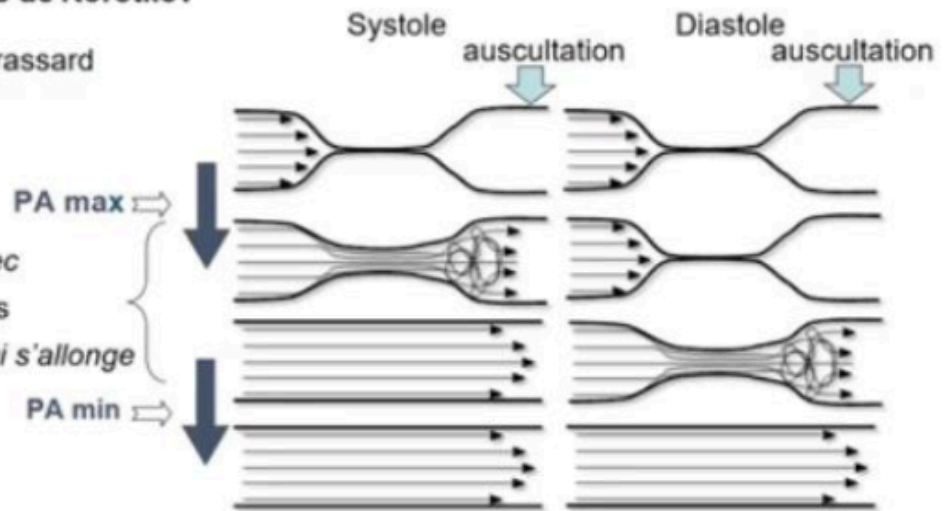
Pb > PA systolique

Turbulence sys = bruit sec

PA dia < Pb < PA sys

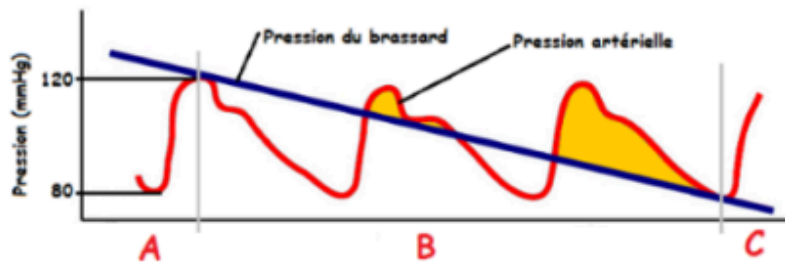
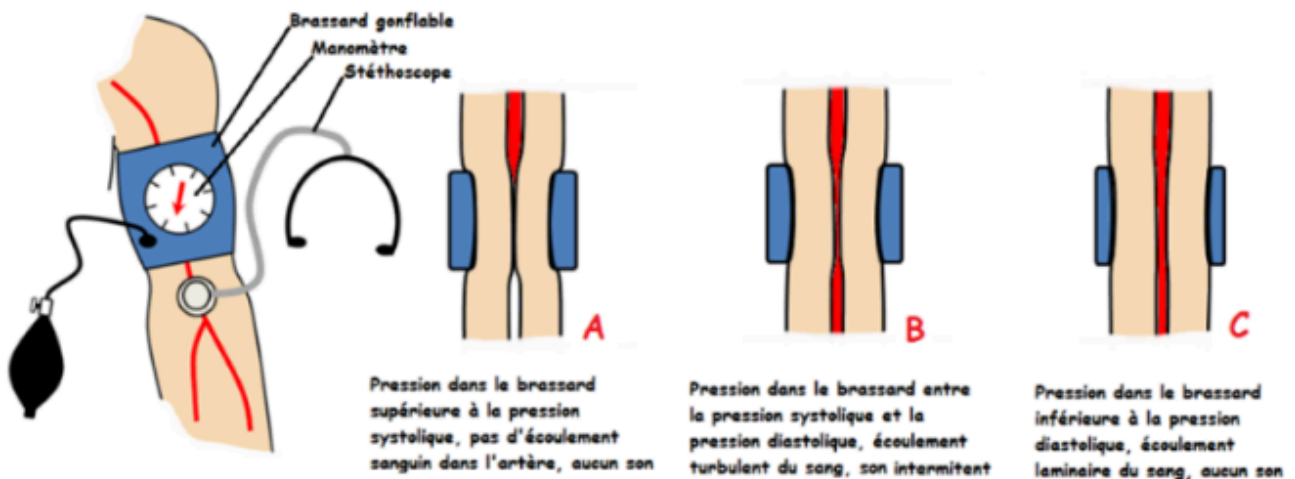
Turbulence dia = bruit qui s'allonge

