

# BIOPHYSIQUE DE LA CIRCULATION 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
- D) Conséquences de l'anatomie sur les variations de pressions

***Une bonne partie du cours n'est plus au programme.***

**Les ajouts du cours présentiel seront de cette couleur.**

*Ce qui est en italique n'est pas à apprendre mais peut aider à la compréhension.*

# 1/ Particularités liées au sang.

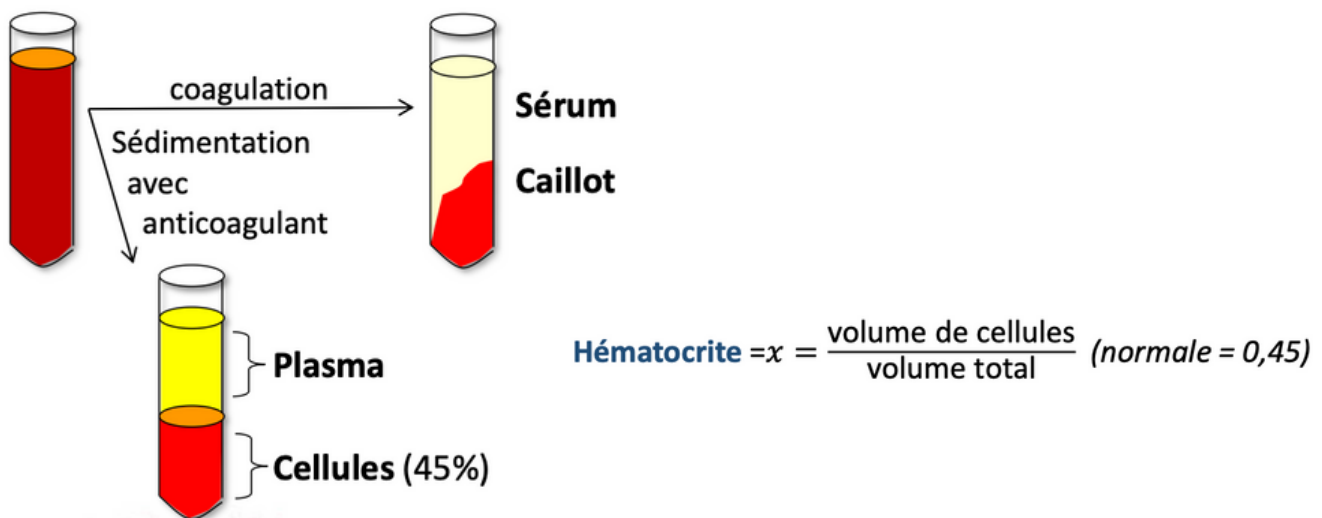
**Le Sang** = n'est **PAS** une **solution vraie** mais une **suspension de cellules dans le plasma**.

**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**.



→ **Le plasma: sérum + macromolécules (éléments coagulants...)**. Il peut être considéré comme un fluide newtonien, c'est-à-dire qu'il va s'écouler avec une viscosité qui va être constante si la température est constante.

→ **Les cellules sanguines: considérées comme un fluide non-newtonien**, c'est-à-dire que la viscosité varie selon les conditions physiques et/ou de circulation du sang (vitesse...). On utilise donc une viscosité apparente pour les exercices sur les fluides non newtoniens.

## 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**.

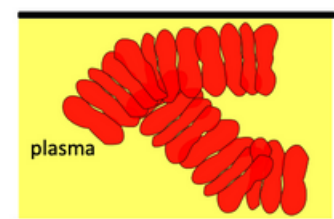
Ainsi, le **sang** a un comportement rhéologique assez complexe qui est **non-newtonien**.

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**.

$\eta$  varie avec  $dv/dx$  :  $\eta$  diminue quand  $dv/dx$  augmente : « rhéofluidification »

Avec ce phénomène on a 2 cas de figure :

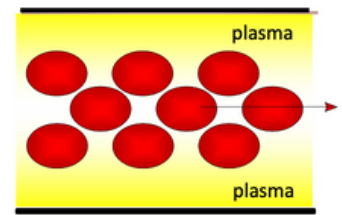
Si **débit faible** : les **globules rouges s'accumulent en rouleaux** ==> Ce phénomène de rouleau va **augmenter la viscosité du sang**.



