Fiche TTR

BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION 1

Système cardio-vasculaire = Ensemble d'éléments moteurs
-> **COEUR** (pompe) + **VAISSEAUX SANGUINS** (circulation du sang)

Le système circulatoire est organisé de manière à **favoriser les échanges** de nutriments au niveau des capillaires viscéraux.
-> **Grande surface d'échanges** + **Vitesse circulatoire lente**

Des règles simples de physique et l'anatomie permettent d'expliquer l'évolution des pressions et des débits observés le long de l'arbre vasculaire.

I) Bases Physiques

Notion de mécanique des fluides:

FLUIDE = Milieu matériel **déformable** sans forme propre. Il peut s'écouler.

Dans un milieu GAZEUX	Dans un milieu LIQUIDE
• $E_{CINÉTIQUE}$ >> $E_{LIAISON}$ *L'agitation thermique domine.* • **Molécules à des distances variables** • **FLUIDE COMPRESSIBLE**	• $E_{CINÉTIQUE}$ ≃ $E_{LIAISON}$ • *Les molécules peuvent quitter leur voisine, mais elles retombent de suite sous l'emprise d'une autre molécule.* • **Molécules à des distances restreintes** • **FLUIDE SUPPOSÉ INCOMPRESSIBLE**

❖ 2 types de fluides+++

PARFAITS = IDÉAUX	**PAS** de Frottements (-> La viscosité n'entre pas en jeu)
RÉELS	Frottements (-> La viscosité joue un rôle important)

❖ 2 types de situations+++

Toujours se demander dans laquelle on se trouve

Mécanique **STATIQUE**	• Fluide **IMMOBILE** • Caractérisé par une **PRESSION** -> Fluides idéaux/réels ont le **MÊME COMPORTEMENT**
Mécanique **DYNAMIQUE**	• Fluide **EN MOUVEMENT** • Caractérisé par un **DÉBIT** -> Fluides idéaux/réels ont des **COMPORTEMENTS DIFFÉRENTS**

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

A/ Statique d'un fluide *(idéal ou réel)*

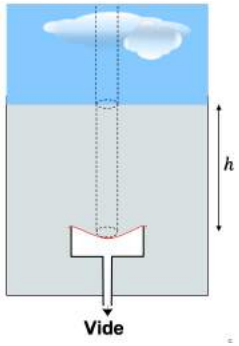
1) Notion de pression statique P dans un fluide

La statique concerne les fluides immobiles (réels ou idéaux++)

➔ *Mise en évidence expérimentale:*
On utilise une chambre à paroi déformable dans laquelle on fait le vide.
La pression se manifeste alors par une déformation de la paroi.

Pression **P** =
Poids de la **colonne de fluide** qui s'exerce sur la paroi.

ΔP représente la différence de pression entre la surface de ce liquide et le capteur.



Pression **RELATIVE**	Effet de la **colonne de liquide uniquement++** *(exemple de la surpression par rapport à la surface)*	**ΔP = ρgh** ρ : masse volumique g : accélération de la pesanteur h : hauteur de la colonne de liquide.
Pression **ABSOLUE**	Effet de la **colonne de liquide** + Effet de la **Pression Atmosphérique**	$P_{ABSOLUE} = P_{RELATIVE} + P_{ATHMOSPHÉRIQUE}$

Point Mnémo

Il faut bien faire la différence entre toutes ces définitions++
Pour s'en rappeler: P Absolue = colonne liquide + P Atmosphérique

2) Dimensions de la Pression

FORCE PAR UNITÉ DE SURFACE	ÉNERGIE PAR UNITÉ DE VOLUME
$[P] = \frac{[F]}{[S]}$	$[P] = \frac{[E]}{[V]}$ *Énergie des particules de fluide*

$$[P] = \frac{M.L.T^{-2}}{L^2}$$
$$[P] = \frac{M.L^2.T^{-2}}{L^3}$$
$$[P] = \frac{[E]}{[V]}$$

Avec:
M = masse (kg)
L = longueur (m)
T = temps (s)

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

3) Unités de Pression

- **Pascal** (Pa) (unité du **SI**) :

1 Pa = 1 N.m^{-2}

- *Unité faible*
- *Utilisation de multiples (1hPa=100Pa)*
- ***P. Atmosphérique = 1013 hPa***

- **Bar** (ancienne unité CGS)

1 bar = 10^5 Pa
1 mili bar = 1hPa

- *Unité + grande que le Pascal*

Rq: Pour imaginer ce que représente 1 Pa, on prend une pression de 1 Pa sur une surface de 1m²:

$$P = 1\ Pa = F / S = m.g / S$$
$$m = S/g = 1 / 9{,}8 = 0{,}102\ kg$$

1 Pa correspond à la pression exercée par 102g sur 1m².

*D'autres unités, liées à l'utilisation de divers manomètres à colonnes de liquide, telles que le millimètre de mercure **(mmHg)** (utilisé pour mesurer la pression artérielle), ou le centimètre d'eau **(cmH20)**, sont plus adaptées à la physiologie de notre corps.*

4) La Pression Atmosphérique

L'air est un fluide, il exerce ainsi une pression que l'on peut mesurer.