Pb < PA diastolique



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

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



La **pression maximale** est **exactement égale** à la **pression artérielle systolique** ; mais la **PA minimale surestime** la **pression diastolique** car on mesure la **PAmin** lors du passage du sang en écoulement laminaire (on attend qu'il n'y ait plus du tout de bruit).

On considère que **PAmin = PAdiast + 2mmHg.**

La Pression Artérielle moyenne est donnée par la relation suivante :

$$PA_{moy} = \frac{PA_{sys} + 2PA_{diast}}{3} = 13 \text{ kPa (98 mmHg)}$$

## Recommandation de la HAS en 2005 pour la mesure de la PA

- Au moyen d'un appareil validé, un brassard adapté à la taille du bras, en veillant à placer le brassard **sur le plan du cœur**
- 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 < ou = 140mmHg ; PAmin < ou = 90mmHg**

### 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** ( $\approx$  diastolique) de **80mmHg**.

### III. Applications à l'imagerie médicale

#### A) L'IRM cardiaque

L'IRM, c'est l'**imagerie par résonance magnétique nucléaire** avec visualisation d'un signal lié aux protons.

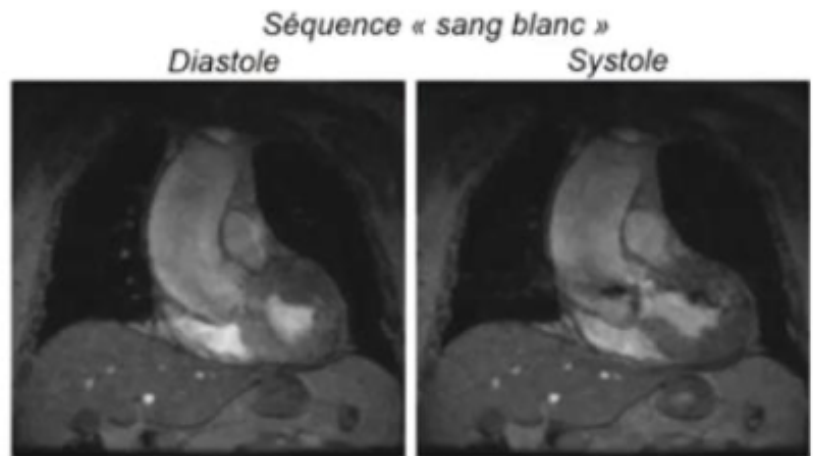
En IRM on va utiliser **différentes séquences** capables de générer **différents contrastes**.

En IRM cardiaque on peut utiliser deux types de séquences : **sang noir** et **sang blanc**.

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

A l'intérieur des ventricules, il n'y a pas de signal : l'image apparaît noire.

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**.

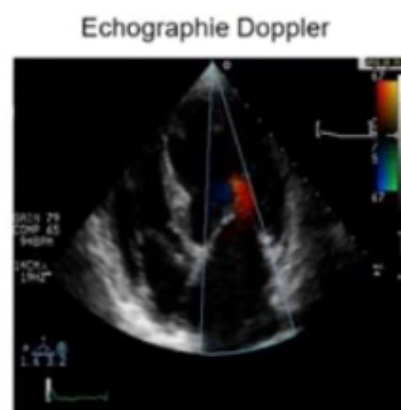
**Systole** : il y a une **tâche noire** (au niveau des valves aortiques): écoulement **turbulent** : perte de signal et fait donc penser à un **rétrécissement** de la valve aortique.

Cette séquence permet :

- ✓ La visualisation des conditions de circulation
- ✓ L'aide au diagnostic des anomalies hémodynamiques.