Débit faible :  
formation de rouleaux  $\Rightarrow$  viscosité  $\nearrow$

Dans une situation à **écoulement lent** (c'est-à-dire  **$dv/dx$  faible**), la **viscosité du sang** est assez élevée.

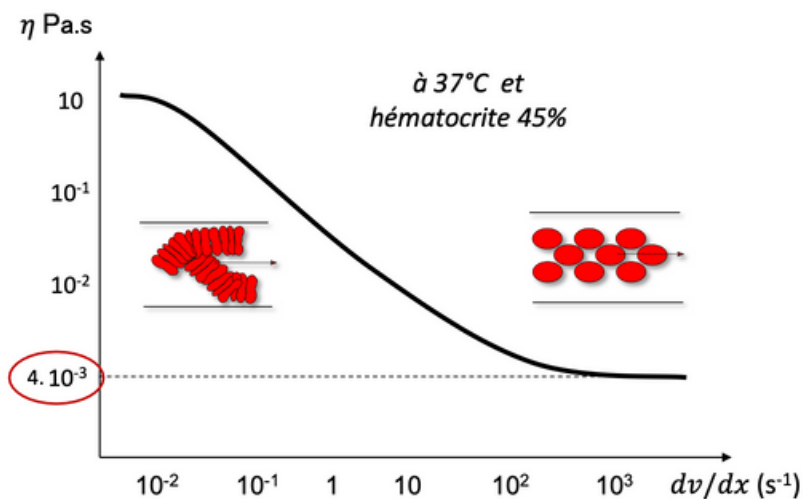
Si **débit élevé** ==> La **rhéofluidification** est ce qu'il se passe lorsque le **débit augmente**. En augmentant, le débit va **ordonner la circulation** des éléments qui constituent le sang en plaçant au **centre les globules rouges** et toutes les cellules, et **autour un manchon plasmatique** (solution macromoléculaire qui va entourer le flux cellulaire). Cette **circulation axiale** des globules rouges et des cellules permet de **diminuer** considérablement la **viscosité**.



Débit élevé :  
circulation axiale des GR et manchon plasmatique => viscosité  $\searrow$

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

Sur le graphe suivant, on voit avec en abscisse  $dv/dx$  le taux de cisaillement et en ordonnée, la viscosité en Pa.s.

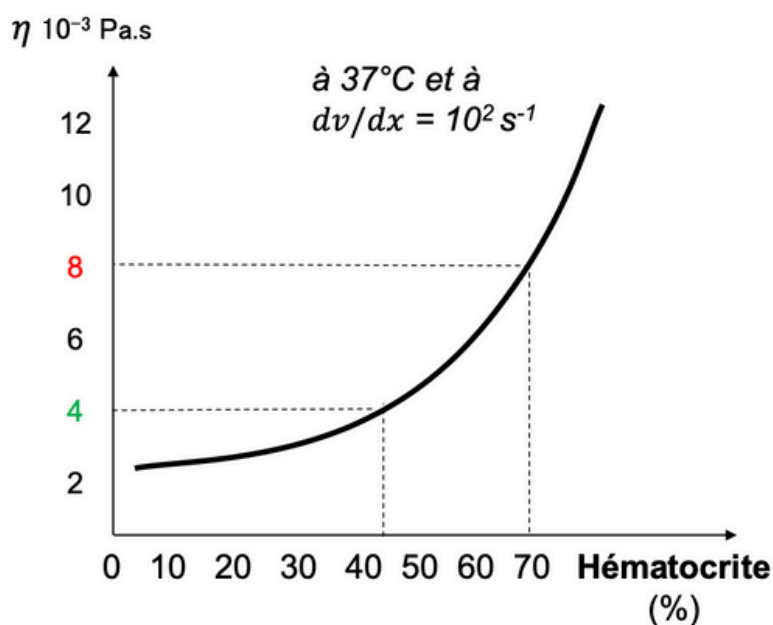


Lorsque  $dv/dx$  est **faible**, du fait de la formation de rouleaux, la **viscosité** du sang est **forte** et lorsque  $dv/dx$  **augmente**, la **viscosité diminue** progressivement puis atteint une sorte de **plateau** au niveau de la valeur **4.10-3 Pa.s**. Cette valeur de viscosité peut être utilisée comme une **viscosité apparente** du sang dans les calculs que nous ferons.