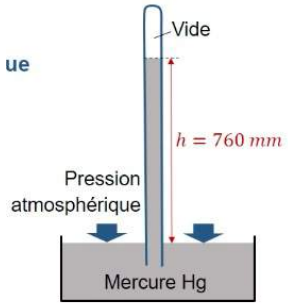
- **Patm = poids de la colonne d'air atmosphérique**

- ***Valeur*** —> *Expérience de **Torricelli***
On utilise un manomètre au mercure. (ρ = 13,6.10-3 kg.m^-3)

On utilise un long tube rempli de mercure que l'on retourne sur un récipient contenant aussi du mercure. La colonne de mercure descend et crée un vide dans la partie supérieure du tube.

*Cet équilibre est atteint à partir du moment où **la pression atmosphérique peut lutter contre la descente du mercure dans le tube**.*

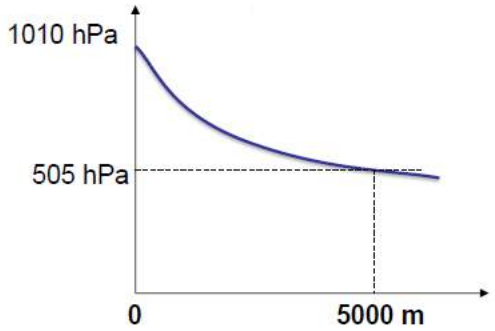
C'est alors la hauteur de la colonne de mercure qui va nous donner l'intensité de la pression atmosphérique.



$$Patm = \rho g h = 13{,}6.10^3 \times 9{,}8 \times 0{,}760 = 1013\ hPa$$

Patm = ρgh = 1013 hPa

- **Variations avec l'altitude**



Plus on monte, plus la pression est faible

(divisée par 2 à 5000m)

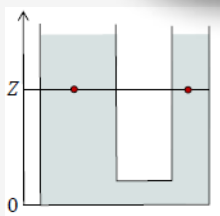
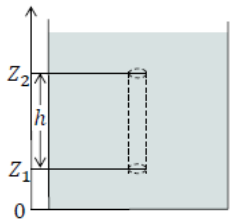
Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

5) Principes et lois de Pascal -> Fluide STATIQUE++

Les lois de Pascal rendent compte des variations de pression avec l'altitude.

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

ATTENTION: Ces lois ne s'appliquent QUE pour les liquides immobiles incompressibles.

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

B/ Dynamique d'un fluide idéal

1) Notion de débit

Définition: Le débit Q est un volume de fluide qui traverse une section S par unité de temps++

$$Q = \frac{V}{dt}$$

Q: débit en $m^3.s^{-1}$++
V: Volume en m^3
dt: durée en s

Dimension: $L^3.T^{-1}$

2) Relation débit - vitesse d'écoulement

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

Le volume correspondant est **V = S.L**

D'où: Q = V / dt = (S.L) / dt -> Q = (S.v.dt) / dt

Rappel:
$S = \pi.r^2 = (\pi.d^2)/4$

++ **Q = S.v = Section x Vitesse** ++

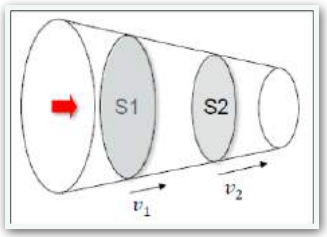
Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

3) Principe de continuité du débit

Ce principe permet de comprendre comment les liquides se comportent lorsque la section est modifiée.

Hypothèses:

- Le fluide est **incompressible** -> **ρ constante**
- Le régime est **stationnaire** -> la vitesse en 1 point est constante
- La **section est variable**



Selon ce principe et dans les conditions supposées, le fluide aura le même débit au niveau de la section S1 et de la section S2.

Conservation de la masse + Incompressibilité -> **continuité du débit:**

++

$$Q_1 = Q_2 = Q$$

$$S_1 v_1 = S_2 v_2 = constante = Q$$

++

- Lorsqu'un fluide **incompressible** circule en régime **stationnaire** dans un conduit, le produit **Section x Vitesse** (càd le débit) est **constant** tout au long du conduit. ++
- **Plus la section est faible, plus la vitesse du fluide est élevée**, et inversement afin de maintenir le débit constant. ++

4) Écoulement d'un fluide IDÉAL: équation de Bernoulli

Hypothèses:

- Le fluide est **incompressible** -> **ρ constante**
- Le fluide est **idéal** (=parfait) -> **pas de frottements** à l'écoulement (->viscosité=0)
- *L'écoulement est **non tourbillonnaire** (laminaire, régulier)*

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** (-> Comme la pression est une énergie sur un volume, on a E3 = Pression x Volume = P.V)

D'après l'équation de Bernoulli++

- **L'énergie totale Et (ou la « charge ») est la somme de ces trois énergies.**
- **Cette énergie totale est constante tout au long du tuyau.**
- **Les énergies E1,E2,E3 peuvent varier entre elles tant que la somme reste constante -> possibilité de redistribution.**

Etotale = Epesanteur + Ecinétique + Epression statique = mgh + 1/2 mv^2 + PV = constante

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

Réécriture de l'équation de Bernoulli en terme de pressions

Une pression est une énergie divisée par un volume. On peut alors diviser toutes les énergies de l'équation par le volume mis en jeu, on obtient des pressions:

$$Pt = \frac{Et}{V} = \frac{mgh}{V} + \frac{1/2\, mv^2}{V} + P = constante$$

$$Pt = \rho gh + 1/2\, \rho v^2 + P = constante$$

ρgh = pression de pesanteur
$1/2\, \rho v^2$= pression cinétique
P = pression statique

Ces pressions peuvent également se redistribuer entre elles, à condition que le fluide soit idéal.

