



Biophysique de la circulation – TTR

Table des matières

Définitions : la biophysique de la circulation.....	3
Mécanique d'un fluide	3
I. Statique d'un fluide	4
A) La pression.....	4
B) Principe et lois de Pascal	4
II. Dynamique d'un fluide idéal	5
A) Notion de débit	5
B) Principe de continuité du débit	6
C) Equation de Bernoulli	7
D) Mesure de pression dans un conduit	7
E) Cas particulier d'un écoulement horizontal	8
<i>En condition statique</i>	8
<i>En écoulement</i>	8
<i>Effet de variation de section</i>	9
III. Dynamique d'un fluide réel	9
A) La perte de charge.....	9
B) La viscosité η	10
C) Deux régimes d'écoulement d'un fluide réel.....	11
D) Frontière entre les deux régimes d'écoulement.....	11
E) La loi de Poiseuille (<i>aka le plus gros calcul de l'année</i>).....	12
IV. Particularités liées au sang	13
A) Le sang au repos.....	13
B) Description rhéologique de l'écoulement du sang.....	13
V. Particularités liées à l'anatomie.....	14
A) Rappels anatomiques	14
B) Conséquences de l'anatomie sur le débit et les vitesses de circulation	14
C) Conséquences de l'anatomie sur les variations de pressions.....	15
VI. Constitution des parois des vaisseaux et comportement des vaisseaux élastiques.....	15
A) Constitution des parois des vaisseaux.....	15
B) Les forces en jeu sur les parois élastiques	15
Loi de LAPLACE	16

Loi de HOOKE	16
C) Les courbes tension-rayon caractéristiques pour les vaisseaux élastiques	17
Rayon d'équilibre.....	17
VII. Mesure des pressions.....	18
A) Mode de mesures et unités.....	18
B) La pression artérielle	18
C) La pression veineuse centrale PVC	19
VIII. Applications cliniques en santé	19
A) Auscultation cardiovasculaire.....	19
B) Mesure auscultatoire de la PA.....	20
IX. Applications à l'imagerie médicale	22
L'IRM cardiaque	22

Définitions : la biophysique de la circulation

Fluide : milieu matériel déformable sans forme propre et qui s'écoule.

On a E_c = Energie cinétique et E_l = énergie de liaison

On a différents milieux :

- **Milieu gazeux** : $E_c \gg E_l$: c'est l'agitation thermique qui domine

Les molécules ont des distances entre elles qui sont variables ; le gaz est généralement considéré comme compressible. *Donc comme les distances sont variables, possibilités de rapprocher ou d'éloigner les molécules donc c'est bien compressible.*

- **Milieu liquide** : $E_c \approx E_l$

Les molécules sont liées entre elles, se détachent et retombent sous l'emprise d'une autre molécule un peu plus loin. Les distances entre les molécules sont plus restreintes ; un liquide est supposé incompressible.

On a aussi **2** catégories de fluide :

- Fluide **parfait** (=idéal) : **pas de frottements**
- Fluide **réel** : phénomène de frottements (= viscosité) qui va intervenir lors de l'écoulement de ce fluide

Mécanique d'un fluide

- La **statique** des fluides concerne un fluide immobile caractérisé par une pression. Dans cette situation, que le fluide soit idéal ou réel, on a un **comportement identique**, CQFD : *pas de frottements dans les 2 cas car immobile (pas d'écoulement).*
- La **dynamique** des fluides concerne un fluide en mouvement caractérisé par un débit. Ici, il y aura un **comportement différent** entre le fluide idéal ou le fluide réel. *Eh oui, car avec un écoulement, on aura des frottements en fluide réel mais pas en fluide idéal donc les calculs et résultats seront différents*

I. Statique d'un fluide

A) La pression

La pression est le poids de la colonne de fluide qui s'applique contre cette paroi.

La **pression** est une **force par unité de surface**, mais aussi une **énergie par unité de volume** (énergie des particules qui constituent le fluide). Cette dernière est liée à l'agitation thermique des molécules qui vont constituer cette pression. Donc on a $[P] = \frac{[F]}{[S]} = \frac{[E]}{[V]}$

L'unité de Pression du SI (Système International) est le Pascal : $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N.m}^{-2}$

Cependant, le Pascal est une unité faible.

On a donc souvent recours à des multiples, par exemple pour la pression atmosphérique qu'on exprime en **hecto Pascal** : $1 \text{ hPa} = 100 \text{ Pa}$; $1 \text{ milli bar} = 1 \text{ hPa}$

Il existe comme autre unité de pression le bar (*pour la culture, souvent utilisé en plongée sous-marine*) : $1 \text{ bar} = 10^5 \text{ Pa}$

Les autres unités en physiologie sont liées à l'utilisation de **manomètres** à colonnes de liquides, comme le millimètre de mercure (**mmHg**, souvent utilisée pour la mesure de l'hypertension artérielle HTA par exemple) ou le centimètre d'eau (**cmH2O**).

PRESSION ATMOSPHERIQUE = poids de la colonne d'air atmosphérique, l'air étant un fluide.

Elle est de **1013 hPa**, et pour la mesurer on a recours à l'expérience de **Toricelli**.

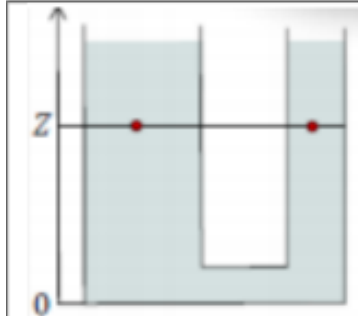
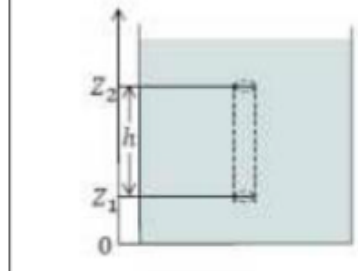
Comme cette P_{atm} est le poids de la colonne d'air atmosphérique, elle va **diminuer lorsqu'on gagne en altitude** (puisque l'épaisseur de l'atmosphère va diminuer).