Cette courbe de **rhéofluidification** est obtenue à **37°C** (rappel: la viscosité varie avec la température) et à un hématoците de **45%** (hématoците normal).

Si  $dv/dx$  **diminue**, **viscosité augmente** ; si  $dv/dx$  **augmente**, **viscosité diminue** jusqu'à plateau (= valeur de la viscosité apparente **4.10-3**).

Sur le graphe ci-contre on peut voir l'hématoците en abscisse et la viscosité en ordonnée.



Cette **viscosité va augmenter avec l'hématoците**. On est restés à  $dv/dx$  constant et température constante.

On voit par exemple que lorsqu'on a un hématoците normal à **45%**, on retrouve la valeur de  $\eta = 4.10-3 \text{ Pa.s}$ , mais lorsque l'hématoците augmente jusqu'à 70%, la viscosité est **multipliée** par 2.

## B) Hématocrite et pathologies

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

**Hématocrite normal = 0,45 = 45%**

Si l'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**.  
Donc on a une **augmentation de l'hématocrite** >55 à 60% en fonction du sexe, la **viscosité intercellulaire** est **augmentée**, entraînant un risque de **thrombose par hyper-viscosité** (=caillot obstruant le vaisseau).

*Maladie rare (1/100 000)*

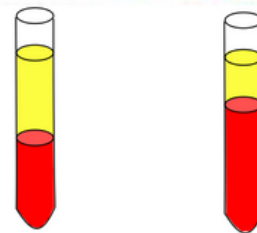
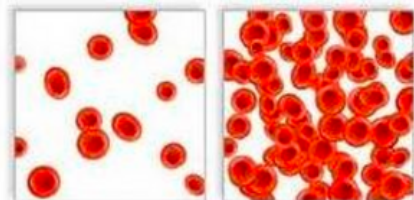
*Maladie rare (1/100 000)*

*GR > 6 millions/mm<sup>3</sup> (N 4 - 5 millions)*

*Quel(s) traitement(s) proposeriez-vous?*

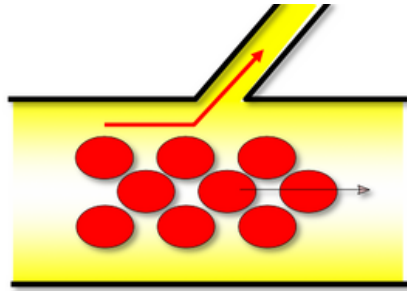
*-Saignées thérapeutiques*

*-Aspirine à faible dose*



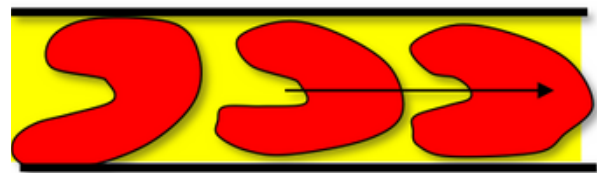
## C) Ecoulement du sang dans les petits vaisseaux

### 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 **hématocrite plus faible** car il aura en proportion plus de plasma et moins de cellules.

### Dans les capillaires < 8µm:



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.

### Application physiopathologique :

#### La drépanocytose

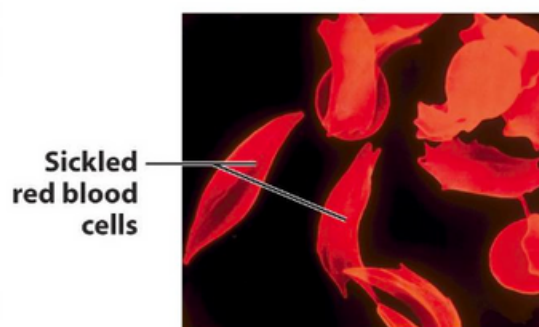
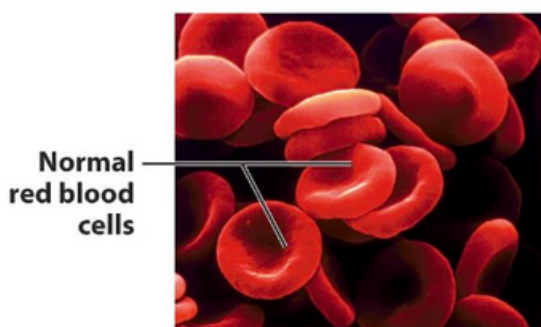