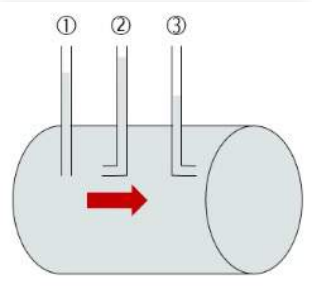
5) Mesure des pressions

Lorsque l'on mesure des pressions chez l'Homme, on utilise des petits cathéters que l'on introduit dans un vaisseau et qui sont comme une colonne de liquide permettant de mesurer la pression qui s'exerce sur l'orifice de ce micro-cathéter

/!\ Contrairement aux fluides STATIQUES, dans un fluide EN ÉCOULEMENT, les valeurs mesurées dépendent de l'orientation du capteur++

Il existe 3 types de mesures (≠ des 3 types de pression) ++ :

- ✓ (1) Capteur parallèle au courant -> **Pression latérale ou statique : P**
- ✓ (2) capteur face au courant -> **Pression « terminale » : Pterminale = P + 1/2 ρv²**
- ✓ (3) Capteur dos au courant -> **Pression « d'aval » : Paval = P - 1/2 ρv²**



/!\ A noter:

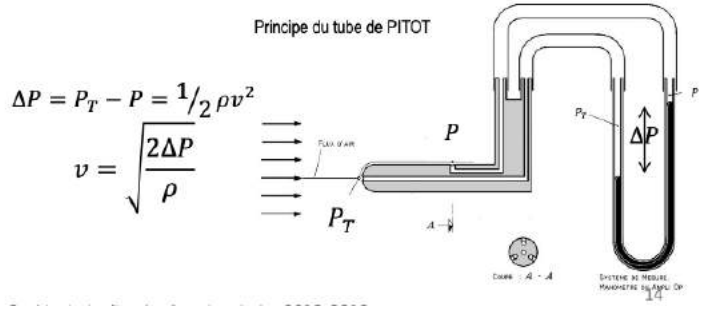
- **Pterminale = Pression latérale + Pression cinétique**
- **Paval = Pression latérale - Pression cinétique**

On a un accès direct à la pression statique mais pas à la pression terminale et à la pression d'aval puisqu'elles se combinent avec la pression statique.

-> Grâce aux pressions latérales et terminales, on peut avoir accès à la pression cinétique.

Principe du tube de Pitot:

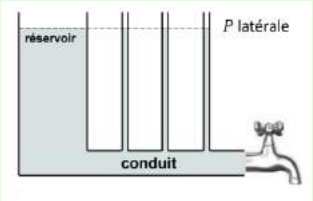
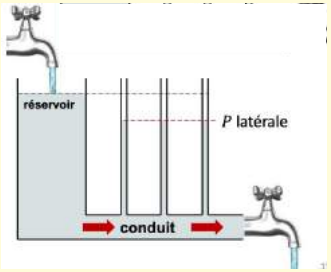
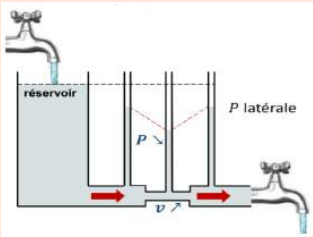
En aéronautique, on utilise ce principe pour mesurer la vitesse d'un avion. L'un des deux orifices d'un tube en U fait face la direction de l'avion: il mesure la Pression terminale. L'autre orifice en latérale prend la pression statique.
On mesure ainsi d'une part la Pt, et d'autre part la Pl.
De là, on peut alors calculer la vitesse.



Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

6) Cas particulier de l'écoulement horizontal ++ (fluide IDÉAL)

Dans ces situations, il y a un réservoir principal responsable de la pression de pesanteur avec un conduit horizontal et des tubes latéraux qui mesurent la pression statique.