On remarque que si la P_{atm} au niveau de la mer est de l'ordre de 1013hPa, elle diminue environ de moitié lorsqu'on atteint **5000m d'altitude**.

B) Principe et lois de Pascal

- ❖ **Principe** : Dans un **liquide immobile incompressible**, une variation de pression se transmet **intégralement** et dans **toutes les directions**.

❖ **3 lois :**

1^{ère} Loi de Pascal	La pression est la même dans toutes les directions → indépendante de l'orientation du capteur	
2^{ème} Loi de Pascal	La pression est la même en tout point de même profondeur (ou altitude).	
3^{ème} Loi de Pascal	<p>La différence de pression dP entre 2 points est proportionnelle à la différence de hauteur entre ces 2 points.</p> <p>$\Delta P = P_{z1} - P_{z2} = \rho gh = -\rho g \Delta z$</p> <p>Si on l'exprime en fonction de la position z, on met un signe négatif pour exprimer que +z diminue, +P augmente.</p>	 <p>Δz : différence de hauteur entre les 2 points.</p>

Ainsi :

- Dans la statique des fluides, le **paramètre essentiel** est la **pression**
- Cette pression est liée au **poids de la colonne de fluide** et est **indépendante de l'orientation du capteur**.

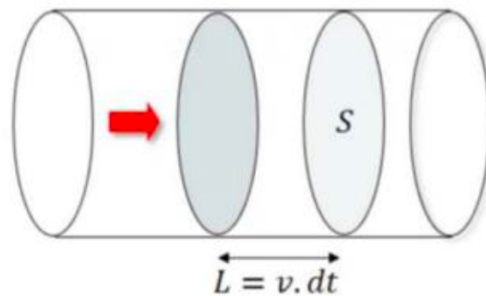
II. Dynamique d'un fluide idéal

A) Notion de débit

Débit : volume de fluide qui traverse une section S par unité de temps.On a donc le débit $Q = \frac{V}{dt}$ (V est le volume, dt le temps), en $m^3.s^{-1}$ Il y a une relation entre le **débit** et la **vitesse d'écoulement** :

⚠ Bien différencier V =volume et v =vitesse

Le schéma ci-dessous représente une canalisation de gauche à droite, et on s'intéresse à calculer le débit qui va passer à travers la section S . Ce débit est l'ensemble des molécules qui sont situées dans le cylindre qui a pour base S et pour hauteur L .



Soit v la vitesse d'un fluide. Les particules qui vont traverser la section S pendant le temps dt ont toutes celles situées en amont de S à une distance au plus égale à $L = v \cdot dt$

Le volume correspondant est $V = S \cdot L$

$$\text{D'où } Q = \frac{V}{dt} = \frac{S \cdot L}{dt} = \frac{S \cdot v \cdot dt}{dt} = S \cdot v$$

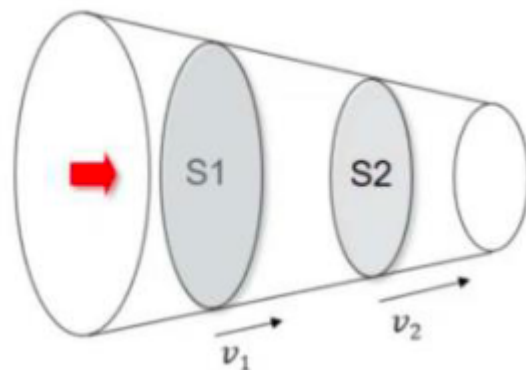
En tout point d'une canalisation le débit sera égale à :

$$Q = S \cdot v = \text{Section} * \text{vitesse}$$

B) Principe de continuité du débit

$$Q_1 = Q_2 = Q$$

$$S_1 v_1 = S_2 v_2 = \text{Cste}$$



(Le fluide est supposé incompressible donc $\rho = \text{cste}$)

Lorsqu'un fluide incompressible circule en régime stationnaire dans un conduit, le produit **Section*vitesse (=débit) est constant tout le long du conduit.**

Plus la section est faible, plus la vitesse du fluide est élevée et inversement afin de maintenir le débit constant : **$Q = S.v = \text{cste}$ donc si $S \nearrow$ alors $v \searrow$ et si $S \searrow$ alors $v \nearrow$**

C) Equation de Bernoulli

L'équation de Bernoulli permet de modéliser l'écoulement d'un **fluide idéal incompressible**.

Un fluide idéal s'écoule sous l'effet de **3 types d'énergies** :

- ✚ E1 de **pesanteur** (liée à la hauteur)
- ✚ E2 **cinétique** (liée à la vitesse)
- ✚ E3 de **pression statique** ; $E3 = P.V$ (car $P = E/V$, la pression étant une énergie sur un volume, on se permet de trafiquer et réarranger tout ça pour avoir une équation)

On a donc l'énergie totale **$E_t = E1 + E2 + E3$** , nous donnant :

L'équation de Bernoulli : $E_t = E1 + E2 + E3 = mgh + \frac{1}{2}mv^2 + P.V = \text{cste}$

Cette énergie totale d'un fluide idéal en écoulement est constante tout au long du conduit.

Les énergies E1, E2, E3 peuvent varier entre elles tant que la somme reste constante -> possibilité de redistribution.

