

Biophysique de la circulation TTR cours 1 :

Sommaire :

Introduction à la biophysique circulatoire

1/ Statique d'un fluide

- A) Types de pression
- B) principes et lois de Pascal

2/ Dynamique d'un fluide

- A) Principe de continuité du débit
- B) Equation de Bernoulli
- C) Mesure de pression dans un conduit
- D) cas particulier d'un écoulement horizontal

3/ Dynamique d'un fluide réel

- A) Perte de charge
- B) Viscosité
- C) Nombre de Reynolds et régime d'écoulement
- D) Loi de Poiseuille

0/ Intro :

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

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

On parle de 2 milieux : - Milieu gazeux : $E_c \gg E_l$
- Milieu liquide : $E_c \approx E_l$

On parle de 2 fluides : - Idéal (parfait) = **pas de frottement**
- Réel = frottement (viscosité)

1/ Statique d'un fluide

La statique des fluides concerne les fluides immobiles caractérisés par une pression ++

Ici, on ne se soucie pas de savoir si le fluide est idéal ou réel car il n'y a jamais de frottements.

- Pression : poids de la colonne de fluide qui s'appuie contre cette paroi.

-Formule : $[P] = [F]/[S] = [E]/[V]$

-Unité (S.I) : Pascal

A) 2 types de pressions :

La pression relative : effet de la colonne de liquide, Différence de pression : $\Delta P = \rho gh$ (avec ρ la masse volumique, g l'intensité de la pesanteur et h la hauteur de la colonne de liquide – attention à bien tout mettre dans les mêmes unités, donc souvent ρ en kg.m^{-3} , g en m.s^{-2} et h en m)

La pression absolue : liée à la pression de l'ensemble des fluides qui appuient sur cette paroi (colonne atmosphérique + colonne de liquide), donc $P_{\text{absolue}} = P_{\text{atm}} + \Delta P$

Il y a aussi la **pression atmosphérique** (PA) : poids de la colonne d'air atmosphérique, l'air étant un fluide. Elle vaut 1013 hPa ++ et elle diminue de moitié quand on atteint les 5000m d'altitude++.

Aparté sur la pression :

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 $[P] = [F]/[S] = [E]/[V]$

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

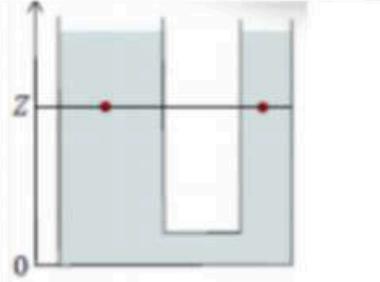
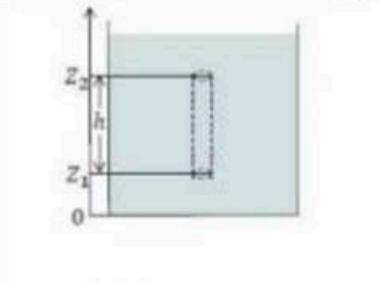
Cependant le Pascal est une unité faible donc on a souvent recours à des multiples comme l'héctoPascal (hPa) ; Exemple la pression atmo = 1013 hPa

On peut aussi utiliser le bar : **1 bar = 10^5 Pa**

B) Principes 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 ΔP 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.

2/ dynamique d'un fluide idéal

Débit : volume de fluide qui traverse une section S par unité de temps.

On a donc le débit $Q = V/dt$ (V est le volume, dt le temps), en m^3/s Il y a une **relation entre le débit et la vitesse d'écoulement** :