-> EN CONDITION STATIQUE (robinet fermé)	2ème loi de Pascal: **La pression est la même en tout point de même profondeur ou de même altitude.** Le liquide est à la **même hauteur** dans les 3 tubes : la **pression latérale** est **identique** quelque soit l'emplacement du tube.	
-> EN ÉCOULEMENT (le débit est le même au niveau du remplissage et de l'évacuation)	Le réservoir principal reste à la même hauteur lorsque le robinet coule (il n'y a **pas de variation d'altitude -> h=cste**)), donc la **pression de pesanteur (pgh) reste identique**. La **pression latérale diminue** dans les **3** tubes. *Pourquoi*? D'après l'équation de **Bernoulli**: $P_{tot} = pgh + 1/2pv^2 + P = constante$ $\rightarrow 1/2pv^2 + P = constante$ d'où $P = constante - 1/2pv^2$ Le système est dynamique, il y a donc de la **vitesse**! Ainsi la **pression cinétique est augmentée**, or la somme de la pression cinétique et de la pression latérale doit être **inchangée**, ainsi la **pression latérale diminue**. **La pression totale se répartit donc entre la $P_{latérale}$ et la $P_{cinétique}$.**	
-> EFFET DE LA VARIATION DE SECTION (ici, le système est le même que précédemment, mais il y a un rétrécissement au niveau du conduit)	D'après le principe de **continuité du débit**: Si la **Section diminue**, la **Vitesse augmente** -> la **Pression Cinétique augmente** -> la **Pression Latérale diminue** pour maintenir la **Pression Totale constante**. Il y a donc une chute de la pression latérale au niveau de la sténose qui traduit une accélération de la vitesse d'écoulement. **C'est l'EFFET VENTURI +++** Application médicale: En cas de **sténose vasculaire**, la **vitesse** ↗ mais la **pression latérale** ↘ et peut devenir tellement faible que cela peut provoquer une **obstruction** par spasme. *(La pression latérale n'est plus assez élevée pour maintenir le vaisseau ouvert, ex: plaque d'athérome)*	

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

C/ Dynamique d'un fluide RÉEL

✓ La **viscosité** qui correspond à des frottements (entre les molécules de fluide) consomme de l'énergie libérée sous forme de chaleur.

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

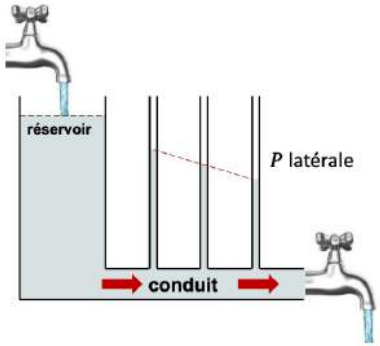
++L'ÉQUATION DE BERNOULLI N'EST PLUS VÉRIFIÉE++

$$Et = mgh + 1/2\, mv^2 + PV \neq constante$$
$$Pt = \rho gh + 1/2\, \rho v^2 + P \neq constante$$

➡ Pt = ρgh + 1/2ρv^2 + P+ CHALEUR = CONSTANTE

=> Evolution de la Pression Latérale pour un fluide réel en écoulement:

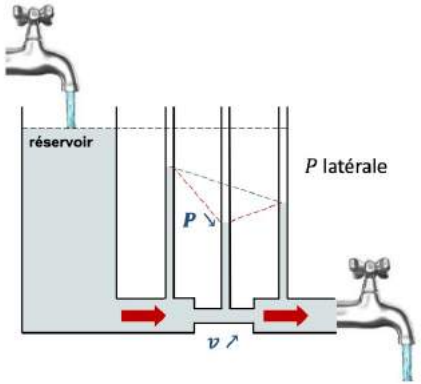
On observe que la Plat diminue tout le long du conduit alors que la vitesse est constante.
Cela est dû à ce caractère **réel** du fluide et à la compensation de la **perte de charge**.



=> Effet VENTURI pour un fluide réel en écoulement (rétrécissement):

- **Rétrécissement de la section**: **effet Venturi**: Section diminue -> vitesse augmente pour maintenir Q (=débit) constant => v augmente -> $P_{cinétique}$ augmente -> $P_{latérale}$ diminue

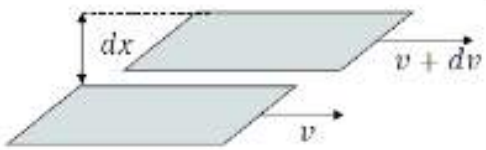
- **Fluide réel**: Dans le 3ème tube, la pression remonte par rapport au 2ème mais en tenant compte de la **viscosité/perte de charge** liée à l'écoulement++ —> d'où la pression latérale du tube 3 est supérieure à celle du tube 2 mais tout de même inférieure à celle du 1er. Si le fluide était idéal -> Plat tube 1 = Plat tube 3.



1) La Viscosité

Deux lames de fluide circulent parallèlement à des vitesses différentes.
(1ère : v / 2ème : v +dv ; à cause des forces de frottement entre ces 2 lames.)
La force de frottement que chacune exerce sur l'autre:

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



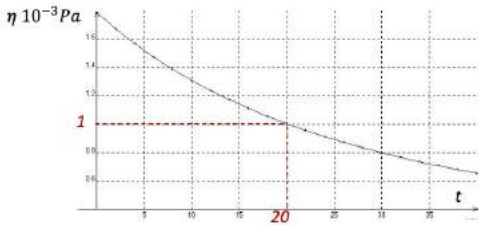
S = surface commune aux 2 lames
dv/dx = gradient de vitesse (« taux de cisaillement »)
η = viscosité (constante caractéristique du liquide)
-> en kg.m^{-1}.s^{-1} = Pa.s = Poiseuille

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

*Note d'un vieux tuteur à la retraite #mhdrai: le taux de cisaillement représente la **distance** entre les molécules/cellules. D'où si le taux de cisaillement augmente, la distance augmente, et ainsi la viscosité diminue.*

Elle individualise 2 types de liquides réels:++

✓ **Newtoniens:** η est une constante caractéristique du liquide; mais varie avec la température (T↗ → η↘)



ex : eau η = 10^{-3} Pa.s ou kg.m^{-1}.s^{-1} à 20° C

La viscosité est donc **invariable en dehors de la température**. Elle est constante à une température donnée mais diminue quand la température augmente.++

✓ **NON Newtoniens:** η varie avec la température et le taux de cisaillement

$$\left(\frac{dv}{dx} \nearrow \rightarrow \eta \searrow\right)$$

Si la viscosité varie en fonction de dv/dx, càd, de la vitesse, η **n'est plus une constante**.

