

# Mécanique des fluides – Circulation

## Chapitre 1 Rhéologie : Classification rhéologique des tissus

### I. Éléments de rhéologie

#### 1) Notion de contrainte (effort)

Soit un solide ou un liquide de section  $S$  soumis de part et d'autre de  $S$  à une force  $F$  **perpendiculaire** à  $S$

**Contrainte (effort) :**  $\sigma = F/S$  unité :  $N.m^{-2}$  ou Pa

On distingue :

- **Contraintes de Pression (compression)** : forces dirigées vers le corps solide ou liquide
- **Contraintes de Tension** : forces dirigées vers l'extérieur

Si  $F$  **non perpendiculaire** à  $S$  : 2 composantes élémentaires

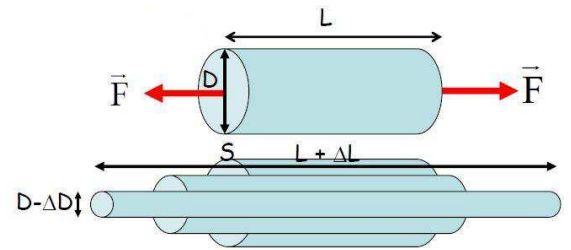
- Contraintes de **Pression ou de Tension** : perpendiculaire à  $S$
- Contraintes de **Cisaillement** : tangentielle à  $S$

#### 2) Notion de déformation

Soit un cylindre de longueur  $L$  et de section  $S$  sur lequel on applique au temps  $t_0$  une contrainte de tension constante  $\sigma_T$

Déformation : - **variation relative de longueur** :  $\epsilon_1 = \frac{\Delta L}{L}$

- **variation relative de diamètre** :  $\epsilon_2 = \frac{\Delta D}{D}$



La déformation est indépendante de la longueur, exprimée en pourcent

Les variations relatives varient en sens inverse et sont reliées entre elles par la relation :  $\epsilon_2 = -\mu \cdot \epsilon_1$

$\mu$  : **coefficient de Poisson**, dépend de la forme, structure, nature du matériau

## II. Différents types de déformation : classification rhéologique des matériaux

### 1) Traction et Compression

#### a) Corps élastiques

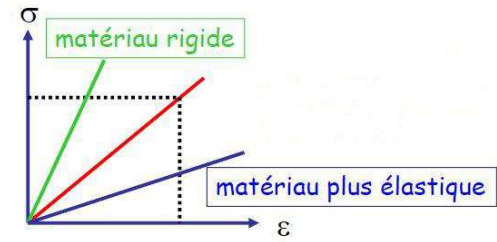
**Corps linéairement élastique** : déformation proportionnelle à la contrainte  
Suppression de la contrainte = retour à la forme initiale

**Loi de Hooke** :  $\gamma = \sigma / \epsilon$        $\gamma = \text{module de Young (N.m}^{-1}\text{)}$

⇒ Plus le module de Young est élevé, plus le matériau est rigide

Relation entre la constante d'élasticité et le module de Young :  $\gamma = k \cdot L / S \cdot \vec{F}$

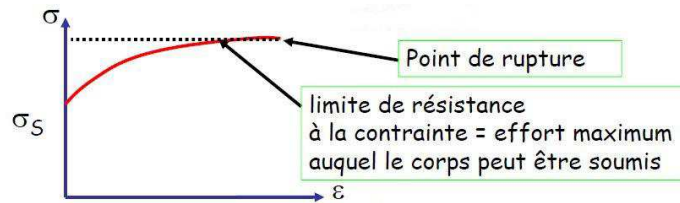
$k$  : constante d'élasticité (N.m<sup>-1</sup>)



#### b) Corps plastiques

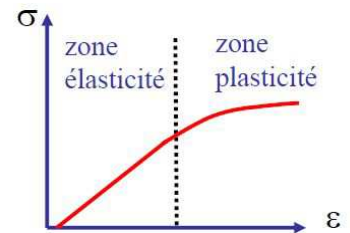
Déformation à partir d'un seuil de contrainte  $\sigma_S$  : relation non linéaire

Suppression de la contrainte = déformation permanente



#### c) Corps élastico-plastique

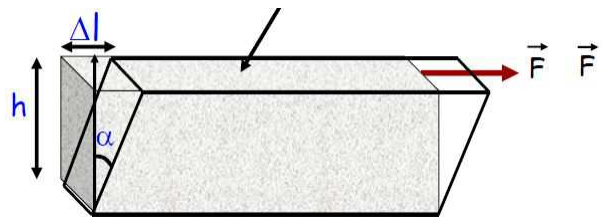
La limite d'élasticité est la contrainte à partir de laquelle un matériau commence à se déformer de manière irréversible.



### 2) Cisaillement

Déformations associées à des contraintes de cisaillement.

$$\tan(\alpha) = \frac{\Delta l}{h}$$



Déplacement  $\Delta l$  des feuilles situées au dessus de la rame

**Déformation par cisaillement** :  $\tan(\alpha) = \frac{1}{G} \sigma_c = \frac{1}{G} \frac{F}{S}$

avec  $G$  le **module de cisaillement** en N.m<sup>-2</sup> (GPa)

### III. Propriétés rhéologiques des liquides et des corps viscoélastiques

**Viscosité** : résistance à l'écoulement d'un fluide

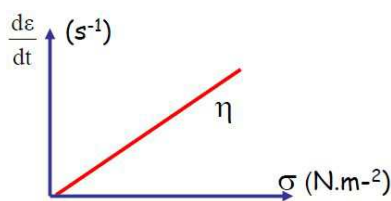
#### 1) Liquide non visqueux

Liquide tellement déformable qu'**aucune force ne s'oppose à sa déformation**.