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

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

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

A) Principe de continuité du débit

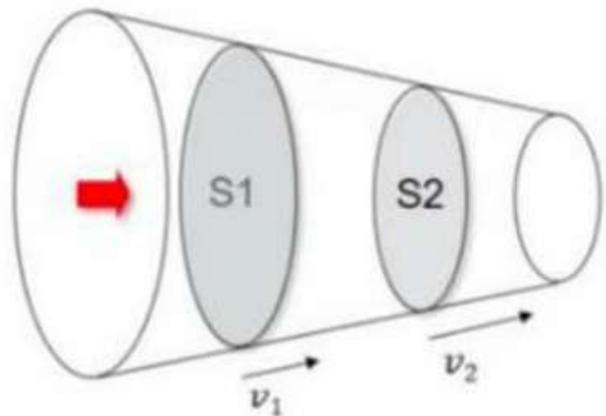
Ce principe n'est valable que si l'on part de ces **hypothèses** :

- *Incompressibilité* → ρ constante
- *Régime stationnaire* → la vitesse en 1 point est constante (elle ne change pas dans le temps)
- La section est variable

Dans cette situation, il y a une conservation de la masse qui, ajoutée à la condition d'incompressibilité, fait que le **débit va être constant en tout point de cette canalisation.**

Dans ce cas on a :

- $Q_1 = Q_2 = Q$
 - $S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2 = \text{Cste} = Q$
- (Avec $S = \text{Aire} = \pi \times R^2$)



Plus la section est faible, plus la vitesse du fluide est élevée et inversement afin de maintenir le débit constant :

$$Q = S \cdot v = \text{cste} \text{ donc si } S \nearrow \text{ alors } v \searrow \text{ et si } S \searrow \text{ alors } v \nearrow$$

B) Equation de Bernoulli

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

Comme avec le principe de continuité du débit, on part là aussi d'hypothèses :

- **Incompressibilité** → ρ constante
- **Fluide idéal/parfait** → pas de frottement, la viscosité est nulle, pas de gêne à l'écoulement de ce fluide.

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

- E1 de pesanteur (liée à la hauteur) = ρgh
- E2 cinétique (liée à la vitesse) = $\frac{1}{2}mv^2$
- E3 de pression statique = $P.V$

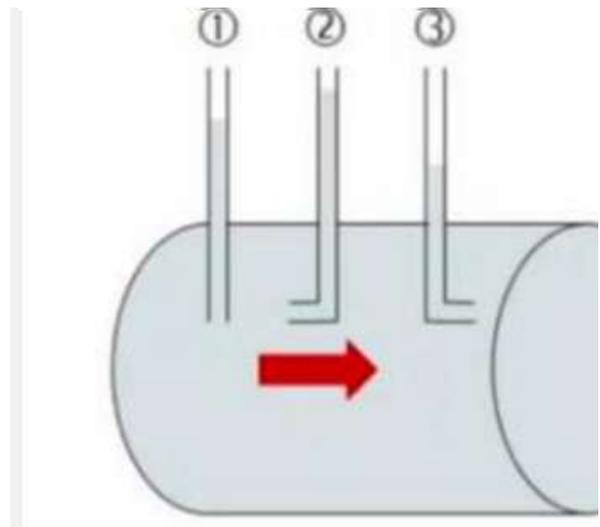
Celles-ci nous donnant l'équation de Bernoulli :

$$E_t = E_1 + E_2 + E_3 = mgh + \frac{1}{2}mv^2 + P.V = \text{cste}$$

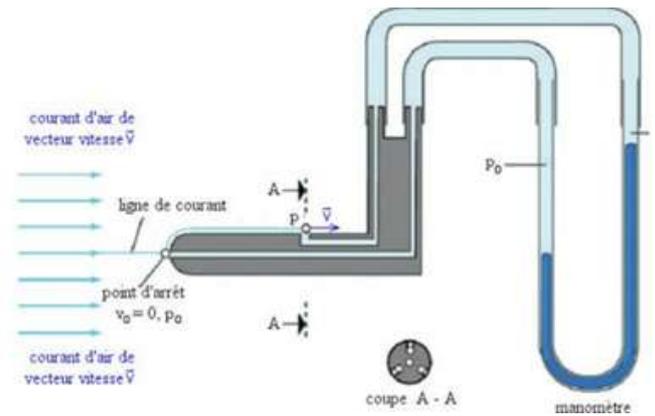
C) Mesure de pression dans un conduit

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.

