

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

Mécanique des fluides

Hémodynamique

Biophysique cardiaque

| |
|------------------------------|
| Mécanique des fluides |
|------------------------------|

I - STATIQUE D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE

Quelques définitions

A- Pression au sein d'un fluide : lois de Pascal

B- Pression atmosphérique

C- Unités de pression

D- Quelques pressions physiologiques

Quelques définitions :

➤ **Fluide :**

- est constitué de molécules mobiles entre elles
- n'a pas de forme propre (prend celle du récipient)

➤ **Différents types de fluides :**

Les gaz :

- Les molécules occupent tout l'espace de leur enceinte
- Sont compressibles et expansibles ($PV=nRT$)

Les liquides :

- Les molécules occupent un volume indépendant de celui du récipient
- Sont peu compressibles et expansibles

On s'intéresse aux LIQUIDES considérés comme INCOMPRESSIBLES

➤ **Fluide parfait (ou idéal) et fluide réel :**

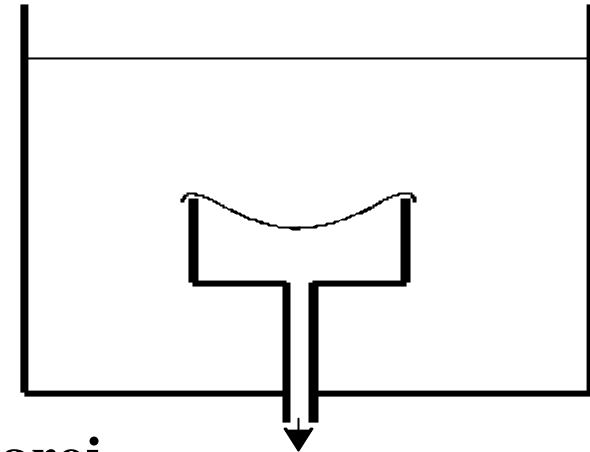
- **Pour les fluides réels : glissement des molécules les unes sur les autres \Rightarrow frottements \Rightarrow VISCOSITE \Rightarrow écoulement avec dégagement de chaleur.**
- **Pour les fluides parfaits, on suppose qu'il n'y a pas de frottements moléculaires \Rightarrow VISCOSITE = 0 \Rightarrow écoulement sans perte d'énergie.**

A - PRESSION AU SEIN D'UN FLUIDE : LOIS DE PASCAL

1 - Mise en évidence expérimentale

Soit une chambre

- dans laquelle on fait le vide
- avec une paroi déformable



P se manifeste par une déformation de la paroi

Vide

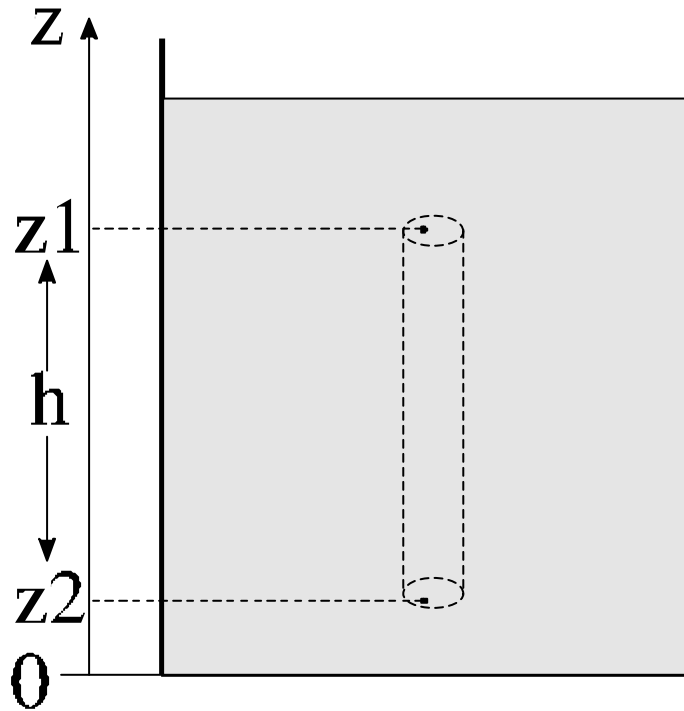
2- Lois de la statique des fluides

Hypothèses : fluide immobile (parfait ou réel) incompressible

⇒ masse volumique uniforme

- **La pression en un point est indépendante de l'orientation du capteur et s'exerce perpendiculairement aux parois**
- **La pression est la même en tous les points situés au même niveau.**
- **La pression augmente avec la profondeur**

➤ **La pression augmente avec la profondeur**



dP entre 2 points d'un fluide en équilibre = au poids de la colonne de liquide qui les sépare (ayant pour base l'unité de surface).

$$P(z2) - P(z1) = r g h$$

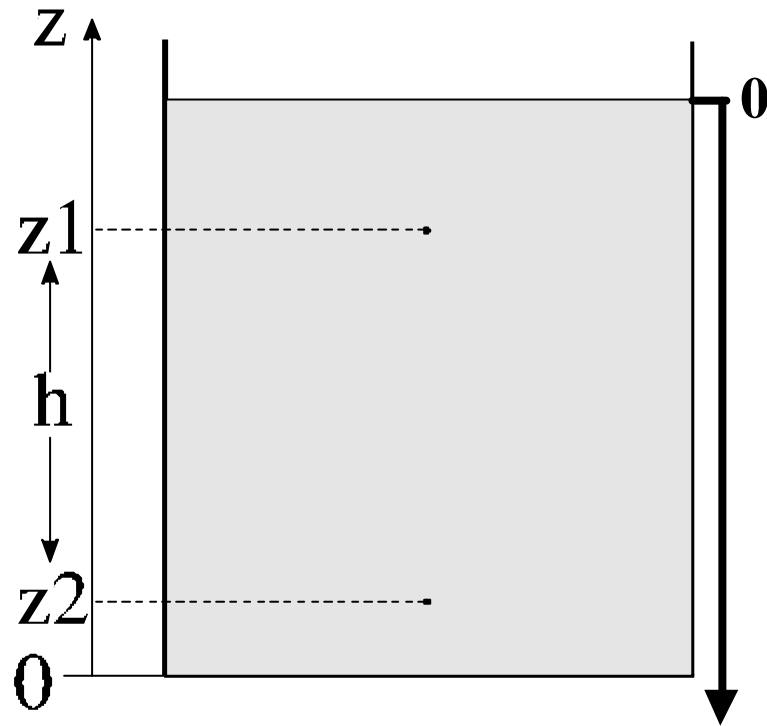
$$dP = - r g dz$$

r = masse volumique (uniforme)

g = intensité de la pesanteur (9,8 m.s⁻²)

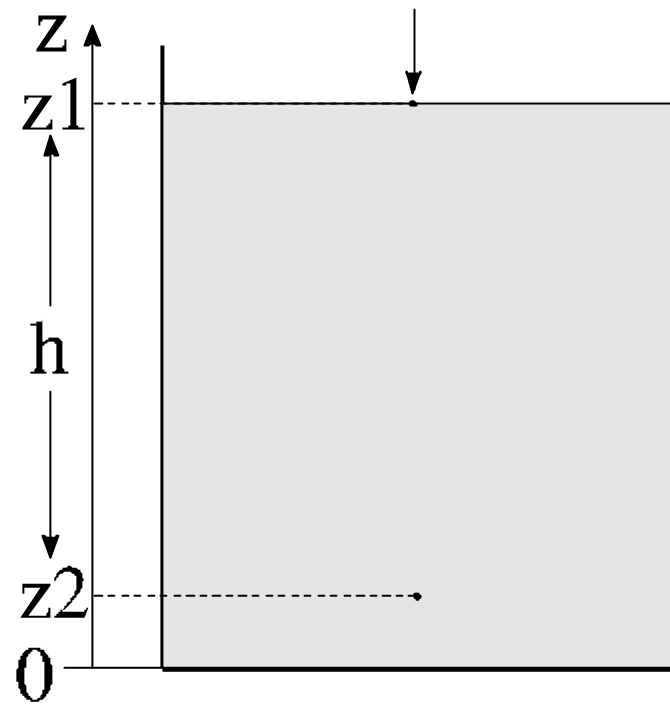
Remarques :

Attention au repère



Si on comptait à partir de la surface : $dP = +r g dz$

Cas particulier P_{atm}



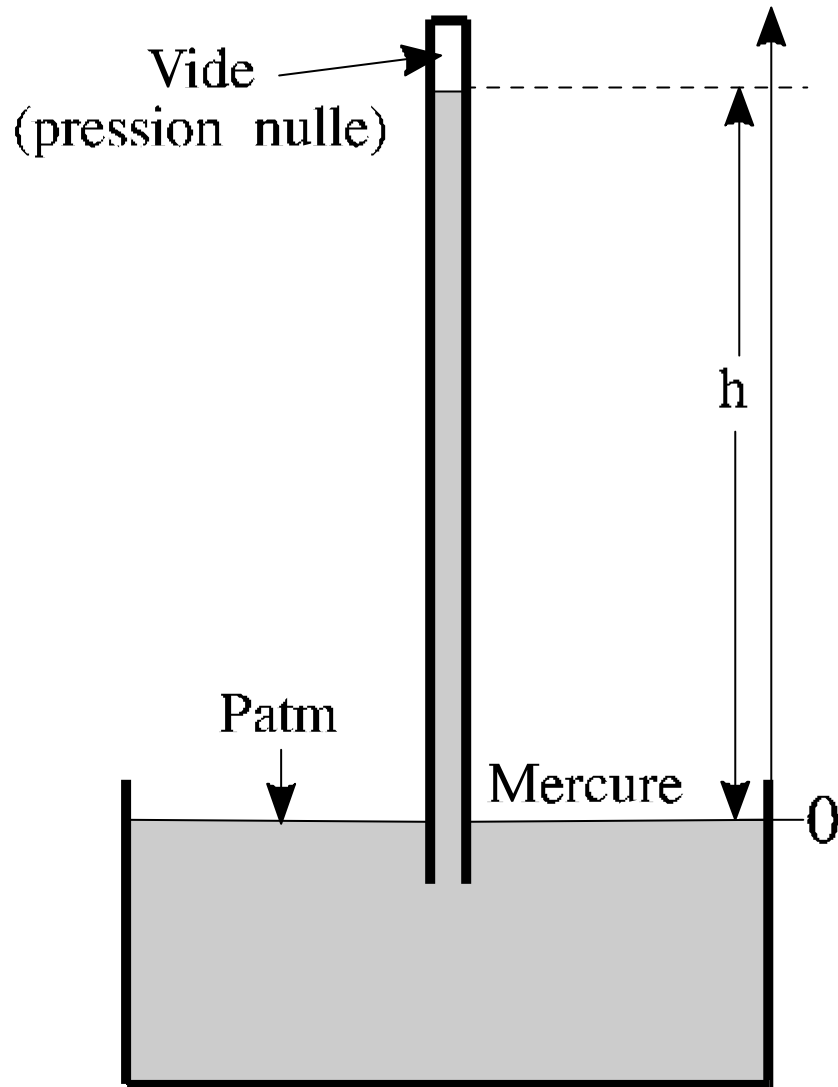
$$P(z2) - P_{atm} = r g h$$

$$P(z2) = r g h + P_{atm}$$

Poids de la colonne de liquide

Poids de la colonne de d'air

B - PRESSION ATMOSPHERIQUE



L'air est un fluide responsable de la pression atmosphérique.

La loi de Pascal indique qu'une pression peut être reliée à la hauteur d'une colonne de liquide de masse volumique connue.

$$P_{\text{atm}} - P_{\text{vide}} = r g h = P_{\text{atm}}$$

En utilisant un manomètre au mercure ($r = 13,6 \cdot 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$) :
 $h = 76 \text{ cm}$

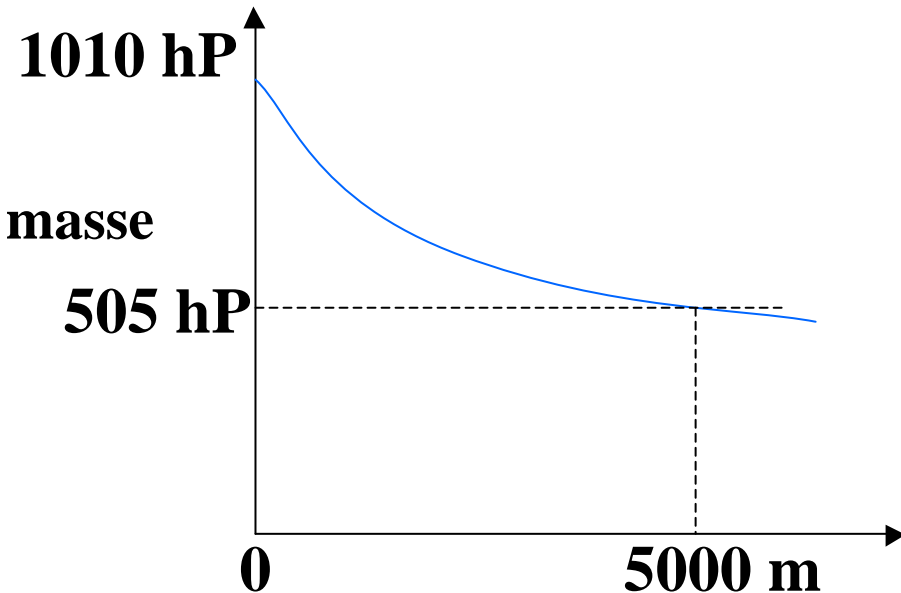
$$P_{\text{atm}} = 0,76 \times 13,6 \cdot 10^3 \times 9,8$$
$$= 1\,013 \cdot 10^2 \text{ Pa} = 1\,013 \text{ hPa}$$

Remarques/Rappels : variations de la pression atmosphérique

➤ En fonction de l'altitude :

P_{atm} = poids de la colonne d'air
Mais variations (non linéaires) de masse volumique

