

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**

I) Bases Physiques

Notion de mécanique des fluides:

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

Dans un milieu <u>GAZEUX</u>	Dans un milieu <u>LIQUIDE</u>
<ul style="list-style-type: none"> • ECINÉTIQUE >> ELIAISON <i>L'agitation thermique domine.</i> • Molécules à des distances variables • FLUIDE COMPRESSIBLE 	<ul style="list-style-type: none"> • ECINÉTIQUE ≈ ELIAISON • Molécules à des distances restreintes • FLUIDE SUPPOSÉ INCOMPRESSIBLE



2 types de fluides+++

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



2 types de situations+++

Mécanique STATIQUE	<ul style="list-style-type: none"> • Fluide IMMOBILE • Caractérisé par une PRESSION <p>-> Fluides idéaux/réels ont le MÊME COMPORTEMENT</p>
Mécanique DYNAMIQUE	<ul style="list-style-type: none"> • Fluide EN MOUVEMENT • Caractérisé par un DÉBIT <p>-> Fluides idéaux/réels ont des COMPORTEMENTS DIFFÉRENTS</p>

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

1) Notion de pression statique P dans un fluide

★ Pression **STATIQUE P** = Poids de la colonne de fluide

Pression RELATIVE	Effet de la colonne de liquide uniquement ++	$\Delta P = \rho g h$ 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	$P_{ABSOLUE} = P_{RELATIVE} + P_{ATMOSPHERIQUE}$

2) Dimensions de la Pression

FORCE PAR UNITÉ DE SURFACE	ÉNERGIE PAR UNITÉ DE VOLUME
$[P] = \frac{[F]}{[S]}$	$[P] = \frac{[E]}{[V]}$

3) Unités de Pression

○ **Pascal** (Pa) (unité du **SI**) :

$$1 \text{ Pa} = 1 \text{ N.m}^{-2}$$

- Unité *faible*
- Utilisation de multiples
- **P. Atmosphérique = 1013 hPa**

○ **Bar** (ancienne unité CGS)

$$1 \text{ bar} = 10^5 \text{ Pa}$$

- Unité + grande que le Pascal

D'autres unités, telles que le millimètre de mercure (**mmHg**) ou le centimètre d'eau (**cmH2O**), sont plus adaptées à la physiologie de notre corps.

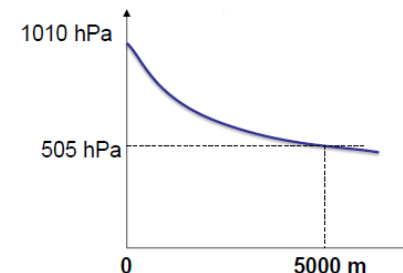
4) La Pression Atmosphérique

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

- P_{atm} = poids de la colonne d'air atmosphérique
- Valeur (expérience de Torricelli):

$$P_{atm} = \rho g h = 1013 \text{ hPa}$$

- Variations avec l'altitude



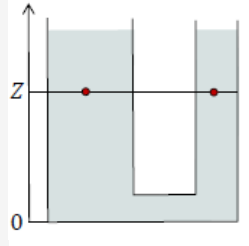
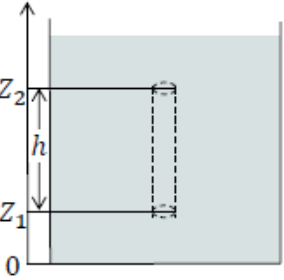
Plus on monte, plus la pression est faible

(divisée par 2 à 5000m)

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**.

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

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.

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

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

$$V : m^3$$

$$dt : s$$

++

$$Q = S \cdot v = \text{Section} \times \text{Vitesse}$$

++

Nb: $S = \pi \cdot r^2 = (\pi \cdot d^2)/4$

2) Principe de continuité du débit

Ce phénomène s'observe lorsque l'on respecte ces 3 hypothèses:

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

++

$$Q_1 = Q_2 = Q$$

$$S_1 v_1 = S_2 v_2 = \text{constante} = Q$$

++

- 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. ++

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

Hypothèses:

- Fluide incompressible
- Fluide idéal (pas de frottements.)
- Ecoulement non tourbillonnaire

!! ATTENTION: Bernoulli s'applique pour un fluide idéal et non réel++ on ne peut donc pas parler d'écoulement laminaire/ turbulent++

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 $E3 = \text{Pression} \times \text{Volume} = P.V$)

★ **Cette énergie totale est constante tout au long du tuyau (mais possibilité de redistribution)**

$$E_{\text{totale}} = E_{\text{pesanteur}} + E_{\text{cinétique}} + E_{\text{pression statique}} = mgh + \frac{1}{2} mv^2 + PV = \text{constante}$$