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



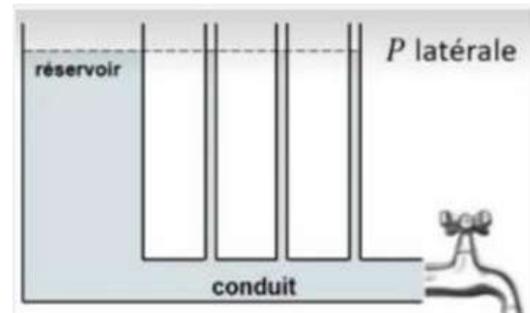
Ce phénomène est mis à profit dans le système du **tube de Pitot** utilisé en aéronautique.



D) 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.



La pression latérale est toujours la même !

En condition d'écoulement

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

- Donc l'équation de Bernoulli devient :

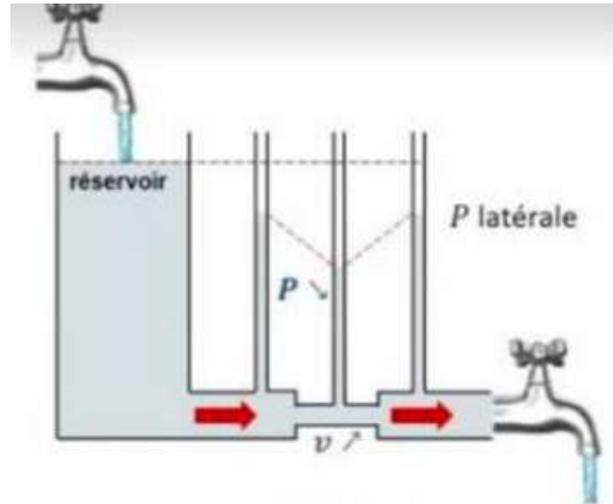
$$P_t = \frac{1}{2} \rho v^2 + P = \text{cste}$$

- 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 :

Effet venturi : 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.

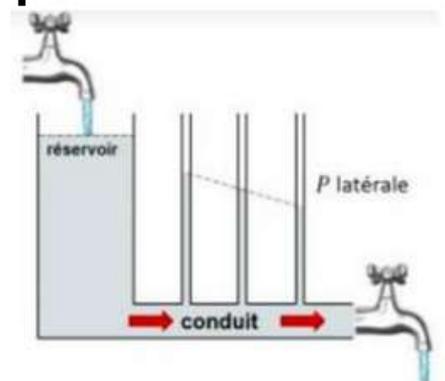
3/ dynamique d'un fluide réelA) La perte de charge:

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** :

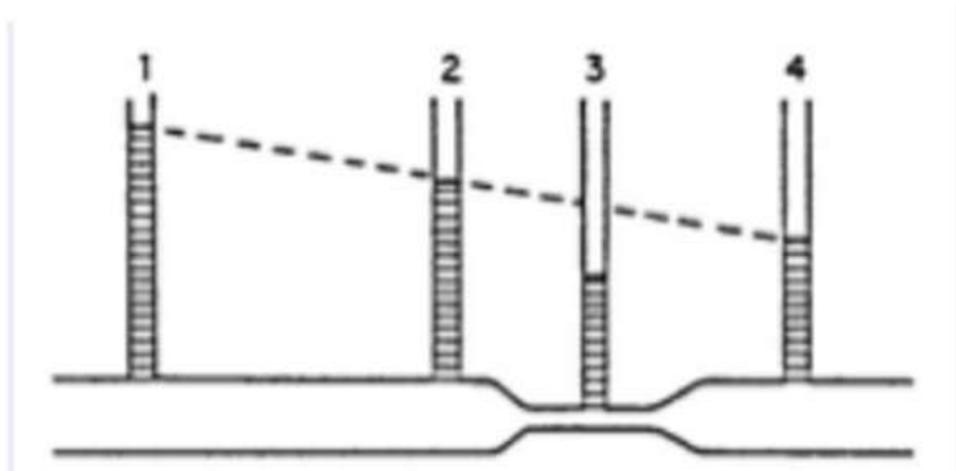
$$E_t = E_1 + E_2 + E_3 = mgh + \frac{1}{2}mv^2 + PV \neq \text{cste}$$

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



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.

