

I) PARTICULARITÉS LIÉES AUX PAROIS VASCULAIRES

Vidéo 6

A/ Constitution des parois des vaisseaux

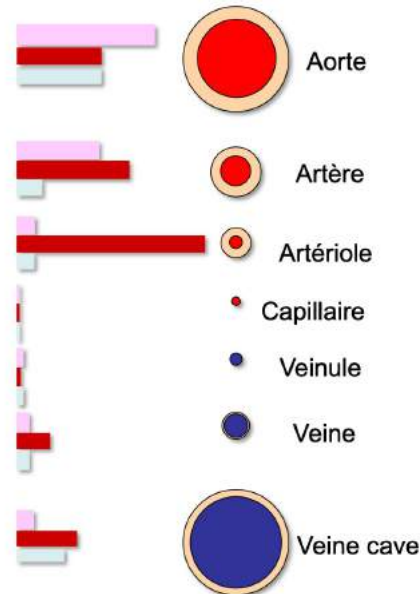
Les parois des vaisseaux sont constituées de **3 types de fibres**:

✓ 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

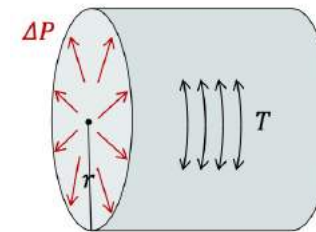


En avançant dans l'arbre vasculaire, on a une perte d'élasticité au profit du contingent musculaire

B/ Les forces mises en jeu pour les parois élastiques

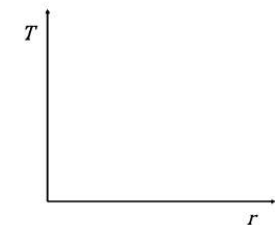
D'un point de vue physique, 2 phénomènes s'appliquent sur les parois des vaisseaux:

- **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

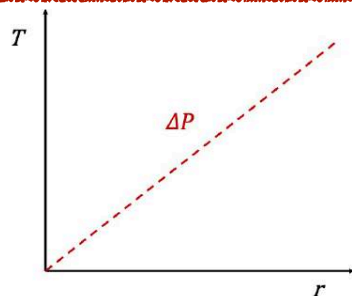
Pour un vaisseau cylindrique, la loi de Laplace nous donne :

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

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

Facteur de linéarité : ΔP

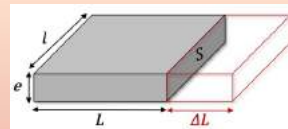
Il existe une infinité de points d'équilibre entre T et r , on prend donc en compte l'élasticité avec la loi de Hooke.



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

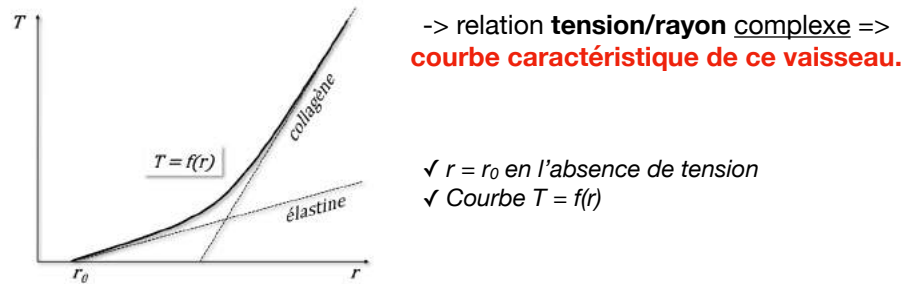
1) Courbes caractéristiques

- ✓ 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**

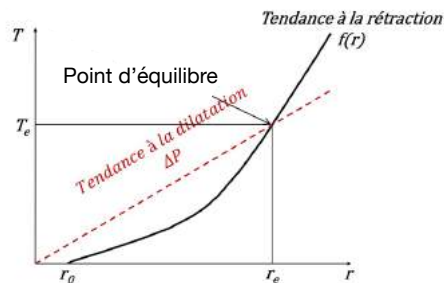


2) Rayon d'équilibre

- ✓ 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

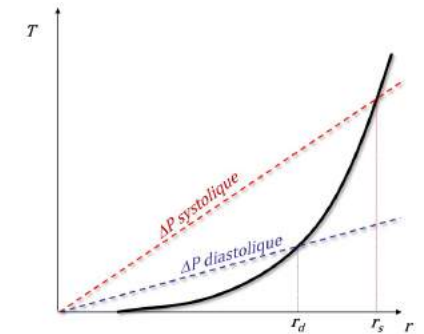
LE POULS

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 **systole** 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)**