Il y a des fluides pour lesquels la viscosité varie en fonction de la vitesse.
Lorsque le gradient de vitesse diminue, la viscosité augmente.

Donc η n'a théoriquement plus de sens pour un liquide non newtonien.
=> On peut utiliser une **viscosité apparente** (=celle qu'aurait un fluide newtonien induisant le même Q pour une même différence de pression

On est dans des conditions expérimentales relativement étroites.

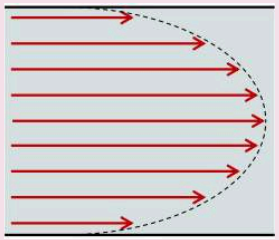
ex : sang η_{app} = 3 ou 4.10^{-3} Pa.s ou kg.m^{-1}.s^{-1} à 20° C

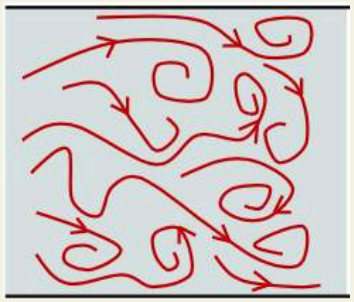
2) Régimes d'écoulement d'un fluide réel

Fluide IDÉAL	Toutes les molécules se déplacent à la **même vitesse** (pas de frottements)
Fluide RÉEL	Viscosité -> les molécules se déplacent à des **vitesses différentes** selon les interactions entre-elles et avec les parois

Il existe 2 régimes d'écoulement:

Écoulement LAMINAIRE	Écoulement TURBULENT
✓ Quand la vitesse d'écoulement est **faible**	✓ Quand la vitesse d'écoulement est **moyenne** ou **élevée**
✓ **Viscosité** -> devient un **facteur de cohérence**:	✓ Viscosité -> n'est **PLUS** un facteur de cohérence:
• Une couche infiniment mince au contact de la paroi ne se déplace pas	• Les trajectoires individuelles tourbillonnent
• Les lignes de courant ne se croisent pas	• Les lignes de courant se croisent
• La vitesse est maximale au centre	• Pas de distribution systématisée des vitesses
• Profil parabolique des vitesses	





Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

3) Frontière entre 2 régimes d'écoulement

Pour savoir si l'on est dans un régime laminaire ou turbulent, on utilise un outil pratique qui nous permet d'avoir une idée: ***le Nombre de Reynolds****.*

- Dépend de 4 paramètres simultanément
  - La vitesse moyenne d'écoulement v
  - Le diamètre du conduit d
  - La masse volumique du liquide ρ

  $\nearrow \Rightarrow$ *risque de turbulence* $\nearrow$
  - La viscosité η $\longrightarrow$ $\nearrow \Rightarrow$ *risque de turbulence* $\searrow$

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

Le nombre de Reynolds, nombre empirique sans unités, sert à définir le seuil entre les régimes d'écoulement laminaire et turbulent.

- Si **Re ≤ 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.

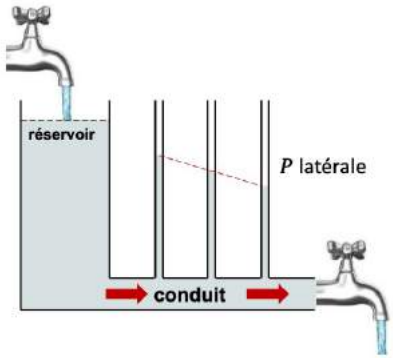
On définit alors la notion de **vitesse critique** = vitesse au-delà de laquelle le régime laminaire n'est plus garanti toutes choses étant égales par ailleurs (càd que les autres facteurs sont constants, seule la vitesse peut être modifiée).

$$v = \frac{2000\eta}{\rho d}$$

ex: Lors d'une perfusion, on contrôle la vitesse qui risque de faire passer le régime d'écoulement laminaire au régime d'écoulement turbulent.

4) Loi de Poiseuille

Nous avons un conduit **horizontal** cylindrique dans lequel un fluide **RÉEL** est en écoulement **LAMINAIRE.++**



Comme vu précédemment, dans ce cas il y a une perte de charge (l'énergie nécessaire pour vaincre les forces de frottement engendrées par la viscosité se traduit par une diminution de la pression -> perte de charge + dissipation de l'énergie sous forme de chaleur++ -> Bernoulli plus vérifiée.) tout au long du conduit -> et donc une diminution de la $P_{latérale}$.

La loi de Poiseuille modélise cet écoulement **LAMINAIRE**++

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

- Horizontal $\Longrightarrow \rho g h = cte$
- Section constante $\Longrightarrow \frac{1}{2}\rho v^2 = cte$
- Seul P peut varier

C'est P qui compense la perte de charge due à la viscosité.