Dans le cas de **l'effet Venturi** avec un fluide **réel** on retrouve ceci :



B) Viscosité

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 : $F = \eta S \, dv/dx$

On distingue 2 catégories de fluides :

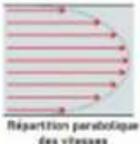
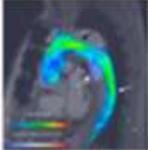
- Newtonien (ex : eau) : η est une cste caractéristique qui varie seulement avec T. Si $T \nearrow$ alors $\eta \searrow$
- Non-newtonien (ex sang) : η varie avec T et dv/dx (qu'on appelle aussi taux de cisaillement)

La viscosité n'a théoriquement **plus de sens pour un liquide non newtonien**. On utilise donc une **viscosité apparente**.

2 régimes d'écoulement d'un fluide réel:

Il faut savoir que :

- Fluide **idéal** : toutes les molécules se déplacent **à la même vitesse**
- Fluide **réel** : la viscosité fait que les molécules se déplacent **à des vitesses différentes** en fonction des frottements qu'elles vont subir (interactions entre elles et avec la paroi).

<p>Écoulement laminaire</p>	<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 crasse aortique en couleur</p> <p>Répartition parabolique des vitesses</p>
<p>Écoulement turbulent</p>	<ul style="list-style-type: none"> • v moyenne ou élevée • $\eta \rightarrow$ facteur cohérence • désordonnée • Trajectoire tourbillonnent • Pas de distribution systématisée des vitesses 	  <p>Plus de répartition parabolique des vitesses \rightarrow témoignage d'un flux turbulent dans cette aorte</p>

C) Nombre de Reynolds et régime 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 ils **augmentent** on tend vers la **turbulence**

Si elle **diminue** on tend vers la **turbulence**

C'est le **nombre de Reynolds** qui permet de créer la **frontière** entre un **écoulement laminaire** et un **écoulement turbulent**.

Il utilise les **4 éléments** vu juste au dessus :

$$Re = \frac{\rho dv}{\eta}$$

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

Ainsi :

- 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**.

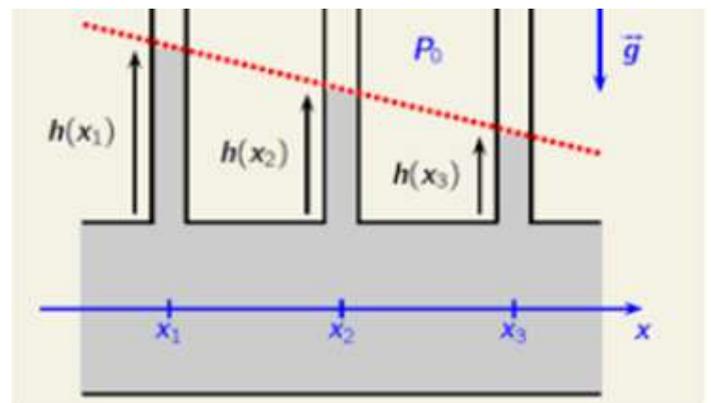
D) Loi de poiseuille

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

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** :

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



Avec n = nombre de capillaires, L = longueur, r = rayon, η = viscosité, Q = débit

C'est le moment de faire une petite pause ! Bravo à vous, vous avez fini le premier cours de biophys circu (quasi entier) !! Pour les plus téméraires on attaque directement avec le cours 2 juste en dessous

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

Biophysique de la circulation TTR cours 2 :

Sommaire :

1/ Particularités liées au sang

- A) La rhéologie
- B) Hématocrite et pathologies
- C) Ecoulement du sang dans les petits vaisseaux

2/ Particularités liées à l'anatomie

- A) Petit point anatomie
- B) Les vaisseaux : un système ramifié
- C) Conséquences sur le débit

3/ Constitution des parois des vaisseaux et comportement des vaisseaux élastiques

- A) Types de fibres et de forces
- B) Loi de LAPLACE
- C) Loi de HOOK
- D) Courbes importantes

4/ Comportement des vaisseaux musculo-élastiques

- A) Courbes caractéristiques tension-rayon des vaisseaux musculo-élastiques

1/ Particularités liées au sang.