➡ 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:

$$P_t = \frac{E_t}{V} = \frac{mgh}{V} + \frac{\frac{1}{2} mv^2}{V} + P = \text{constante}$$

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

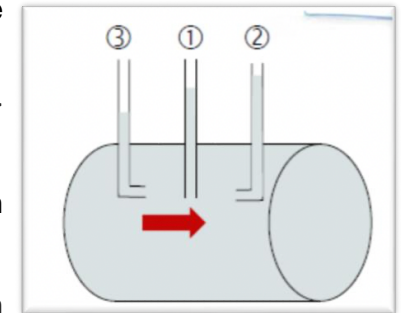
ρgh = pression de pesanteur
 $\frac{1}{2} \rho v^2$ = pression cinétique
 P = pression statique

4) Mesure des pressions

!! 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) ++ :

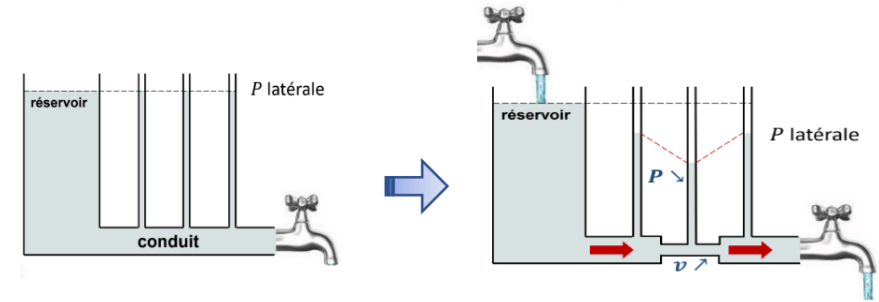
- ✓ (1) Capteur parallèle au courant -> **Pression latérale ou statique : P**
- ✓ (2) Capteur face au courant -> **Pression « terminale » : $P_{\text{TERMINALE}} = P + \frac{1}{2} \rho v^2$**
- ✓ (3) Capteur dos au courant -> **Pression « d'aval » : $P_{\text{AVAL}} = P - \frac{1}{2} \rho v^2$**



Le tube de Pitot permet de mesurer la vitesse des engins en aéronautique. Il est constitué d'un tube qui fait face + un tube en latéral.

$$\Delta P = P_T - P = \frac{1}{2} \rho v^2$$

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



Une diminution de la section entraîne une baisse locale de la Pression Latérale au niveau du rétrécissement -> c'est l'effet VENTURI++

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

❖ La pression totale se répartit entre la **pression cinétique** et la **pression latérale**, car la **pression de pesanteur reste constante** (écoulement horizontal -> $h = \text{cste}$ -> $pg h = \text{cste}$)

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

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

- ✓ Lors d'une variation de section, on a une variation de la vitesse du fluide, pour maintenir un débit constant. (principe de continuité du débit)
- ✓ Ex: Si la **section diminue**, la **vitesse augmente**-> d'où: d'après l'équation de Bernoulli -> La **pression cinétique augmente**, et donc la **pression latérale diminue**.

Application médicale:

En cas de **sténose** vasculaire, la **vitesse** \nearrow mais la **pression latérale** \searrow et peut devenir tellement faible que cela peut provoquer une **obstruction** par spasme.

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.
- ✓ Il y a une perte de l'énergie utilisable lors de l'écoulement (« **perte de charge** ») liée à la dissipation d'énergie en chaleur.

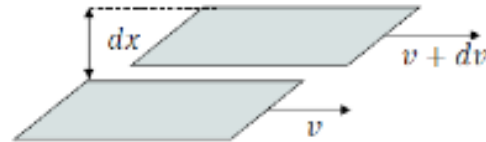
++L'ÉQUATION DE BERNOULLI N'EST PLUS VÉRIFIÉE++

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

1) La Viscosité

Deux lames de fluide circulent parallèlement à des vitesses différentes.

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 Pa.s = Poiseuille

Elle individualise 2 types de liquides réels:++

- ✓ **Newtoniens:** η est une constante caractéristique du liquide; mais varie avec la température ($T^\circ\text{C} \nearrow \rightarrow \eta \searrow$); la viscosité est constante à une température donnée.
- ✓ **NON Newtoniens:** η varie avec la température et le taux de cisaillement ($\frac{dv}{dx} \nearrow \rightarrow \eta \searrow$)
 - Utilisation d'une viscosité apparente (celle qu'aurait un fluide newtonien avec le même Q et le même ΔP)
 - Ex: le sang

2) Régimes d'écoulement d'un fluide réel

Contrairement à un fluide idéal, les molécules d'un fluide réel se déplacent à des **vitesses différentes** à cause de la viscosité (interactions entre elles, et avec les parois)