La variation de pression ΔP entre l'entrée et la sortie du conduit est:

++ $$\Delta P = Q \times R \text{ avec } \boldsymbol{R} = \frac{8\eta L}{\pi r^4}$$ ++

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

Q = débit
L = distance
η = viscosité
r = rayon du conduit

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

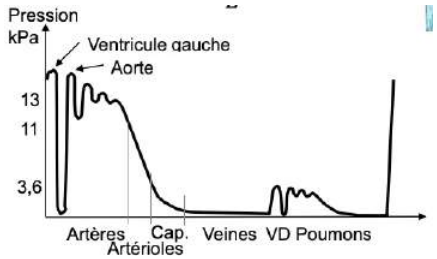
Effet de la section constante:

On voit sur le schéma que si le rayon est constant, la diminution de la pression statique est **linéaire** et dépend de la distance L.

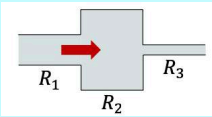
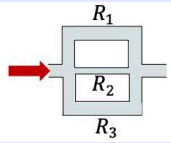
On peut observer **l'évolution de la pression en kPa dans l'arbre vasculaire.**

La connaissance de la loi de Poiseuille et de l'anatomie permet donc de prédire ces variations de pression.

- Effet de la section constante:
  Constante $\Delta P = kL$
  Sinon $\Delta P = \frac{k'L}{r^4}$

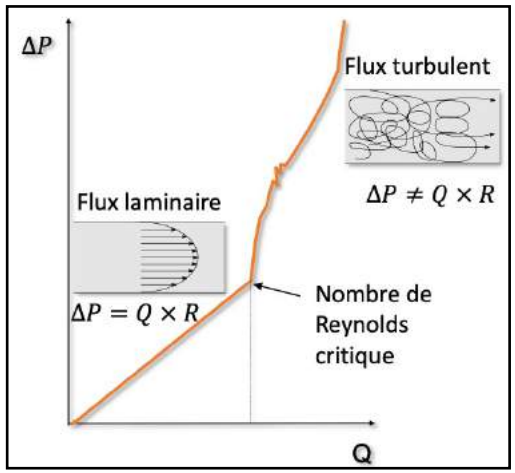


❖ Pour les systèmes de conduits complexes, les résistances à l'écoulement se combinent comme en électricité: **U = R x I**

Conduits en SÉRIE	$R_t = R_1 + R_2 + \cdots + R_n = \sum_1^n R_i$  **La résistance totale est la somme des résistances individuelles.**
Conduits en PARALLÈLE	$\frac{1}{R_t} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \cdots + \frac{1}{R_n}$  **L'inverse de la résistance totale est la somme des inverses des résistances individuelles.** **—> Ce système est celui des capillaires sanguins!** *En effet, une artériole se divise en plusieurs capillaires pour se rejoindre à nouveau en une seule veinule. Attention ce n'est pas le cas pour tout le réseau vasculaire.*

5) Récap. Régimes d'écoulement

LAMINAIRE	TURBULENT
• Toute l'énergie consommée est utilisée pour vaincre la viscosité. • **Relation linéaire entre ΔP et le débit.** • Loi de **Poiseuille**++	• Peu efficace • **Pas de proportionnalité entre ΔP et le débit** • Tourbillons: consommation d'énergie • Vibrations+Chaleur: perception d'un souffle et/ou bruit.



Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

II) PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

A/ Description du sang au repos

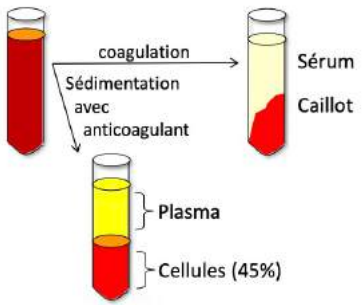
❖ **SANG** = Suspension de cellules dans une solution macromoléculaire (le plasma)

Hématocrite = Volume de cellules / Volume total de la solution = 0.45

SÉRUM = plasma - les éléments figurés du sang piégés dans le caillot (=éléments coagulants)

PLASMA = sérum + éléments coagulants
=> Fluide **NEWTONIEN**
$\eta = 1.10^{-3}$ kg.m^{-1}.s^{-1}

CELLULES SANGUINES (dont les GR)
=> Fluide **NON-NEWTONIEN**



PLASMA	**Solution macromoléculaire**
SÉRUM	**Solution micromoléculaire**

Le sang est globalement un fluide non-newtonien!++ (ajout GR)

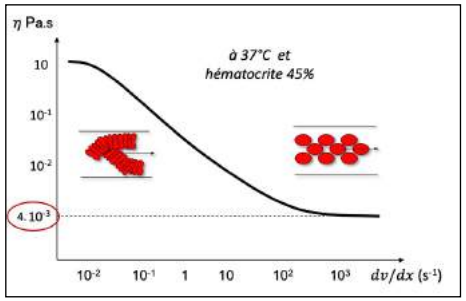
B/ Description rhéologique du sang en écoulement dans les gros vaisseaux

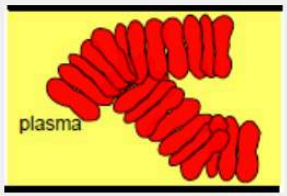
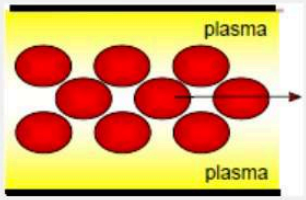
❖ *Rhéologie : étude des déformations de la matière en écoulement.*

La viscosité du sang est essentiellement due aux interactions intercellulaires, qu'il faut rompre pour mobiliser les cellules entre-elles. Ces interactions font que le sang a un comportement rhéologique complexe -> fluide **non newtonien**.