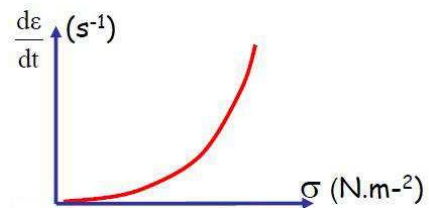
⇒  $\sigma = 0$  quelque soit  $\varepsilon$  : notion théorique

#### 2) Liquide visqueux

Liquide qui peut se déformer à une **vitesse constante** sous l'effet d'une contrainte non nulle donnée.



**Liquide newtonien** : vitesse de déformation **proportionnelle** à la contrainte (viscosité  $\eta$ )  
ex : l'eau, le plasma



**Liquide non newtonien** : vitesse de déformation **non proportionnelle** à la contrainte  
ex : le sang car mélange de plasma et de cellules

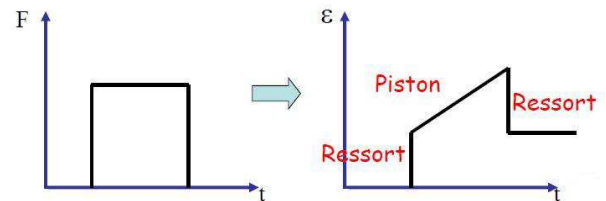
#### 3) Corps viscoélastique

##### a) Modèle de Maxwell

Ressort (propriétés élastiques) et piston (propriétés de viscosité) en série

**Ressort** :  
- **déplacement immédiat** sous effet d'une force  $F$   
- **réversible** (retour à sa forme initiale)

**Piston** :  
- **déplacement progressif** sous effet d'une force  $F$   
- **irréversible** (pas de retour à sa forme initiale)



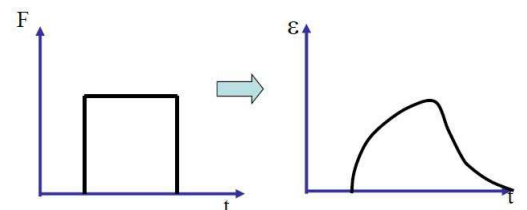
##### b) Modèle de Kelvin

Ressort et piston en parallèle : **le piston contrôle la vitesse de déformation du ressort**

Ce modèle n'autorise pas de déformations rapides

Exemple : parois vasculaires

Modèles de Kelvin et Maxwell éloignés de la réalité : modèle mixte

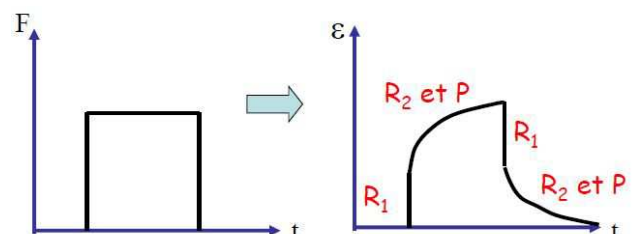


##### c) Modèle mixte

Ressort ( $R_2$ ) et piston (P) en parallèle et ressort ( $R_1$ ) en série

**Restitution progressive de l'énergie pour limiter les risques de rupture**

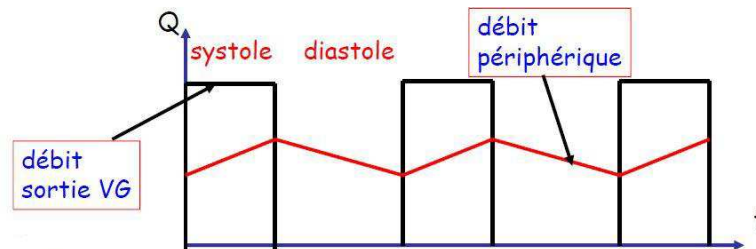
Application : déformation des ligaments et tendons



## Chapitre 2 Propriétés rhéologiques des parois vasculaires

### Vaisseaux : extensibles et élastiques

- ⇒ Débit sanguin périphérique permanent malgré un débit en sortie de ventricule gauche pulsatile
- ⇒ Pression artérielle minimale pour éviter la fermeture des artères



Ceci est possible grâce aux propriétés rhéologiques des parois vasculaires : **Elasticité** et **Capacitif**

### I. Elasticité et tension superficielle

**Application de la loi de Hooke** : pour un corps élastique, il existe une relation entre la force exercée et la déformation résultante telle que :

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

Cas d'une lame mince de surface  $S = e \cdot l$

$$T_s = \frac{F}{l} = \gamma \cdot e \cdot \frac{\Delta L}{L} = \sigma \cdot e$$

**Tension superficielle  $T_s$**  : force nécessaire pour rapprocher les deux extrémités d'une paroi élastique après incision linéaire et lutter ainsi contre la pression à l'intérieur du conduit

### II. Tension superficielle d'un vaisseau

#### 1) Loi de Laplace

Une lame élastique tendue est capable d'équilibrer une différence de pression transmurale  $\Delta P (= P_1 - P_E)$  entre ses faces en prenant une forme concave vers la pression la plus forte.

$$\Delta P = T_s \cdot \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)$$

$R_1$  et  $R_2$  : rayons de courbure

$T_s$  : tension superficielle exercée sur la lame

La loi de Laplace traduit un équilibre entre les forces de distension (**différence de pression hydrostatique**) et de constriction (**tension superficielle**)

Les artères étant cycliques,  $R_2 = \text{infini}$ , soit :  $\Delta P = T_s / R$

#### 2) Cas de la crosse aortique

**Plancher** : 2 courbures en sens contraire / **Plafond** : 2 courbures de même sens

Application de la loi de Laplace :  **$T_s$  du plancher >  $T_s$  du plafond** (voir démonstration).

L'épaisseur du plafond est donc moindre, ce qui le rend fragile et rend plus fréquent les **anévrismes**.