Il existe 2 régimes d'écoulement:

Écoulement LAMINAIRE	Écoulement TURBULENT
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Quand la vitesse d'écoulement est faible ✓ Viscosité -> devient un facteur de cohérence: <ul style="list-style-type: none"> • Une couche infiniment mince au contact de la paroi ne se déplace pas • Les lignes de courant ne se croisent pas • La vitesse est maximale au centre • <u>Profil parabolique des vitesses</u> 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Quand la vitesse d'écoulement est moyenne ou élevée ✓ Viscosité -> n'est PLUS un facteur de cohérence: <ul style="list-style-type: none"> • Les trajectoires individuelles tourbillonnent • Les lignes de courant se croisent • <u>Pas de distribution systématisée des vitesses</u>

3) Frontière entre 2 régimes d'écoulement

- Dépend de 4 paramètres simultanément
 - La vitesse moyenne d'écoulement v
 - Le diamètre du conduit d
 - La masse volumique du liquide ρ
 - La viscosité η
- $\left. \begin{array}{l} \text{○ La vitesse moyenne d'écoulement } v \\ \text{○ Le diamètre du conduit } d \\ \text{○ La masse volumique du liquide } \rho \end{array} \right\} \nearrow \Rightarrow \text{risque de turbulence } \nearrow$
 $\text{○ La viscosité } \eta \longrightarrow \searrow \Rightarrow \text{risque de turbulence } \searrow$

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

Le nombre de **Reynolds**, nombre empirique sans unité, 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

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

4) Loi de Poiseuille <3

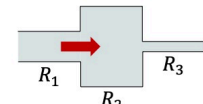
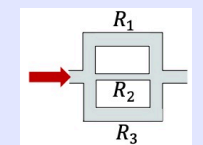
Dans un conduit **horizontal** cylindrique en écoulement **laminaire** (réel)++ (->pression pesanteur: constante) + section constante (d'où vitesse->Pcinétique cste aussi)
=> c'est **P** (=la **pression latérale**) qui compense la perte de charge.

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

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

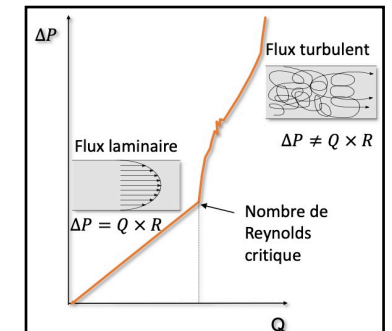
Q = débit
L = distance
η = viscosité
r = rayon du conduit

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

Conduits en SÉRIE	$R_t = R_1 + R_2 + \dots + R_n = \sum_1^n R_i$  <p>La résistance totale est la somme des résistances individuelles.</p>
Conduits en PARALLÈLE	$\frac{1}{R_t} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots + \frac{1}{R_n}$  <p>L'inverse de la résistance totale est la somme des inverses des résistances individuelles.</p> <p>-> Ce système est celui des capillaires sanguins!</p>

5) Récap. Régimes d'écoulement

LAMINAIRE	TURBULENT
<ul style="list-style-type: none"> • <u>Toute l'énergie consommée</u> est utilisée pour vaincre la <u>viscosité</u>. • Relation linéaire entre ΔP et le débit. • Loi de Poiseuille+ 	<ul style="list-style-type: none"> • Peu efficace • Pas de proportionnalité entre ΔP et le débit • Tourbillons: <u>consommation d'énergie</u> • Vibrations+Chaleur : perception d'un souffle et/ou bruit.



II) PARTICULARITÉS LIÉES AU SANG

A/ Description du sang au repos

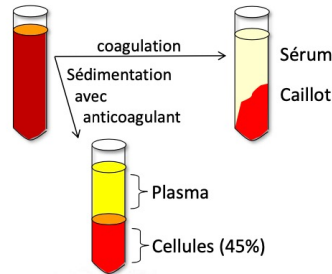
❖ **SANG** = Suspension de cellules dans une solution macromoléculaire (le plasma)

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**

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



PLASMA	Solution macromoléculaire
SÉRUM	Solution micromoléculaire

Le sang est globalement un fluide non-newtonien!++

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 due aux interactions intercellulaires, ces interactions font que le sang se comporte comme un fluide non newtonien.

