

# Biophysique de la circulation 3

## Table des matières

<b>I. Mesure des pressions .....</b>	<b>2</b>
A) <i>Mode de mesures et unités .....</i>	<i>2</i>
Mode de mesure .....	2
Unités.....	3
B) <i>La pression artérielle .....</i>	<i>4</i>
Définitions .....	4
Conditions de mesure.....	4
C) <i>La pression veineuse centrale PVC.....</i>	<i>6</i>
D) <i>La pression du liquide céphalo-rachidien (LCR) .....</i>	<i>7</i>
E) <i>La pression intra-oculaire .....</i>	<i>7</i>
<b>II. Applications cliniques en santé.....</b>	<b>8</b>
A) <i>Auscultation cardiovasculaire .....</i>	<i>8</i>
Condition d'apparition d'un souffle .....	8
Souffle vasculaire.....	9
B) <i>Mesure auscultatoire de la PA.....</i>	<i>9</i>
Recommandation de la HAS en 2005 pour la mesure de la PA.....	11
<b>III. Applications à l'imagerie médicale .....</b>	<b>12</b>
A) <i>L'IRM cardiaque.....</i>	<i>12</i>
B) <i>L'échographie cardiaque.....</i>	<i>13</i>
Principe de l'effet Doppler .....	13
Application à la mesure d'un rétrécissement aortique.....	14
Application à la mesure du gradient de pression de part et d'autre.....	14

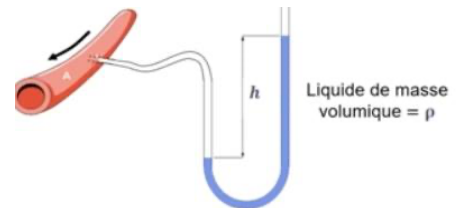
## I. Mesure des pressions

### A) Mode de mesures 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  $\rho_{Hg} = 13,6 \cdot 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$

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

**PA moyenne = 13 kPa** soit :

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

⇒ Cela correspond à un **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 =  $13,6 \cdot 10^3 \times 9,8 \times 10^{-3} = 133 \text{ Pa}$**

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  $\rho_{H_2O} = 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$

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

A la différence de la PA, la PVC est inférieure ou égale à 1 kPa ( $PVC \leq 1 \text{ kPa}$ ).

**Donc  $PVC \leq 1 \text{ kPa}$**  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 =  $1 \cdot 10^3 \times 9,8 \times 1 \cdot 10^{-2} = 98 \text{ Pa} \approx 100 \text{ Pa}$**

**Astuce :**

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

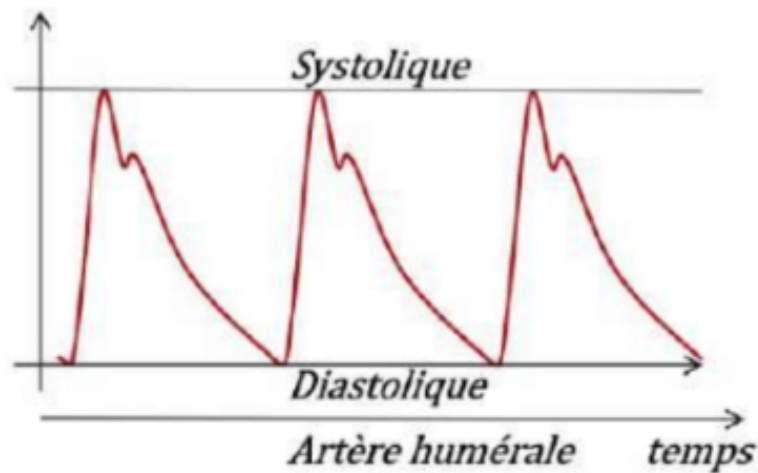
## B) La pression artérielle

### 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, la pression qui s'exerce sur les parois**.

### Conditions de mesure

C'est la **pression du sang dans les artères produite par le cœur**. Elle est liée à l'activité du cœur => on considère que c'est la pression à la sortie du cœur.

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

## 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  $PA_{\text{moy}}$ .

→ On prend pour **valeur de référence la pression artérielle au niveau du coeur**

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

→ Et on soustrait à la  $PA(0)$   $pgh$ , ce qui nous donne  $PA = 13 \text{ kPa} - pgh$

→ Pour  $p$  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

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

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

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

- 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 sont 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 → plan du coeur


Bernoulli donne (on néglige tjrs la Poinétique):

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

Comme la pression de pesanteur est modifiée en fonction de l'altitude, la PA va être aussi afin de maintenir constante la somme  $\rho gh + PA$  à 13 kPa.