Le Sang= **n'est PAS une solution vraie** mais suspension de cellules dans le plasma.

Le **Plasma** (si sédimentation avec anticoag) = Sérum + macromolécules
=> Fluide NEWTONIEN

Le **Sérum** (solution micromoléculaire vraie, sans anticoag)

Cellules Sanguines (dont GR) => fluide NON NEWTONIEN

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

A) La rhéologie

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

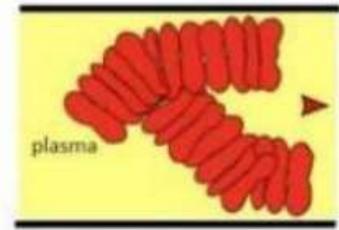
La **viscosité** du sang va être liée aux interactions **intercellulaires**. Il va falloir rompre ces interactions pour mobiliser les cellules entre elles et faciliter l'écoulement du sang.

Ainsi, le sang a un comportement rhéologique assez complexe qui est non-newtonien.

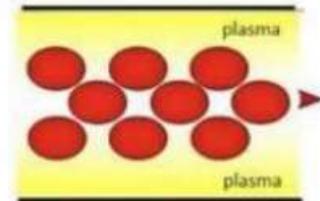
Le phénomène le plus important est la **rhéofluidification** : c'est lorsque dv/dx augmente c'est-à-dire que le taux de cisaillement augmente et que globalement la vitesse d'écoulement augmente

Avec ce phénomène on a 2 cas de figure :

- Si débit faible : les **globules rouges s'accumulent en rouleaux** ==> **viscosité augmente**
- Si débit élevé ==> **RHEOFLUIDIFICATION** diminue la **viscosité**.



Débit faible :
formation de rouleaux → viscosité ↑



Débit élevé :
circulation axiale des GR et manchon plasmatique → viscosité ↓

Rhéofluidification : Effet qui consiste à diminuer la viscosité lorsque la vitesse d'écoulement augmente.

B) Hématocrite et pathologies

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

Un hématocrite normal = 45%

Si hématocrite augmente alors la viscosité augmente.

Application physiopathologique :

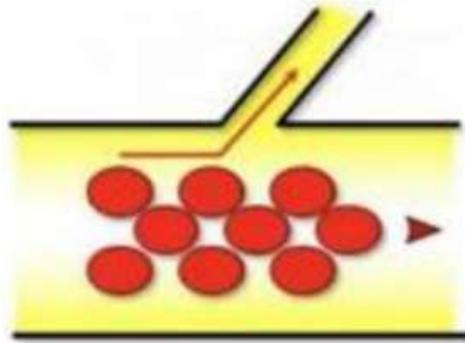
En pathologie **des gros vaisseaux**, on a la **polyglobulie primitive** (= maladie de Vaquez), se caractérisant par une surproduction de GR.



C) Ecoulement du sang dans les petits vaisseaux

- Dans les artérioles :

Si on considère des artérioles qui sont branchées sur le bord d'une artère plus importante, le phénomène de **circulation axiale** fait que le sang qui va passer dans ces artérioles va produire un **écrémage** : dans cette artériole va passer un sang composé essentiellement de **plasma** . Le sang qui va aller dans ces artérioles collatérales aura un hémocrite plus faible *car il aura en proportion plus de plasma et moins de cellules*.



- Dans les capillaires

Le diamètre va être **inférieur** au diamètre du **globule rouge**. Les globules rouges vont se déformer dans les capillaires pour avancer avec le flux sanguin. A ce moment, c'est la **viscosité intracellulaire du globule rouge qui va définir la viscosité du fluide sanguin**.



