

Concours des Olympiades de Physique
Edition 2003-2004

Du cœur aux cellules :



« Les globules sous
pression »

Olivier Gardette – Eric Rouvier – Yann Montmartin

Nicolas Scholz – Guillaume Decombe

Avec la participation de :

THALES



Sommaire

Introduction :

- Résumé p 4
- Démarche scientifique et Chronologie des recherches p 5

A - La mécanique des fluides et la loi de Poiseuille

- 1 - Rencontre avec M. Bourge, pharmacien biologiste P 6
- 2 - L'étude de fluides, expériences p 6
- 3 - Généralités d'hémodynamie p 8
- 4 - La vie de M. Poiseuille p 9
- 5 - La loi de Poiseuille P 10
- 6 - Etude expérimentale (maquette) P 11
- 7 - L'application de la loi de Poiseuille au corps humain : rencontre avec le Professeur Dubois, médecin spécialisé du CHU de Saint Etienne P 12

B - Le sang dans les artères et les dipôles RC en électricité

- 1 - Transformation d'un débit pulsé en débit continu P 14
- 2 - Maquette expérimentale du phénomène artériel p 17
- 3 - Etude théorique et expérimentale des circuits RC P 18
- 4 - Le parallèle entre le système diastole systole et les dipôles RC P 20

Conclusion :

- Bilan personnel : Que nous ont apportés les Olympiades de Physique ? P 21

Introduction

Résumé

Depuis plusieurs années, nous étudions la circulation sanguine au niveau du corps humain. Cela nous a amené à nous intéresser à la mécanique des fluides et plus particulièrement à celle du sang.

Nous sommes donc naturellement allés dans un laboratoire d'analyses médicales pour voir du sang et pour discuter avec un pharmacien biologiste. Nous avons eu de bons échanges sur la composition et la viscosité du sang. Nous avons réalisé des expériences sur des fluides plus ou moins visqueux.

Nous avons ensuite recherché quelles lois physiques intervenaient dans la circulation sanguine. Nous avons découvert : la loi de Poiseuille. Nous l'avons vérifiée assez facilement. Nous avons alors voulu savoir si cette loi était complètement applicable au corps humain.

Nous avons donc rencontré notre professeur de SVT et un professeur de médecine. Ils nous ont encouragés pour le travail déjà effectué et ont confirmé le lien étroit de cette loi pour la circulation dans les capillaires. Mais ils nous ont aussi conseillé de pousser plus loin étude sur la partie artérielle de la circulation.

Cela nous a aussi ramené au programme de Seconde et au système systole diastole, qui nous avait d'ailleurs assez intéressé, ce même principe physiologique pouvant être relié, en électricité, aux circuits RC. Nous avons alors développé une maquette pour mieux comprendre le phénomène capacitif des artères et effectué de nombreuses mesures avec des dipôles RC soumis à des échelons de tension.

Chronologie du projet

2003 :

- Formation de notre groupe d'Olympiades
- Recherche d'un sujet lié à un phénomène courant
- Définition du sujet : la loi de Poiseuille appliquée au corps humain.
- Etablissement d'une maquette pouvant servir à prouver la loi de Poiseuille.
- Recherches sur l'application de la loi de Poiseuille dans le corps humain.
- Recherche d'un milieu professionnel pouvant étayer nos recherches et appliquer toute la théorie comprise dans la loi de Poiseuille : la médecine.

2004 :

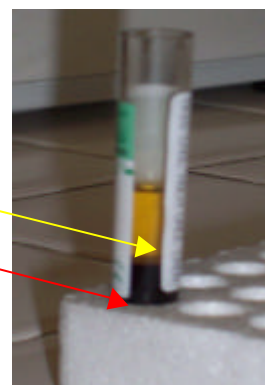
- 14 janvier : Rencontre avec M. Bourge, pharmacien biologiste, au sujet du sang, de sa composition et de la viscosité.
 - Réalisation de la maquette « Poiseuille » et essais sur la viscosité.
 - 25 avril : Rencontre avec Mr Perez
 - 8 mai : Rencontre avec le professeur de médecine du CHU de Saint Etienne
 - Travail d'approfondissement sur la circulation sanguine depuis le cœur jusqu'aux capillaires et lien avec l'électricité
 - Travaux expérimentaux avec des dipôles RC.
 - Séances de synthèse.
 - Etablissement d'un dossier bilan et d'un fichier PowerPoint.
 - Préparation à l'oral et séances d'entraînement aux manipulations.
-
- 15 Décembre : concours des Olympiades de Physique.