Application : altimètre



➤ En fonction du lieu

Cartes isobariques \Rightarrow prévisions météo

Application : baromètre

C - UNITÉS DE PRESSION

Equation aux dimensions : $[P] = \overset{r}{M} \overset{g}{L^{-3}} \overset{h}{L} T^{-2} = M L^{-1} T^{-2}$

$$[P] = M L^2 T^{-2} L^{-3} = [\text{ENERGIE}]/[\text{VOLUME}]$$

$$[P] = M L T^{-2} L^{-2} = [\text{FORCE}]/[\text{SURFACE}]$$

1 - Le pascal (Pa), unité SI : $1 \text{ Pa} = 1 \text{ newton} \cdot \text{m}^{-2}$

Remarque: pression de 1 Pa exercée par un solide de surface $S=1 \text{ m}^2$:

$$P = 1 \text{ Pa} = F / S = mg / S \quad m = 1 / 9,8 = 0,102 \text{ kg}$$

1 Pa = pression exercée par 102 g sur 1 m²: unité faible

d'où l'utilisation de multiples: exemple l'hecto Pa (hPa)= 100 Pa

$$P_{\text{atm}} = 1013 \text{ hPa}$$

2 - Le bar, ancienne unité CGS : $1 \text{ bar} = 10^5 \text{ Pa}$

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

3 - Les autres unités sont liées à l'utilisation de manomètres à colonne de liquide

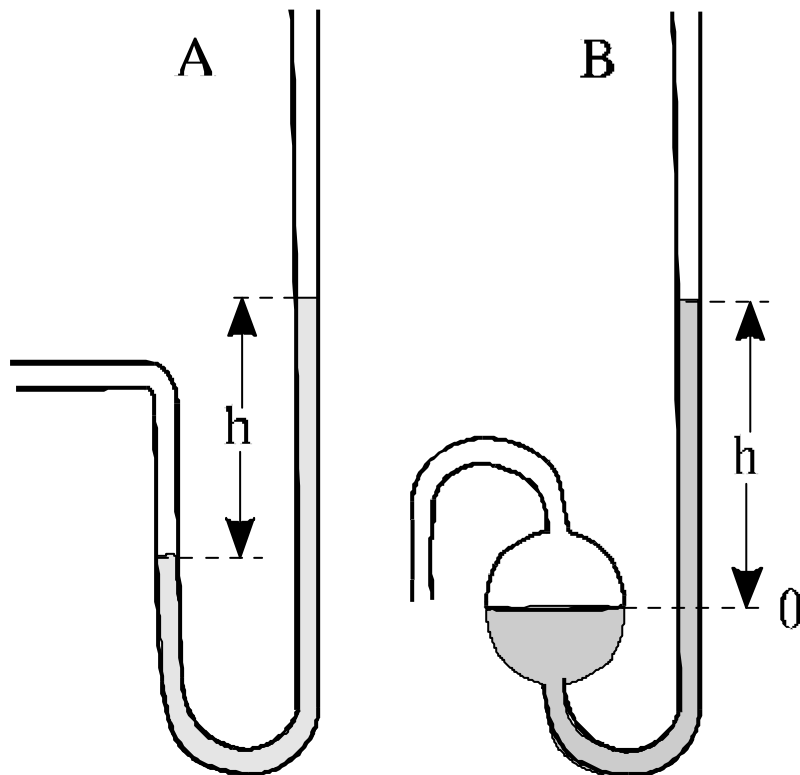
3 - Les autres unités sont liées à l'utilisation de manomètres à colonne de liquide

Selon le niveau des pressions à mesurer on choisit des liquides différents
eau : $\rho = 1 \cdot 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$ ou mercure : $\rho = 13,6 \cdot 10^3 \text{ kg.m}^{-3}$

UNITES

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

Le centimètre d'eau : $1 \text{ cmH}_2\text{O} = 1 \cdot 10^{-2} \times 9,8 \times 1 \cdot 10^3 = 98 \text{ Pa} \cong 100 \text{ Pa}$



Les systèmes A et B diffèrent simplement par une commodité de lecture :

A On mesure la différence de hauteur des 2 ménisques

B Le réservoir voit son niveau varier très peu (surface \gg section du tube) et peut être considéré comme le zéro du système.

D - QUELQUES PRESSIONS PHYSIOLOGIQUES

1 - La pression artérielle (PA)

Correspond au DP entre l'intérieur et l'extérieur du vaisseau.

On s'intéresse en fait à la surpression qui règne dans les vaisseaux artériels par rapport à la pression atmosphérique :

($P_{int} - P_{ext} = P_{art} + P_{atm} - P_{atm}$). On parle de tension artérielle ou de pression transmurale supportée par la paroi artérielle.

Ordre de grandeur 10 kPa: manomètre à mercure (ou mécanique).

Mesure "invasive" intra-artérielle

Mesure "non-invasive" avec un brassard

Varie "dans le temps et dans l'espace"

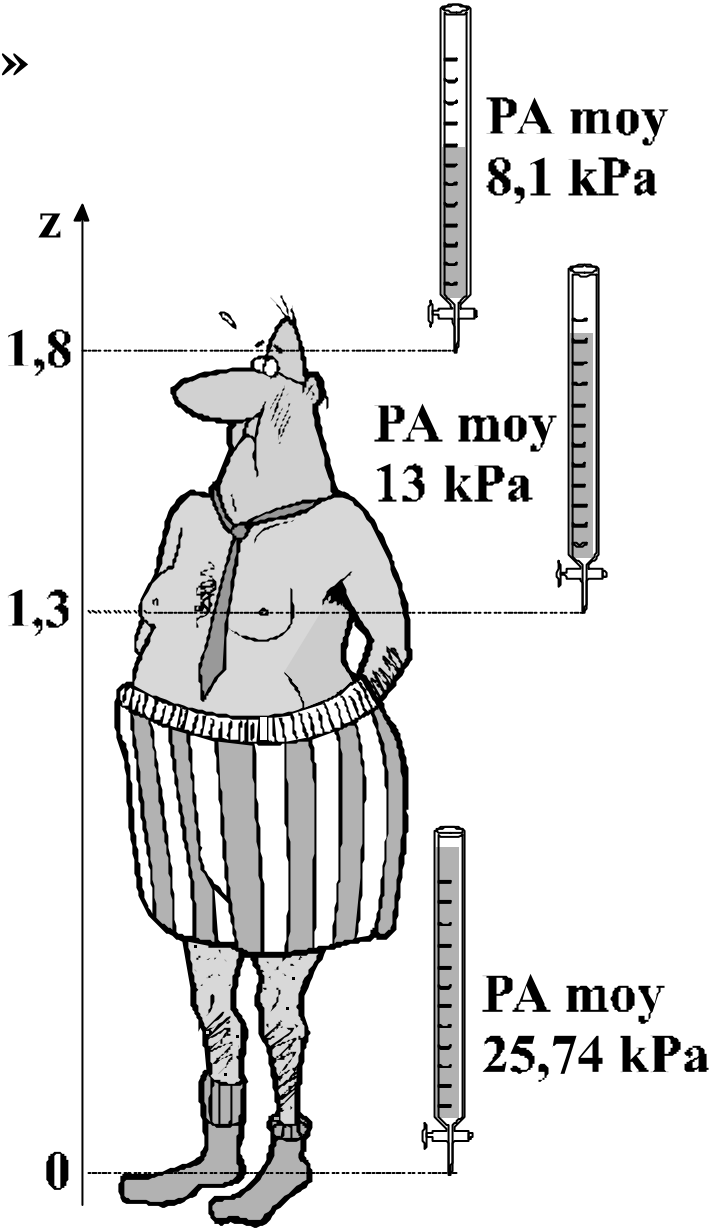
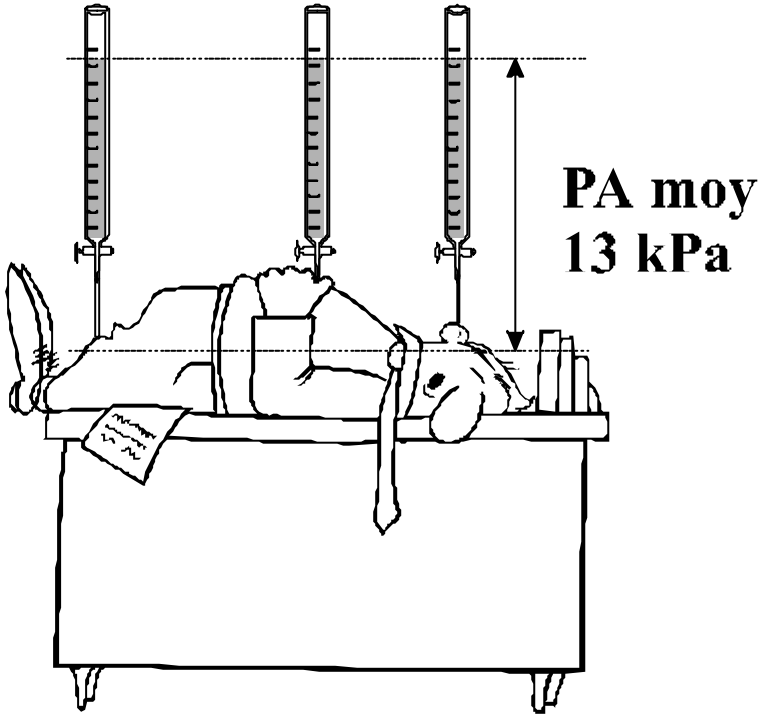
Temps : systole (contraction cardiaque) = 130 mmHg = 17 kPa

diastole (remplissage cardiaque) = 80 mm Hg = 10 kPa

« moyenne »* = $(P_{Asys} + 2 P_{Adias}) / 3 = 96 \text{ mmHg} = 13 \text{ kPa}$

***Équivalente en régime non-pulsatile**

Variations de la PA « dans l'espace »



Exercice : PA et position selon le manomètre à colonne de liquide choisi.

| | | |
|--------------------|---------------------------|----------------------|
| kg m ⁻³ | Eau (H ₂ O) | mercure (Hg) |
| ρ | 10 ³ | 13,6 10 ³ |

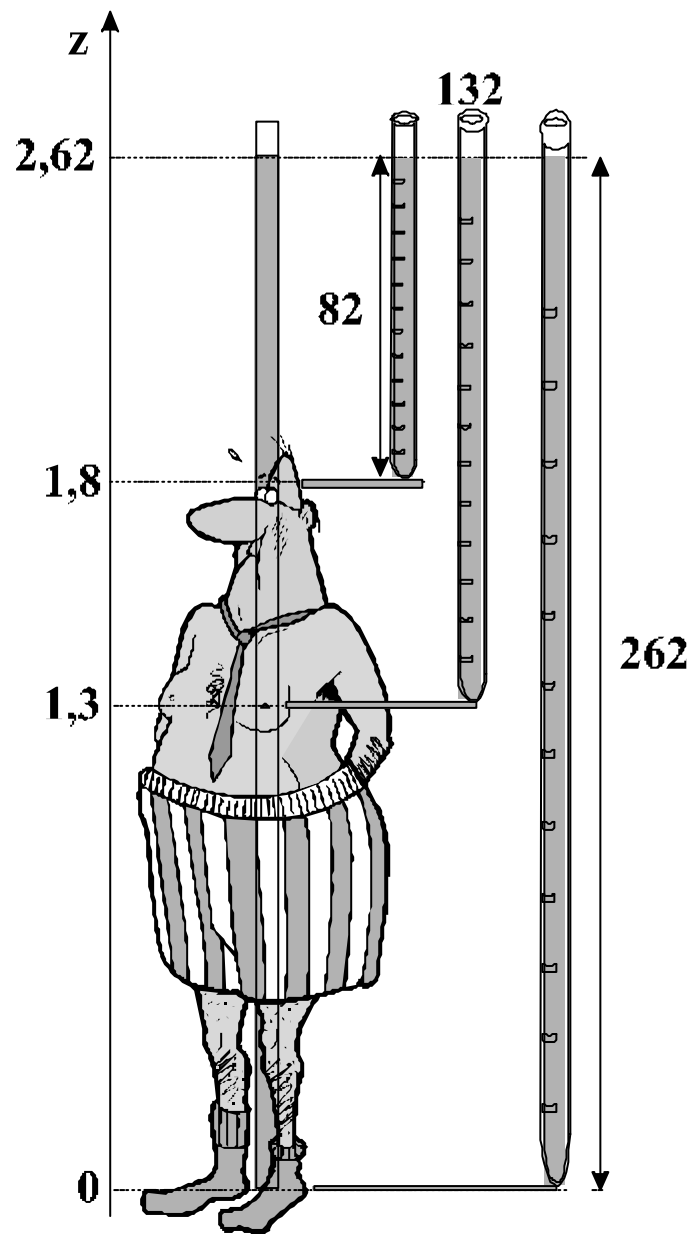
Calcul des hauteurs h:
 $PA(x) = rgh \Rightarrow h = PA / g r$

Selon manomètre $\left\{ \begin{array}{l} H_2O \\ Hg \end{array} \right.$

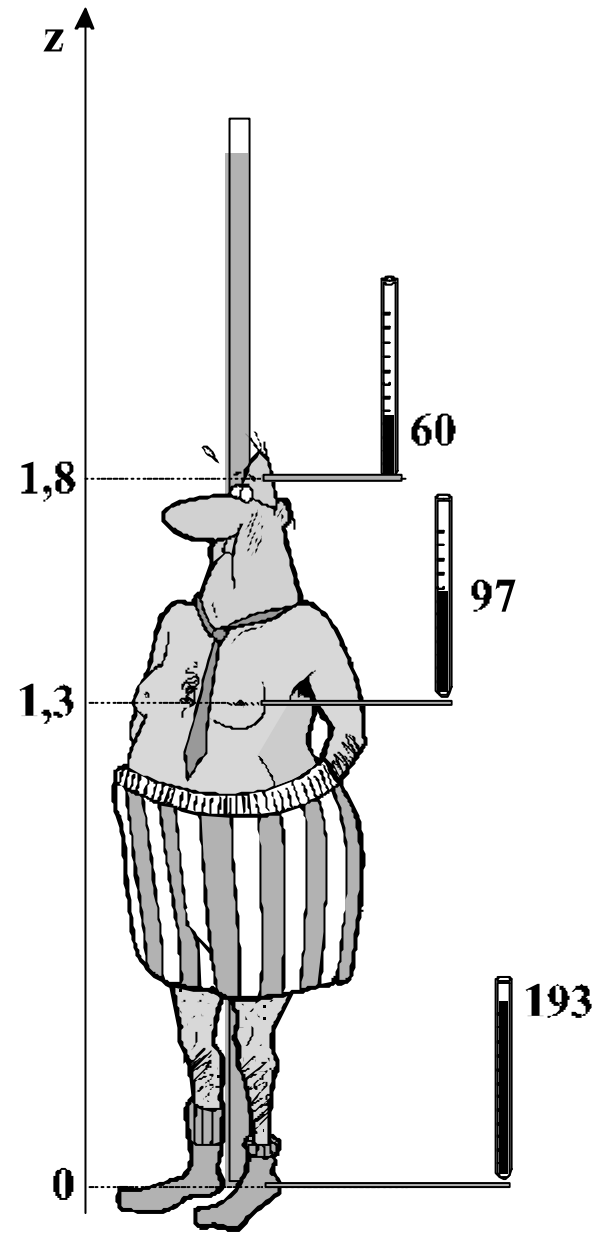
Pascal

| | | cmH ₂ O | mmHg |
|-----------------|--|--------------------|------|
| PA(1,3)=13 kPa | $h=13 \cdot 10^3 / 9,8 \cdot r=1,32 \cdot 10^3/r$ | 132 | 97 |
| PA(1,8)=8,1 kPa | $h=8,1 \cdot 10^3 / 9,8 \cdot r = 0,82 \cdot 10^3/r$ | 82 | 60 |
| PA(0)=25,74 kPa | $h=25,74 \cdot 10^3 / 9,8 \cdot r=2,62 \cdot 10^3/r$ | 262 | 193 |

cm H₂O



mm Hg



Calcul des pressions en position debout :