Une pathologie des **petits vaisseaux** bien connue est la **Drépanocytose** Une maladie génétique produisant une hémoglobine anormale.

2/ Particularités liées à l'anatomie

A) Petit point anatomie

Dans le corps, il y a **2 circulations** : **pulmonaire** et **systemique** (avec la pression systemique 5 fois plus forte que la pulmonaire)

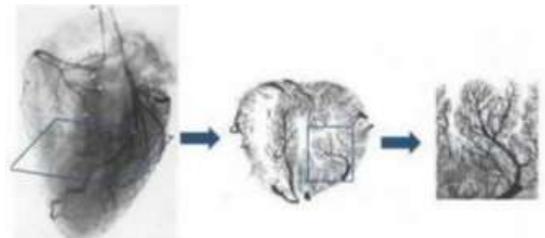
Il y a aussi **3 secteurs** :

• Trois secteurs (valeurs pour la circulation systemique)			
	Volume	%	mL
✓	Artériel	10	500
✓	Capillaire	5	250
✓	Veineux	55	2750

B) Les vaisseaux : un système ramifié

Cette **ramification** se fait selon un **système parallèle** (qui permet de diminuer les résistances).

Exemple : **les artères du cœur** (les coronaires)

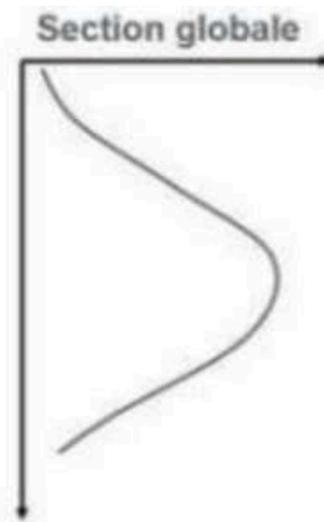


D'autre part, il faut considérer la notion de **section individuelle** et de **section globale**. Si on prend l'aorte par exemple, il n'y a pas d'ambiguïté car la **section individuelle est égale à la section globale S** car elle est toute seule.

En revanche pour les capillaires la **section individuelle** sera **beaucoup plus petite** que la section globale. En effet pour avoir la section globale on va **multiplié la section individuelle d'un capillaire par le nombre de capillaires** (et il y en a beaucoup).

	Diamètre d [cm]	Section individuelle $s_i = \pi d^2/4$ [cm ²]	Nombre n	Section globale $S = n \times s_i$ [cm ²]
Aorte	1	0,8	1	0,8
Artères	0,1	0,007854	600	4,7
Artérioles	0,002	0,000003	40000000	125,7
Capillaires	0,0008	0,000001	1200000000	603,2
Veinules	0,003	0,000007	80000000	565,5
Veines	0,24	0,045239	600	27,1
Veine cave	1,25	1,2	1	1,2

Chez le chien d'après F. Mall

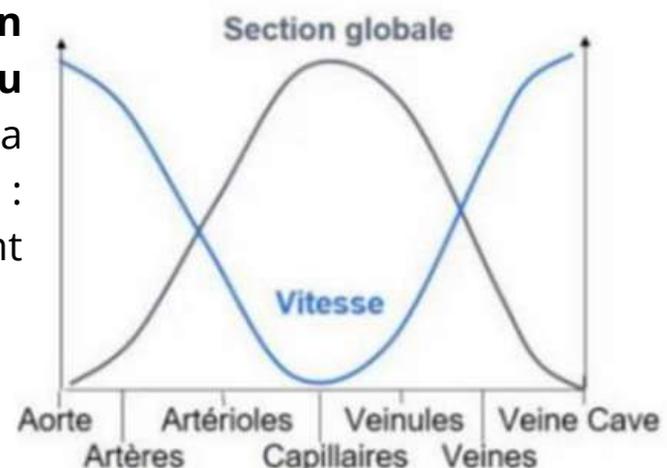


C) Conséquence sur le débit

Pour le **débit** : **le débit global est constant par secteur** (et non par organe) par exemple, le débit du secteur capillaire est le même que le débit du secteur artériel.