On a **$P_t = E_t/V = mgh/V + \frac{1}{2}mv^2/V + P/V = \text{cste}$** , ainsi :

$$P_t = \underbrace{pgh}_{\text{Pression de pesanteur}} + \underbrace{\frac{1}{2}pv^2}_{\text{Pression cinétique}} + \underbrace{P}_{\text{Pression statique}} = \text{cste}$$

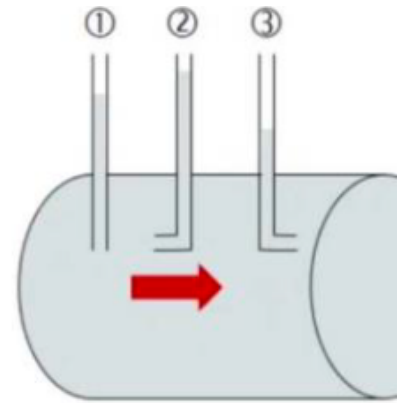
D) Mesure de pression dans un conduit

On peut mesurer des pressions grâce à un capteur. Cependant, à la différence des conditions statiques vues dans la première partie, **l'orientation du capteur importe** sur le résultat de la mesure.

On obtient 3 types de mesures (\neq 3 types de pressions) :

1. Capteur parallèle au courant \rightarrow **Pression latérale ou statique : P**
2. Capteur face au courant \rightarrow **Pression « terminale » : $P_T = P + \frac{1}{2} \rho v^2$**
3. Capteur dos au courant \rightarrow **Pression « d'aval » : $P_A = P - \frac{1}{2} \rho v^2$**

En fonction de la position du capteur, on mesure des valeurs de pressions différentes.

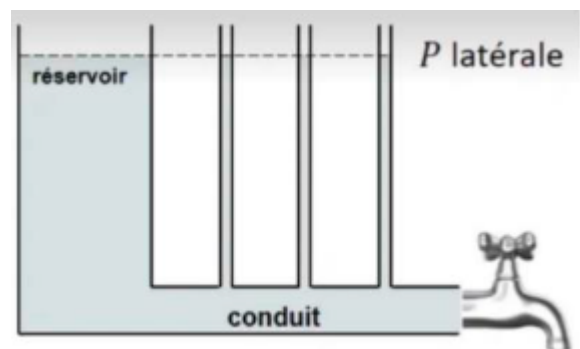


E) Cas particulier d'un écoulement horizontal

En condition statique

Le liquide ne s'écoule pas et **les lois Pascal s'appliquent** : la pression est la même en tout point de même profondeur/altitude.

Le système est composé d'un réservoir principal qui alimente un conduit, avec des tubes parallèles à ce conduit qui nous permet d'accéder à la pression latérale. On voit que cette pression est égale à celle qui règne dans le réservoir puisque le liquide est en condition statique.



En écoulement

Le réservoir est alimenté de manière à maintenir la même pression d'origine.

Le conduit est horizontal donc la pression de pesanteur ne change pas ($\rho gh = \text{cste}$)

Donc l'équation de Bernoulli devient :

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

Donc la pression totale se répartit entre la pression cinétique et la pression latérale, d'où :

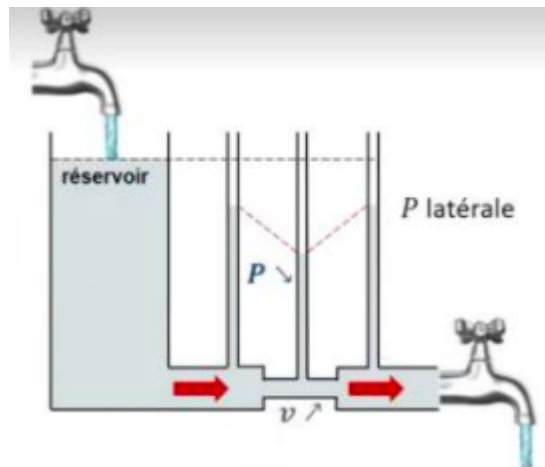
$$P = \text{cste} - \frac{1}{2} \rho v^2$$

La P latérale va être diminuée par rapport à la situation statique puisqu'une partie de la pression est prise par la pression cinétique.

Effet de variation de section

Si la section diminue conformément à la continuité du débit ($Q = Sv$), la vitesse augmente.

Ainsi, la pression cinétique augmente ($\frac{1}{2}\rho v^2$) donc la pression latérale diminue.



C'est l'effet Venturi

Conclusion :

L'écoulement d'un fluide idéal dans un conduit répond à des règles simples :

- La **constance du débit** ($Q = S_1v_1 = S_2v_2 = \text{constante}$)
- La **constance de la charge** (équation de Bernoulli) / constance de la somme des pressions
- Tout ça s'applique à un fluide **idéal** (*ATTENTION ne pas confondre avec réel, ce qui va suivre*).

III. Dynamique d'un fluide réel

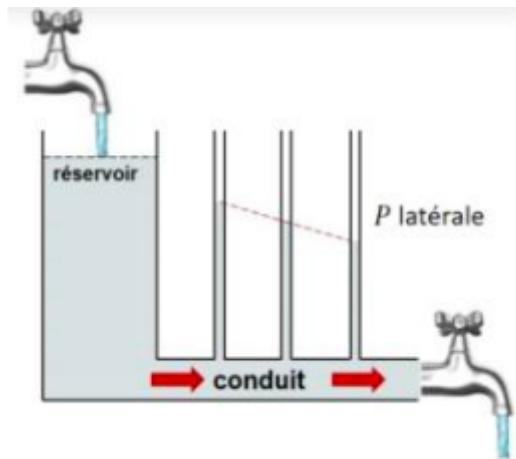
A) La perte de charge

La **perte de charge** est liée à la **viscosité**, qui correspond aux **frottements** des molécules du fluide entre elles lorsque ce fluide est en écoulement. Ces frottements consomment de l'énergie qui se dissipe sous forme de chaleur.

