

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION COURS 3 FICHE COMPLÈTE

SOMMAIRE :

1/ MESURE DES PRESSIONS

- A) LA PRESSION ARTÉRIELLE
- B) LA PRESSION VEINEUSE CENTRALE
- C) LA PRESSION DU LIQUIDE CÉPHALO-RACHIDIEN
- D) LA PRESSION INTRA-OCULAIRE

2/ APPLICATIONS CLINIQUES EN SANTÉ

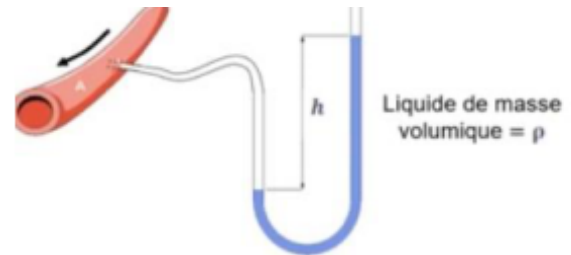
- A) AUSCULTATION CARDIOVASCULAIRE
- B) MESURE AUSCULTATOIRE DE LA PA

3/ APPLICATION À L'IMAGERIE MÉDICALE

- A) L'IRM
- B) ECHOGRAPHIE CARDIAQUE
- C) APPLICATION DE L'ÉCHOGRAPHIE DOPPLER

1/ Mesure des pressions

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**.



- 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 **équivaloir** 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.](#) :

- Le millimètre de mercure :

$$1 \text{ mmHg} = 133 \text{ Pa} = 400/3 \text{ (utile pour les calculs)}$$

Unité utilisée pour mesurer **la pression artérielle**

- Le centimètre d'eau :

$$1 \text{ cmH}_2\text{O} = 98 \text{ Pa}$$

Unité utilisée pour mesurer la pression veineuse centrale.

	Eau H_2O	Mercure Hg
$\rho \text{ (kg.m}^{-3}\text{)}$	1.10^3	$13,6.10^3$

Point sur les 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 moyennes à mesurer :

→ **mmHg** : on a $\rho_{Hg} = 13,6 \cdot 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$ C'est l'unité utilisée pour mesurer la **Pression Artérielle (PA) +++**

PAmoyenne = 13kPa soit :

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

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, $1 \text{ mmHg} = 13,6 \cdot 10^3 \times 9,8 \times 10^{-3} = 133 \text{ Pa}$

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.**

→ **cmH₂O** : 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 ($PVC \leq 1 \text{ kPa}$).

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 cmH₂O est plus adapté aux pressions veineuses, bien moins importantes que les pressions artérielles.

Ainsi, $1 \text{ cmH}_2\text{O} = 1 \cdot 10^3 \times 9,8 \times 1 \cdot 10^{-2} = 98 \text{ Pa} \approx 100 \text{ Pa}$

Astuce :

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

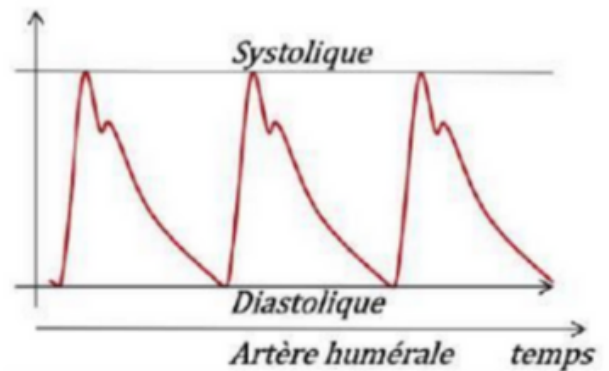
Le tutorat est gratuit, toute vente ou reproduction est interdite.

A) La pression artérielle

La **PA** (appelé à tort « tension artérielle »), c'est la pression du sang produite **par le cœur** dans les **artères**.

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

Mais elle est en fait **variable** au cours du cycle cardiaque. Elle évolue entre un **minimum diastolique** et un **maximum systolique**.



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

Pour la mesurer, on veut considérer la pression à la sortie du cœur, on se place donc au niveau du cœur = **artère humérale** (Niveau 0 = Niveau du cœur). On peut la mesurer allongé et debout.