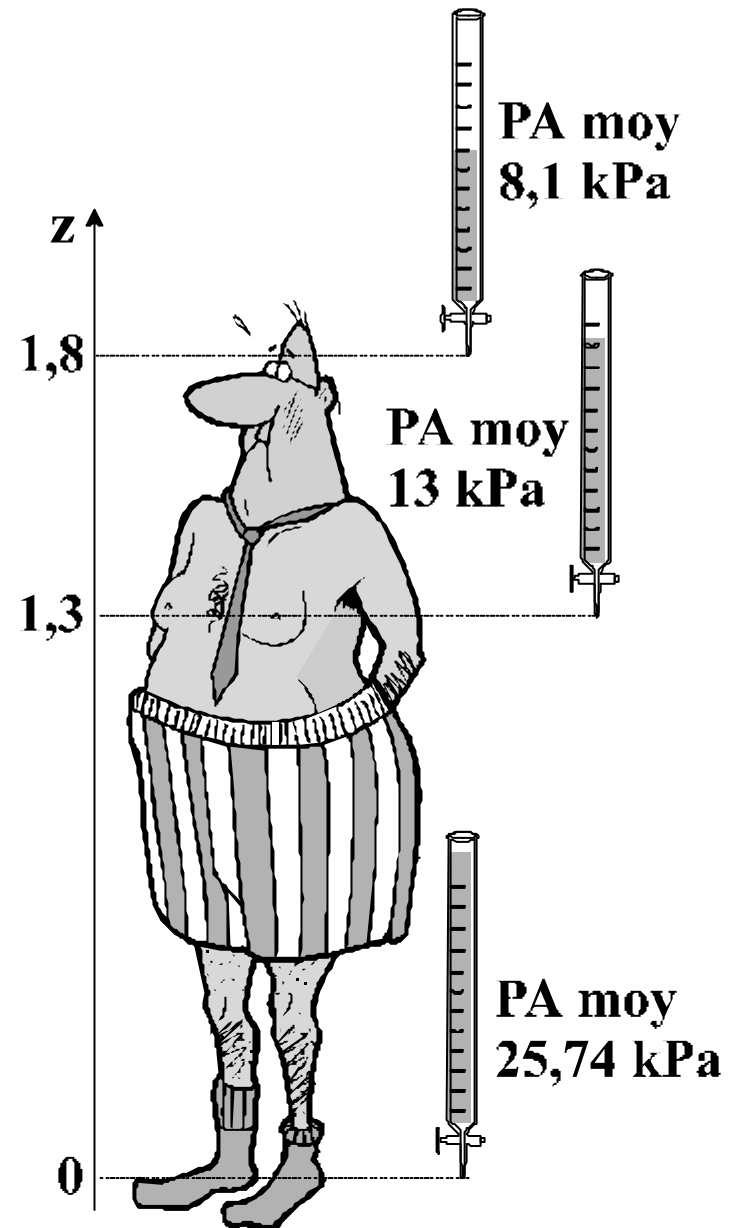
Sachant que $PA(1,3) = 13 \text{ kPa}$

Et que $dP = - r g dz$

Et que $r_{\text{sang}} = r_{\text{eau}} = 10^3 \text{ kg/m}^3$

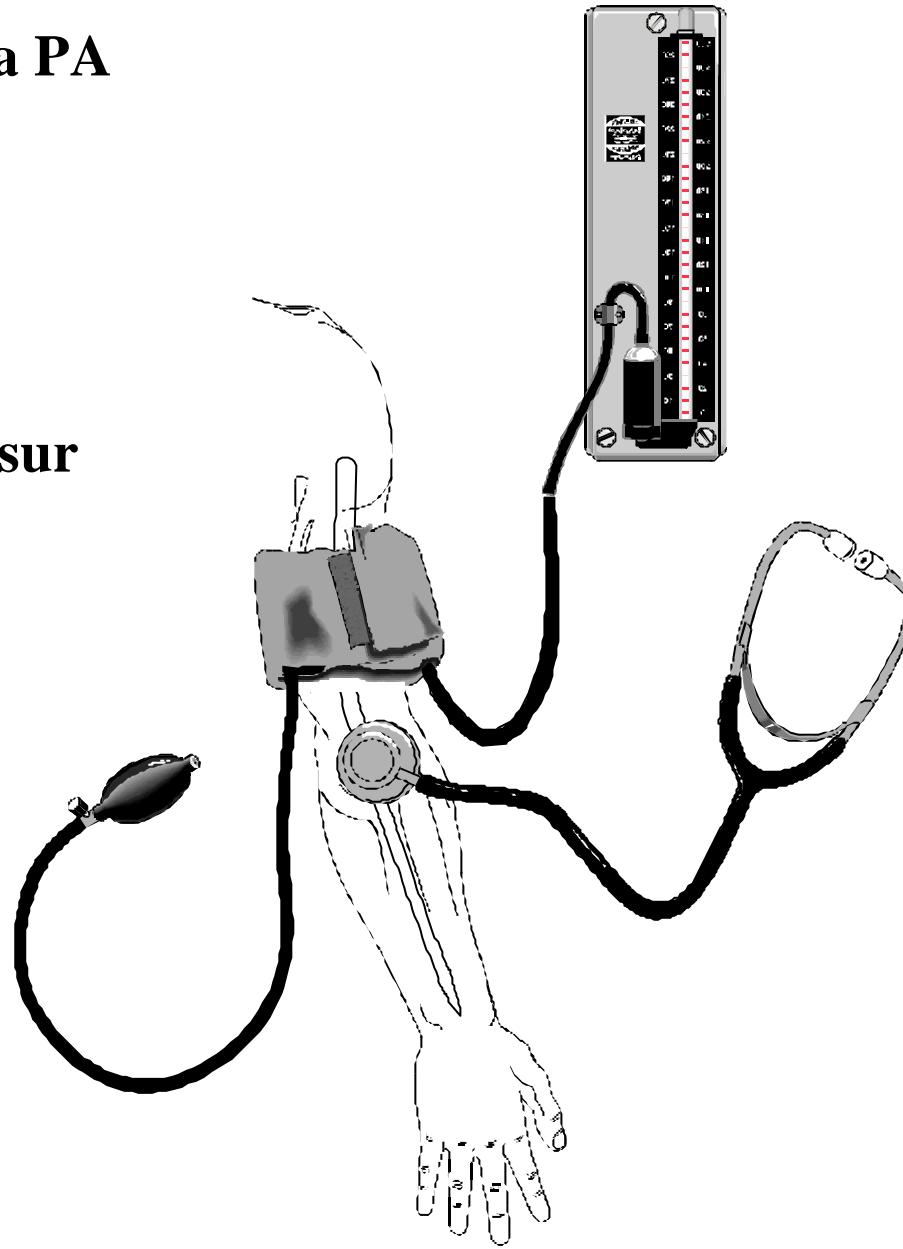
$$\begin{aligned} PA(1,8) &= PA(1,3) + dP(dz=0,5) \\ &= 13 \cdot 10^3 - r g 0,5 \\ &= 13 \cdot 10^3 - 10^3 \times 9,8 \times 0,5 \\ &= 13 \cdot 10^3 - 4,9 \cdot 10^3 = 8,1 \text{ kPa} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} PA(0) &= PA(1,3) + dP(dz=-1,3) \\ &= 13 \cdot 10^3 + r g 1,3 \\ &= 13 \cdot 10^3 + 12,74 \cdot 10^3 = 25,74 \text{ kPa} \end{aligned}$$



Mesure indirecte de la PA

**Brassard et poire pour
appliquer une pression sur
l'artère humérale et la
collaber.**
Manomètre à mercure.
(unité mmHg)



D - QUELQUES PRESSIONS PHYSIOLOGIQUES

1 - La pression artérielle

2- La pression veineuse centrale (PVC)

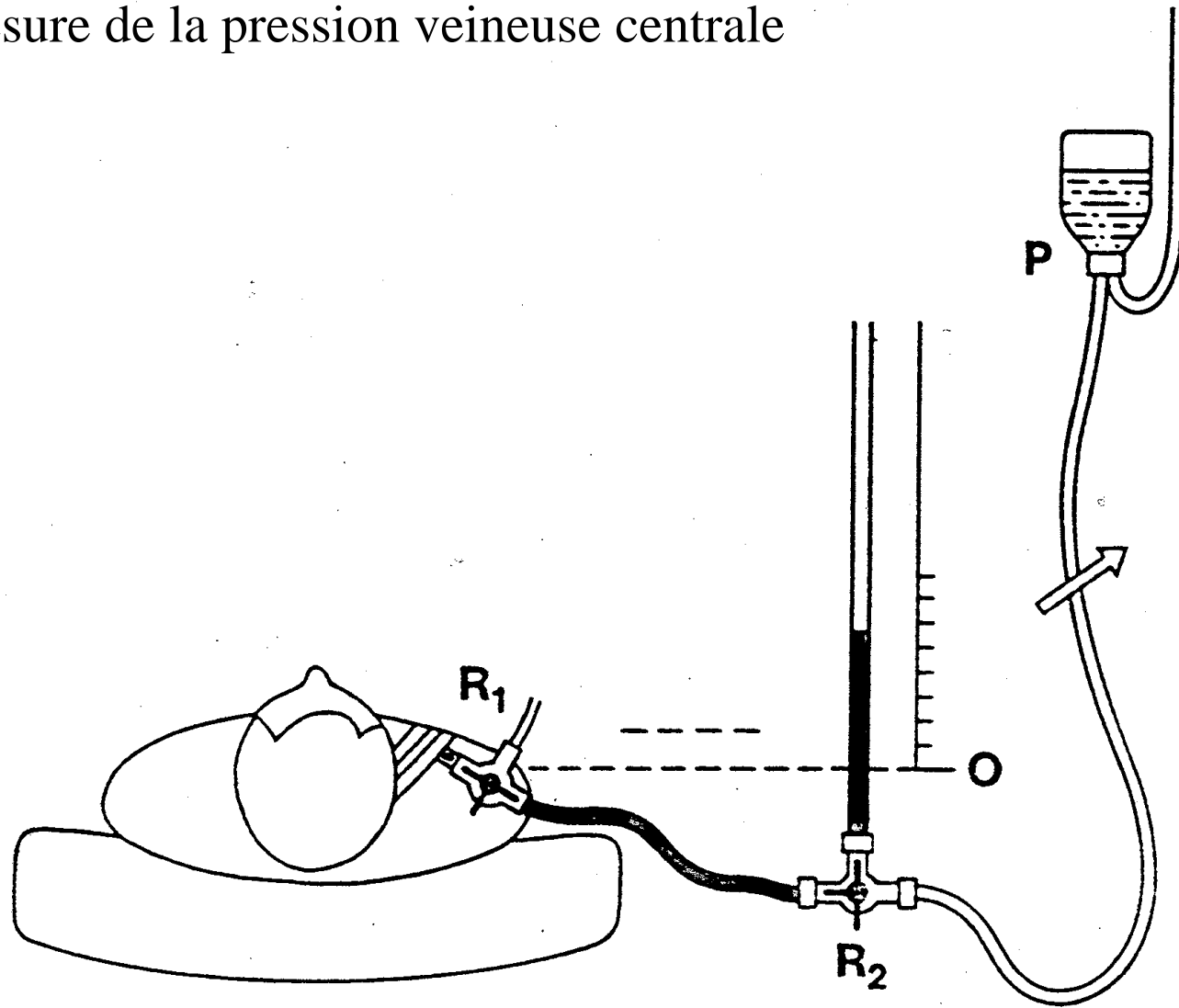
Ordre de grandeur 1 kPa \approx manomètre à eau

| Résumé | kPa | cm H ₂ O | mm Hg |
|------------------------------|----------|---------------------|------------|
| <i>P_A moyenne</i> | 13 | 133 | 96 |
| PVC | 1 | 10 | 7,5 |