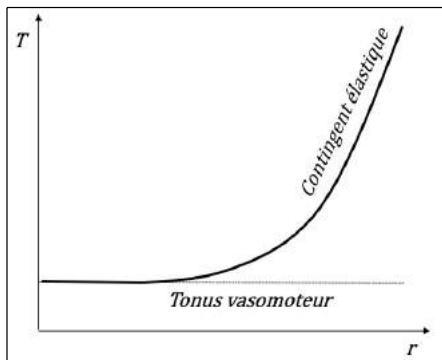
D/ Courbes caractéristiques tension-rayon des vaisseaux musculo-élastiques

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**

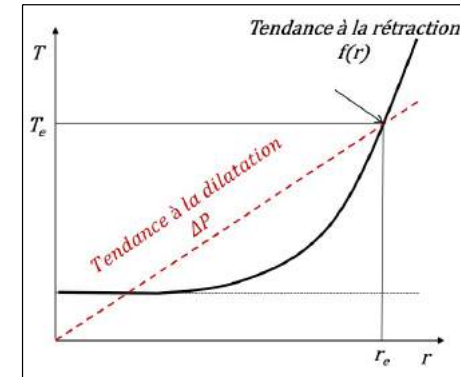
Quel que soit le rayon du vaisseau, la tension exercée ne sera **jamais nulle (active)**



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)

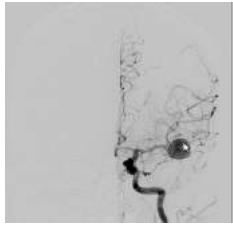
Applications physiopathologiques

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



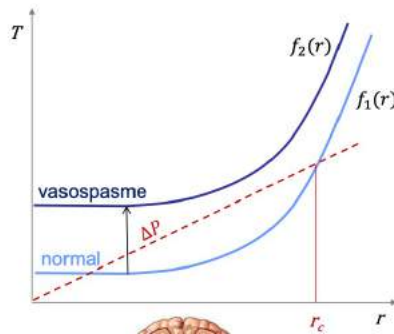
En cas de rupture -> **saignement** -> **vasospasme** des vaisseaux cérébraux :

- 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 spasmodés, le sang ne peut plus circuler

Conséquences:

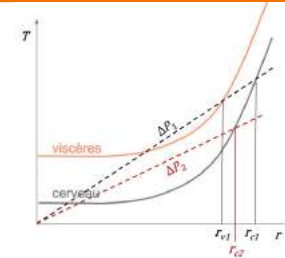
- ✓ **Favorable** = permet d'arrêter le saignement au niveau de l'artère rompue -> protection
- ✓ **Défavorable** = vasospasme sur les autres vaisseaux environnants -> diminution de l'apport sanguin dans un territoire du cerveau -> ischémie régionale.



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)

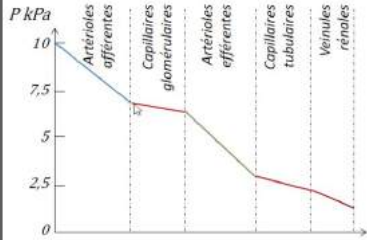
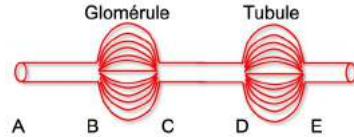
Modélisation: 2 réseaux capillaires **en série**:

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

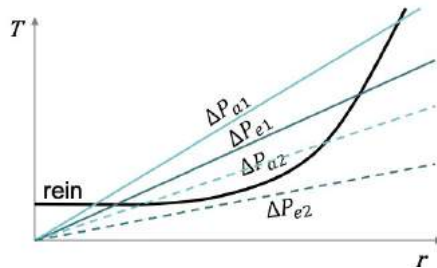
✓ Les droites de **Laplace** sont **différentes**:

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

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

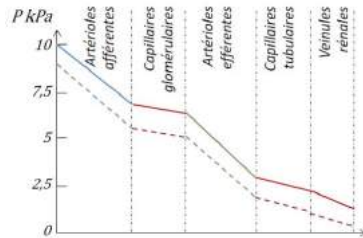
Conditions normales :

- ✓ 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):

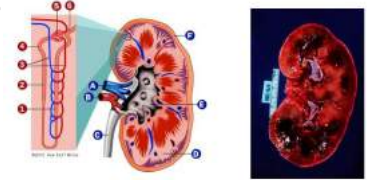
- ✓ La pente des 2 droites diminue (-> pointillés)
- ✓ Il reste un **rayon d'équilibre** pour l'**a. Afférente**, mais **pas pour l'efférente!** -> Les artérioles afférentes ne sont **plus perméables** -> **le sang ne circule plus** -> **ischémie** au niveau des tubules puisque le réseau capillaire qui 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