### III. Diagramme Tension-Rayon des parois vasculaires

#### 1) Rappel histologique

**Conséquences de la Loi de Laplace** : la tension superficielle d'un vaisseau permet de maintenir son rayon constant pour une surpression  $\Delta P$  donnée

La tension superficielle dépend directement de la structure histologique des parois vasculaires

- **Adventice** : tissu conjonctif avec fibroblastes, **élastine** et **collagène**
- **Média** : **cellules musculaires lisses** avec **élastine** et **collagène**
- **Intima** : cellules endothéliales et **élastine**

Muscle relâché	$\gamma = 50 \text{ N.m}^{-2}$
Elastine	$\gamma = 3.10^3 \text{ N.m}^{-2}$
Collagène	$\gamma = 6.10^6 \text{ N.m}^{-2}$

#### 2) Diagramme Tension-Rayon des artères élastiques pures

##### a) Diagramme Tension-Rayon

**Artère élastique pure** : contient uniquement du collagène et de l'élastine (cas de l'aorte et des gros vaisseaux)

**Loi de Hooke** pour une lame :  $T_s$  proportionnel à l'allongement et au module de Young

$$T_s = \gamma \cdot e \cdot \frac{\Delta L}{L}$$

**Loi de Laplace** pour un cylindre :  $T_s$  proportionnel au rayon R

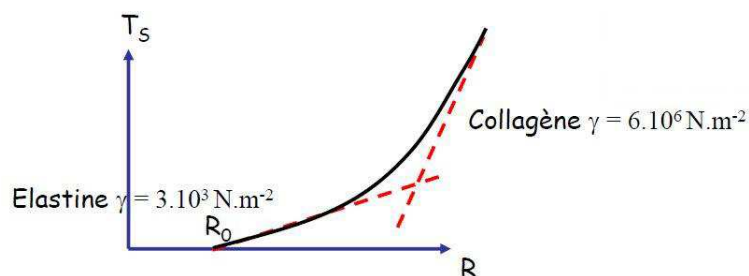
$$T_s = \Delta P \cdot R$$

$\Delta P$  : pente de la relation (coef. de proportionnalité) entre la tension superficielle et le rayon de l'artère, et dépend du module de Young de la paroi

**Diagramme Tension-Rayon** : résultante de la contribution successive de l'élastine et du collagène

La valeur de  $T_s$  pour une valeur donnée de R est une **caractéristique d'une artère** donnée.

Chaque artère est caractérisée par un diagramme spécifique qui **dépend de la structure histologique** de l'artère = ensemble des valeurs de R possible en fonction de  $\Delta P$ .



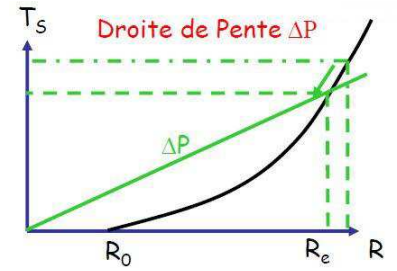
### b) Rayon d'équilibre $R_e$

= Intersection entre la droite de pente  $\Delta P$  et le diagramme Tension-Rayon

Si variation physiologique de  $\Delta P$  : variation de  $R_e$

Alors variation de  $T_s$  dans le même sens ce qui ramène le rayon à sa valeur initiale  $R_e$ .

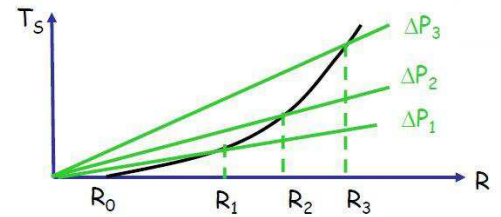
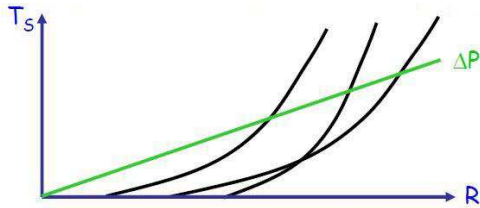
$T_s$  : modulation fine



### c) Facteurs influençant le rayon d'équilibre $R_e$

Pour une artère donnée, le rayon d'équilibre  $R_e$  dépend de  $\Delta P$ .

Le diagramme dépend de l'artère (nature histologique).



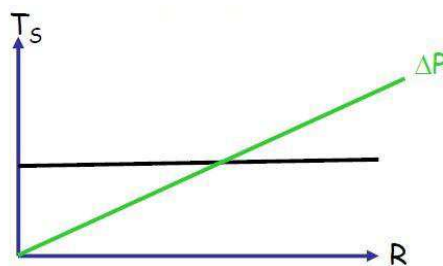
### 3) Diagramme Tension-Rayon des artères musculaires pures

**Artère musculaire pure** : contient uniquement des cellules musculaires lisses

Pour un état de contraction donné, la  $T_s$  est pratiquement indépendante de  $R$ .

**Equilibre instable** : la  $T_s$  ne varie pratiquement pas et ne peut pas compenser une variation du rayon

⇒ Si  $\Delta P$  varie, éclatement ou fermeture du vaisseau



## 4) Artères musculoélastiques (artères mixtes)

### a) Diagramme Tension-Rayon et rayon d'équilibre

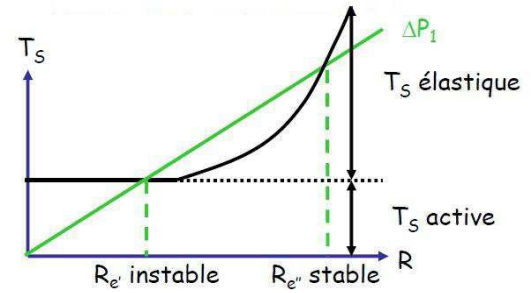
**Artères musculoélastiques** : composées de cellules musculaires lisses, d'élastine et de collagène

**Composante active** : liée à l'intensité de la contraction musculaire

⇒ Fournie à l'artère son tonus de base

**Composante élastique** : adaptation du rayon en fonction de  $\Delta P$

L'équilibre entre  $\Delta P$  et le  $T_S$  correspond au rayon stable.