Se mesure par cathéter veineux au niveau de l'oreillette droite

PVC normale = 10 cm H₂O = 1 kPa

Mesure de la pression veineuse centrale



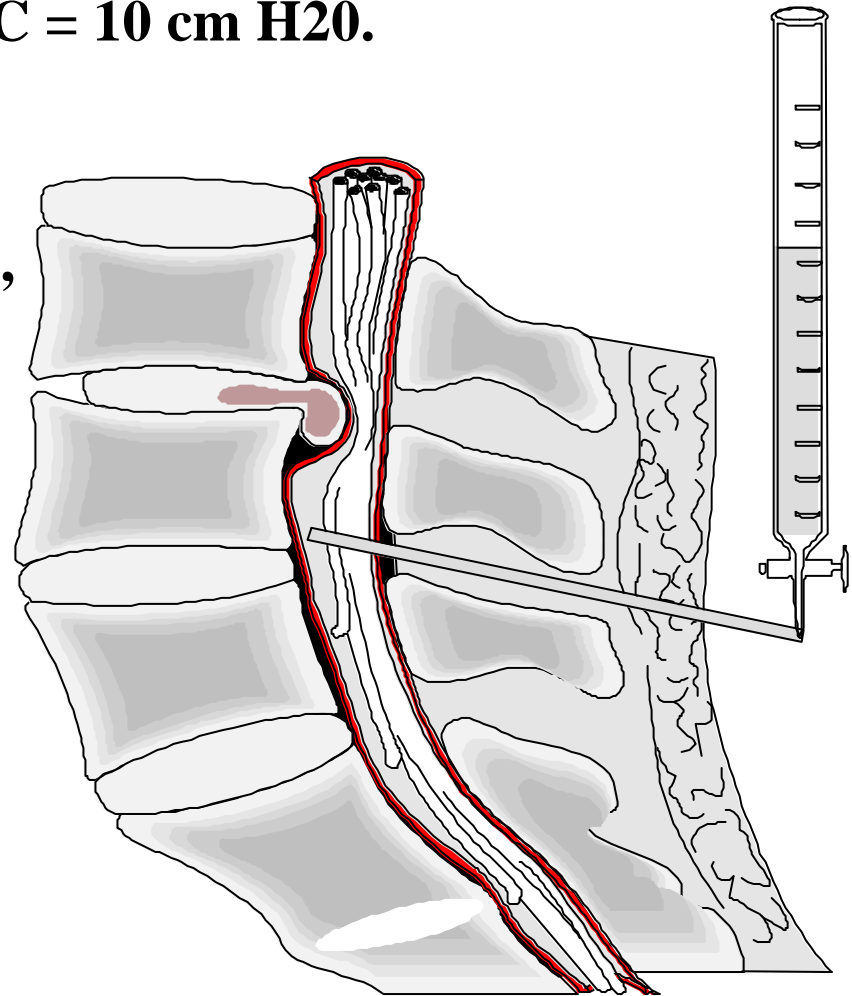
3- Pression du liquide céphalo-rachidien (P LCR)

Communication réseau veineux:

LCR ordre de grandeur de la PVC = 10 cm H₂O.

Mesure par ponction lombaire (PL),
sujet couché.

Manoeuvre de Queckenstedt-
Stookey : compression des veines
jugulaires \Downarrow PVC \nearrow
 \Downarrow P LCR \nearrow sauf si blocage
(diagnostic des blocages LCR).



BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

Mécanique des fluides

Hémodynamique

Biophysique cardiaque

Mécanique des fluides

I - STATIQUE D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE

II - DYNAMIQUE D'UN LIQUIDE INCOMPRESSIBLE

A – DEBIT D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE

B – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE IDEAL: EQUATION DE BERNOULLI

C – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE REEL: NOTION DE VISCOSITE

A - DEBIT D'UN LIQUIDE INCOMPRESSIBLE

1- Définition du débit

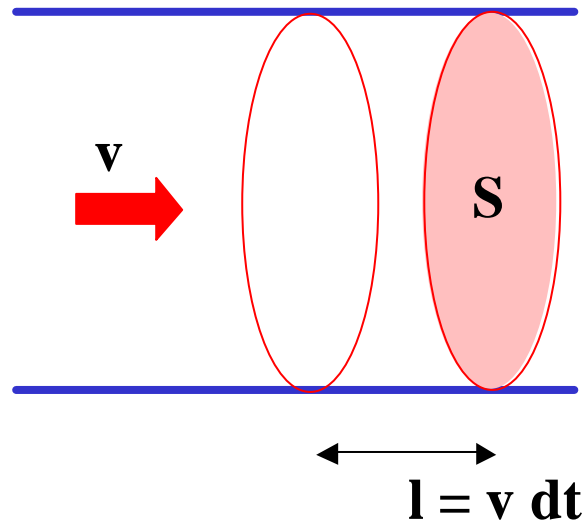
C'est le volume de fluide qui traverse une section S par unité de temps

$$D = dV / dt$$

dimension $L^3 T^{-1}$

unité $m^3 s^{-1}$

2- Relation débit - vitesse d'écoulement (*attention : V =volume ; v =vitesse*)



Soit v la vitesse du fluide.

Les particules qui vont traverser S pendant le temps dt sont toutes celles situées en amont de S à une distance au plus égale à $l = v dt$

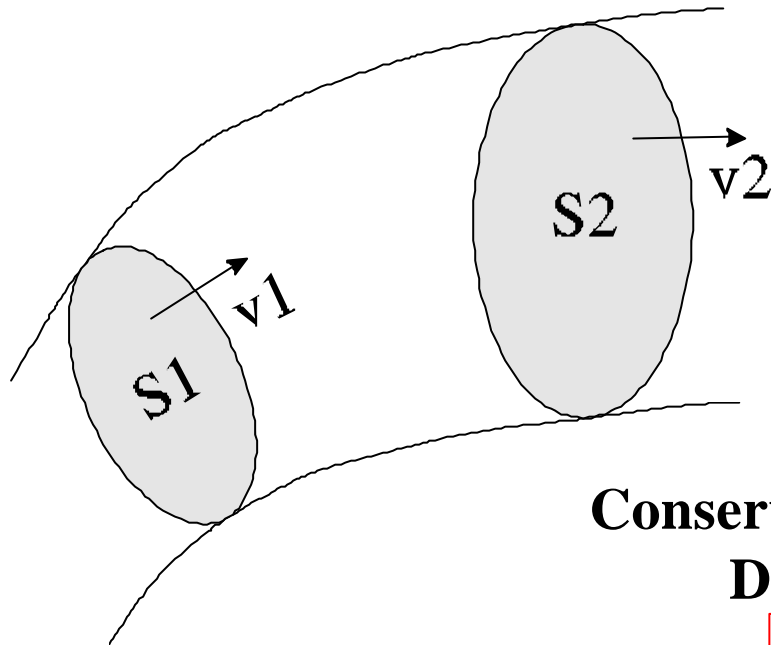
Le volume correspondant est $V = S l$

D'où : $D = V / dt = S l / dt$

$l = v dt$

$$D = Sv = \text{Section} \times \text{Vitesse}$$

3 - Équation de conservation de la masse dans une canalisation *PRINCIPE DE CONTINUITÉ DU DÉBIT*



Hypothèses :

- incompressibilité constante ρ ?
constante
- régime stationnaire ρ la vitesse
en un point = constante

Conservation de la masse + incompressibilité :

$D1 = D2 = D$ le débit est constant

$$S1 v1 = S2 v2 = \text{constante} = D$$

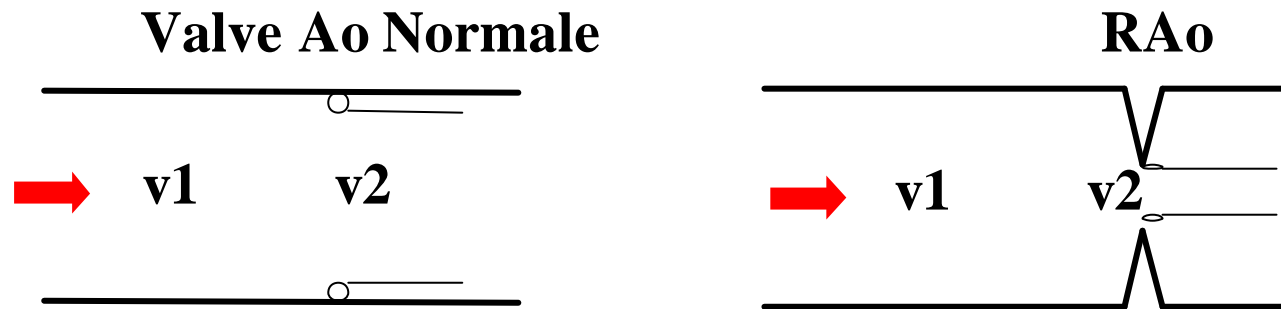
Lorsqu'un fluide incompressible circule en régime stationnaire dans un conduit, le produit section x vitesse (c.a.d. le débit) est constant tout au long du conduit.

ECHOGRAPHIE-DOPPLER D'UNE STENOSE CAROTIDIENNE



Doppler puissance

APPLICATION DE L'EQUATION DE LA CONSERVATION A LA MESURE DU RETRECISSEMENT AORTIQUE (RAo) PAR ECHO-DOPPLER



Échographie: mesure des diamètres. Doppler: mesure des vitesses

Diamètre en amont de la valve Ao : 20 mm = d_1

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

Diamètre du RAo ?

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

$$S_2 = S_1 v_1 / v_2$$

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

$$d_2 = d_1 \sqrt{\frac{v_1}{v_2}} = 20 \times \frac{1}{2} = 10 \text{ mm}$$

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

Mécanique des fluides

I - STATIQUE D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE

II - DYNAMIQUE D'UN LIQUIDE INCOMPRESSIBLE

A – DEBIT D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE ($D=Sv$)

B – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE IDEAL: EQUATION DE BERNOULLI

1- Énergie totale d'un fluide

2- Équation de Bernoulli

3- Conséquences

C – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE REEL: NOTION DE VISCOSITE

B – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE IDEAL: EQUATION DE BERNOULLI: *PRINCIPE DE CONSERVATION DE L'ENERGIE*

Fluide idéal = on considère la viscosité comme négligeable (viscosité faible, écoulement lent, grande section ...)

1 - Énergie totale d'un fluide

Trois types d'énergie :

E1 de pesanteur ou potentielle (liée à m et à la hauteur)

E2 cinétique (liée à la vitesse v)

E3 de pression statique ($[P]=[E]/[Vol]$; $E_p = P V$)

Énergie Totale $E_t = E_1 + E_2 + E_3 = m g h + 1/2 m v^2 + P V$

2 - Équation de Bernoulli : Si viscosité = 0 \Rightarrow $E_t = \text{constante}$

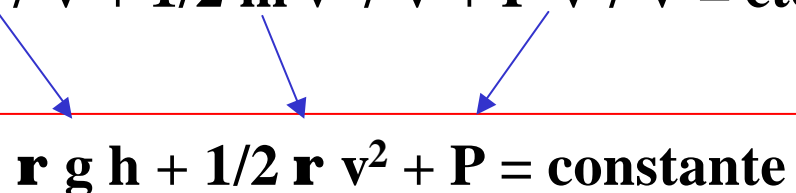
$$E_t = E_1 + E_2 + E_3 = m g h + 1/2 m v^2 + P V = \text{constante}$$

L'énergie totale d'un fluide idéal est constante tout au long de la conduite (redistribution éventuelle entre E_1 , E_2 et E_3).

Remarque : réécriture de l'équation de Bernoulli en termes de pressions

Rappel : $[P] = [E]/[Vol]$

$$P_t = E_t/V = m g h / V + 1/2 m v^2 / V + P V / V = cte/V = \text{constante}$$


$$r g h + 1/2 r v^2 + P = \text{constante}$$

$r g h = \text{pression de pesanteur}$

$1/2 r v^2 = \text{pression cinétique}$

$P = \text{pression (tout court) ou latérale ou transmurale ou statique}$

3 - Conséquences de l'équation de Bernoulli

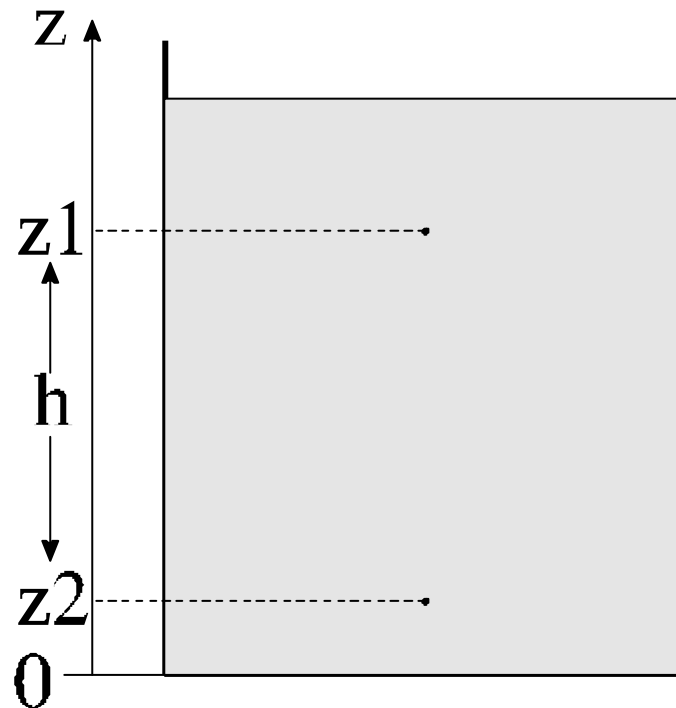
3.1- Fluide immobile : $v = 0$

conditions statiques

L'équation de Bernoulli devient :

$$\rho g h + P = \text{constante} \quad \Leftrightarrow \quad P = \text{constante} - \rho g h \quad \Leftrightarrow \quad dP = - \rho g dz$$

On retrouve la loi de Pascal



3.2 – Écoulement considéré comme continu ($v = cte$):

$$r g h + 1/2 r v^2 + P = \text{constante}$$

$$r g h + P = \text{constante} - 1/2 r v^2 = cte'$$

Variation de la PA avec la station debout et Bernoulli

Rappel : PA moyenne à la sortie du cœur = 13 kPa (à 1,30 m)

PA en station verticale à 1,80 m (cérébral) et à 0 m (pieds) ?

$$r g h + PA = cte'$$

Autrement dit, si zéro=niveau du cœur: $PA = cte' = 13 \text{ kPa}$

Partout ailleurs, $PA = cte' - r g dh = 13 - r g dh$

La PA est égale à la PA cardiaque modifiée par la P liée au poids de la colonne de sang correspondante.