Ainsi, l'équation de Bernoulli n'est plus vérifiée :

$$E_t = E_1 + E_2 + E_3 = mgh + \frac{1}{2}mv^2 + PV \neq \text{cste}$$

$$P_t = \rho gh + \frac{1}{2}\rho v^2 + P \neq \text{cste}$$



On voit sur le schéma que la pression latérale n'est plus constante comme c'était le cas pour un fluide idéal mais qu'elle diminue du fait de cette perte d'énergie additionnelle liée aux frottements.

Dans le cas d'un liquide réel, il y a une perte de l'énergie utilisable lors de l'écoulement, c'est-à-dire une « **perte de charge** », liée à la dissipation d'énergie en chaleur du fait de la viscosité du liquide.

B) La viscosité η

Cette viscosité est à l'origine de ce comportement particulier d'un fluide réel et de cette perte de charge.

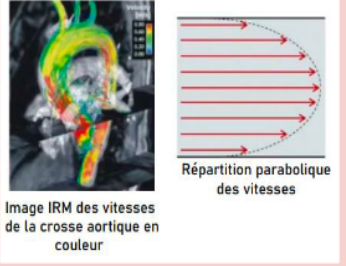
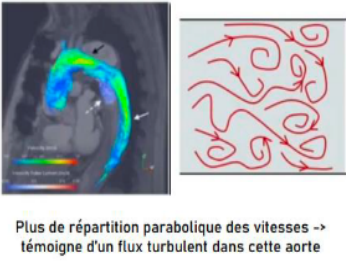
La force de frottement que chacune exerce sur l'autre est donnée par Newton (*vraiment le sang ce gars*) :

$$F = \eta S \frac{dv}{dx}$$

On distingue deux catégories de fluides :

- **Newtoniens** (ex : eau) → η est une cste caractéristique qui varie seulement avec T.
Si $T \nearrow$ alors $\eta \searrow$
- **Non Newtoniens** (ex : sang) → η varie avec T et $\frac{dv}{dx}$ (qu'on appelle aussi taux de cisaillement ou gradient de vitesse, correspondant à deux lames de fluide à une distance dx l'une de l'autre, parallèlement, à des vitesses différentes).
Si $\frac{dv}{dx} \nearrow$ alors $\eta \searrow$

C) Deux régimes d'écoulement d'un fluide réel

<h2>Écoulement laminaire</h2>	<ul style="list-style-type: none"> • v faible • $\eta \rightarrow$ facteur cohérence • Ligne parallèle • v max au centre • Fine couche immobile • Profil parabolique des vitesses 	 <p>Image IRM des vitesses de la crosse aortique en couleur</p> <p>Répartition parabolique des vitesses</p>
<h2>Écoulement turbulent</h2>	<ul style="list-style-type: none"> • v moyenne ou élevée • $\eta \rightarrow$ facteur cohérence • désordonnée • Trajectoire tourbillonnante • Pas de distribution systématisée des vitesses 	 <p>Plus de répartition parabolique des vitesses \rightarrow témoigne d'un flux turbulent dans cette aorte</p>

D) Frontière entre les deux régimes d'écoulement

4 paramètres interviennent simultanément pour conditionner le régime d'écoulement :

- 1/ La vitesse moyenne d'écoulement **v**
- 2/ Le diamètre **d** du conduit
- 3/ La masse volumique **ρ**
- 4/ La viscosité **η**

Si un ou plusieurs augmentent, + fort risque de turbulence

Si elle augmente, diminution du risque de turbulence

Ainsi, ces 4 éléments définissent le **nombre de Reynolds** Re :

$$Re = \frac{\rho d v}{\eta}$$

C'est un nombre empirique sans unité, qui sert à définir le seuil entre les régimes d'écoulement laminaire et turbulent, en donnant seulement des ordres de grandeur (obtenus en conditions expérimentales sur des tubes cylindriques) :

- Si **$Re \leq 2000$** : Le régime d'écoulement est laminaire.

- Si **Re > 10 000** : Le régime d'écoulement est **turbulent**
- **Entre les 2** : le régime d'écoulement est **instable** : on ne peut rien conclure.

E) La loi de Poiseuille (*aka le plus gros calcul de l'année*)

La loi de Poiseuille concerne les **fluides réels en écoulement laminaire seulement**.

On l'illustre sur un conduit horizontal cylindrique. Dans ces conditions, l'adaptation de l'équation de Bernoulli à un fluide réel donne :

On a : $P_t = \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 + P + \text{chaleur} = \text{cste}$

- Horizontal : $\rho gh = \text{cste}$
- Section constante : $\frac{1}{2} \rho v^2 = \text{cste}$
- Seul P peut varier : $P_t = P + \text{chaleur} = \text{cste}$

On voit donc que P diminue le long du conduit, ce qui traduit la perte d'énergie sous forme de chaleur liée à la viscosité. Cette **perte de pression latérale nous est donnée par la loi de Poiseuille** : c'est P qui compense la perte de charge ΔP .

$$\Delta P = \frac{8\eta L}{n\pi r^4} Q$$

Résistance à l'écoulement R

Avec L la longueur du vaisseau, r son rayon, Q le débit et la viscosité η , et n le nombre de vaisseaux en parallèle (**ATTENTION aux unités**)