→ η varie avec dv/dx (taux de cisaillement)

→ η diminue quand dv/dx augmente : « **rhéofluidification** » ++



Débit faible	Débit élevé
✓ Les globules rouges forment des rouleaux ✓ Conséquence directe : ↗ de la viscosité	✓ Les globules rouges ont une circulation axiale : on parle de manchon plasmatique ✓ Rhéofluidification → ↘viscosité
	

Nb : à 37°C et Hte=0.45, La viscosité η vaut 4.10^{-3} Pa.s (poiseuille)

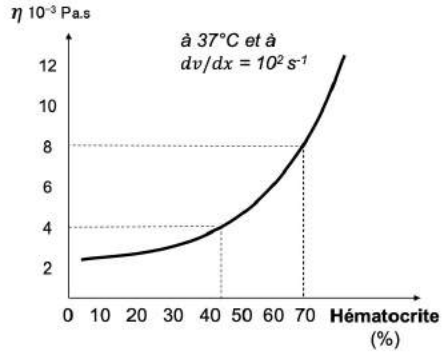
—> Système + fluide lorsque la vitesse augmente car la viscosité diminue (rhéofluidification)

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

○ Hématocrite normal 45%: $\eta = 4.10^{-3} Pa.s$

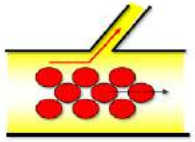
○ Hématocrite élevé à 70%: $\eta = 8.10^{-3} Pa.s$ (× 2)

=> Lorsque l'hématocrite passe de 45% à 70%, la viscosité a doublé.



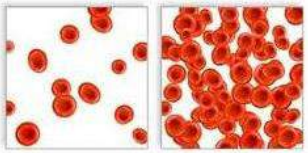
La viscosité augmente lorsque l'hématocrite augmente++
(car le taux de GR augmente)

C/ Description rhéologique du sang en écoulement dans les petits vaisseaux

Artérioles	Circulation **axiale** des GR • Phénomène d'écrémage au niveau des vaisseaux latéraux • **Diminution** locale de l'hématocrite *(car les GR sont principalement au milieu du vaisseau et donc ne vont pas dans le petit vaisseau latéral)*	
Capillaires	Diamètre < 8 µm • Déformation des GR • Intervention de la viscosité **intracellulaire** *(pour circuler dans les vaisseaux dont le diamètre est inférieur à leur taille)*	

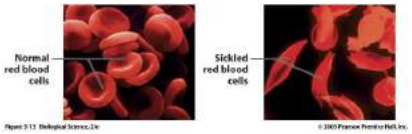
PATHO: Polyglobulie primitive = Maladie de Vaquez

- ✓ Maladie rare (1/100 000)
- ✓ Le nombre de GR est > 6 millions/mm3 (N:4/5 millions) -> les patients fabriquant trop de GR.
- ✓ Viscosité **inter**-cellulaire augmentée
- ✓ Nombre GR augmente -> Hématocrite augmente
- ✓ Hématocrite: > 55% (Femmes) / > 60% (Hommes)
- ✓ **Thromboses par hyperviscosité du sang** -> le sang a du mal à circuler dans les petits vaisseaux, il se bloque et le tissu en aval n'est plus vascularisé -> cela peut entraîner une ischémie, voire une nécrose.



PATHO: Drépanocytose

- ✓ Maladie génétique: Hémoglobine S anormale (HbS ≠ HbA)
- ✓ L'HbS cristallise sous l'effet de l'hypoxie => **Falciformation** des GR
- ✓ Viscosité **intra**-cellulaire augmentée
- ✓ **Diminution de la déformabilité**
- ✓ **Thromboses** capillaires



/!\ Causes de thromboses ≠ :
- **Polyglobulie primitive** -> Nb trop élevé de GR.
- **Drépanocytose** -> GR trop rigides, n'arrivent plus à se déformer dans les capillaires.

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

III) PARTICULARITÉS LIÉES A L'ANATOMIE

A/ Anatomie de l'arbre vasculaire

1) Les 2 circulations et les 3 secteurs

❖ Volume de sang chez l'adulte ≃ **5L**

2 CIRCULATIONS

✓ **Systémique** (haute pression)

Coeur <-> Organes
VG <-> OD

✓ **Pulmonaire** (basse pression)

Coeur <-> Poumons (-> oxygéner le sang => Hématose)
VD <-> OG

	P Artérielle moy kPa (mmHg)	% vol total[1]
Systémique	13 (98)	70
Pulmonaire	2,6 (20)	20

La circulation systémique a une pression 5 fois supérieure à la pulmonaire!