Pour connaître la PA, on applique la formule:

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

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


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

$\checkmark$  Si  $h = 0$  alors  $PA(h) = PA(0)$       $PA(\text{tête}) = PA(+0,5) = 8,1 \text{ kPa} = 61 \text{ mmHg}$   
 $\checkmark$  Si  $h < 0$  alors  $PA(h) > PA(0)$       $PA(\text{pieds}) = PA(-1,3) = 25,7 \text{ kPa} = 194 \text{ mmHg}$

**PA (tête) < PA (coeur) < PA (pieds)**

## Allongé

C'est la pression du sang dans les artères produite par le cœur.

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

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

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 ++

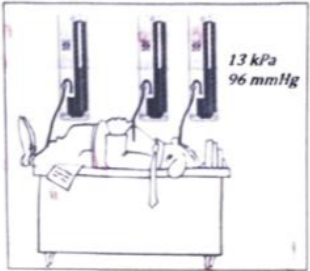
Bernoulli donne  $\rho gh + \frac{1}{2}\rho v^2 + PA = 13 \text{ kPa}$

On considère que

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

**PA (tête) = PA (cœur) = PA (pieds)**

On a donc **PA = 13 kPa** quel que soit l'emplacement!



## C) La pression veineuse centrale PVC

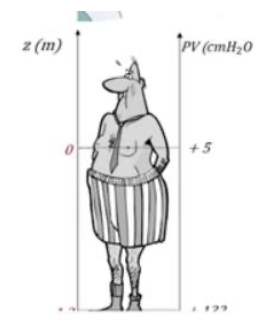
La pression veineuse est **plus faible** que la **pression artérielle** (valeur globalement faible).

✓ Est utilisée en pratique en réanimation

✓ La **PVC (Pression Veineuse Centrale)** = **pression veineuse au niveau du cœur**, est donc mesuré de façon **DIRECTE** par cathéter veineux au niveau de l'oreillette droite avec un **manomètre à eau**.

Valeurs normales : **PVC ≤ 1kPa**

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



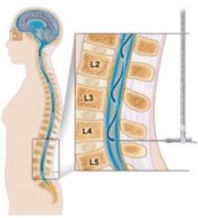
→ En position debout, la valeur de la PV **dépend** de la distance au **cœur**.

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**.

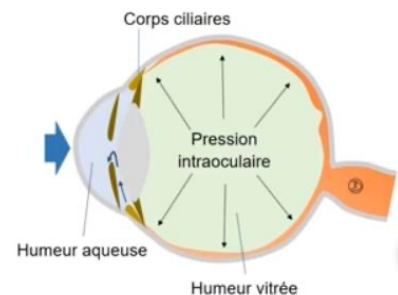
## E) La pression intra-oculaire

- 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

#### Tut'Rappel sur le nombre de **Reynolds** :

- On parle d'écoulement laminaire lorsque c'est silencieux (*on n'entend que dalle au stéthoscope*)
- 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 :

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

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

**Attention aux unités encore c'est super important !!!**

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

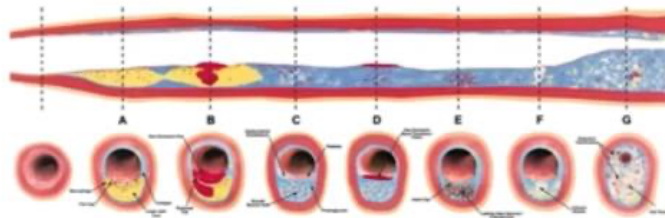
En pratique, on utilisera plutôt cette formule lorsque l'on parle de variations de diamètre **SAUF** : lorsque l'on parle augmentation/diminution isolée du diamètre.

<b>Causes LÉSIONNELLES</b>	$d \downarrow$ <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>
<b>Causes FONCTIONNELLES</b>	$Q \uparrow$ $\eta \downarrow$ <ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Souffle <u>d'effort</u></li> <li>✓ Souffle lié à l'anémie (anémie: <math>\eta \downarrow</math> et <math>Q \uparrow</math>)</li> </ul>