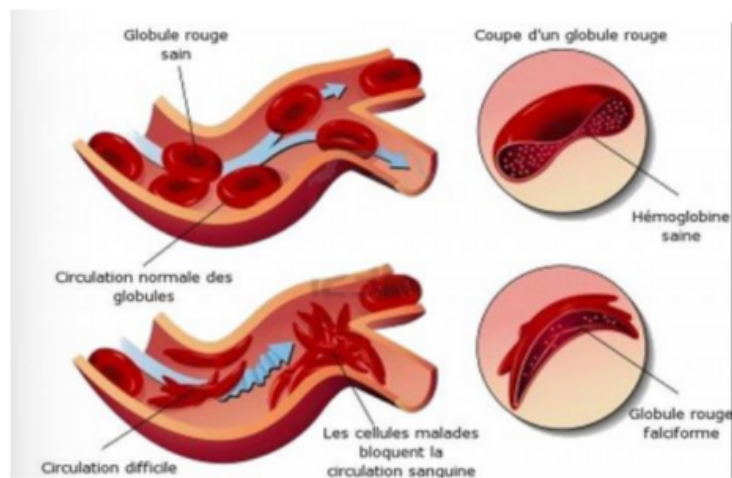
Figure 3-13 Biological Science, 2/e

© 2005 Pearson Prentice Hall, Inc.

En pathologie des **petits vaisseaux**, on a la **drépanocytose**, maladie génétique produisant une **hémoglobine anormale (HbS)**. Cette hémoglobine anormale, qui remplace l'hémoglobine normale dans les globules rouges, a la propriété de **crystalliser sous l'effet de l'hypoxie** (= manque d'oxygène).

Quand cette hémoglobine S cristallise, elle va provoquer une **falciformation** (= déformation) **des globules rouges** : les globules rouges auront des **formes de faux** et non des formes arrondies. De plus, on aura une **augmentation de la viscosité intrac**, une diminution de la **déformabilité des GR** et des **thromboses capillaires**.

*Quel(s) traitement(s) proposeriez-vous?*  
*-Oxygénothérapie*  
*-Transfusions sanguine (HbA)*



## 2/ Particularités liées à l'anatomie

### A) Petit point anatomie

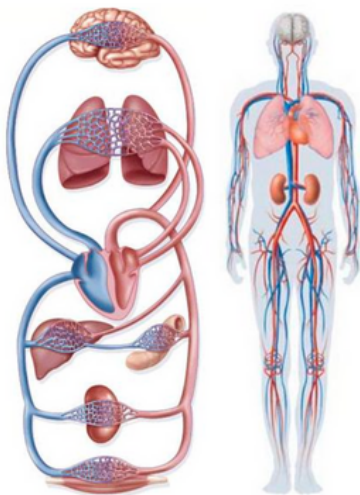
Pour rappel, il y a sur le plan fonctionnel **deux circulations** et **trois secteurs** en considérant un **volume de sang** chez l'**adulte** d'environ **5L**. On considère deux circulations car il y a d'une part la **circulation systémique** qui permet d'irriguer tous les organes périphériques et d'autre part la **circulation pulmonaire** qui n'irrigue qu'un organe : les poumons. La circulation pulmonaire permet d'oxygéner le sang et de ramener le sang désoxygéné au poumon et la circulation systémique va alimenter les organes périphériques en oxygène et en nutriments.

Sur le plan de la biophysique de la circulation, ce qui est important de constater c'est que ces régimes ont des valeurs de **pressions** extrêmement **différentes** puisqu'on voit que dans la **circulation systémique** la pression moyenne est de **13 kPa** alors qu'au **niveau pulmonaire**, elle est de **2,6 kPa**. Vous voyez donc un rapport de 5.

	P Artérielle moy kPa (mmHg)	% vol total <sup>1</sup>
<b>Systémique</b>	13 (98)	70
<b>Pulmonaire</b>	2,6 (20)	20
<i>Rapport</i>	5	3,5

<sup>1</sup>Volume dans le cœur = 10%

**La pression systémique est à peu près 5 fois supérieure à la pression pulmonaire.**



• **Trois secteurs** (valeurs pour la circulation systémique)

	<i>Volume</i>	<i>%</i>	<i>mL</i>
○ Artériel		10	500
○ Capillaire		5	250
○ Veineux		55	2750

Les trois secteurs que vous connaissez sont les secteurs **artériel**, **capillaire** et **veineux**.