- Mesure de la PA **allongé** :

Ici la valeur de la PA **sera toujours la même** quelle que soit le niveau de mesure (PA tête = PA pieds)

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

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

quelle que soit la position de mesure

- Mesure de la PA **debout** :

Ici la valeur de la PA **va varier** en fonction de la mesure.
(PA tête \neq PA pieds)

On réutilise l'équation de **Bernoulli** :

→ On prend pour valeur de référence la pression artérielle au niveau du cœur.

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

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

EXEMPLE :

Au niveau de la **tête**, si on considère la tête à une distance de **50 cm du cœur** 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 cœur 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 je vous ai pas mit toutes les infos de la ronéo libre à vous de compléter mais vraiment vous avez ici tout ce dont vous avez besoins normalement (mais je suis pas responsable de ce que le prof fait tomber)

B) La pression veineuse centrale

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 d'eau)

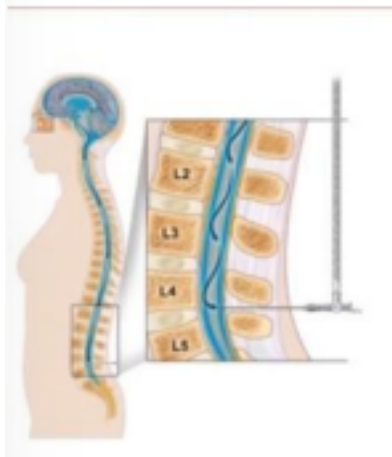
Valeurs normales : $PVC \leq 1 \text{ kPa}$

→ En position debout, la valeur de la PVC dépend de la distance au cœur. Elle est plus importante au niveau des membres INFÉRIEURS (peut entraîner varices, œdèmes...)

Au niveau des pieds on a : $PV(h) = PV(0) - \rho gh \Rightarrow PV(-1,3) = 500 + (10^3 \times 9,8 \times 1,3) = 13240 \text{ Pa} = 132 \text{ cmH}_2\text{O}$

C) La pression du liquide céphalo-rachidien

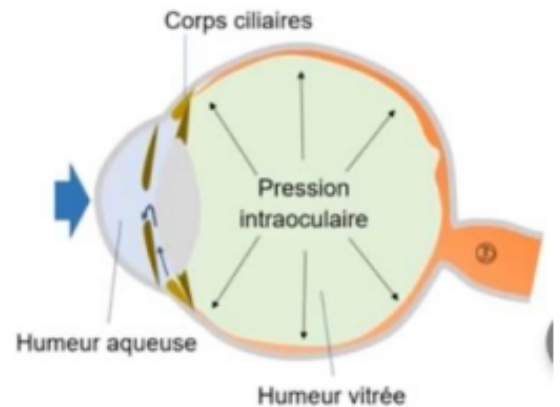
Liquide physiologique qui entoure le SNC (système nerveux central), le cerveau et la moelle épinière.



- Valeur proche de celle de la **PVC**
- Exprimée en **cmH₂O**
- 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**.

D) 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'œil
- Mesure la pression qui règne dans l'ensemble de l'oe
- Importance à dépister avant qu'elle ne produise des anomalies de la vision

Un peu osef cette partie mais apprenez on sait jamais

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**.

2. Applications cliniques en santé

A) Auscultation cardiovasculaire

RAPPEL :

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

- Si $Re > 10\,000$, alors il est turbulent ; on entend un bruit à l'auscultation
- Si $Re \leq 2000$, alors il est laminaire ; on n'entend rien
- 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 :

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

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

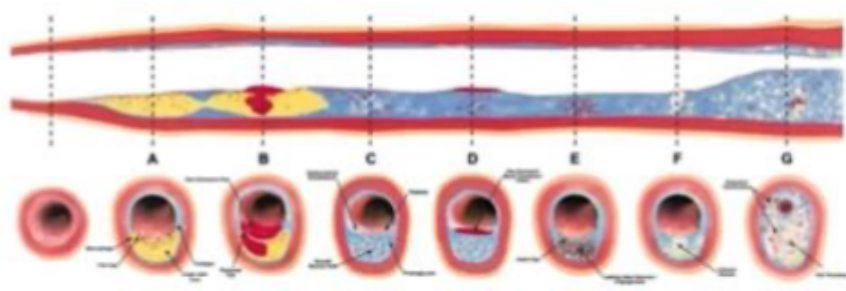
En pratique, on utilisera plutôt cette formule lorsque l'on parle de variations de diamètre SAUF : lorsque l'on parle augmentation/diminution isolée du diamètre.