Concernant les **vitesse d'écoulement**, on se souvient de la formule $Q = S \times v$ (avec S la section globale et v la vitesse). On a vu que **le débit était constant et que la section globale variait donc la vitesse varie.**

On peut voir sur le schéma **que la section globale augmente pour être maximale au niveau des capillaires** et pour satisfaire la relation $Q = S \times v$, la vitesse diminue en miroir : elle est élevée au niveau de l'aorte, s et devient minimale au niveau des capillaires.



Cette architecture favorise la diminution de la vitesse au niveau du secteur capillaire ce qui est un facteur favorisant les échanges métaboliques

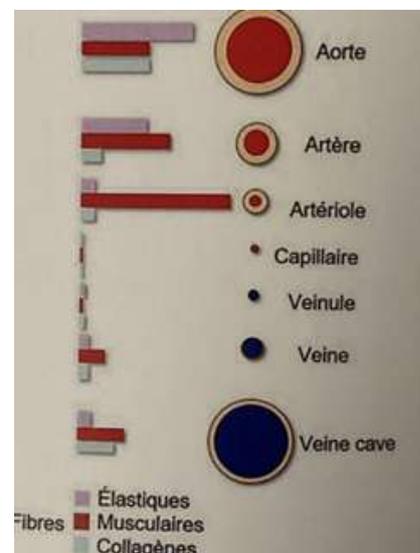
3/ Constitution des parois des vaisseaux et comportement des vaisseaux élastiques

A) types de fibres et de forces

On a 3 types de fibres dans les vaisseaux élastiques :

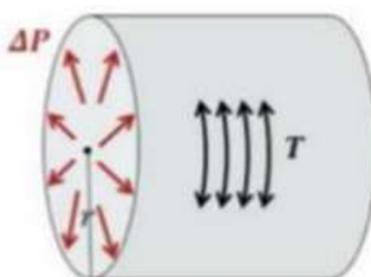
- Les fibres **élastiques**
- Les fibres **de collagène**
- Les fibres **musculaires**

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.



On a 2 types de forces :

- 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 qui a tendance à diminuer ce rayon.

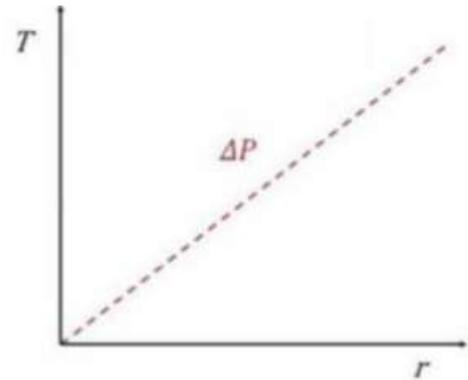


B) Loi de Laplace

Relation **TENSION / PRESSION**

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 :

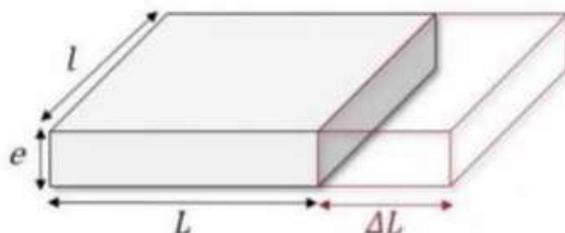
$$\Delta P = \frac{T}{r} \rightarrow T = \Delta P * r$$

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

C) Loi de HOOK

Relation **TENSION / ELASTICITE**

L'élasticité est la relation entre l'allongement d'un corps élastique et la force qui s'oppose à cet allongement.