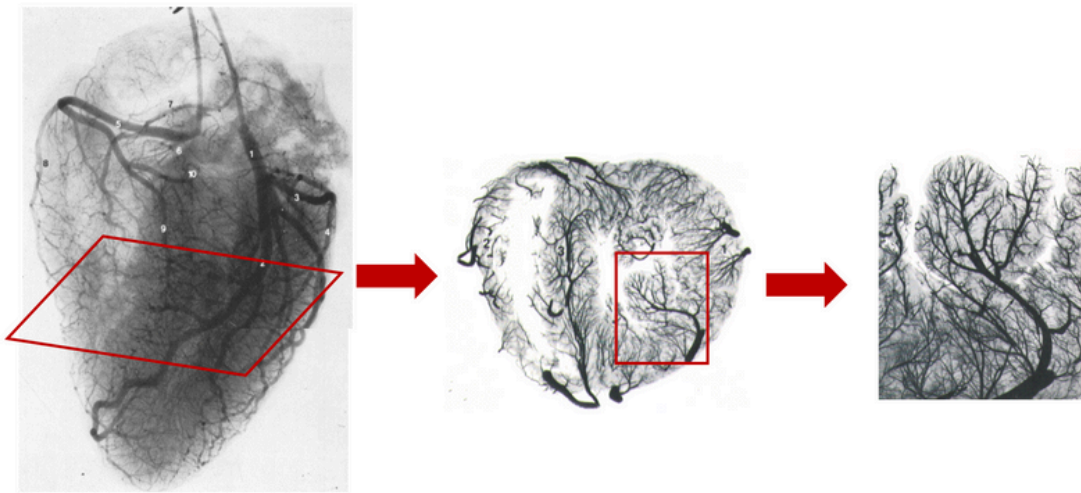
Si on considère ces trois secteurs pour la circulation systémique, le secteur **artériel** représente **10%** du volume, le **capillaire 5%** et le secteur **veineux** est le plus volumineux (**55%**).

**La pression sanguine est maximale dans les artères, diminue dans les artérioles puis dans les capillaires, continue à baisser dans les veines et atteint sa valeur la plus faible à l'entrée du cœur, dans l'oreillette droite.**

## 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)



Macroscopiquement, vous voyez qu'il y a **plusieurs artères coronaires**. Si on fait une coupe à travers le cœur (deuxième image), on voit que ces artères se divisent en **artérioles**. Si on zoome encore (troisième image), on voit que ces artérioles se divisent elles même en **artérioles plus petites**. C'est donc un système qui va en se **ramifiant**.

Cette ramification se fait selon un système **parallèle**. Vous vous rappelez qu'on a étudié l'effet de ces ramifications dans la loi de Poiseuille. Quand on parle de la résistance d'un système vasculaire, la résistance individuelle des vaisseaux est

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

Mais dans un système parallèle, on obtient :

$$\frac{1}{R} = \sum \frac{1}{R_i}$$

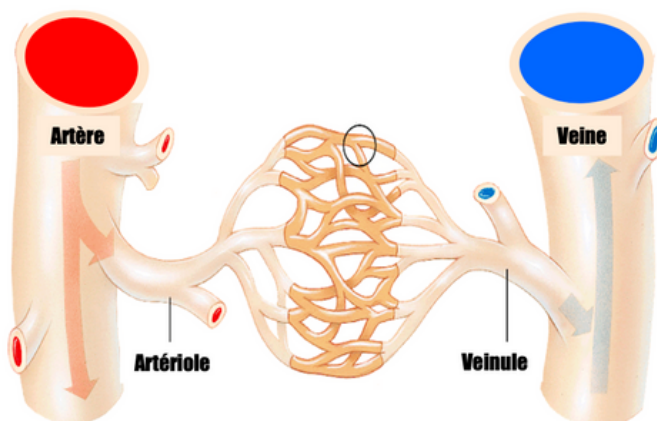
Le fait qu'on ait un **système en parallèle** va permettre une **baisse de la résistance globale** au fur et à mesure que le système se parallélise.