Souffle vasculaire

**Athérosclérose :**

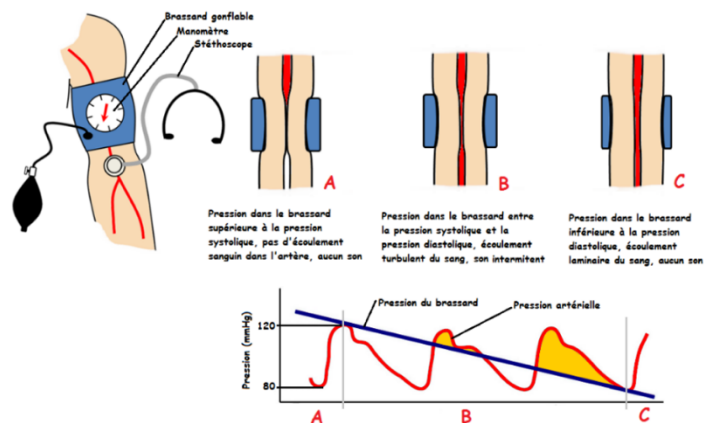
- Formation de plaques d'athérome -> **diminution progressive du diamètre**
- Processus : dépôts **lipidiques** au début + fibrose ensuite -> réduction calibre d'une artère
- Un **souffle vasculaire** est audible au stéthoscope (écoulement localement **turbulent**) en regard de l'artère sténosée (carotide,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




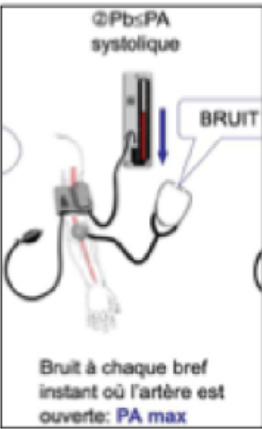
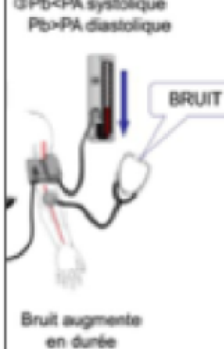
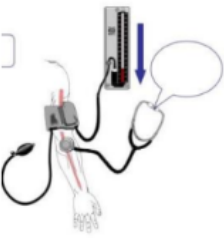
B) Mesure auscultatoire de la PA

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**

<p><b>1 - <math>P_{\text{brassard}} &gt; PA_{\text{systole}}</math> : aucun bruit</b></p> <p>⇒ On gonfle le brassard jusqu'à contrer la PA : cela collabé l'artère</p> <p>On n'entend rien car le sang ne circule pas !</p>	<p>⊖ <math>P_b &gt; PA_{\text{systolique}}</math></p> 
<p><b>2 - <math>P_{\text{brassard}} \leq PA_{\text{systole}}</math> : Bruit sec intermittent</b></p> <p>⇒ Peu à peu on diminue la pression du brassard jusqu'à passer en dessous de la PA maximale = <math>P_{\text{systole}}</math></p> <p>⇒ Bruit bref audible à chaque moment où l'artère est perméable (ouverte) sous l'effet de la pression artérielle</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>⇒ On entend un bruit dû à l'écoulement <b>turbulent en systole</b>.</li> <li>⇒ <b>Apparition du 1er bruit sec: c'est la PA maximale soit la PA systolique</b></li> </ul>	<p>⊖ <math>P_b \leq PA_{\text{systolique}}</math></p>  <p>BRUIT</p> <p>Bruit à chaque bref instant où l'artère est ouverte: <b>PA max</b></p>
<p><b>3 - <math>PA_{\text{diastole}} &lt; P_b &lt; PA_{\text{systole}}</math> : Bruit qui s'allonge et qui persiste</b></p> <p>⇒ On continue à diminuer la pression du brassard, on entend alors un <b>bruit qui augmente en durée et change de timbre</b></p> <p>⇒ <b>En systole, la circulation est redevenue laminaire, mais est turbulente en diastole</b></p>	<p>⊖ <math>P_b &lt; PA_{\text{systolique}}</math> <math>P_b &gt; PA_{\text{diastolique}}</math></p>  <p>BRUIT</p> <p>Bruit augmente en durée</p>
<p><b>4 - <math>P_b &lt; PA_{\text{diastole}}</math> Disparition de tout bruit</b></p> <p>On diminue toujours la pression du brassard jusqu'à ne plus rien entendre le sang circule à nouveau de manière <b>laminaire</b> en <b>diastole</b> et en <b>systole</b>, l'artère n'est plus compressée.</p> <p>On obtient donc la <b>PA minimale = PA diastolique ++</b></p>	<p>⊖ <math>P_b &lt; PA_{\text{diastolique}}</math></p>  <p>Disparition de tout bruit: <b>PA min</b></p>

## Interprétation des bruits de Korotkov

Pb = pression dans le brassard

Pb &gt; PA systolique

PA max ⇨

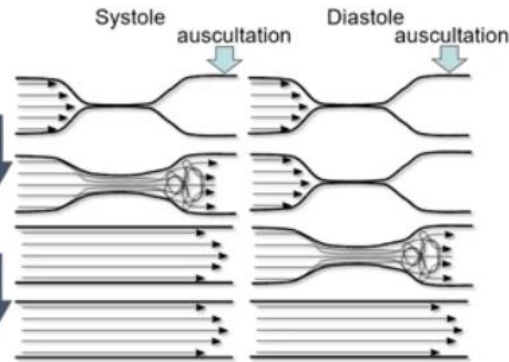
Turbulence sys = bruit sec

PA dia &lt; Pb &lt; PA sys

Turbulence dia = bruit qui s'allonge

PA min ⇨

Pb &lt; 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 = 140 mmHg ; PA min < ou = 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 ( $\approx$  diastolique)** de 80mmHg (*vous l'aurez compris, on a converti tout ça en cmHg pour une raison inconnue mdr*).