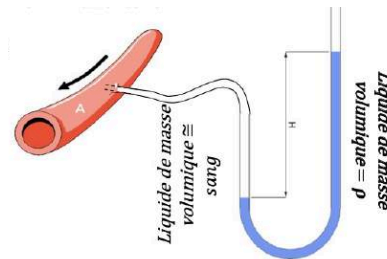
1) Mode de mesure

- ✓ 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:

Pour la **pression artérielle (PA) ++**

$$P_{Amoy} = 13 \text{ kPa} \quad \text{soit} \quad h = \frac{13 \cdot 10^3}{13,6 \cdot 10^3 \cdot 9,8} = 97 \text{ mmHg}$$

Le millimètre de mercure (mmHg)

On a **1 mmHg = 133 Pa**

↳ Cela correspond à une dizaine de cm de mercure -> colonne manipulable en pratique

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

$$\rho_{Hg} = 13,6 \cdot 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$$

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



Pour la **pression veineuse centrale (PVC) ++**

$$PVC_{moy} \leq 1 \text{ kPa} \quad \text{soit} \quad h \leq \frac{1 \cdot 10^3}{1 \cdot 10^3 \cdot 9,8} = 10 \text{ cmH}_2\text{O}$$

Le centimètre d'eau (cmH₂O)

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

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

On a **1 cmH₂O ≈ 100 Pa**

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

!/\ Astuce 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

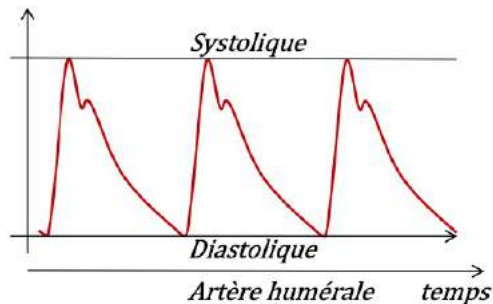
La **pression** s'exprime en $N.m^{-2}$ (force par unité de surface) et induit une **tension** sur les parois (la tension s'exprime en $N.m^{-1}$ (force par unité de longueur))

=> 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:

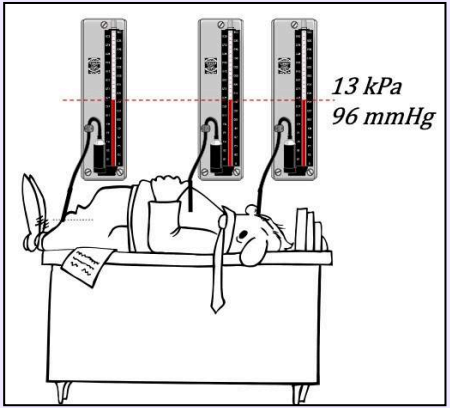
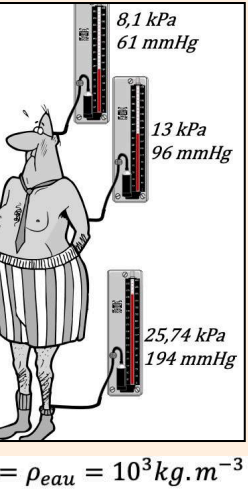
- **Personne allongée** => « pression statique P » selon Bernoulli en écoulement horizontal (on considère la pression moyenne, le sang immobile, on néglige la viscosité...)
- **Personne debout** = « pression statique » + « pression de pesanteur »

- ✓ 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 $PA(0) = 96 \text{ mmHg} = 13 \text{ kPa}$

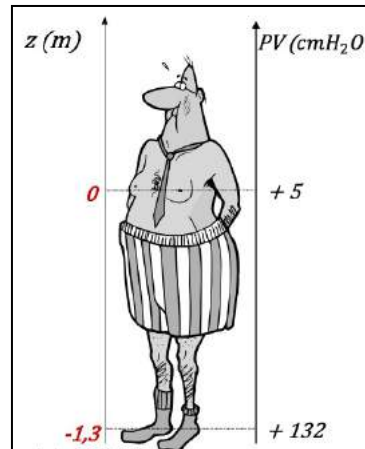
<p>Position ALLONGÉE</p>	<p>La PA est la même dans tout le corps ++</p> <p>Bernoulli donne: $\rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + PA = 13 \text{ kPa}$</p> <p>On considère que:</p> <ul style="list-style-type: none"> - $v = 0$ (sang immobile) - $h = 0$ (allongé, pas de différence de hauteur) <p>PA (tête) = 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>