Causes LÉSIONNELLES	$d \downarrow$ <ul style="list-style-type: none"> ✓ Souffle <u>vasculaire</u> : sténose vasculaire ✓ Souffle <u>cardiaque</u> : sténose ou fuite valvulaire cardiaque
Causes FONCTIONNELLES	$Q \uparrow$ $\eta \downarrow$ <ul style="list-style-type: none"> ✓ Souffle <u>d'effort</u> ✓ Souffle lié à l'anémie (anémie: $n \downarrow$ et $Q \uparrow$)

Souffle vasculaire ==>

Athérosclérose :

Formation de plaques d'athérome
-> diminution progressive du diamètre du vaisseau ; audible au stéthoscope.

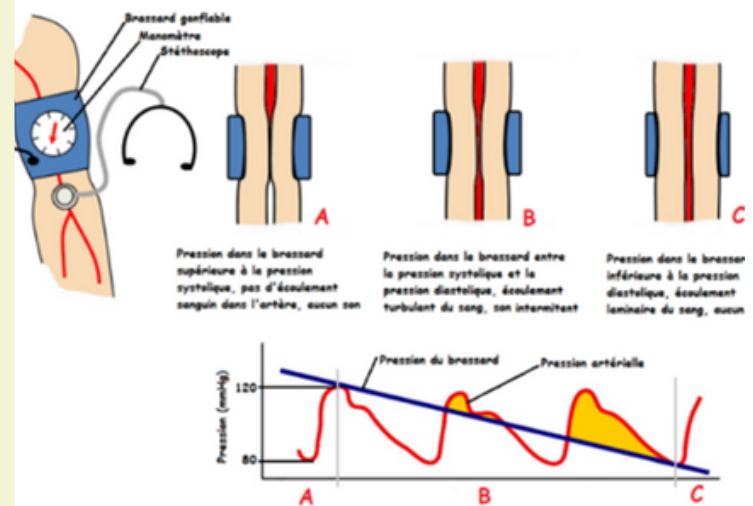


Un souffle vasculaire est audible au stéthoscope (écoulement localement turbulent) en regard de l'artère sténosée (carotide, rénale, fémorale).

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**
- **Basée sur l'interprétation des bruits de Korotkov**

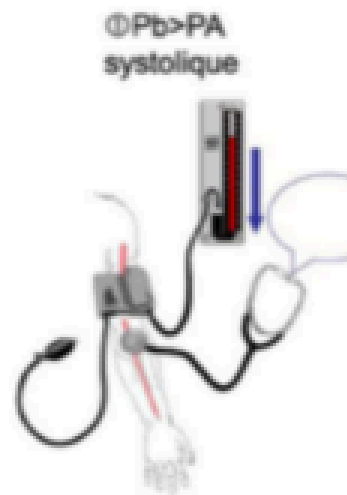


PS : on effectue la mesure en aval de l'artère = en dessous et on interprète les bruits de korotkov

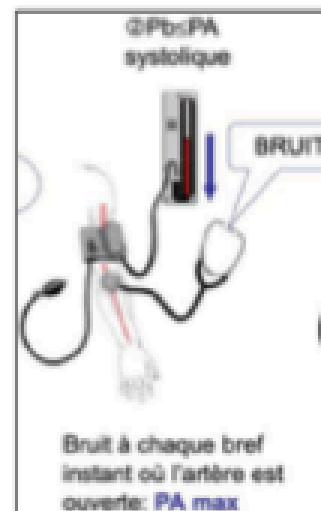
1 - $P_{\text{brassard}} > P_{A_{\text{systole}}}$: aucun bruit

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

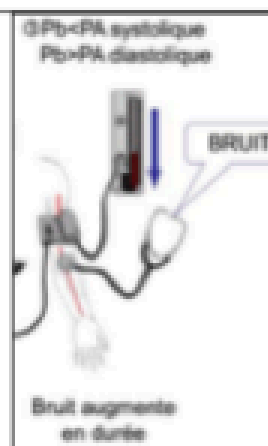
On n'entend rien car le sang ne circule pas !