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** : chez le chien,  $S = 0,8 \text{ cm}^2$ . Si on prend un secteur plus distal par exemple le **secteur capillaire** (en prenant encore les valeurs chez le chien), le rayon individuel  $R_i = 4 \mu\text{m}$ .

A partir de ce rayon, on peut calculer la section individuelle d'un capillaire :  
 $S_i = \pi r_i^2 = 5 \cdot 10^{-7} \text{ cm}^2$

Ce qui nous intéresse plus, c'est la **section globale du secteur** donc la section de tous les capillaires qui sont présents dans cet organisme. Si on considère qu'il y a 1 200 000 000 capillaires, cette **section globale S sera multipliée par la section individuelle**.

Cela nous donne :  $S = 12 \cdot 10^8 \times 5 \cdot 10^{-7} = 600 \text{ cm}^2$



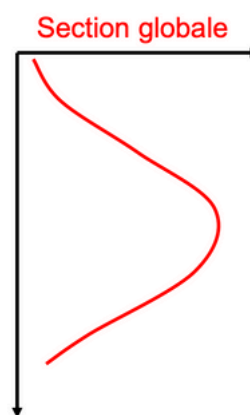
La conséquence est qu'on voit que la **section globale augmente considérablement avec ce système parallèle**. Ceci est **en faveur des échanges** qui se font distalement **au niveau des tissus**.

Si on regarde de manière plus générale, on peut construire un tableau fait avec des valeurs obtenues chez le chien (page suivante) où on voit les diamètres dans la première colonne puis les sections individuelles, le nombre d'éléments par secteur et la section globale.

On voit par exemple **l'aorte** comme on a vu, et au fur et à mesure que l'on parcourt l'arbre vasculaire, on va arriver au **maximum au niveau des capillaires** avec une **section individuelle très petite** mais un nombre très élevé ce qui aboutit à une **section globale très importante**.

Après, on va voir dans le système veineux avec le phénomène inverse de réduction progressive de la section globale. La **section globale** a donc une forme en **cloche** avec un maximal au niveau des capillaires.

	Diamètre d [cm]	Section individuelle $s_i = \pi d^2/4$ [cm <sup>2</sup> ]	Nombre n	Section globale $S = n \times s_i$ [cm <sup>2</sup> ]
<b>Aorte</b>	<b>1</b>	<b>0,8</b>	<b>1</b>	<b>0,8</b>
Artères	0,1	0,007854	600	4,7
Artérioles	0,002	0,000003	40000000	125,7
<b>Capillaires</b>	<b>0,0008</b>	<b>0,000001</b>	<b>120000000</b>	<b>603,2</b>
Veinules	0,003	0,000007	80000000	565,5
Veines	0,24	0,045239	600	27,1
<b>Veine cave</b>	<b>1,25</b>	<b>1,2</b>	<b>1</b>	<b>1,2</b>