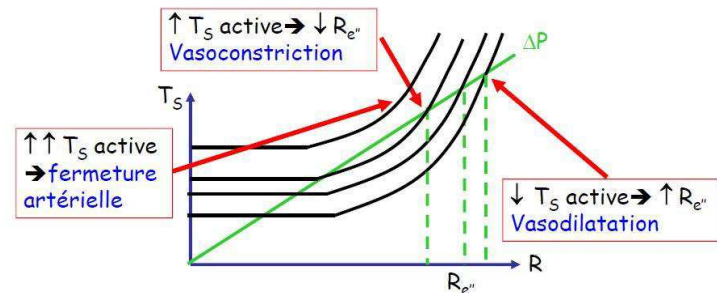


### b) Conséquences

**Vasomotricité d'une artère** : variation isolée du tonus musculaire à pression transmurale  $\Delta P$  constante

⇒ Variation de la composante active

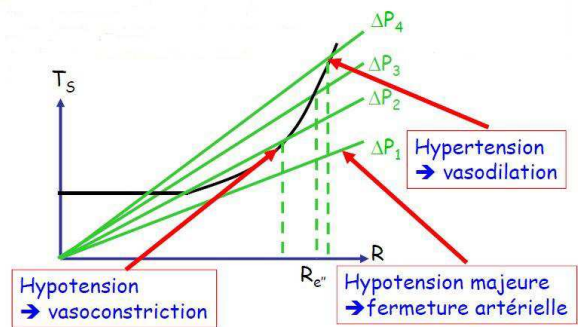
La modulation fine du rayon artériel dépend de la composante élastique, en particulier pour les petites artères et artérioles.



**Effet d'une variation de pression transmurale** sur une artère mixte à tonus musculaire constant

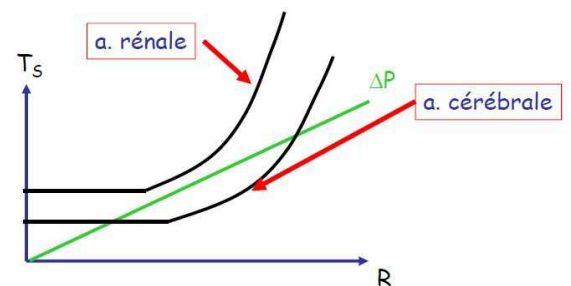
⇒ Variation de la pente

Nécessité de maintenir une pression artérielle minimale au cours du cycle cardiaque pour éviter la fermeture artérielle : rôle de l'aorte et des gros vaisseaux



**Effets d'un choc** : fermeture de secteurs entiers du lit vasculaire associée à une hypotension majeure

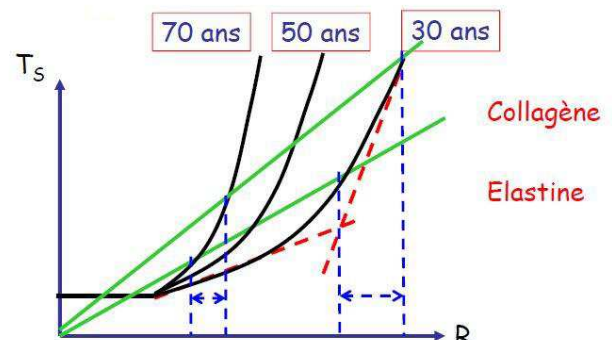
⇒ Permet de préserver le cerveau



**Effet de l'âge** sur une artère mixte : la paroi des artères se fibrose (augmentation du collagène et diminution de l'élastine)

⇒ Pente à prédominance collagénique

Modulation de moins en moins fine du rayon aux variations de pression. Mauvaise adaptation du rayon aux variations de pression artérielle.





## IV. Effet capacitif de l'aorte et des gros vaisseaux

**Objectif** : maintenir la pression artérielle minimale à la sortie des gros vaisseaux au cours du cycle cardiaque pour éviter la fermeture artérielle

L'aorte et les gros vaisseaux sont **essentiellement élastiques**

⇒ Se distendent facilement lors de l'augmentation de la pression

Relation linéaire entre la variation du volume de l'aorte et la variation de pression

$$dV = C \cdot dP$$

$dV$ , variation volume vaisseau ( $\text{cm}^3$ )

$dP$ , variation pression (kPa)

$C$ , **capacitance** du vaisseau (de l'ordre de  $6 \text{ cm}^3 \cdot \text{kPa}^{-1}$ ) avec une diminution avec l'âge

Conséquences

⇒ **Régulation du débit sanguin**

⇒ **Diminution du travail cardiaque**

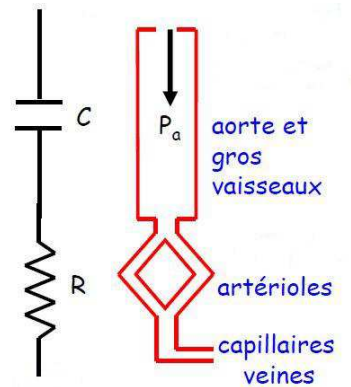
### 1) Régulation du débit sanguin

Aorte et gros vaisseaux assimilables à un **condensateur**

Artérioles, capillaires, veines assimilables à une **résistance**

$Q_1$  : débit d'entrée discontinu (valve aortique)