**2 - $P_{\text{brassard}} \leq P_{A_{\text{systole}}}$:
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**

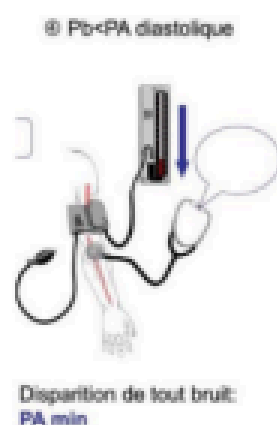
**3 - $P_{A_{\text{diastole}}} < P_b < P_{A_{\text{systole}}}$:
Bruit qui s'allonge et qui persiste**

- ⇒ 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

**4 - $P_b < P_{A_{\text{diastole}}}$
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 ++**



Interprétation des bruits de Korotkov

Pb = pression dans le brassard

Pb > PA systolique

PA max ⇔

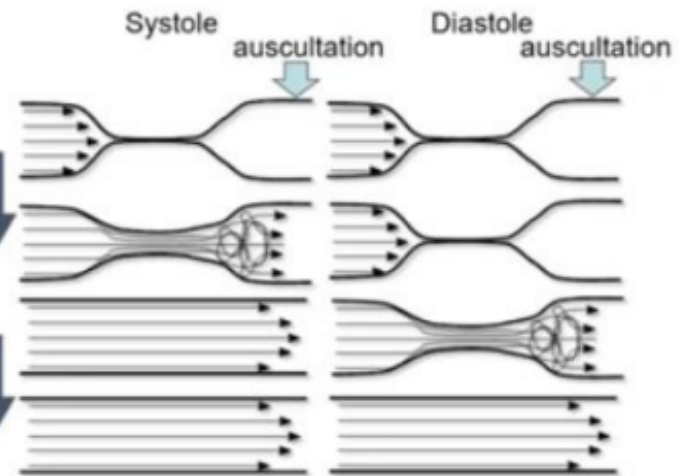
Turbulence sys = bruit sec

PA dia < Pb < PA sys

Turbulence dia = bruit qui s'allonge

PA min ⇔

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 = 140 mmHg ; PA min < ou = 90 mmHg**

Conclusion :

Le tutorat est gratuit, toute vente ou reproduction est interdite.

- 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*).

3/ Application à l'imagerie médicale

A) L'IRM

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'intérieure des ventricules, il n'y a pas de signal = sang noir
- 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.

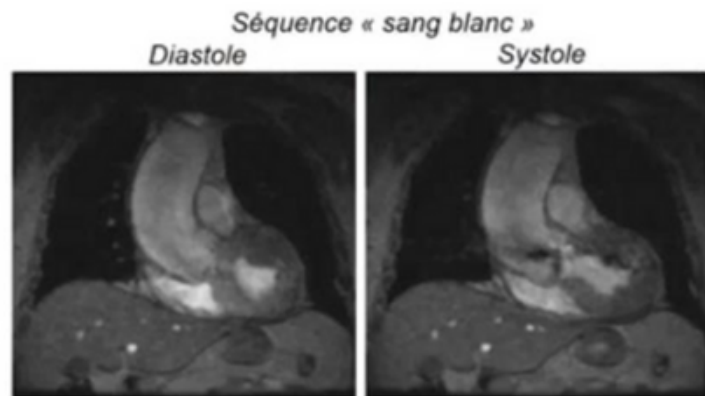
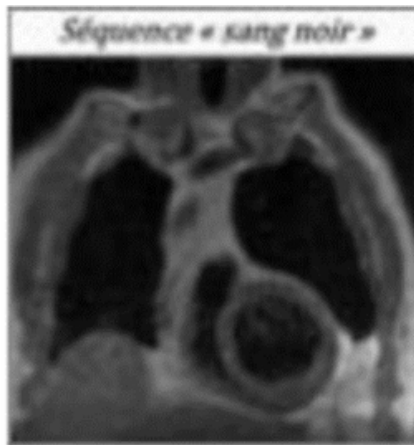
=> **Diastole : le sang est blanc, écoulement laminaire**

=> **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.