## B) L'échographie cardiaque

C'est une méthode d'imagerie qui utilise les **ultrasons**. On peut distinguer 2 types d'échographie :



- **Echographie simple** (2D) qui permet d'étudier les **structures anatomiques** (mouvements cavités et valves cardiaques)
- **Echographie doppler** qui permet de mesurer les **vitesse**s locales d'écoulement (diagnostic de maladies valvulaires, ex : insuffisance mitrale). Les vitesses sont codées en couleur.

## Principe de l'effet Doppler

C'est la **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**, et **diminue** quand l'émetteur **s'éloigne**.

Un transducteur échographique envoie des **US** et réceptionne ces US (qui sont par exemple envoyés sur un vaisseau). Ce transducteur (= sonde d'ultrasons) va **envoyer** les US avec une **fréquence initiale F0** et **réceptionner** en retour un écho ultrasonore avec une autre **fréquence réfléchi Fr**.

Un **code couleur** nous indique la **vitesse du sang** et son **sens de circulation**, à partir de cette équation :

- Si **Fr > F0 alors v > 0** : la cible se rapproche, **codage rouge**.
- Si **Fr < F0 alors v < 0** : la cible s'éloigne, **codage 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 des 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 F0** donnée, va aller percuter les GR et être réfléchi avec une fréquence Fr. On peut établir que :

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

Fo : fréquence du faisceau incident

Fr : 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

## Application à la mesure d'un rétrécissement aortique

- **Echographie simple** => mesure les **diamètres**
- **Echographie doppler** => mesure les **vitesses**

On peut grâce à l'échographie simple et Doppler faire un certain nombre de mesure : mesurer la chambre de chasse (zone de VG) juste en amont la valve aortique, les vitesses à ce niveau et au niveau de la valve.

Néanmoins, il est plus difficile de mesurer le diamètre précis anatomique de la valve, mais on peut alors le calculer :

On a : - **d1 = 20 mm** (diamètre facile à mesurer car en amont de la valve)  
 - **V1 = 1m/s** et **V2 = 4m/s**

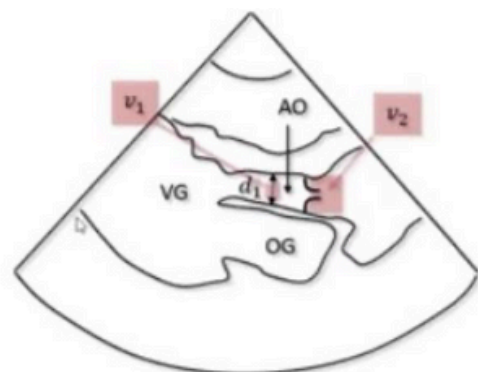
- Utilisation du principe de continuité du débit

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

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

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

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



# Application à la mesure du gradient de pression de part et d'autre

Equation de **Bernoulli** :

On peut mesurer aussi le **gradient de pression** de part et d'autre du rétrécissement aortique, c'est-à-dire la **différence de pression** qui règne entre **l'amont de la sténose** et **au niveau** de cette **sténose** ou juste après.

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

- Calcul du gradient  $P_1 - P_2$  ?

Exemple : vitesses:  $v_1 = 1 \text{ m.s}^{-1}$   
 $v_2 = 4 \text{ m.s}^{-1}$

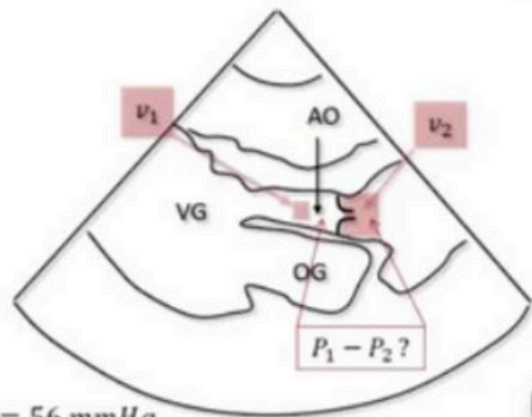
- Utilisation de Bernoulli

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

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

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

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \rho [(v_2)^2 - (v_1)^2] = \frac{1}{2} 1.10^3 \times 15 = 75 \text{ hPa} = 56 \text{ mmHg}$$



Remarque : on néglige la perte de charge liée à la viscosité entre les 2 points de mesure

## Remarque :

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

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

## Conclusion :

→ Les **conditions hémodynamiques** 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 **vitesse 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.