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

Cette force est donné par la loi de **Hook** :

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

γ = module d'élasticité de Young

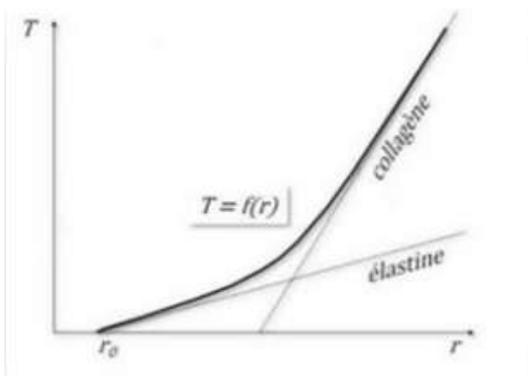
S = surface de la section (produit de l'épaisseur e

$\Delta L/L$ = allongement par la largeur l)

D) Courbes importante

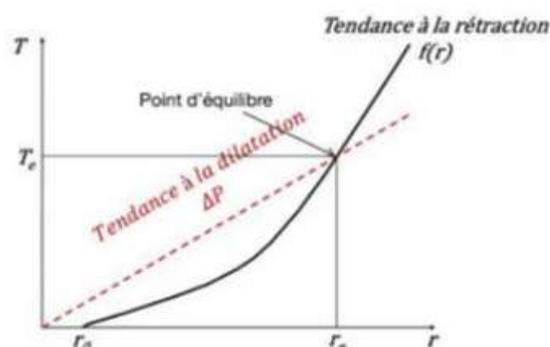
Les parois des vaisseaux élastiques ont une certaine élasticité constituée d'au moins **deux éléments élastiques** : **les fibres d'élastine** ainsi que **les fibres de collagène**. Ainsi, le système d'élasticité est dit **composite** :

La loi de Hooke doit donc s'appliquer à une combinaison des deux élastances



Ceci est illustré par **la courbe caractéristique du vaisseau qui va tracer la tension T en fonction du rayon r** et qui va décrire l'évolution de cette relation en fonction de la proportion de ces deux types de composants élastiques

On voit qu'au départ, c'est **l'élastine** essentiellement qui permet l'augmentation de tension et de rayon, puis intervient principalement le **collagène** qui va résister d'avantage



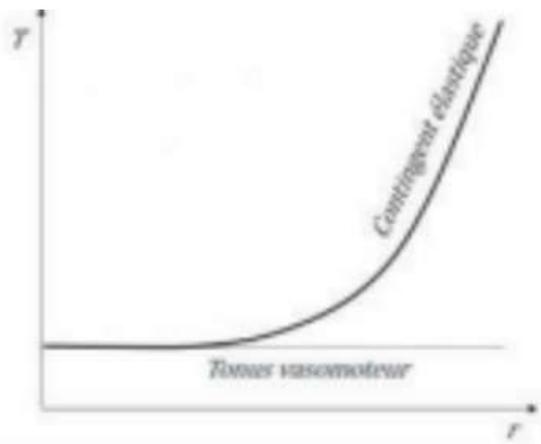
Rayon d'équilibre : résultat de la courbe caractéristique + de ΔP la différence de pression (Hook + Laplace).

Une fois le point d'équilibre est trouvé, on a le rayon d'équilibre.

4. Comportement des vaisseaux musculo-élastiques

A) Courbes caractéristiques tension-rayon des vaisseaux musculo-élastiques

Les vaisseaux musculo-élastiques ont une paroi riche en **cellules musculaires**. Ces cellules musculaires permettent d'appliquer à cette paroi vasculaire un **tonus vasomoteur sympathique**.



Ici la tension est **indépendante** du rayon et des propriétés élastiques du vaisseau

Ce tonus vasomoteur permet une régulation vasomotrice.

Et maintenant enfin, ENFIN mes premières dédis :

Dédis évidemment en premier à Maxime le meilleur des pharmaciens et Emma qui va tout déchirer cette année

Dédis à tous mes nouveaux potes que je me suis fait en première année Julien, Axel, Anto, Matisse, Tom, et j'en passe

Dédis à mes co-tuts qui ont fait le choix de la meilleure matière en toute objectivité

Dédis à mes parrains en particulier Hugo

Dédis à moi d'être passé en en deuxième année avec une big gastro et 39 de fièvre le jour de l'examen

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