Cerveau (1,80 m): $PA = 13 - r g dh = 13 - 10^3 \times 9,8 \times 0,5 \cdot 10^{-3}$

$$PA = 13 - 4,9 = 8,1 \text{ kPa}$$

Pieds (0 m) : $PA = 13 - r g dh = 13 + 10^3 \times 9,8 \times 1,3 \cdot 10^{-3}$

$$PA = 13 + 12,74 = 25,74 \text{ kPa}$$

Exercice : l'effet « G » en aviation

Au niveau cérébral : $PA_{\text{céréb}} = cte - r g_0 h = 13 - 4,9 = 8,1 \text{ kPa}$

Lors d'un vol cabré (après piqué) : $g = 2$ ou 3 fois g_0

$g = 2g_0$: $PA_{\text{céréb}} = 13 - 2 \times 4,9 = 13 - 9,8 = 3,2 \text{ kPa}$

$g = 3g_0$: $PA_{\text{céréb}} = 13 - 3 \times 4,9 = 13 - 14,7 = -1,7 \text{ kPa}$

Phénomène de "blackout"

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

Mécanique des fluides

I - STATIQUE D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE

II - DYNAMIQUE D'UN LIQUIDE INCOMPRESSIBLE

A – DEBIT D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE

B – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE IDEAL: EQUATION DE BERNOULLI

1- Énergie totale d'un fluide

2- Équation de Bernoulli

3- Conséquences de l'équation de Bernoulli

3.1- Fluide immobile

3.2- Écoulement considéré comme continu

3.3- Écoulement horizontal

C – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE REEL: NOTION DE VISCOSITE

3.3 - Écoulement horizontal :

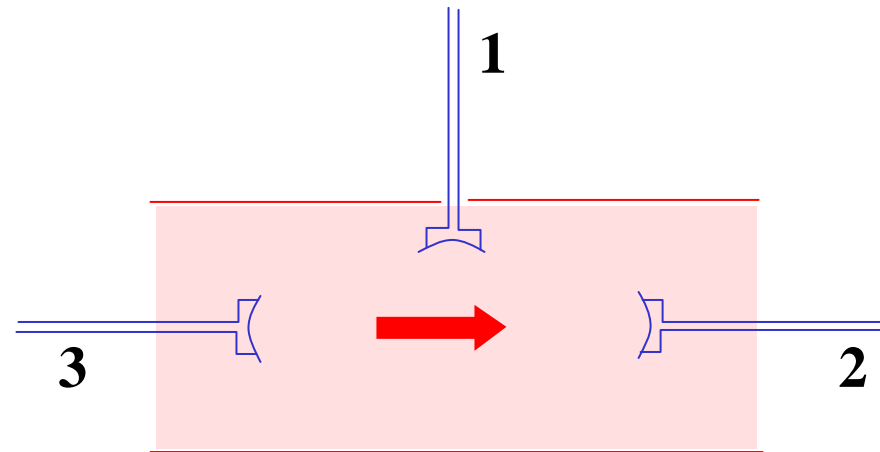
$$h = \text{cte} \Rightarrow r g h = \text{cte} \Rightarrow P + 1/2 r v^2 = \text{cte}$$

3.3.1 – Orientation des capteurs

En dynamique (? statique) la P n'est pas indépendante de l'orientation du capteur

Mesure des pressions et orientations des capteurs:

- Pression latérale = P (1)
- Pression « terminale » (2)
= $P + 1/2 r v^2$
- Pression « d'aval » (3)
= $P - 1/2 r v^2$



Exercice: mesure de la pression artérielle en écoulement horizontal par cathérisme.

La pression terminale est plus facile à mesurer (capteur face au courant)

Ce qui intéresse le cathétériseur, c'est la P latérale.

Erreur induite par la vitesse d'écoulement sur l'évaluation de Plat ?

$$\mathbf{P_{ter} = P_{lat} + 1/2rv^2 \quad \text{et} \quad P_{lat} = 13 \text{ kPa}}$$

Au repos : $v = 30 \text{ cm.s}^{-1}$

$$\mathbf{1/2rv^2 = 1/2 \cdot 10^3 \cdot 0,3^2 = 45 \text{ Pa}}$$

$$\mathbf{P_{ter} = P_{lat} + 0,045 \text{ kPa} = 13,045 \text{ kPa}}$$

$$\mathbf{\text{Erreur} = (P_{ter} - P_{lat}) / P_{lat} = 0,3 \text{ \%}}$$

A l'effort : $v = 1,2 \text{ m.s}^{-1}$

$$\mathbf{1/2rv^2 = 1/2 \cdot 10^3 \cdot 1,2^2 = 720 \text{ Pa}}$$

$$\mathbf{P_{ter} = P_{lat} + 0,72 \text{ kPa} = 13,72 \text{ kPa}}$$

$$\mathbf{\text{Erreur} = 5,5 \text{ \%}}$$

Remarque : moyen de mesurer indirectement v :

$$\mathbf{P_{ter} - P_{lat} = 1/2rv^2}$$

3.3.2 - Écoulement horizontal et effet de la section:

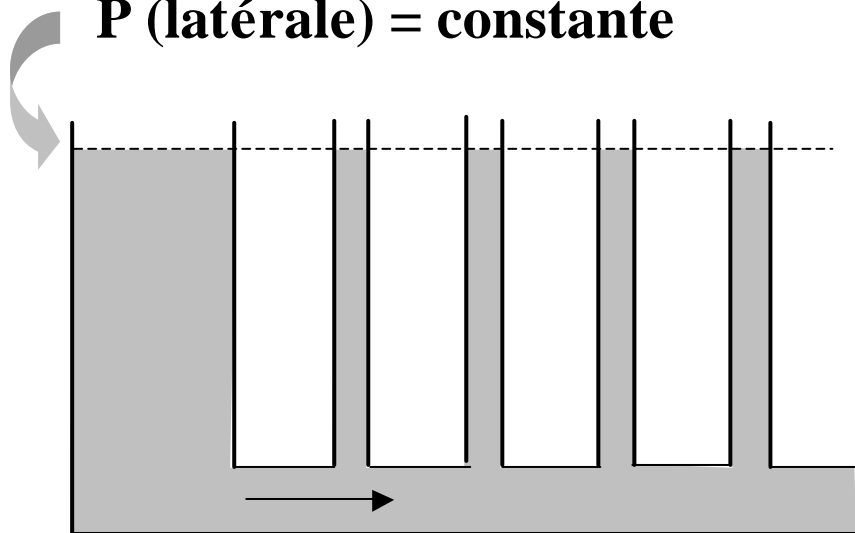
$$h = \text{cte} \Rightarrow r g h = \text{cte} \Rightarrow P + 1/2 r v^2 = \text{cte}$$

La section S modifie v , quel effet sur P ?

Section constante :

$v = \text{constante}$

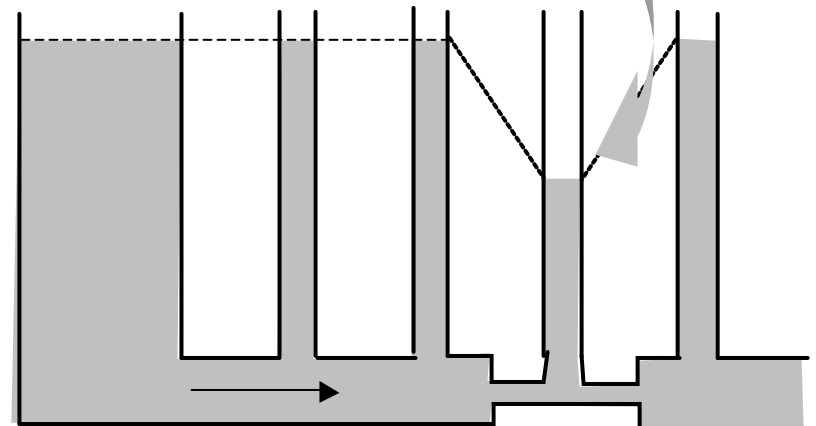
P (latérale) = constante



Section variable :

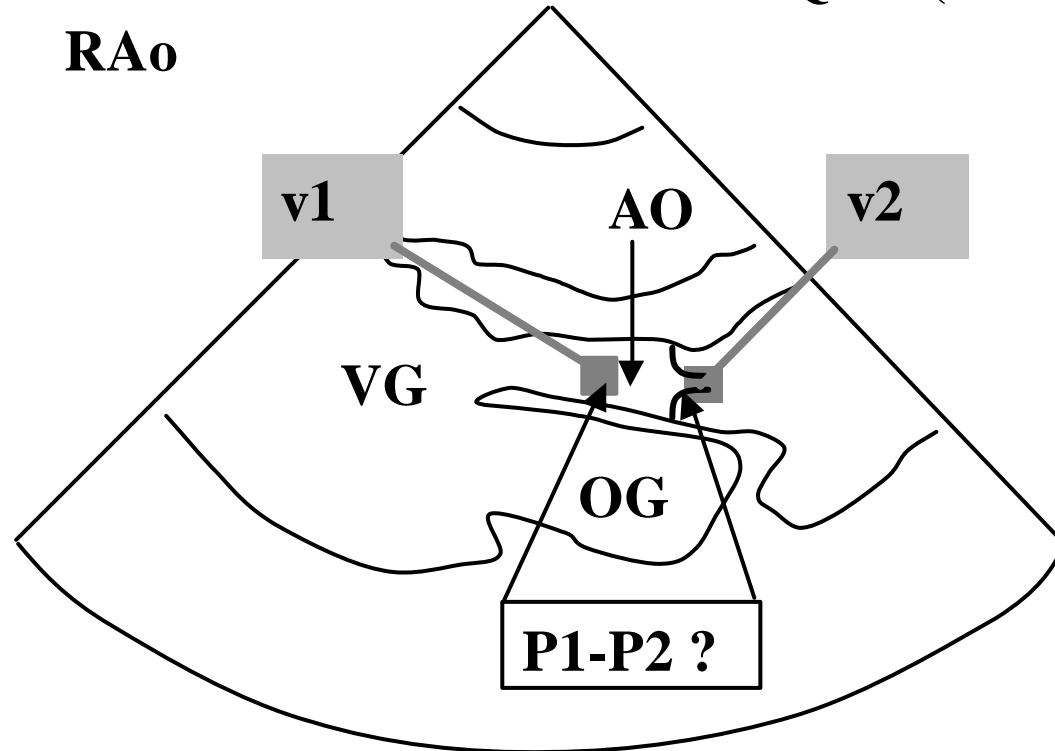
$S \searrow \Rightarrow v \nearrow \Rightarrow 1/2 r v^2 \nearrow$

donc P (latérale) \searrow



APPLICATION DE LA LOI DE BERNOULLI A LA MESURE DU GRADIENT DE PRESSION DE PART ET D'AUTRE D'UN RETRECISSEMENT AORTIQUE (RAo) PAR ECHO-DOPPLER

RAo



$$v_1 = 1 \text{ m s}^{-1}$$

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

$$r g h + \frac{1}{2} r v_1^2 + P_1$$

$$= \text{constante} =$$

$$r g h + \frac{1}{2} r v_2^2 + P_2$$

Écoulement horizontal : $rgh = \text{cte}$; gradient de P μ variation P cinétique

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

$$= \frac{1}{2} \times 1.10^3 \times 15 = 75 \text{ hPa}$$

$$= 56 \text{ mmHg}$$

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

Mécanique des fluides

I - STATIQUE D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE

II - DYNAMIQUE D'UN LIQUIDE INCOMPRESSIBLE

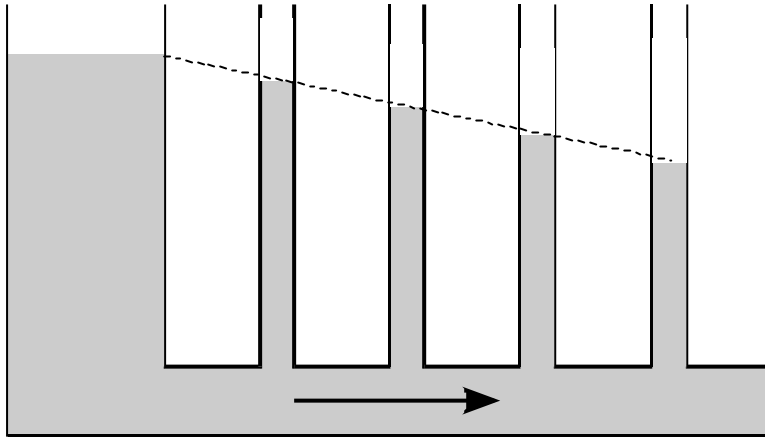
A – DEBIT D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE

B – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE IDEAL: EQUATION DE BERNOULLI

C – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE REEL: NOTION DE VISCOSITE

1. Définition de la viscosité
2. Notion de profil de vitesse
3. Les 2 régimes d'écoulement
4. Variation de pression en écoulement laminaire: loi de Poiseuille
5. Écoulement turbulent
6. Application physiologiques des régimes d'écoulement

C - ECOULEMENT D'UN LIQUIDE RÉEL : NOTION DE VISCOSITÉ



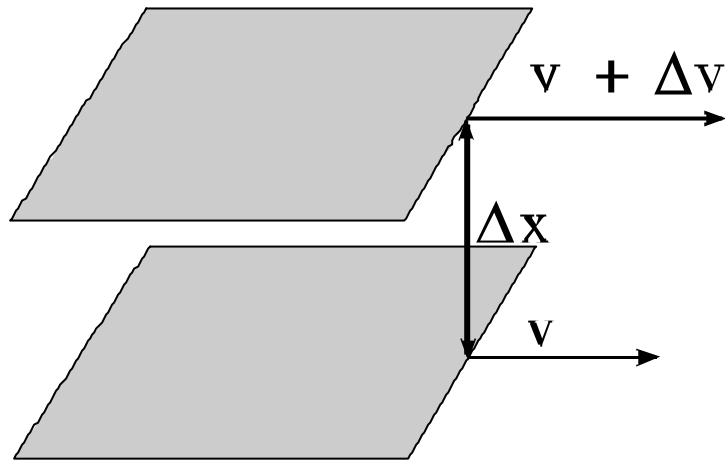
Bernoulli n'est plus vérifié :

$$\rho g h + \frac{1}{2} \rho v^2 + P = \text{cte}$$

$$\rho g h + \frac{1}{2} \rho v^2 + P + \text{chaleur} = \text{cte}$$

Dans le cas d'un liquide réel il y a une perte de l'énergie utilisable lors de l'écoulement (« perte de charge ») liée à la dissipation d'E en chaleur du fait de la viscosité du liquide.