$Q_2$  : débit de sortie  $\approx$  continu



$$Q_2 = Q_1 + K \cdot e^{-\frac{t}{RC}}$$

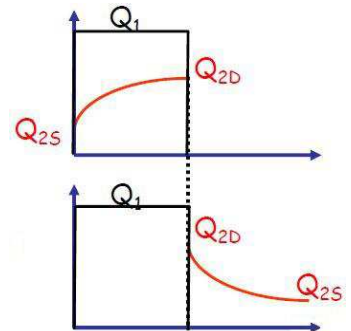
$$K = Q_2 - Q_1$$

- **Début de systole** ( $Q_1$  constant)

$$Q_{2S} < Q_1 \text{ donc } K \text{ négatif : } Q_2 = Q_1 - |K| \cdot e^{-\frac{t}{RC}}$$

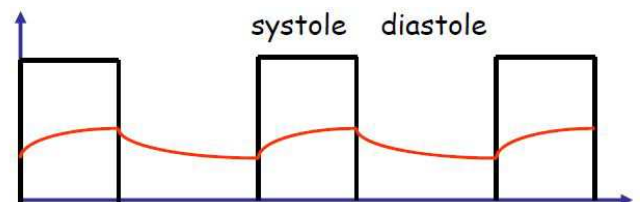
✓ **Début de diastole** ( $Q_1$  nul)

$$K = Q_{2D} : Q_2 = Q_{2D} \cdot e^{-\frac{t}{RC}}$$

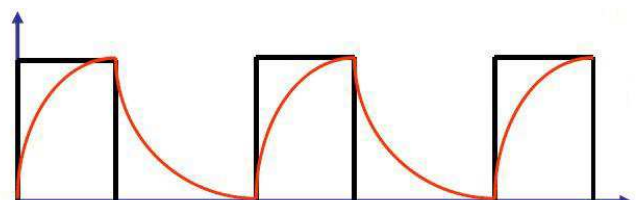


Adaptation du débit sanguin sous l'action des parois vasculaires de l'aorte et des gros vaisseaux

A chaque systole, les gros troncs absorbent une partie de l'énergie du cœur pour la **restituer progressivement** lors de la diastole.



Avec l'âge ou dans certains états pathologiques (athérosclérose), la capacitance diminue : l'aorte et les gros vaisseaux deviennent plus rigides et moins élastiques : **le débit de sortie est mal régulé.**





## 2) Diminution du travail cardiaque

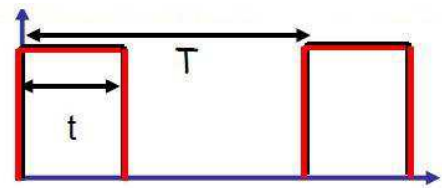
Puissance fournie par le cœur pour assurer le débit sanguin (cf. loi d'Ohm hémodynamique)

$$P = R \cdot Q_2^2$$

- Cas avec  $C = 0$

$$Q_2 = Q_1$$

$$P_{C=0} = R \cdot Q_1^2 \cdot \tau / T$$



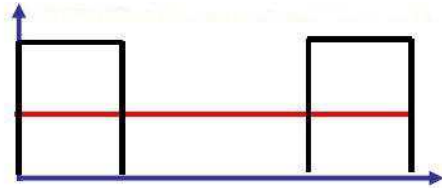
T : durée cycle cardiaque

t : durée systole

- Cas avec  $C = \infty$

$$Q_2 = Q_1 \cdot \tau / T$$

$$P_{C=infini} = R \cdot Q_1^2 \cdot (\tau / T)^2$$



Donc

$$P_{C=infini} < P_{C=0}$$

**Plus les gros troncs sont élastiques, plus la puissance fournie par le cœur pour assurer le débit est faible.**

A l'inverse, il faut plus d'énergie :

- Pour le **sujet âgé** car sa capacitance diminue du fait de la fibrose
- **Athérosclérose** : perte d'élasticité par accumulation de lipides (cholestérol LDL) au niveau de l'intima

## I. Statique d'un liquide incompressible et isotherme

### 1) Loi de Pascal

Conditions d'équilibre d'un liquide immobile, incompressible et isotherme soit de masse volumique uniforme dans le temps et l'espace.

$$P + \rho gh = cte$$

$P$  : pression du fluide (Pa)

$\rho$  : masse volumique du fluide ( $\text{kg.m}^{-3}$ )

$g$  : accélération de la pesanteur ( $\approx 9,81 \text{ m.s}^{-1}$ )

$h$  : hauteur (altitude) selon une direction verticale orientée positivement vers le haut (m)

⇒ **Pression et hauteur varient en sens opposés**

La loi de Laplace peut également s'écrire :  $\Delta P = P_2 - P_1 = \rho g \Delta h$  *Principe fondamental de l'hydrostatisme*

### 2) Unités de pression

**Unités SI** : Pascal ( $\text{N.m}^{-2}$ )

**Unités tolérées** : Bar ( $1 \text{ bar} = 10^5 \text{ Pa}$ ), Atmosphère ( $1 \text{ atm} = 1,013 \text{ bar} \approx 10^5$ )

**Unités utilisées en médecine** : Millimètre de mercure ( $1 \text{ mm Hg} = 133,4 \text{ Pa}$ ), Centimètre d'eau ( $1 \text{ cm d'H}_2\text{O} = 98 \text{ Pa}$ )

### 3) Pression physiologiques

#### a) Pression artérielle

Différence de pression transmurale dans les artères, force permettant de faire circuler le sang dans l'ensemble des circulations respiratoire et systémique.