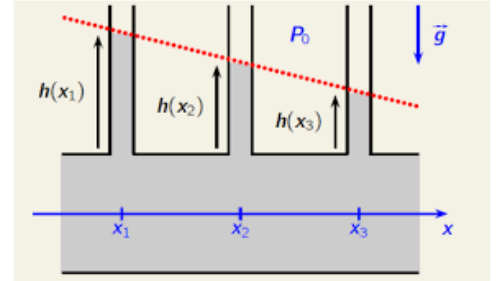
Si section = cste, alors la chute de pression est proportionnelle à la longueur : $\Delta P = kL$

Conclusion :

Dynamique d'un fluide réel :

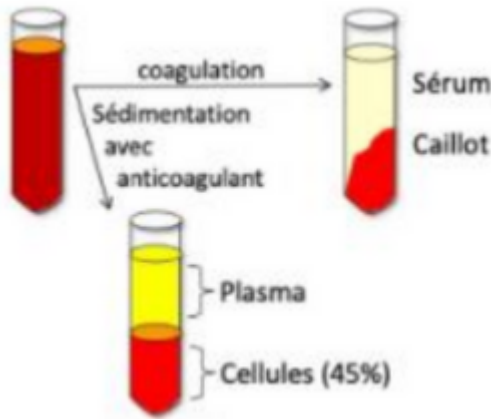
- ❖ Écoulement laminaire :
 - Toute **l'énergie est utilisée pour vaincre la viscosité**
 - Relation linéaire entre la différence de pression et le débit
- ❖ Écoulement turbulent :
 - Il n'y a plus de proportionnalité entre la différence de pression et le débit, la formule de **Poiseuille n'est pas utilisable**
 - C'est un régime **peu efficace**

Les tourbillons consomment beaucoup d'énergie : chaleur + vibrations → **bruits/souffles à l'auscultation**.



IV. Particularités liées au sang

A) Le sang au repos



Le Sang n'est PAS une solution vraie mais suspension de cellules dans le solvant macromoléculaire (le plasma)

Le Plasma (si sédimentation avec anticoag) = Sérum + macromolécules (notamment éléments anticoagulants) => Fluide NEWTONIEN

Le Sérum (solution micromoléculaire vraie, sans anticoag) = plasma - éléments figurés du sang (= éléments coagulants)

Cellules Sanguines (dont GR) => fluide NON-NEWTONIEN.

Dans son ensemble, le **sang** est considéré comme un fluide non-newtonien.

L'**hématocrite** est mesuré après sédimentation avec anticoagulant par le volume que représentent les cellules qui composent cette suspension sanguine.

$$\text{Hématocrite} = \frac{\text{Volume des cellules}}{\text{Volume total (= cellules + plasma)}}$$

Un **hématocrite normal = 45%**

B) Description rhéologique de l'écoulement du sang

La **rhéologie** c'est l'étude des **déformations** de la matière en écoulement.

La **viscosité** du sang va être liée aux interactions intercellulaires.

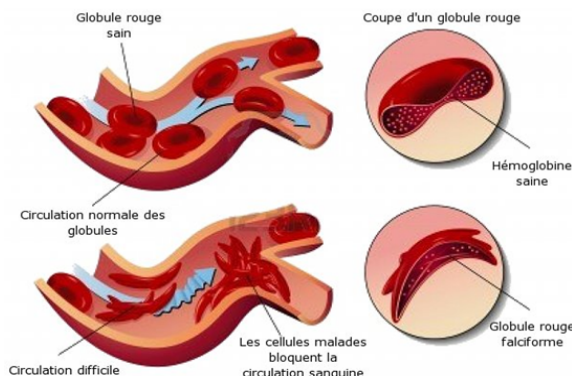
Il va falloir rompre ces interactions pour mobiliser les cellules entre elles et faciliter l'écoulement du sang. Ainsi, le sang a un comportement rhéologique assez complexe qui est **non-newtonien**.

Cette description rhéologique change **en fonction du vaisseau** (s'il est gros ou petit, on verra ça dans les fiches complètes).

En pathologie des gros vaisseaux, on a la **polyglobulie primitive** (= maladie de **Vaquez**), se caractérisant par une **surproduction de GR** (donc



augmentation de l'hématocrite), la viscosité interC est **augmentée**, entraînant un risque de thrombose (=caillot obstruant le vaisseau).



En pathologie des petits vaisseaux, on a la **drépanocytose**, se caractérisant par une falciformation (= déformation) des GR, une augmentation de la viscosité intraC, une diminution de leur déformabilité et des thromboses capillaires.

V. Particularités liées à l'anatomie

A) Rappels anatomiques

Deux circulations :

- **Systémique** : irrigation de tous les organes périphériques (dont la pression est 5x supérieures à la pression pulmonaire)
- **Pulmonaire** : irrigation des poumons

3 secteurs :

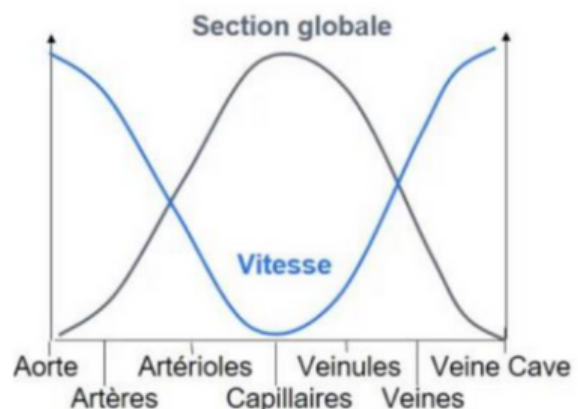
- **Veineux** : 55% du volume
- **Artériel** : 10%
- **Capillaire** : 5%

B) Conséquences de l'anatomie sur le débit et les vitesses de circulation

Débit global = cst par secteur (**≠ par organe**)

On voit que si la section augmente, la vitesse diminue et vice-versa.