1 - Définition de la viscosité



Deux lames de fluide circulent parallèlement à des vitesses différentes. La force de frottement que chacune exerce sur l'autre :

$$F = h S Dv/Dx \quad (\text{Newton})$$

Avec : S = surface commune aux 2 lames

Dv/Dx = gradient de vitesse (« taux de cisaillement »)

h = viscosité (*constante caractéristique du liquide*)

Eq. aux dimensions : $[h] = [F] / [S] T^{-1} = [P]/T^{-1} = [P] T$
 $M L T^{-2} / L^2 T^{-1} = M L^{-1} T^{-1}$

Unité : $h = \text{kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1} = \text{Pa} \cdot \text{s} = \text{Poiseuille}$

Valeurs et variations de la viscosité

Normalement η est une constante caractéristique du liquide.

Mais varie avec la température : $T^\circ \nearrow \Rightarrow \eta \searrow$

✓ Liquides newtoniens : η est constante à une température donnée
ex : Eau $\eta = 10^{-3} \text{ Pa.s}$ ou $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$ à 20° C

Plus grave : η peut varier avec Dv/Dx !

✓ Liquides non newtoniens : η dépend aussi de Dv/Dx
ex : sang où ce sont essentiellement les globules rouges qui conditionnent les propriétés mécaniques.

Quand $Dv/Dx \searrow$, formation de rouleaux de GR et $\eta \nearrow$

La viscosité η n'a théoriquement plus de sens.

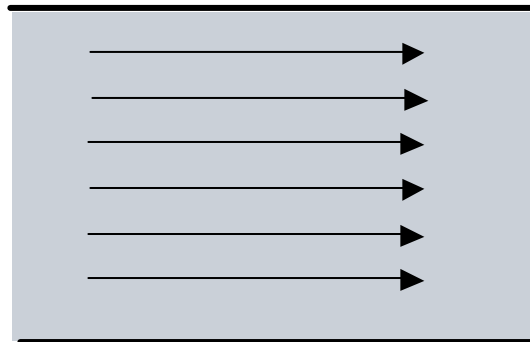
Cependant, quand Dv/Dx est suffisamment élevé (gros vaisseaux), on peut considérer une valeur stable de η :

Sang $\eta = 3$ ou $4 \cdot 10^{-3} \text{ Pa.s}$ ou $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$ à 20° C

2 - Notion de profil de vitesse

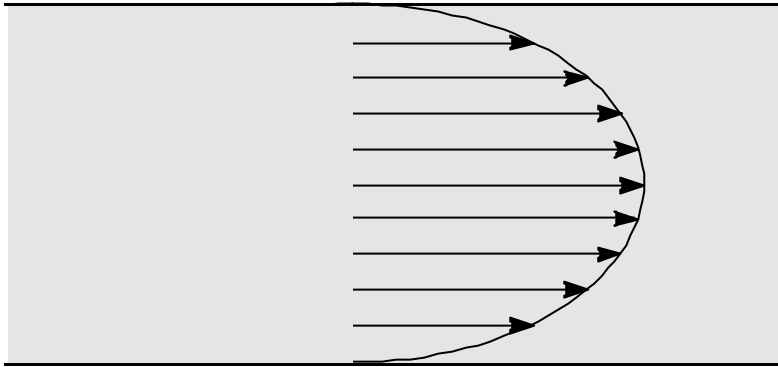
- ✓ Les molécules du fluide qui s'écoulent à des vitesses identiques définissent un **filet liquidien**.
- ✓ Chaque filet est représenté par un vecteur dont le module est égal à sa vitesse d'écoulement.
- ✓ L'alignement de ces vecteurs selon un axe définit **un profil de vitesse**.

Représentation des vitesses à un instant donné, à un endroit donné et selon un axe donné.



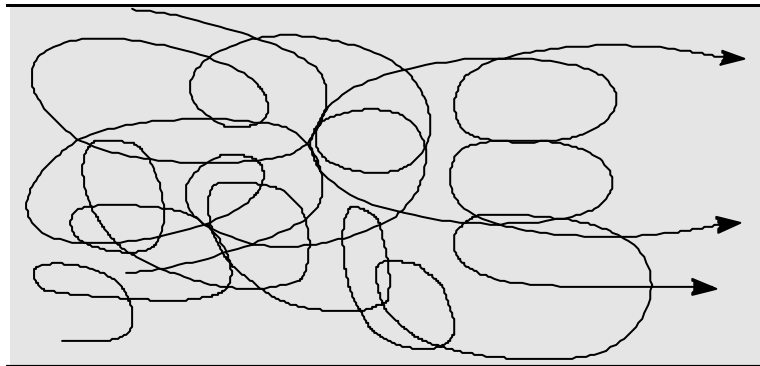
3 - Les deux régimes d'écoulement d'un liquide visqueux

A vitesse moyenne faible l'écoulement est laminaire (cohérent)



- Profil parabolique des vitesses lié à la **viscosité**.
- Une couche infiniment mince au contact de la paroi ne se déplace pas.
- V est maximale au centre.

A vitesse moyenne élevée l'écoulement devient turbulent



- Dans ces conditions la viscosité n'est plus un facteur de cohérence.
- Les molécules tourbillonnent sans distribution systématique des vitesses.

Frontière entre ces deux écoulements ?
Dépend de ρ , d (diamètre), v et h simultanément
tendance à la turbulence si ρ , d et v ↗ ou si h ↘

R nombre de Reynolds :

$$R = \rho d v / \eta$$

Limites empiriques (SI) :

$R < 2400$: écoulement toujours laminaire

$R > 10\,000$: écoulement toujours turbulent

} Ordres de grandeur
mesurés sur tubes
rectilignes !

Si seule la vitesse varie :

**à partir d'une certaine valeur, la cohérence de l'écoulement
laminaire est détruite : c'est la vitesse critique v_c**

$$v_c = R_c \eta / \rho d$$

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

Mécanique des fluides

I - STATIQUE D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE

II - DYNAMIQUE D'UN LIQUIDE INCOMPRESSIBLE

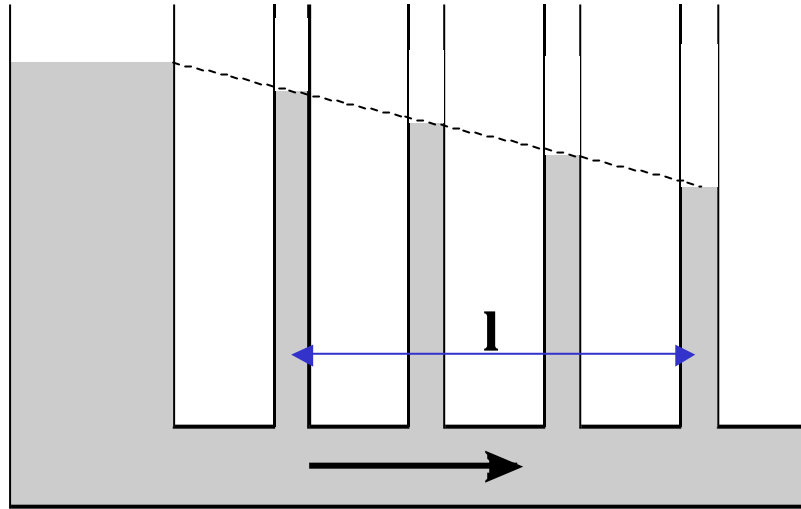
A – DEBIT D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE

B – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE IDEAL: EQUATION DE BERNOULLI

C – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE REEL: NOTION DE VISCOSITE

1. Définition de la viscosité
2. Notion de profil de vitesse
3. Les 2 régimes d'écoulement
4. Variation de pression en écoulement laminaire: loi de Poiseuille
5. Écoulement turbulent
6. Application physiologiques des régimes d'écoulement

4 - Variation de pression en écoulement laminaire : loi de Poiseuille



Canalisation horizontale,
cylindrique où l'écoulement est
laminaire :

$$r g h + \frac{1}{2} r v^2 + P + Q = \text{cte}$$

$$D = S v = \text{cte} \quad P \propto \frac{1}{2} v^2 = \text{cte}$$

$$\text{Horizontal } P \propto g h = \text{cte}$$

Il n'y a que P qui peut varier

Donc h produit une perte d'énergie qui se manifeste par P ↘
(perte de charge)

Loi de Poiseuille

$$DP = D \frac{8\eta l}{\pi r^4}$$

$$DP = k l \text{ (section constante)} = k' l/r^4 \text{ (sinon)}$$

Remarque 1 : autres formulations

$$DP = D \frac{8\eta l}{\pi r^4} \quad \text{On pose R (résistances à l'écoulement) } R = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$$

Poiseuille devient

$$DP = D.R$$

Définition hémodynamique (écho-cardiographique) :
dans l'hypothèse d'une canalisation circulaire

$$\text{En effet : } DP = D \frac{8\eta l}{\pi r^4} = S v \frac{8\eta l}{\pi r^4} = \cancel{p} \cancel{r^2} v \frac{8\eta l}{\cancel{\pi r^4} 2}$$

$$DP = D \frac{v 8\eta l}{r^2}$$

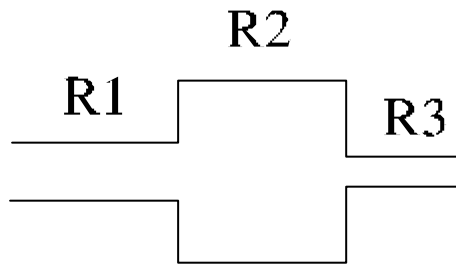
Remarque 2 : combinaisons de résistances à l'écoulement

$$\mathbf{R} = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$$

$$\mathbf{DP} = \mathbf{R.D}$$

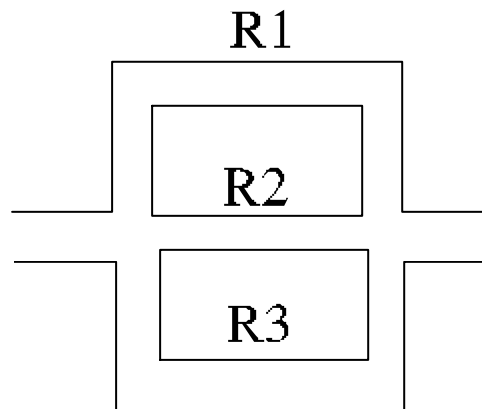
Analogie avec l'électricité :

$$\mathbf{V} = \mathbf{R.I}$$



Dans un système de conduits en série :

$$\mathbf{R_t} = \mathbf{R_1} + \mathbf{R_2} + \mathbf{R_3}$$



Dans un système de conduits en parallèle :

$$\mathbf{1/ R_t} = \mathbf{1/ R_1} + \mathbf{1/ R_2} + \mathbf{1/ R_3}$$

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION

Mécanique des fluides

I - STATIQUE D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE

II - DYNAMIQUE D'UN LIQUIDE INCOMPRESSIBLE

A – DEBIT D'UN FLUIDE INCOMPRESSIBLE

B – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE IDEAL: EQUATION DE BERNOULLI

C – ECOULEMENT D'UN LIQUIDE REEL: NOTION DE VISCOSITE

1. Définition de la viscosité
2. Notion de profil de vitesse
3. Les 2 régimes d'écoulement
4. Variation de pression en écoulement laminaire: loi de Poiseuille
5. Écoulement turbulent
6. Application physiologiques des régimes d'écoulement

5 - Régime d'écoulement turbulent

➤ Écoulement laminaire :

Toute l'énergie consommée est utilisée pour lutter contre la viscosité.

$$r g h + 1/2 r v^2 + P + Q = \text{cte}$$

Relation linéaire entre DP et le débit : $DP = R D$

$$\text{avec } R = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$$

➤ Écoulement turbulent :

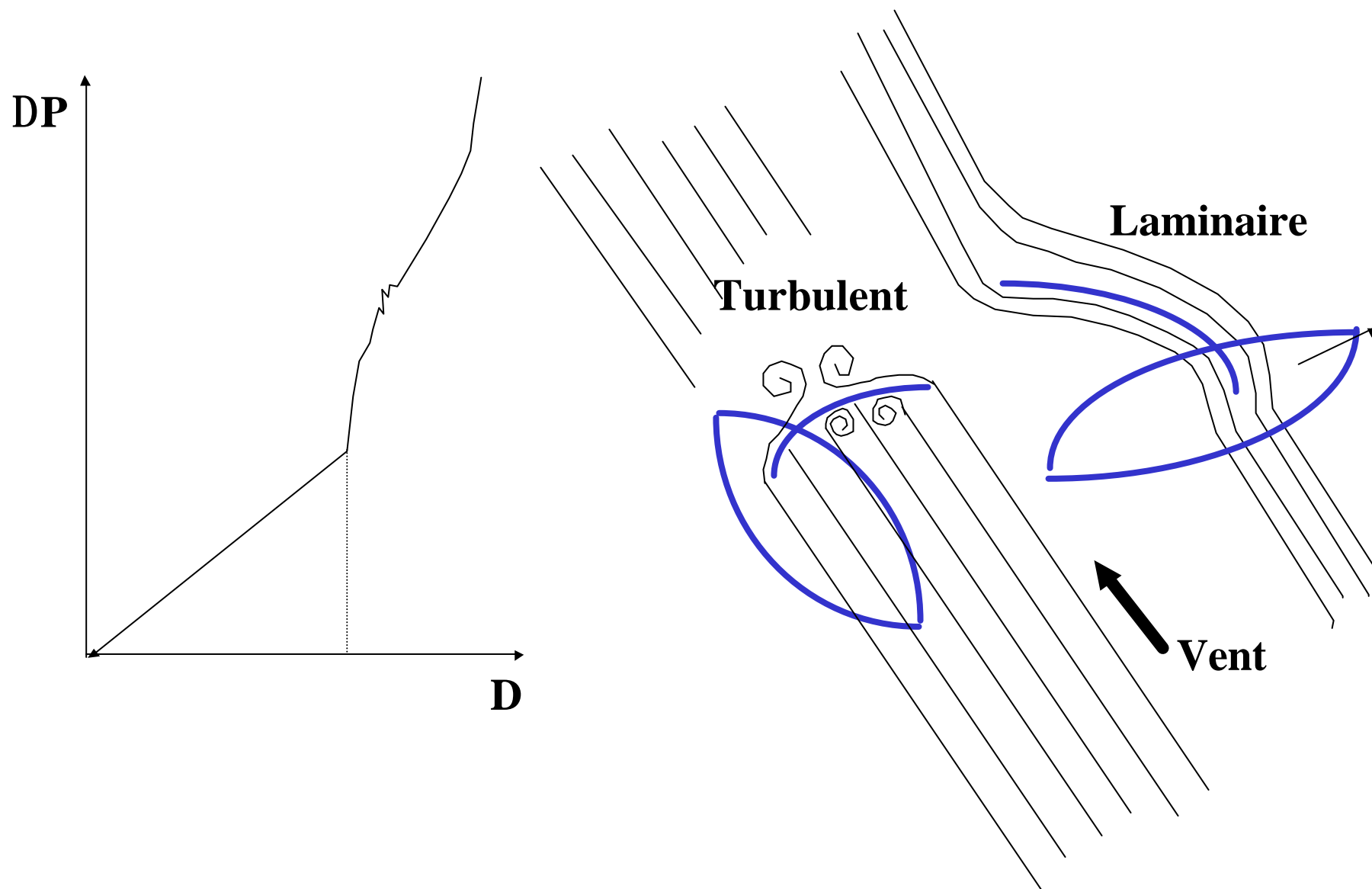
Les tourbillons consomment une partie de l'énergie.