#### b) Pression veineuse

Pression exercée par le sang sur les parois des veines : **pression veineuse périphérique et centrale**

#### c) Pression du liquide céphalorachidien (LCR)

Reflète de la **pression intracrânienne**

Cas d'hypertension intra crânienne : augmentation de la pression du LCR ce qui traduit l'augmentation de la pression à l'intérieure du crâne (ex : tumeur, œdème)

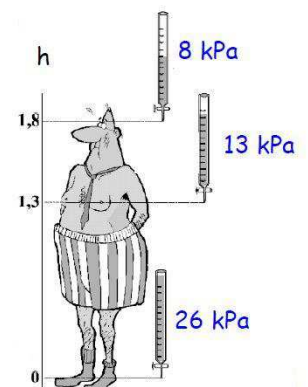
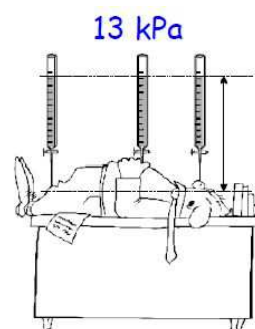
#### d) Pression intraoculaire

**Pression de l'humeur aqueuse** : maintient du globe oculaire en état de distension permanente

### 4) Variation de pression avec la posture

Conséquence de la loi de Pascal :  $\Delta P = P_2 - P_1 = \rho g \Delta h$

⇒ Mesure de la pression artérielle en position couchée



## II. Dynamique d'un fluide incompressible

### 1) Débit d'un fluide

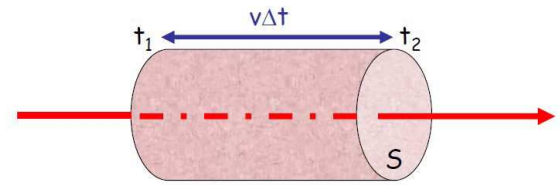
Soit un liquide incompressible passant dans un cylindre de section  $S$  à la vitesse moyenne  $v$

$l$ , longueur parcourue pendant  $\Delta t$  :  $l = v \cdot \Delta t$

$V$ , volume passant pendant  $\Delta t$  à travers la section  $S$  :  $V = v \cdot \Delta t \cdot S$

**Expression du débit du fluide** ( $m^3 \cdot s^{-1}$ )

$$Q = \frac{V}{\Delta t} = \frac{v \Delta t S}{\Delta t} = S \cdot v$$



Si la section diminue, il y a une augmentation de la vitesse pour maintenir le débit constant (en l'absence de résistances à l'écoulement : fluide non visqueux)

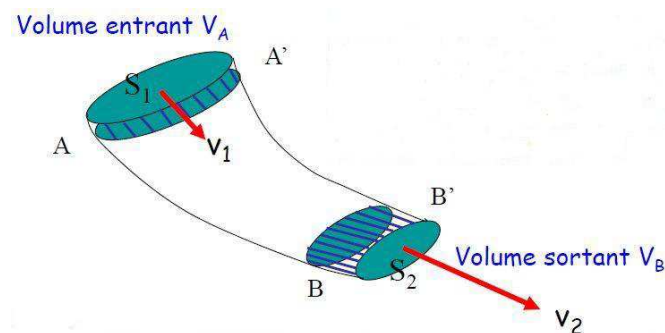
### 2) Equation de continuité

**Liquide incompressible en mouvement** : la quantité qui entre dans un volume donné est à tout instant égale à celle qui en sort

$$S \cdot v = cte$$

**Débit constant quelque soit le rayon** (conservation de la matière)

Lorsque l'équation de continuité est vérifiée, le fluide est dit **parfait**.



### 3) Théorème de Bernoulli

Fluide incompressible parfait en mouvement présentant :

- Ecoulement laminaire sans tourbillon
- Energie totale du fluide constante dans le temps et l'espace :  $E_p + E_c = cte$

**Composante statique**  $E_p = P + \rho gh$

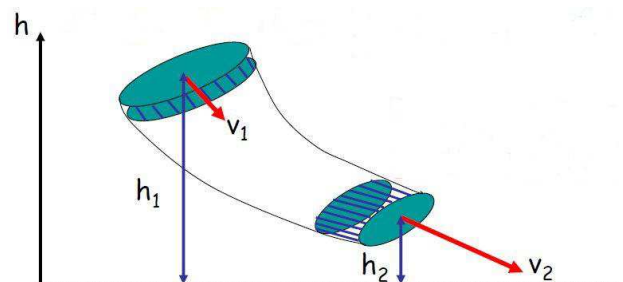
**Composante dynamique**  $E_c = \frac{1}{2} \rho v^2$

L'énergie totale du fluide en mouvement est appelé **charge**.

#### Théorème de Bernoulli

Un fluide incompressible et parfait possède une charge  $E$  constante tout au long du conduit, soit :

$$E = P + \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 = cte$$



#### 4) Conséquences du Théorème de Bernoulli

##### a) Fluide au repos

Fluide au repos,  $v = 0$        $P + \rho gh = cte$       (loi de Pascal, cas particulier du théorème de Bernoulli)

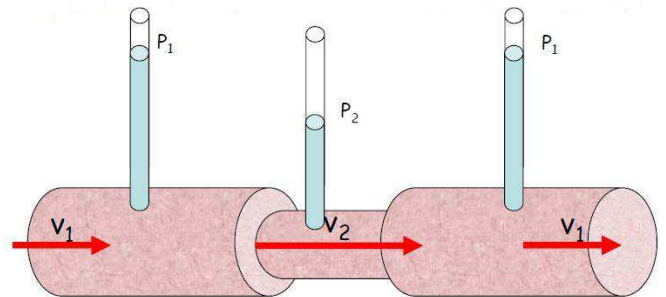
##### b) Effet Venturi

Soit un tuyau horizontal de section variable  
D'après le théorème de Bernoulli :

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

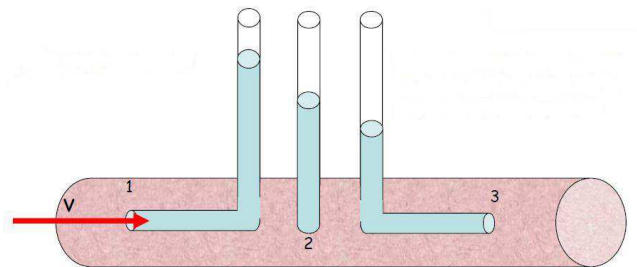
Puisque  $v_2 > v_1$  :  $P_2 < P_1$

Dans les secteurs rétrécis d'un conduit, la pression est plus faible.  
Effet Venturi utilisé pour créer une dépression et ainsi réaliser une aspiration.