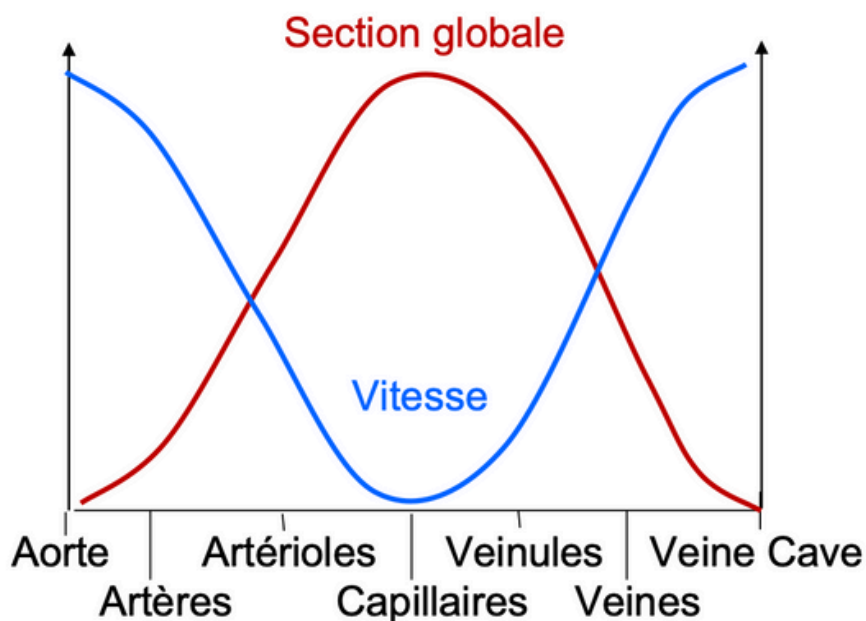
## C) Conséquence sur le débit

Pour le **débit (système fermé)** : 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 vitesses 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, la **vitesse diminue en miroir** : elle est élevée au niveau de l'aorte, 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**.

## D) Conséquences de l'anatomie sur les variations de pressions

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

La loi de Poiseuille nous donne les **chutes de pression** pour un secteur vasculaire ( $\Delta P$ ) qui est égal au **produit du débit par la résistance globale** du secteur qui est elle-même égale à  $8\eta L / \pi r^4$ .

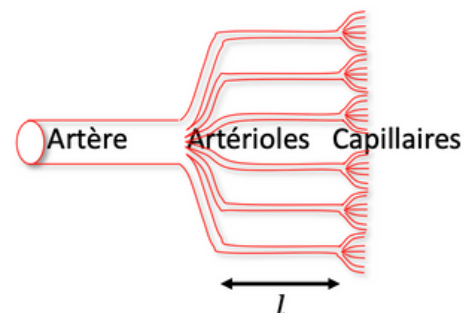
$$\Delta P = Q * R = Q * \frac{8\eta L}{\pi r^4}$$

Nous allons prendre un exemple concret en considérant le réseau artériolaire.

Les artères vont donner les artérioles qui vont elles-mêmes se diviser en capillaires. Ce qui nous intéresse c'est ce qui se passe au niveau des artérioles.

Les caractéristiques anatomiques des artérioles :

- Diamètre  $d = 0,002$  cm
- Longueur moyenne des artérioles  $l = 3,5$  mm
- Leur nombre approximatif  $n = 4.10^7$
- Le débit global  $Q = 5$  L.min<sup>-1</sup>
- La viscosité  $\eta = 4.10^{-3}$  Pa.s



A partir de ces caractéristiques, on va pouvoir établir **la chute de pression  $\Delta P$  dans le secteur artériolaire.**

Pour faire ce calcul, je vous rappelle qu'il est prudent de commencer par **convertir** les données de l'énoncé en **unités du système international** pour les manipuler de manière homogène. On nous donne le diamètre mais ce qui nous intéresse c'est plus le **rayon** et on le veut non pas en cm mais en m, ça donne  $r = 1.10^{-5}m$ .

$$d = 0,002 \text{ cm}$$

$$l = 3,5 \text{ mm}$$

$$n = 4.10^7$$

$$Q = 5 \text{ L. min}^{-1}$$

$$\eta = 4.10^{-3} \text{ Pa.s}$$

$$r = 1.10^{-5}m$$

$$l = 3,5.10^{-3}m$$

$$Q = 0,083 \text{ L. s}^{-1} = 8,33.10^{-5}m^3.s^{-1}$$

La longueur du système artériolaire nous est donnée en mm et on le veut en m.

Il n'y a pas de modification à appliquer pour le nombre d'artéριοles. Le débit nous est donné en  $L.min^{-1}$  alors qu'on le veut en  $m.s^{-1}$ .

Un fois ceci fait, on va pouvoir calculer la résistance individuelle d'une artéριοle du système :

$$R_i = \frac{8\eta l}{\pi r^4} = \frac{8 \times 4.10^{-3} \times 3,5.10^{-3}}{\pi \times 10^{-20}} = 35,65.10^{14} \text{ kg.m}^{-4}.s^{-1}$$

**ATTENTION :** au dénominateur on obtient  $\pi \times 10^{-20}$  car le rayon étant de  $1.10^{-5}$  à la puissance 4

Or, ce qui nous intéresse c'est la **résistance globale** du système artériolaire :

On sait que  $1/R = n/R_i$  donc :  $1/R = n(1/R_i)$

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_1+R_2+\dots+R_n} = \frac{1}{\sum_1^n R_i} = n \frac{1}{R_i}$$
$$R = \frac{R_i}{n} = \frac{35,65.10^{14}}{4.10^7} = 8,9.10^7 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-4} \cdot \text{s}^{-1}$$