(Q + vibrations \Rightarrow bruits)

Il n'y a plus proportionnalité entre DP et D.

C'est un régime peu efficace

Illustrations de l'inefficacité des écoulements turbulents



6 - Applications physiopathologiques des régimes d'écoulement

6.1- Exercice

Quels sont les régimes d'écoulement au niveau d'une valve aortique dans les 2 situations suivantes :

Situation 1 : $d = 20$ mm et vitesse d'éjection $v = 0,4$ m.s⁻¹

Situation 2 : $d = 15$ mm et vitesse d'éjection $v = 4$ m.s⁻¹ ?

On donne : $\rho = 4.10^{-3}$ kg.m⁻¹.s⁻¹ $r = 103$ kg m⁻³

Régime d'écoulement ? ® nombre de Reynolds $R = r d v / \rho$?

Rappel $R < 2400$: écoulement toujours laminaire

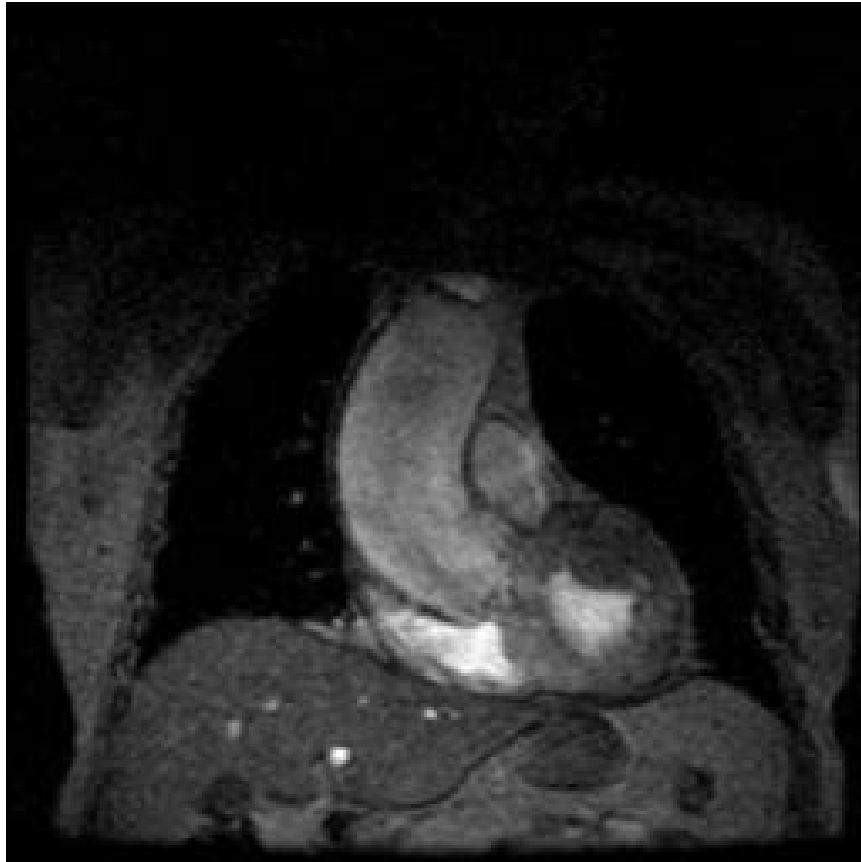
$R > 10\ 000$: écoulement toujours turbulent

1- $R = (10^3 \times 20.10^{-3} \times 0,4) / 4.10^{-3} = 2.10^3 = 2000 \text{ } \Rightarrow \text{ laminaire}$

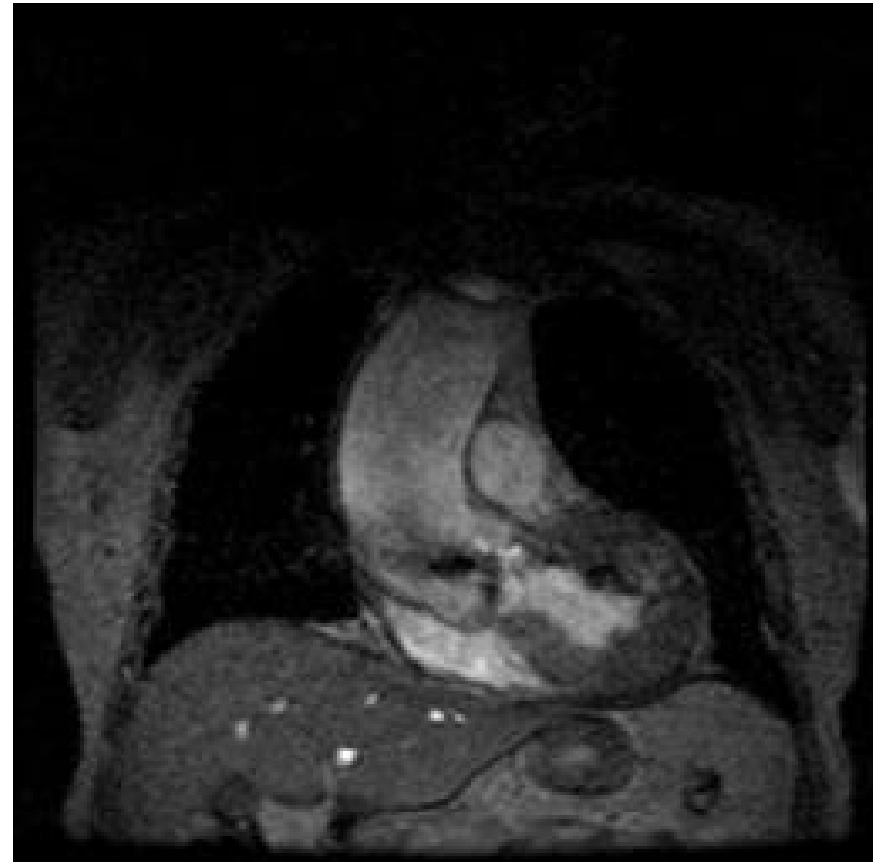
2- $R = (10^3 \times 15.10^{-3} \times 4) / 4.10^{-3} = 15.10^3 = 15000 \text{ } \Rightarrow \text{ turbulent}$

6.2 Imagerie IRM dynamique

Séquence « sang blanc »
Hypersignal IRM du sang
Si écoulement laminaire



Turbulence = perte du signal
IRM.



RAo

6.3 Les souffles

Remarque ré-écriture de R en fonction de D :

- à débit constant v et d sont liés : $D = S v$

- section circulaire : $S = \frac{\pi d^2}{4}$ $\Rightarrow D = \frac{\pi d^2 v}{4}$ $\Rightarrow d v = \frac{4D}{\pi d}$

- expression de $R = \frac{r d v}{h} = \frac{4\rho D}{\pi d \eta}$

Conditions d'apparition d'un souffle

✓ Augmentation du débit D : souffles d'effort

✓ Réduction du diamètre du conduit (d) :

sténose vasculaire : souffle vasculaire

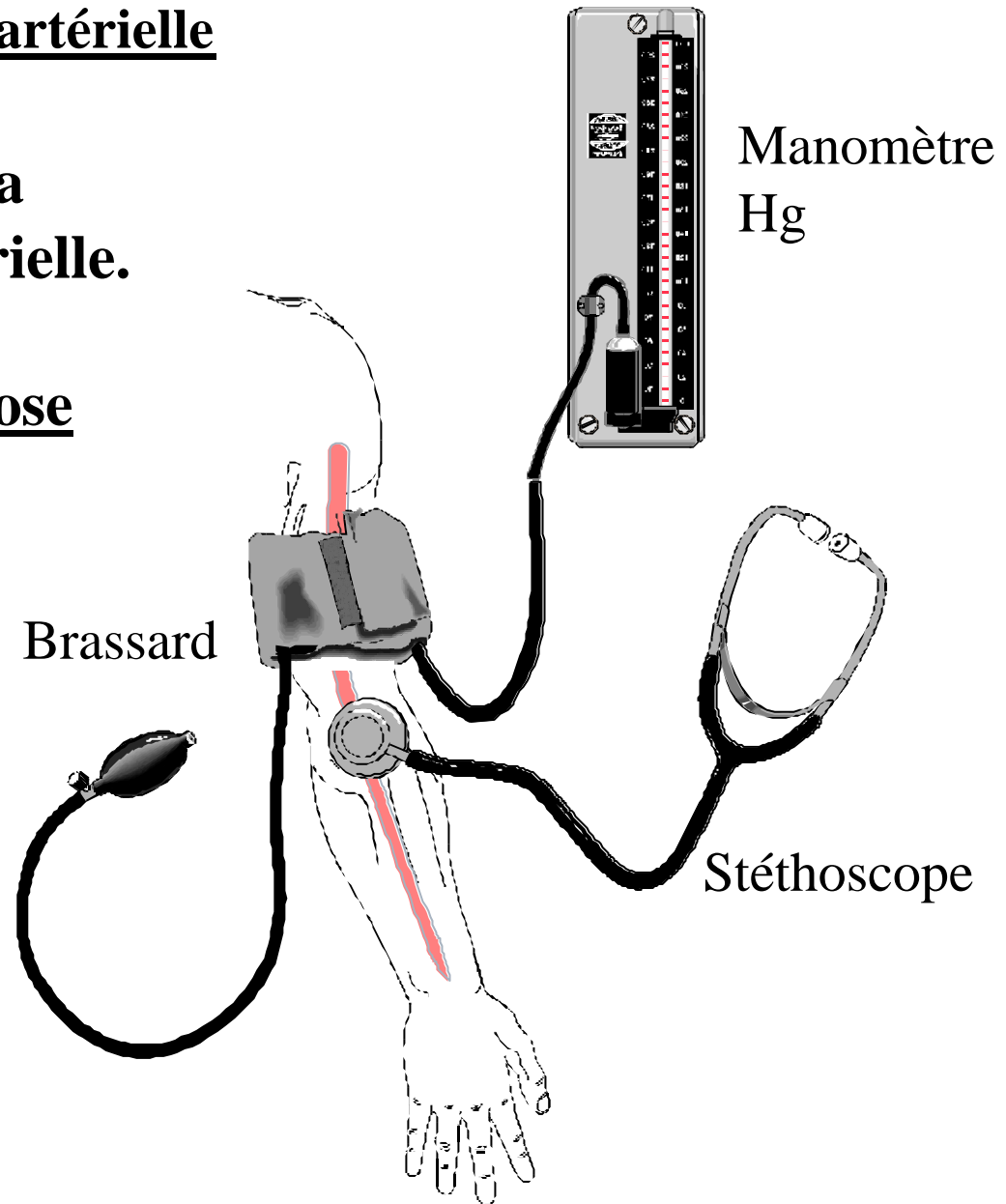
fuite ou sténose valvulaire : souffle cardiaque