Le tutorat est gratuit, toute vente ou reproduction est interdite.

Cette séquence permet :

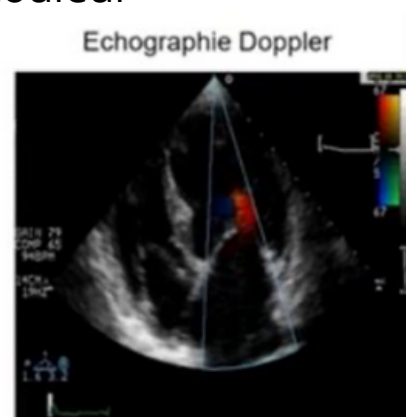
- ✓ La visualisation des conditions de circulation
- ✓ L'aide au diagnostic des anomalies hémodynamiques.



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_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

Encore une formule qui fait peur mais qui sert (un peu) à rien

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

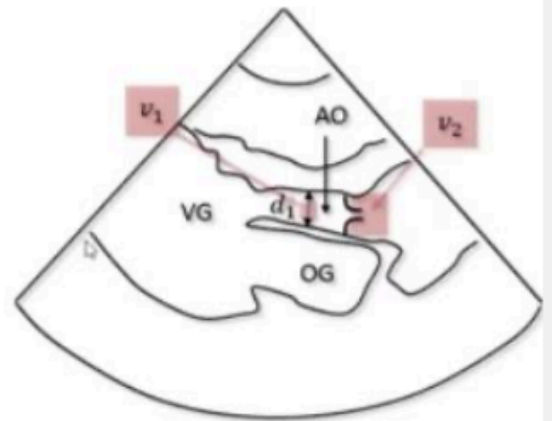
• Utilisation du principe de continuité du débit

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

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

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

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

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

Equation de Bernoulli (*encore et toujours celle-là*) : 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: $v_1 = 1 \text{ m.s}^{-1}$
 $v_2 = 4 \text{ m.s}^{-1}$

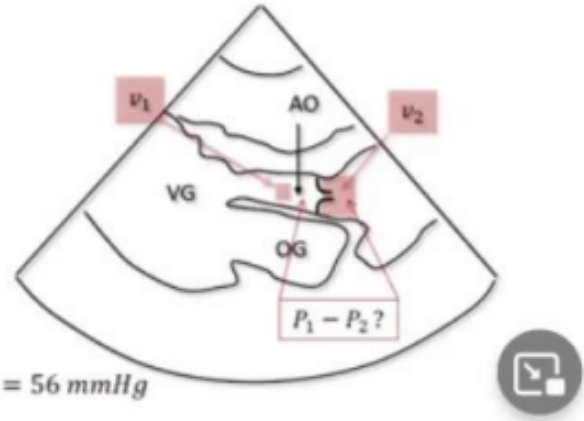
- Utilisation de Bernoulli

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

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

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

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



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 **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**.

FINIITO LA CIRCU VOUS AVEZ
KIFFE EN VRAI C'EST SUR

Déiiiiissss :

Dédis à Emma et Julien qui râlent parce que je leur ai pas fait une deuxième dédis (bande de puant)

Dédis Roméo le bosssssssss oui il est vieux en âge mais mon dieu ce qu'il est bête

Dédis à Gersende tant qu'on est dans la vieillesse, elle bat des record carrément elle

Dédis à Ophélie qui est juste en face de moi et qui adore le mat(h)(i)(y)s(s)(e) verse

Dédis aux chefs tut sauf 2

Dédis à la TTR wsh on est en octobre et j'y pense encore lâche l'affaire chef

Anti-dédis à la queue du RU de pasteur qui est infiniment longue

Anti-dédis au CRL genre en P2 on en a encore ????