On peut désormais calculer la **chute de pression** au niveau ce réseau artériolaire :

$$\Delta P = R \cdot Q = 8,9.10^7 \times 8,3.10^{-5} = 74.10^2 = 7,4 \text{ kPa}$$

On a donc pu calculer que la résistance dans le secteur artériolaire donné est une **chute de pression de 7,4 kPa**

Là on voit particulièrement bien que c'est l'architecture anatomique du réseau qui module la pression. On obtient cette modulation de pression en appliquant tout simplement la loi de Poiseuille.

## Conclusion :

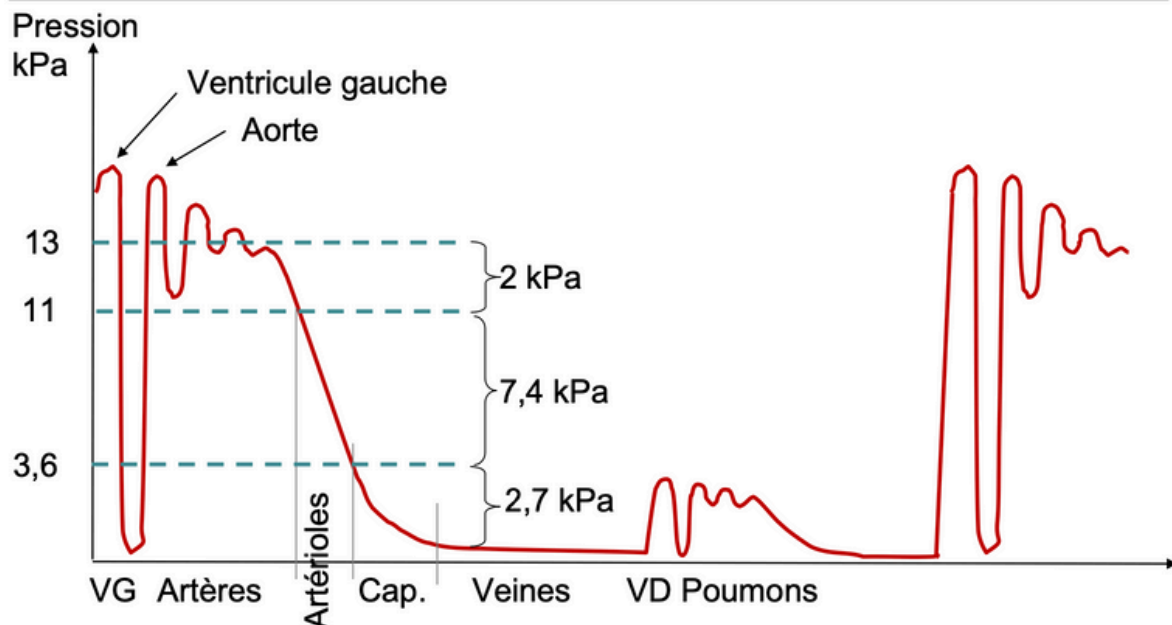
On peut faire ça dans l'ensemble des secteurs. On l'a fait pour les artérioles mais on peut faire le même calcul au niveau des artères (on obtiendra une chute de 2 kPa), ou au niveau des capillaires (on obtiendra une chute de 2,7 kPa)

Ces valeurs nous expliquent les courbes physiologiques de chute des pressions qu'on obtient en les mesurant lorsqu'on avance dans le réseau vasculaire.

En sortie du cœur, on a une certaine pression de l'ordre de **13 kPa** et on voit que dans le réseau artériel il y a une chute de 2 kPa, quand on avance encore, on arrive dans le réseau artériolaire qui induit une chute de 7,4 kPa (ce qu'on a calculé) et dans le secteur capillaire on a une chute de 2,7 kPa, etc...

Cette anatomie module les variations de pression et cette modulation des variations de pression est simplement accessible en appliquant la loi de Poiseuille.

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



*Dédi pour les amis*

*Dédi au meilleur groupe avec qui on fait tout ensemble depuis petits*

*Dédi à mon groupe du lycée*

*Dédi à l'équipe de foot*

*Dédi aux co tuts*