La circulation pulmonaire héberge un volume plus faible que la systémique.

3 SECTEURS

✓ **Artériel**

✓ **Capillaire**

✓ **Veineux** (Volume le + important, sert de réserve en cas d'hémorragie)

	Volume	*%*	*mL*
○ Artériel		10	500
○ Capillaire		5	250
○ Veineux		55	2750

(valeurs pour la circu' systémique)

Artères -> Artérioles -> Capillaires -> Veinules -> Veines
(départ du coeur) *(échanges)* *(retour au coeur)*

2) Un système ramifié

Une autre caractéristique anatomique de la circulation est ce système de **ramifications parallèles**. On a donc un **réseau de canalisations en parallèle** se ramifiant au fur et à mesure que l'on avance dans l'arbre vasculaire.

Ce réseau de canalisations en parallèle nous permet donc d'utiliser la loi de Poiseuille pour calculer les résistances vasculaires.

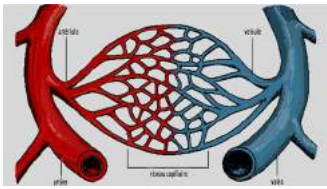
- Réseau de canalisations en parallèle

Ex: réseau capillaire

Résistance vasculaire $R = \frac{8\eta L}{\pi r^4}$

Système en parallèle $\frac{1}{R} = \sum \frac{1}{R_i}$

La résistance globale R ↘



La Résistance globale R diminue au fur et à mesure qu'on avance dans le réseau vasculaire.

- Notion de section individuelle s_i et de section globale S

La section globale représente la somme des sections des n vaisseaux situés en parallèle.

Aorte: section individuelle = section globale

De l'aorte vers les capillaires:
- Les **sections individuelles diminuent** (les vaisseaux étant de + en + petits)
- La **section globale augmente** (puisque le nb de vaisseaux augmente)
- => **échanges++**

Inversement des capillaires vers la veine cave.

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.

A/ Conséquences sur la dynamique de circulation

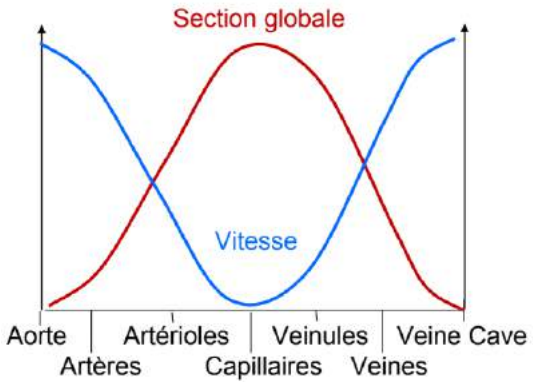
1) Débit

Le système vasculaire est un **système fermé** => le **débit global Q est constant** dans les différents secteurs *(càd qu'il est constant au niveau artériel ou capillaire)*, mais il varie selon les organes (*pendant la digestion, le débit dans le système digestif est + important que celui dans les muscles).*

2) Vitesse d'écoulement

On rappelle que **Q = S x v = cte** (S= section globale)

Or, la section globale varie dans l'organisme -> donc v doit varier pour compenser afin de garder un débit constant.



La **vitesse minimale** au niveau des capillaires permet de **maximiser les échanges.**

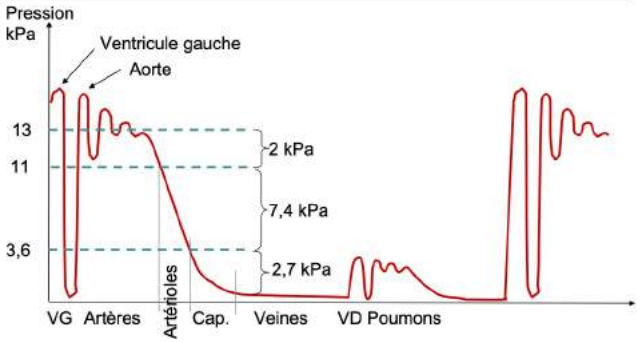
3) Conséquences sur les variations de pression

Les variations de pression sont directement liées aux **caractéristiques anatomiques** du réseau et à l'application de la **loi de Poiseuille.**

$$\Delta P = Q\frac{8\eta L}{\pi r^4} = Q \times R \text{ (R résistance globale à la circulation)}$$

C'est l'architecture anatomique du réseau qui module la pression.

	d [cm]	nombre n	l [m]	ΔP [kPa]
Artères	0,1	600	0,09	2
Artérioles	0,002	40000000	0,0035	7,4
Capillaires	0,0008	1200000000	0,001	2,7



Cette courbe expérimentale peut être retrouvée par le calcul grâce à l'anatomie et aux mesures physiques du réseau qui vont donner les variations de pression.

La pression est donc particulièrement **élevée** dans le **VG** et dans les **artères**, elle **chute** fortement à partir des **artérioles** pour **ré-augmenter** un peu au niveau de la **circulation pulmonaire** (tout de même 5 fois inf.)

Nb: Les oscillations s'expliquent par les pulsations liées aux contractions cardiaques.

Le tutorat est gratuit. Toute reproduction ou vente est interdite.