Ainsi, cela aura une influence sur le débit (suivant la formule $Q = S.v$).



C) Conséquences de l'anatomie sur les variations de pressions

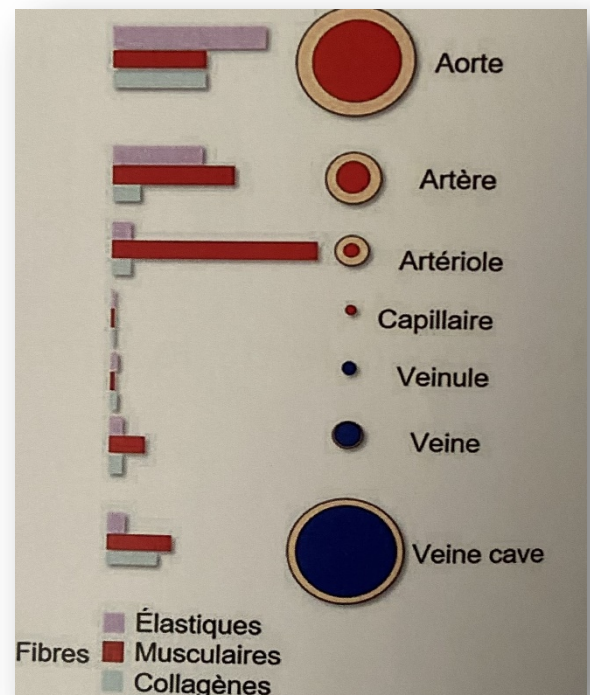
Ces conséquences sont liées à la **loi de Poiseuille** vue plus haut : les modulations des variations de pressions sont accessibles en appliquant cette loi de Poiseuille.

VI. Constitution des parois des vaisseaux et comportement des vaisseaux élastiques

A) Constitution des parois des vaisseaux

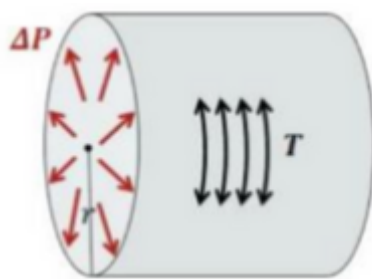
Les **fibres élastiques** sont par définition élastiques, les fibres de **collagène** le sont peu, et pour les fibres **musculaires**, l'élasticité dépend du tonus musculaire.

Tous les vaisseaux contiennent des fibres élastiques et des fibres collagènes et ce qui varie le plus sont les fibres musculaires qui sont principalement présentes dans les **artérioles**.



B) Les forces en jeu sur les parois élastiques

On a 2 phénomènes qui vont être impliqués dans cette action sur les parois :



- D'une part le **gradient de pression** c'est-à-dire la surpression à l'intérieur du vaisseau par rapport à l'extérieur qu'on note ΔP qui a tendance à augmenter le rayon du vaisseau
- D'autre part la **tension des parois de ce vaisseau** (les propriétés élastiques de ce vaisseau) qui a tendance à diminuer ce rayon.

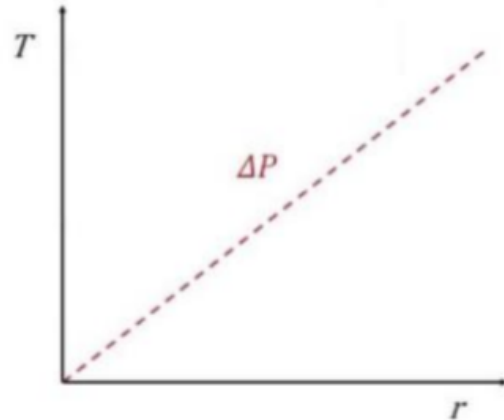
De plus, **2 lois** permettent de déterminer la relation tension-rayon :

- Loi de **LAPLACE** → Relation **TENSION/PRESSION**
- Loi de **HOOKE** → Relation **TENSION/ELASTICITE**

Loi de LAPLACE

Lorsque la pression sanguine devient supérieure à la pression extérieure ($\Delta P = P_{int} - P_{ext} > 0$), on a :

- Tendance à la **dilatation** du vaisseau (r augmente)
- La tension de la paroi qui augmente jusqu'à équilibrer la surpression ΔP



Pour un cylindre (modèle de vaisseau), la loi de **LAPLACE** nous donne :

$$\Delta P = \frac{T}{r} \rightarrow T = \Delta P * r$$

Il y a donc une **relation linéaire** entre tension et rayon.

Loi de HOOKE

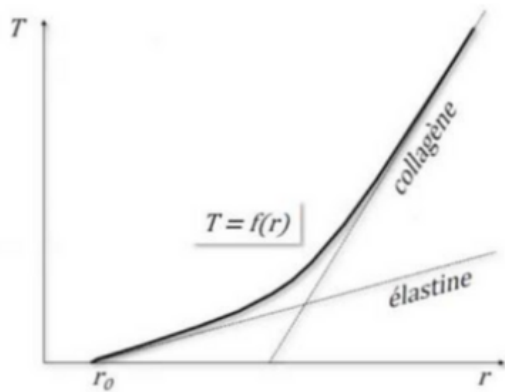
L'**élasticité** est la relation entre l'allongement d'un corps élastique et la force qui s'oppose à cet allongement. Cette force est donnée par la loi de **Hooke**.

$$F = \gamma S \frac{\Delta L}{L}$$

γ = module d'élasticité de Young
 S = surface de la section
 $\Delta L/L$ = allongement

C) Les courbes tension-rayon caractéristiques pour les vaisseaux élastiques

Les parois des vaisseaux élastiques ont une certaine élasticité constituée d'au moins **deux éléments élastiques** : les fibres d'**élastine** ainsi que les fibres de **collagène**. Ainsi, le système d'élasticité est dit **composite** (*puisque composé de plusieurs types de fibres logik*).