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

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

Débit faible	Débit élevé
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Les globules rouges forment des rouleaux ✓ <u>Conséquence directe</u> : ↗ de la viscosité 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ 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 $4.10^{-3} Pa.s^{-1}$ (poiseuille)

PATHO: Polyglobulie primitive = Maladie de Vaquez

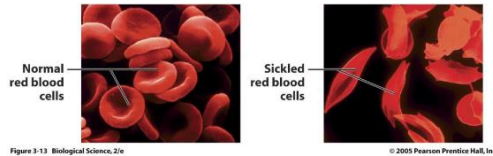
- ✓ Viscosité inter-cellulaire **augmentée**
- ✓ Nombre GR **augmente** -> Hématocrite **augmente**
- ✓ Thromboses par hyperviscosité du sang

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

Artérioles	Circulation axiale des GR • Phénomène d' <u>écrémage</u> au niveau des vaisseaux latéraux • Diminution locale de l'hématocrite	
Capillaires	Diamètre < 8 μm • <u>Déformation</u> des GR • Intervention de la viscosité intracellulaire	

PATHO: Drépanocytose

- ✓ Viscosité intra-cellulaire **augmentée**
- ✓ Falciformation des GR
- ✓ Diminution de la déformabilité
- ✓ Thromboses capillaires



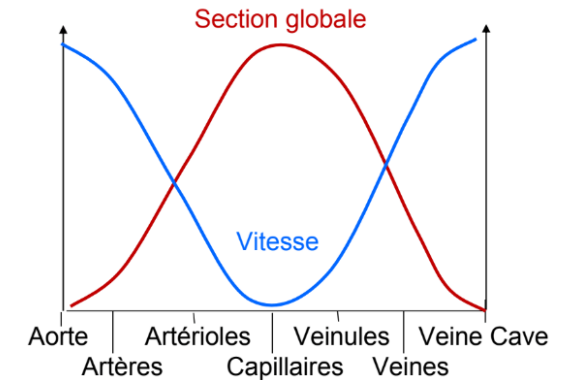
III) PARTICULARITÉS LIÉES A L'ANATOMIE

Volume de sang chez l'adulte ≈ 5L

2 CIRCULATIONS	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Systémique (haute pression) Coeur <-> Organes VG <-> OD 	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>P Artérielle moy kPa (mmHg)</th> <th>% vol total¹</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Systémique</td> <td>13 (98)</td> <td>70</td> </tr> <tr> <td>Pulmonaire</td> <td>2,6 (20)</td> <td>20</td> </tr> </tbody> </table>		P Artérielle moy kPa (mmHg)	% vol total ¹	Systémique	13 (98)	70	Pulmonaire	2,6 (20)	20			
		P Artérielle moy kPa (mmHg)	% vol total ¹											
Systémique	13 (98)	70												
Pulmonaire	2,6 (20)	20												
	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Pulmonaire (basse pression) Coeur <-> Poumons (-> oxygéner le sang => Hématose) VD <-> OG <p style="text-align: center;">La circulation systémique a une pression 5 fois supérieure à la pulmonaire!</p>													
3 SECTEURS	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Veineux (Volume le + important, sert de réserve en cas d'hémorragie) 	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Volume</th> <th>%</th> <th>mL</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>○ Artériel</td> <td>10</td> <td>500</td> </tr> <tr> <td>○ Capillaire</td> <td>5</td> <td>250</td> </tr> <tr> <td>○ Veineux</td> <td>55</td> <td>2750</td> </tr> </tbody> </table>	Volume	%	mL	○ Artériel	10	500	○ Capillaire	5	250	○ Veineux	55	2750
Volume	%	mL												
○ Artériel	10	500												
○ Capillaire	5	250												
○ Veineux	55	2750												

Section Individuelle - Globale

Le système étant fermé, et le débit constant, la vitesse varie selon la section (globale).



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

Et voilà pour ce 1er cours de biophys<3 Il peut paraître un peu compliqué au début, mais reprenez le calmement, posez vous et comprenez++ vous verrez qu'au final ça deviendra votre cours pref hihi<3 Si vous avez des remarques sur les fiches n'hésitez pas à envoyer un mp! Et si vous avez des questions go fofo ;)

Instant dédii

- Dédi à mes co-tuts ces pépites, à nos vieux bcp trop gentils Ornella, Emma et Lulu + spéciale dédi à Micha
- Dédi à l'UE3 meilleure team
- Dédi à Emiliepothèse et au test PCR ;)
- Dédi à mes copines de P1 que je suis trop contente de retrouver en P2 hihi
- Dédi à mon co-parrain Don' + à nos fillottes Margaux, Lisa, Marwa, Margot, Morgane et Souha<3
- Dédi à toute l'équipe du tut' car ce sont vraiment des gens toppissimes
- Dédi à mon parrain Virgilou et mon co-fillot Victor une petite famille de folie
- Dédi à Balse (sinon il va râler..)
- Et surtout dédi à toi qui va tout démonter et kiffer la **biophysio**