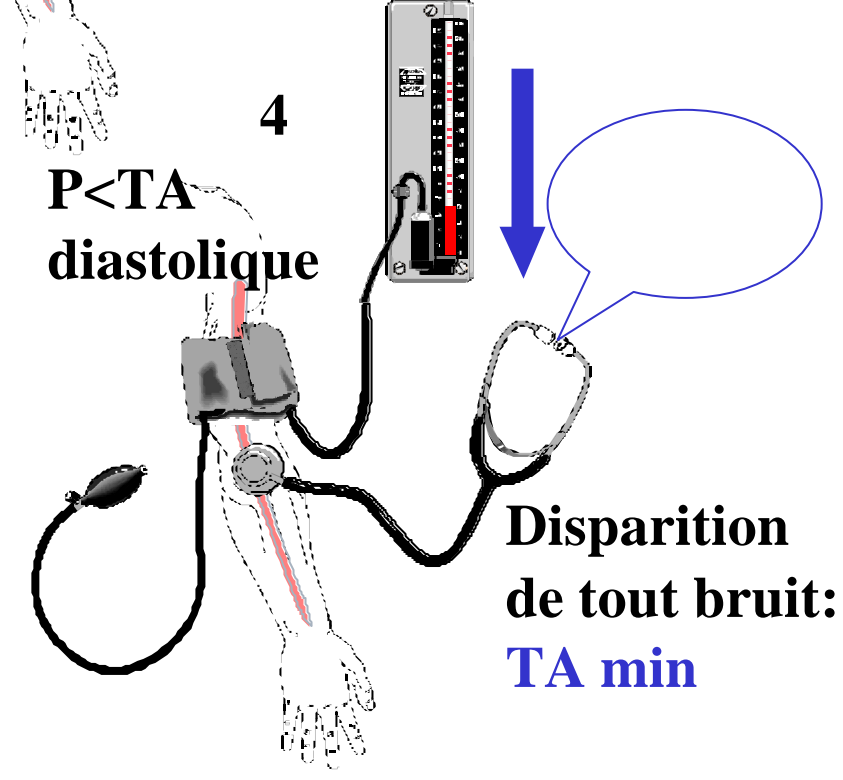
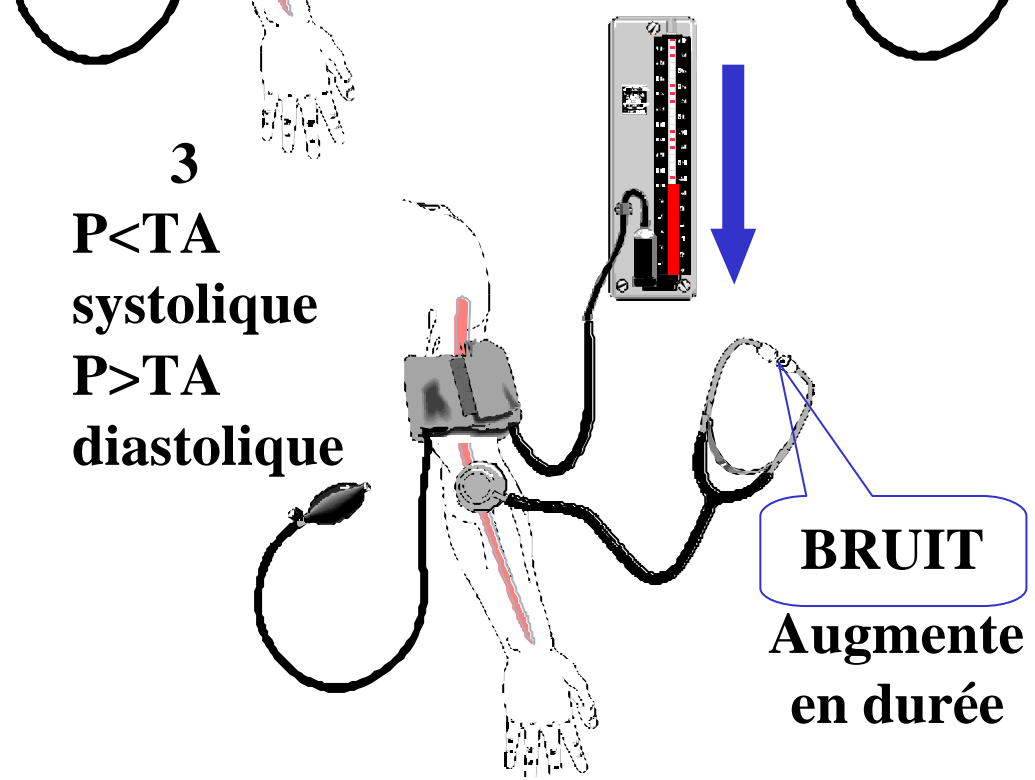
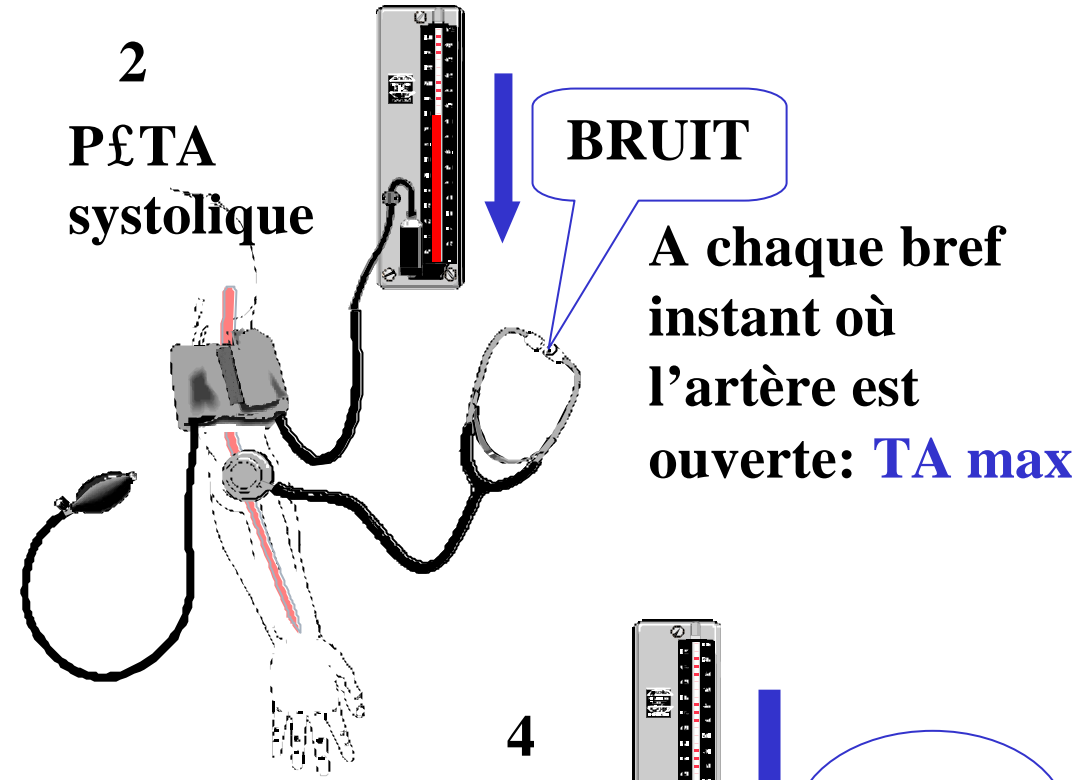
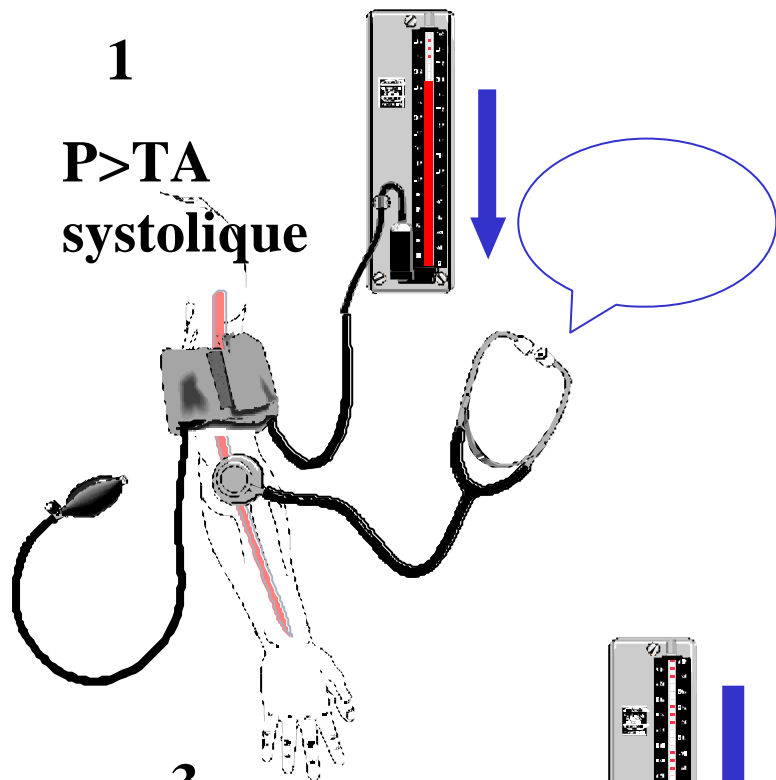
✓ Diminution de h : souffles liés à l'anémie

remarque anémie : $h \searrow$ et $D \nearrow$

6.4 Mesure de la tension artérielle

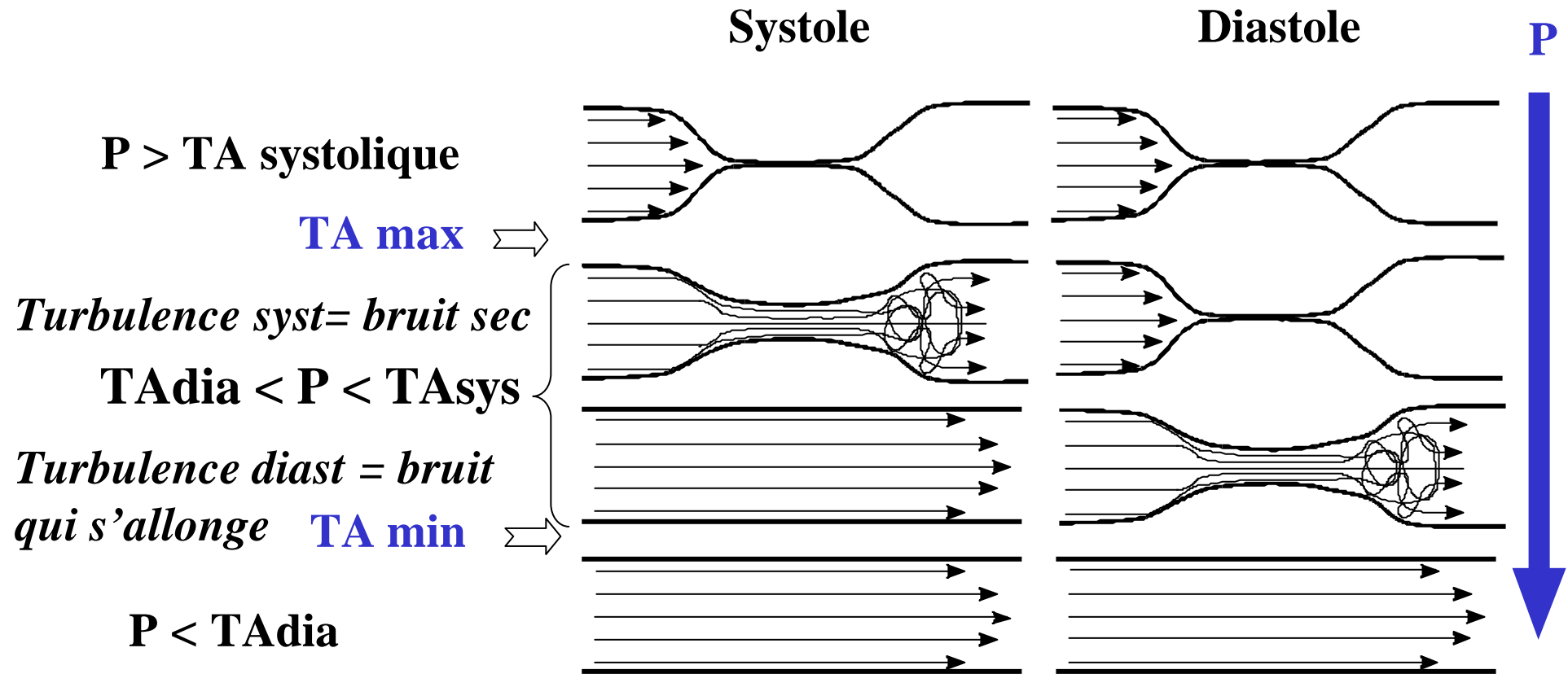
Mesure indirecte de la tension/pression artérielle. Basée sur la création artificielle d'une sténose par compression de l'artère humérale.





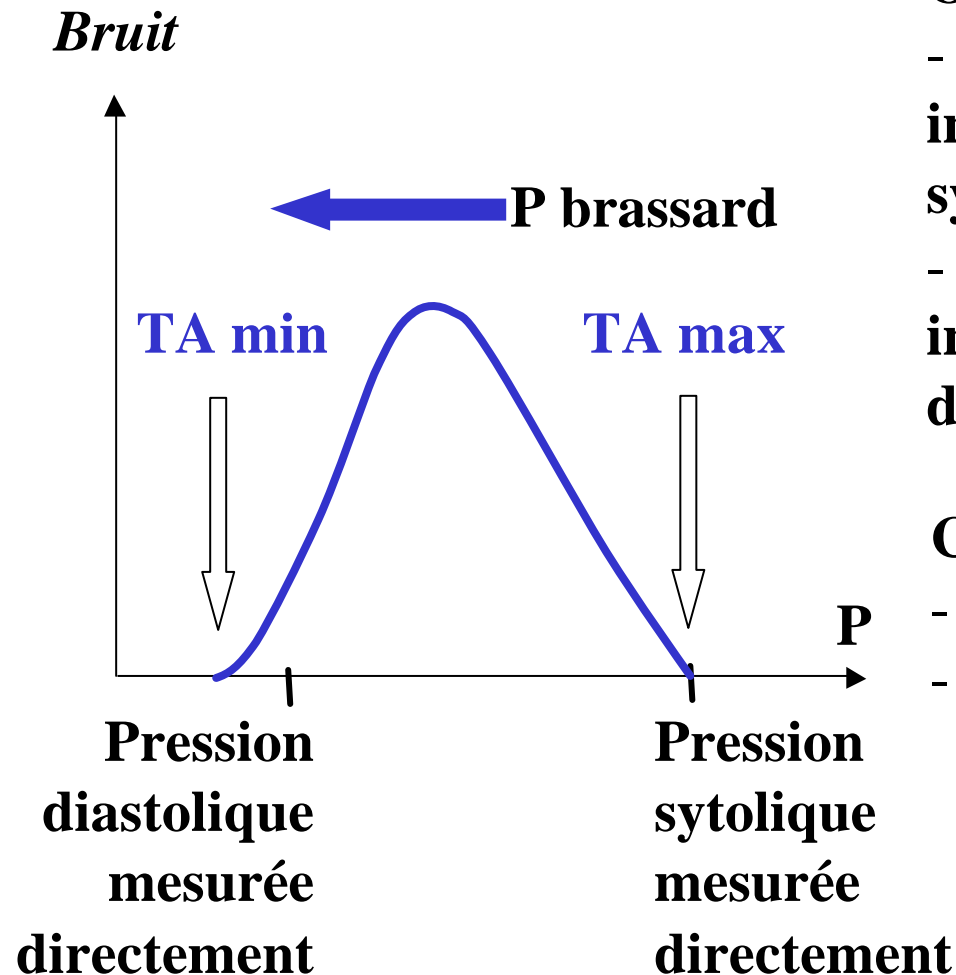
6.4 Mesure de la tension artérielle (bruits de Korotkov)

P = pression dans le brassard



Mesure indirecte de la tension artérielle / mesure directe

Physiquement = limites entre écoulements laminaire et turbulent



On admet que

- la TA max donnée par la méthode indirecte = pression artérielle systolique
- la TA min donnée par la méthode indirecte = pression artérielle diastolique

Comparaison avec la mesure directe :

- bon accord pour la P systolique
- P diastolique sous-estimée