La loi de **Hooke** doit donc s'appliquer à une combinaison des deux élastances (élastance = raideur).

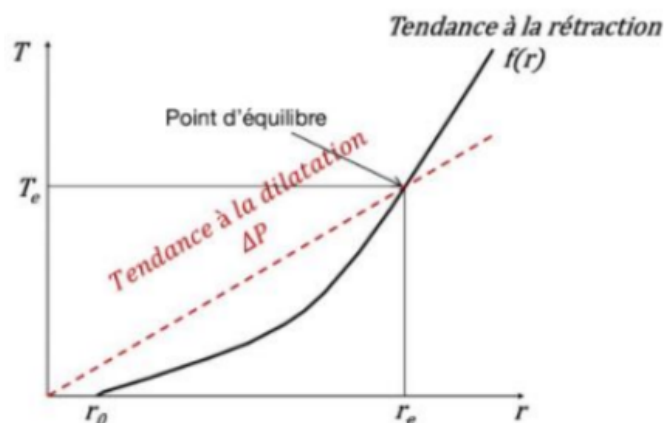
Rayon d'équilibre

Ce rayon d'équilibre d'un vaisseau donné dans des conditions données est obtenu à partir de deux choses :

- La **courbe caractéristique du vaisseau** (ces caractéristiques d'élasticités), en effet la paroi s'oppose à la dilatation que va lui imposer la surpression qui est à l'intérieur → tendance à la rétraction.
- ΔP la différence de pression** → tendance à la dilatation.

Un seul couple tension/rayon permet d'équilibrer le ΔP imposé.

C'est le point d'équilibre (rayon d'équilibre) : tension/rayon/pression



On a parlé ici des **vaisseaux élastiques**.

Il existe cependant un autre type de vaisseau : les **vaisseaux musculo-élastiques**, composés de fibres musculaires qui permettront d'appliquer à la paroi vasculaire un tonus vasomoteur sympathique, qui va permettre une **régulation vasomotrice**.

VII. Mesure des pressions

A) Mode de mesures et unités

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.

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

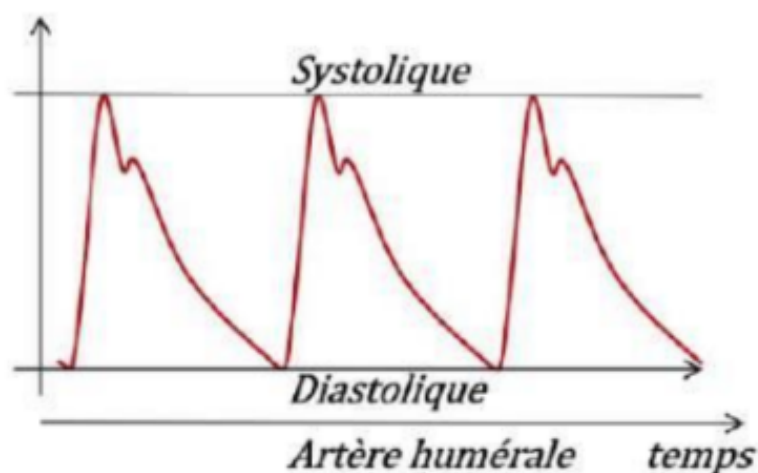
- **Millimètre de mercure (mmHg)** : c'est l'unité utilisée pour mesurer la Pression Artérielle (PA) → **1mmHg = 133Pa** (= **400/3 Pa**, *pratique pour les calculs*)
- **Centimètre d'eau (cmH₂O)** : on utilisera cette unité pour mesurer la Pression Veineuse Centrale (PVC) → **1cmH₂O = 98Pa**

B) La pression artérielle

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

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

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



Il existe différentes conditions de mesure de la PA :

- **Debout** : on la mesure au niveau du bras, on considère que c'est la pression à la sortie du cœur. La valeur de la PA **dépend du niveau de la mesure**.
- **Allongé** : la PA sera la même en tout point du corps

Valeurs normales de PA : max = 140mmHg et min = 80mmHg

Ainsi, quand on dit qu'on a 14/8 de tension, c'est qu'on est à 140mmHg en systole et 80mmHg en diastole

C) La pression veineuse centrale PVC

Elle est en principe inférieure ou égale à **1 kPa**.

On prend pour valeur de référence la pression veineuse au **niveau du cœur** PVC(0). On prend PVC(0) = 5 cmH₂O = 500 Pa

En position debout, la valeur de la PV dépend de la **distance au cœur**+++ : plus élevée au niveau des Membres Inférieurs → Œdèmes des MI, stases veineuses et varices.

VIII. Applications cliniques en santé

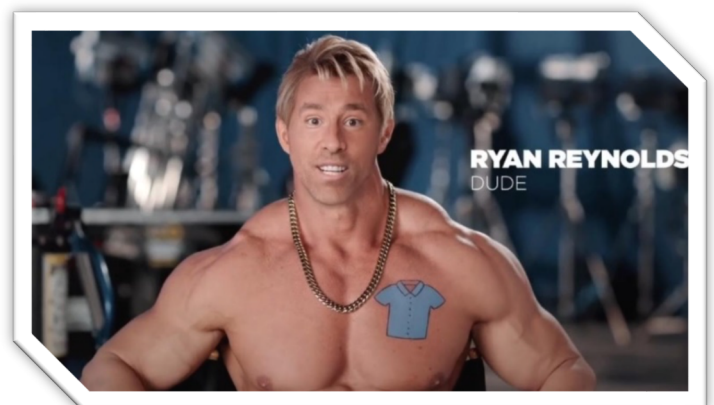
A) Auscultation cardiovasculaire

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

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

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

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



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

Si d diminue, le risque de turbulence diminue aussi.