### 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.

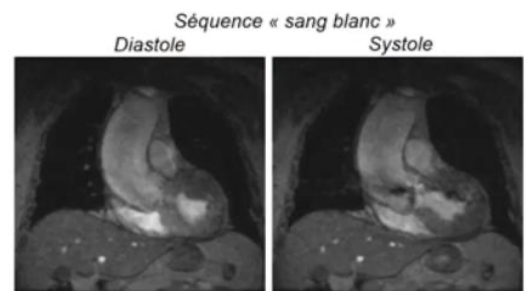
A l'intérieur des ventricules, il n'y a pas de signal : l'image apparaît **noire**.



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.



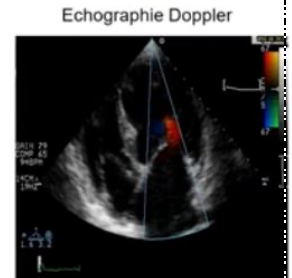
Cette séquence permet :

- ✓ 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 vitesses 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  $F_0$**  et **réceptionner** en retour un écho ultrasonore avec une autre **fréquence réfléchi  $F_r$** .

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

- Si  $F_r > F_0$  alors  $v > 0$  : la cible se rapproche, **codage rouge**.
- Si  $F_r < F_0$  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  $F_0$**  donnée, va aller percuter les GR et être réfléchi avec une fréquence  $F_r$ . On peut établir que :

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

$F_o$  : fréquence du faisceau incident

$F_r$  : fréquence du faisceau réfléchi

$v$  : vitesse de déplacement des GR (m/s)

$c$  : vitesse des US (m/s)

$\theta$  : 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 **vitesse**s

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  $d_1 = 20$  mm (diamètre facile à mesurer car en amont de la valve)  $V_1 = 1$  m/s et  $V_2 = 4$  m/s

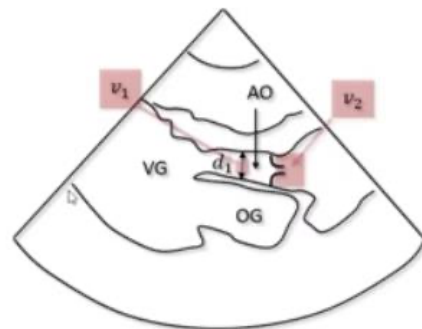
- Utilisation du principe de continuité du débit

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

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

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

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



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

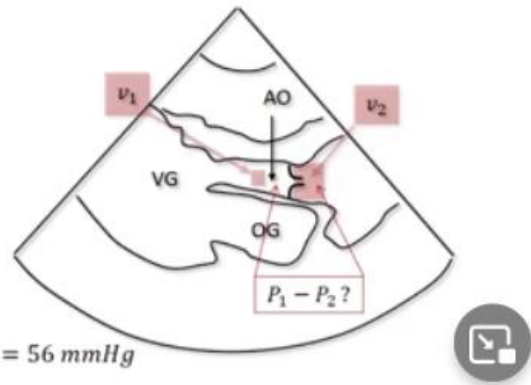
- Utilisation de Bernoulli

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

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

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

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



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

Remarque :

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

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 **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**.

*Et voilà, c'est tout pour la circulation les amis ! Je sais c'est un peu long mais une fois que c'est compris c'est plutôt facile à réviser vous en faites pas.*

*On vous actualisera les fiches si les cours changent.*

Petites dédis, aujourd'hui aux animaux la team :

- Tout d'abord, super grosse dédi à mon nouveau chaton (eh oui je m'en suis pris un pour ceux qui ont vu ma dédi de fiche de TTR), j'ai nommé Chani
- Dédi à Noogets, le chat de Camilya votre CT Geekos
- Dédi à Mario, le lardon d'Oscar votre vieux vieux tuteur de physio
- Dédi à Cookie, seul chien des dédis, celui de mammoniac votre tutrice de physio pref (même si Alexis est mieux)
- Et enfin dédi à Seth, le chat de votre vieille (46 ans à peu près) tutrice de chimie Camille

Dans l'ordre d'apparition :