- ✓ 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 $PA(h) > PA(0)$ $PA(\text{pieds}) = PA(-1,3) = 25,7 \text{ kPa} > 13 \text{ kPa}$

PA (tête) < PA (coeur) < PA (pieds)

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:

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

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

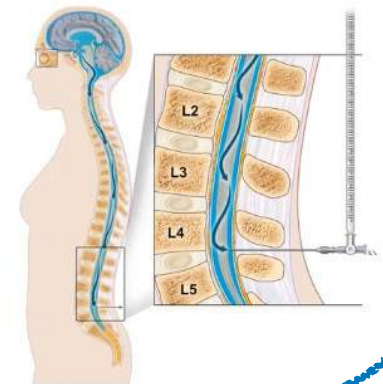
En position debout, la pression est **+ élevée** au niveau des **membres inférieurs**, ce qui peut entraîner des **stases veineuses**, des **varices**, et des **oedèmes** des MI.

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

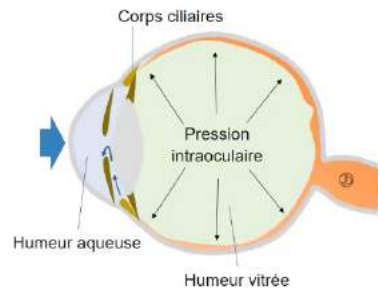
- Valeur proche de celle de la pression veineuse centrale
- Exprimée en **cmH₂O**
- Peut être mesurée par ponction lombaire sujet couché (-> introduction d'une aiguille dans le LCR en dessous du niveau de la moelle que l'on colonne à une colonne remplie d'eau -> mesure de la pression) (mesurée très rarement 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: $Q = \frac{\pi d^2 v}{4} \Rightarrow d \cdot v = \frac{4Q}{\pi \cdot d}$

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

++

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

++

/!\ 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** .

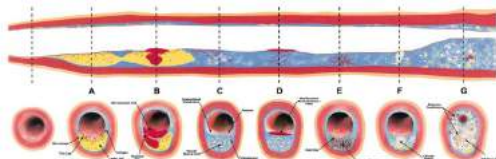
Causes LÉSIONNELLES	$d \downarrow$ ✓ Souffle <u>vasculaire</u> : sténose vasculaire ✓ Souffle <u>cardiaque</u> : sténose ou fuite valvulaire cardiaque
Causes FONCTIONNELLES	$Q \uparrow$ $\eta \downarrow$ ✓ Souffle d' <u>effort</u> ✓ Souffle lié à l' <u>anémie</u> (anémie: $\eta \downarrow$ et $Q \uparrow$)

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**

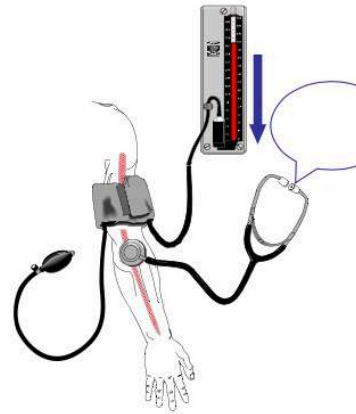
2) Méthode de mesure

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**

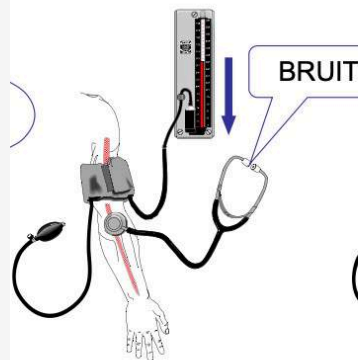
Peu à peu on **diminue** la pression du brassard jusqu'à **passer en dessous de la PA maximale = P_{systole}**

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 $P_b \leq PA_{\text{systolique}}$



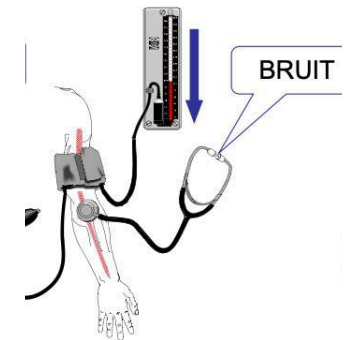
Bruit à chaque bref instant où l'artère est ouverte: **PA max**

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



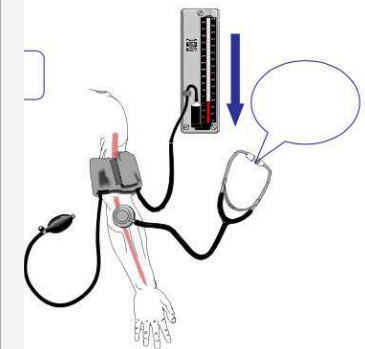
Bruit augmente en durée

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.