##### c) Tubes de Pitot

Fluide en mouvement  
La pression mesurée dans un vaisseau dépend de la position du manomètre.



**Position 1** : mesure de la **pression terminale** (somme des composantes statique et dynamique)

**Position 2** : mesure de la **pression latérale** (composante statique uniquement car  $v = 0$ )

$$\Leftrightarrow \Delta P = \text{Pression terminale} - \text{Pression latérale} = \frac{1}{2} \rho \cdot v^2$$

**Position 3** : mesure de la **pression d'aval** (flux avec vitesse négative)

**Vitesse d'écoulement** :

$$v = \sqrt{\frac{2\Delta P}{\rho}}$$

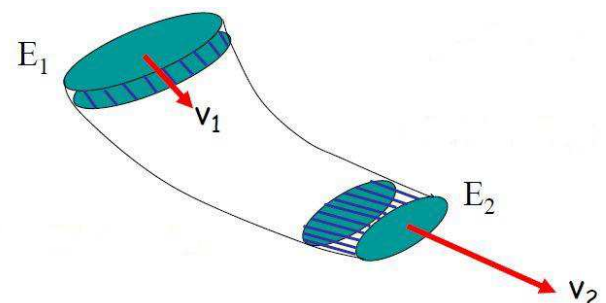
#### 5) Dynamique d'un fluide réel

**Fluide réel** : soumis à des forces de frottements internes liées aux parois du vaisseau et aux interactions entre les différentes couches moléculaires du fluide

Perte d'énergie sous forme de chaleur = perte de charge  $\Delta E = E_1 - E_2$  (résistances à l'écoulement)

$$\Leftrightarrow E = E_c + E_p + \text{chaleur} = \text{constante}$$

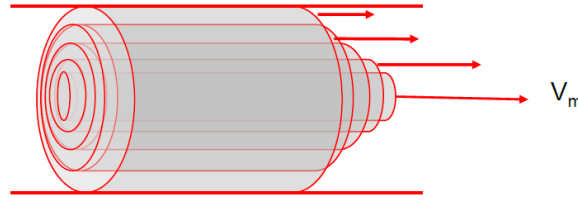
$$P_1 + \rho gh + \frac{1}{2} \rho \cdot v_1^2 = P_2 + \rho gh + \frac{1}{2} \rho \cdot v_2^2 + \Delta E$$



## 6) Viscosité d'un fluide réel

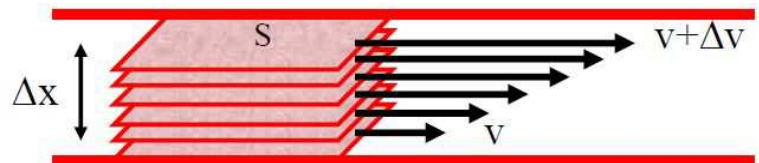
**Fluide réel** : frottement des molécules les unes par rapport aux autres lors de l'écoulement → perte de charge

Notion de **viscosité d'un fluide** : importance des interactions de frottement entre couches moléculaires et plus particulièrement des forces de cisaillement mises en jeu lors du glissement, les une sur les autres, des lames parallèles concentriques à des vitesses différentes



**Force de frottement entre chaque lame**

$$F = \eta \cdot S \cdot \frac{\Delta v}{\Delta x}$$



$S$  : surface de contact

$\Delta x$  : différence de distance

$\Delta v$  : différence de vitesse entre deux lames contiguës

Le rapport  $\frac{\Delta v}{\Delta x}$  représente le gradient de vitesse ou **taux de cisaillement** entre deux lames

$\eta$  : **coef. de viscosité** exprimé en Poiseuille, dépend des conditions de température (diminue si la  $T^\circ$  augmente) et de pression

*Coef. de viscosité de quelques fluides*

Air (20°C)	$1,8 \cdot 10^{-5}$
Eau (20°C)	$10^{-3}$
Glycérine (20°C)	0,8
Sang (37°C)	$4 \cdot 10^{-3}$ à $7 \cdot 10^{-3}$

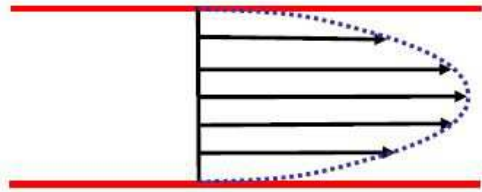
**Fluides newtoniens** :  $\eta$  indépendant du taux de cisaillement

⇒ La relation précédente s'applique parfaitement (ex. de l'eau)

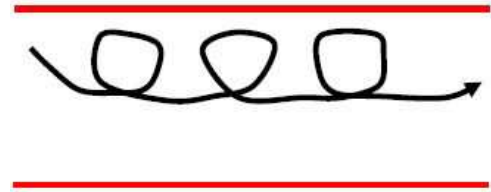
**Fluides non newtoniens** :  $\eta$  varie en fonction du taux de cisaillement, la viscosité diminue lorsque le gradient de vitesse augmente (ex. du sang)

### III. Régimes d'écoulement des fluides newtoniens

**Fluide visqueux newtonien** : 2 régimes possibles d'écoulement en fonction de la vitesse moyenne (débit) des molécules



**Régime laminaire** : trajectoire linéaire  
**Vitesse faible**



**Régime turbulent** : tourbillons  
**Vitesse élevée**

#### 1) Régime laminaire et loi de Poiseuille

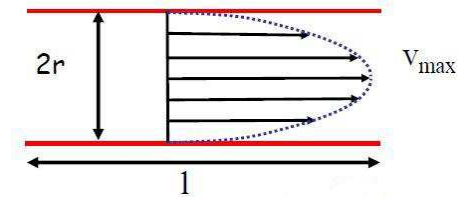
**Régime laminaire** : la vitesse moyenne du fluide ne dépasse pas un certain seuil

⇒ **Profil de vitesse parabolique**

$$V_{max} = \frac{r^2 \Delta E}{4\eta \Delta l}$$

$r$  : rayon du conduit

$\Delta E / \Delta l$  : perte de charge par unité de longueur



La vitesse est maximale au centre du conduit. Elle décroît pour devenir nulle au niveau des parois du conduit, en raison des frottements qu'elles engendrent, ce qui provoque une adhésion du fluide à la surface des parois.