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

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

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

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

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

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

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

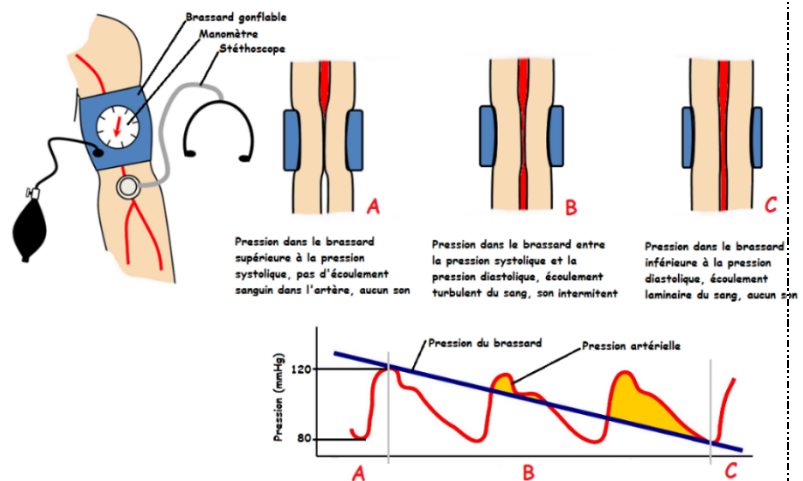
Causes LÉSIONNELLES	$d \downarrow$ <ul style="list-style-type: none"> ✓ Souffle <u>vasculaire</u> : sténose vasculaire ✓ Souffle <u>cardiaque</u> : sténose ou fuite valvulaire cardiaque
Causes FONCTIONNELLES	$Q \uparrow$ $\eta \downarrow$ <ul style="list-style-type: none"> ✓ Souffle <u>d'effort</u> ✓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


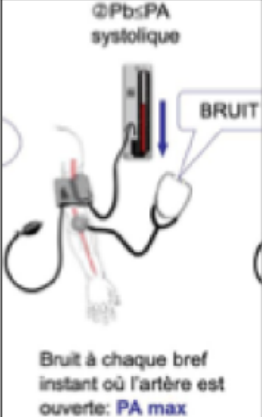
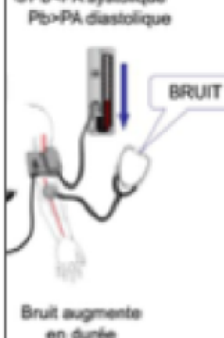
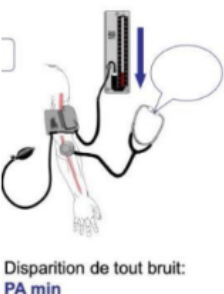
B) Mesure auscultatoire de la PA

La mesure auscultatoire de la PA (stéthoscope) est :

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

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



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

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 :

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

IX. Applications à l'imagerie médicale

L'IRM cardiaque

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

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

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

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

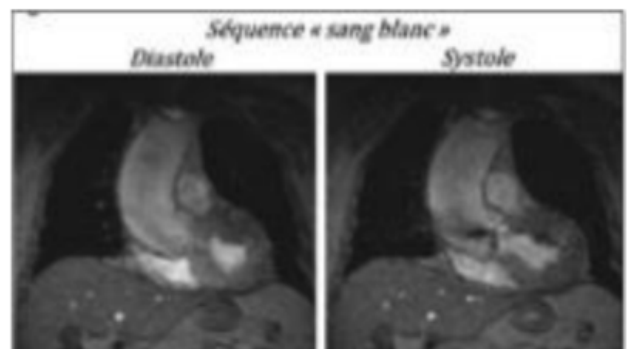
A l'intérieur des ventricules, il n'y a pas de signal : l'image apparaît **noire**.



Séquence en « **sang blanc** » : sang en hypersignal lié aux protons du sang qui circulent en **écoulement laminaire**/perte de signal (sang noir) si **écoulement turbulent**.

Diastole : le sang est **blanc**, **écoulement laminaire**.

Systole : il y a une tâche **noire** (au niveau des valves aortiques) : **écoulement turbulent** : perte de signal et fait donc penser à un rétrécissement de la valve aortique. On parlera d'échographie et de Doppler au cours du semestre



Et voilà c'est fini pour ce loooong cours de circulation de TTR. La fiche n'est pas complète (loin de là) mais j'ai essayé de synthétiser un max, en m'inspirant bcp de la pré rentrée de l'année dernière j'avoue. Vous en faites pas, normalement ce cours est divisé en 3, d'une quinzaine de pages chacun en général.

Bref bon courage à vous et bon apprentissage !

Place aux dédis maintenant :

Dédi à mes parents qui m'ont supporté pendant la P1

Dédi à mon chat qui nous a malheureusement quittés pendant mon année

Dédi à mes potes que jme suis faits durant l'année vraiment incroyables, Milien, Baptiste, Manon tout ça vous êtes géniaux

Dédi aux vieux : Noé, JA, Oscar, Anis vous etes des big boss, Elea, Greg Yasmine, Lisa que je connais pas encore bien

Dédi à mes potes tah les anciens, en particulier à Pierre qui bosse (attention il est bad chaud vraiment) à l'heure où je fais cette fiche (un big 7 aout), Hugo et ses merveilleux conseils, Swann et son voyage en NZ, Bastien et son genou bancal, et Coco et sa discipline militaire.

Grosse dédi à mon arrière grand-mère, qu'est ce que j'aurais aimé que tu me vois réussir

Et enfin dédi à moi aussi hein un peu