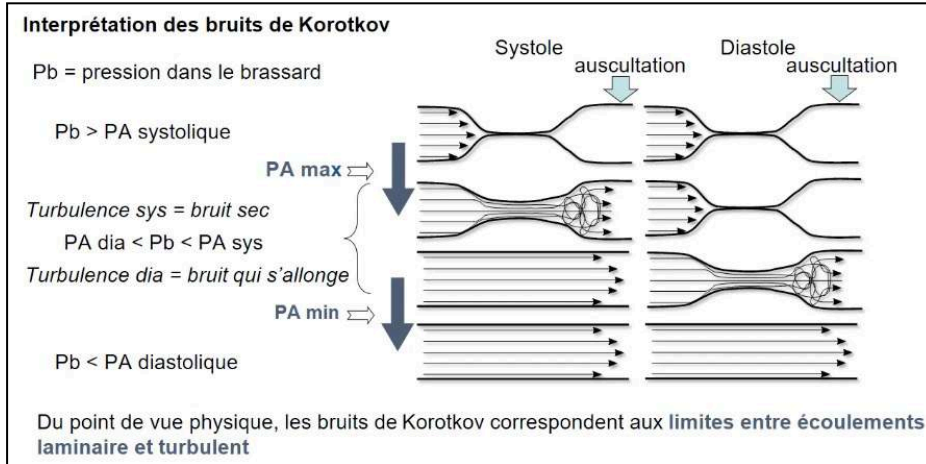
On obtient donc la **PA minimale = PA diastolique**

④ $P_b < PA_{\text{diastolique}}$



Disparition de tout bruit: **PA min**

3) Interprétation des bruits de Korotkov



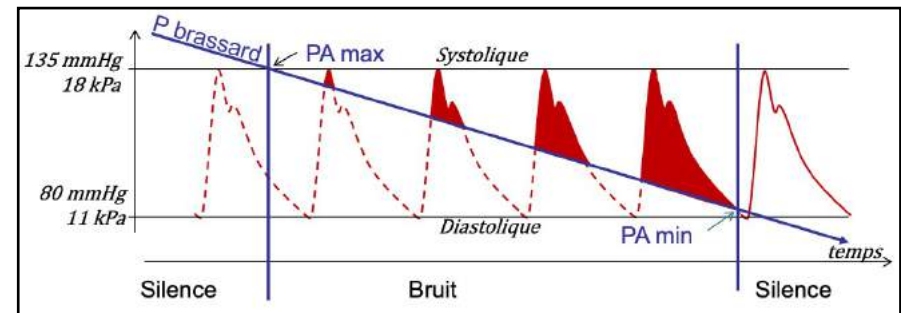
1) Tant que $P_b > P_{syst}$: L'artère est collabée, le sang ne passe pas -> **pas de bruit**

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 -> $P_{A_{min}}$

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

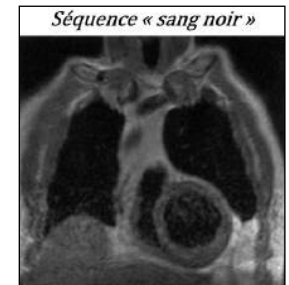
IRM -> visualisation d'un signal lié aux protons (càd au noyau d'un atome d'hydrogène)

↳ utilisation de différentes séquences capables de générer différents contrastes

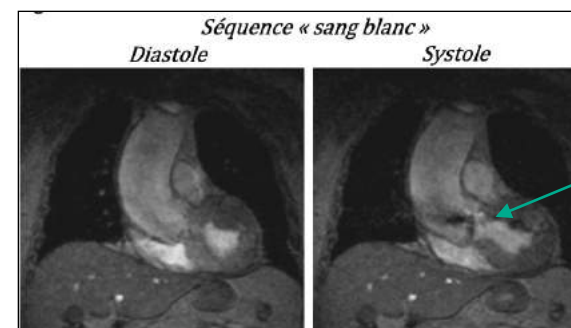
○ **Séquence en « sang noir »** : signal de la relaxation des protons du sang en mouvement =0

↳ 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)

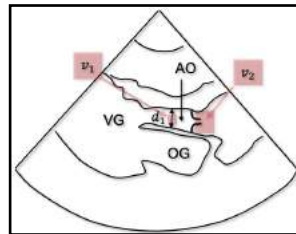
Utilisation du principe de continuité du débit

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

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

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

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



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