**Loi de Poiseuille** : quantifie le débit  $Q$  d'un écoulement laminaire ( $m^3 \cdot s^{-1}$ )

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta E}{8\eta \Delta l}$$

$Q$  : ( $m^3 \cdot s^{-1}$ )

$\Delta E$  : (Pa)

## Conséquences de la loi de Poiseuille

- **Débit très sensible aux variations du rayon** : seule une forte variation du gradient de pression peut maintenir le débit constant

- **Vitesse moyenne d'écoulement**

$$v_{moy} = \frac{v_{max}}{2}$$

- **Loi d'Ohm (perte de charge)**

$$\Delta E = \frac{8\eta \cdot \Delta l}{\pi r^4} \cdot Q$$

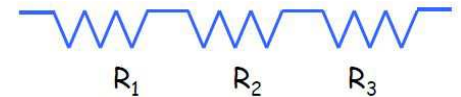
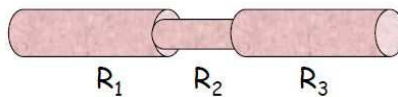
- **Résistance mécanique à l'écoulement**

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

## Conséquences directes de la loi d'Ohm

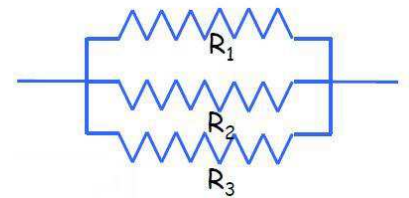
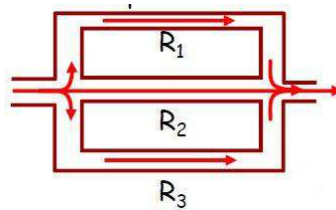
- **Résistances mécaniques en série**

$$R = \sum_{i=1}^N R_i$$



- **Résistances mécaniques en parallèles**

$$\frac{1}{R} = \sum_{i=1}^N \frac{1}{R_i}$$



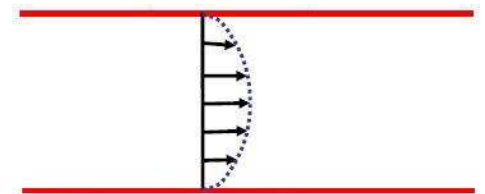
## 2) Régime turbulent (débit élevé)

**Régime turbulent** : la vitesse du fluide augmente et prend un caractère tourbillonnaire, comportement des écoulements difficilement prévisible

⇒ **Profil de vitesse non parabolique mais aplati**

**Perte de charge non proportionnelle au débit**

⇒ Lois de Poiseuille et d'Ohm non applicables



## Turbulences

- ⇒ Forte consommation d'énergie
- ⇒ Bruyantes : souffle à l'auscultation



### 3) Nombre de Reynolds

Régime d'écoulement dépend :

- de la **nature du fluide** (masse volumique  $\rho$ , viscosité  $\eta$ )
- du **conduit** (diamètre  $d$ )
- de la **vitesse moyenne**  $v_{moy}$  de l'écoulement

**Nombre de Reynolds** 
$$R_e = \frac{\rho \cdot d \cdot v_{moy}}{\eta} \quad (\text{sans dimension})$$

- Si  $R_e < 2400$  : **régime toujours laminaire**
- Si  $R_e > 10000$  : **régime toujours turbulent**
- Si  $2400 < R_e < 10000$  : **régime transitoire instable** (passe d'un régime à l'autre)

### 4) Application : régime d'écoulement dans les vaisseaux

Dans les conditions physiologiques, écoulement du sang **presque toujours laminaire**

#### a) Conditions physiologiques de repos

Dans l'aorte :  $v_{moy}$  du sang  $\approx 0,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  et  $R_e = 1600$  **Écoulement laminaire**

Dans les autres vaisseaux : au cours de la division des vaisseaux, diminution de  $v_{moy}$  car augmentation de  $S_{totale}$  (équation de continuité) **Écoulement laminaire**

#### b) Effort intensif

Augmentation du débit cardiaque et de  $v_{moy}$  donc  $R_e$  augmente

**Apparition d'un régime instable** pouvant entraîner des turbulences

#### c) Anémie

Forte diminution de la viscosité du sang (car forte diminution du nombre de globules rouges) donc augmentation de  $v_{moy}$  (loi de Poiseuille) et de  $R_e$

**Apparition de turbulences** : souffle systolique cardiaque fonctionnel (disparaît si correction de l'anémie par transfusion)

#### d) Sténose vasculaire

Diminution du rayon du vaisseau donc augmentation de  $v_{moy}$  et de  $R_e$  : le rayon diminue moins vite que  $v_{moy}$  augmente (équation de continuité)

**Apparition d'un souffle systolique vasculaire**

#### e) Fistules artérioveineuses

Communication directe entre le réseau artérielle à haute pression et le réseau veineux à basse pression :

$\Delta P$  élevé entre secteurs artériel et veineux : perte de charge  $\Delta E$  importante et augmentation de  $v_{moy}$  (loi de Poiseuille)

Écoulement turbulent avec **apparition d'un souffle à renforcement systolique**