A - La mécanique des fluides et la loi de Poiseuille

1 - Rencontre avec M. Bourge, pharmacien biologiste

M. Bourge nous a montré des échantillons de sang et l'écoulement de ce liquide visqueux. Nous avons assisté à la centrifugation de tubes et à la séparation du sang en deux grandes

parties :
le plasma jaunâtre
les globules rouges



Il nous a aussi expliqué le principe du test de sédimentation du sang, qui est presque un test de viscosité.

Nous avons discuté des maladies liées à la circulation sanguine.



2 - L'étude des fluides

La Viscosité

C'est une force de freinage : les différentes couches d'un fluide en écoulement sont freinées par les couches voisines. Elle s'exprime en $\text{Pa}\cdot\text{s}^{-1}$ ou Poiseuille. Elle augmente si la température augmente.

Expérience : Pour tester la viscosité d'un liquide, on peut laisser tomber un objet dans le liquide, une bille ou un caillou, et calculer le temps que celui-ci va mettre pour atteindre le fond.



Temps nécessaire en seconde pour qu'un caillou atteigne le fond		
Essai	Eau	Sirop de glucose
1	0,38	49,6
2	0,31	59,7
3	0,40	66,2
4	0,42	50,3
5	0,47	54,4
6	0,34	55,5
Moyenne	0,39 seconde	59,9 secondes

On note des variations entre le temps mis par les cailloux pour atteindre le fond, dans chacun des liquides, mais ils ont tous été beaucoup plus rapides dans l'eau que dans le sirop de glucose : une moyenne de 0,39 seconde dans l'eau contre 59,92 secondes dans le sirop. La viscosité du sirop de glucose est donc supérieure à celle de l'eau.

Contraintes de cisaillement

La viscosité d'un fluide caractérise les modifications transversales que subit la vitesse de déplacement de ce fluide. Cette contrainte de cisaillement est : $t = \frac{F}{S}$

Une contrainte de cisaillement t est la force F qu'exerce un fluide par son mouvement sur les surfaces S ; autrement dit le déplacement du sang exerce une force ou contrainte $t = \frac{F}{S}$ sur la paroi vasculaire.

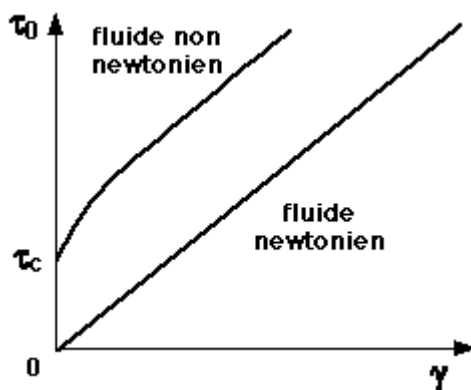
Fluides newtoniens

Si un fluide a une viscosité constante quelque soit la valeur de la contrainte de cisaillement appliquée, il est dit newtonien.

Ex : lorsqu'on tourne une cuillère dans un bol, la résistance à l'avancement ne change pas si on change la vitesse de rotation

Si la viscosité d'un fluide varie selon la contrainte de cisaillement appliquée, il est dit non newtonien.

Ex : on remue du yogourt dans un pot: il devient moins visqueux si on le bat rapidement



Quand la courbe est quelconque, le fluide est non newtonien.

Il est newtonien si la pente est une droite passant par l'origine.

Ecoulements

La nature de l'écoulement d'un fluide est déterminée par le nombre de Reynolds.

$$Re = \frac{?vD}{?}$$

? : masse volumique du fluide (kg. m^{-3})

v : vitesse moyenne (m. s^{-1})

D : diamètre de la conduite (m)

? : viscosité dynamique du fluide (Pa.s^{-1})

Si $Re < 2000$, l'écoulement est laminaire : les couches de fluide glissent les unes sur les autres sans échange de particules

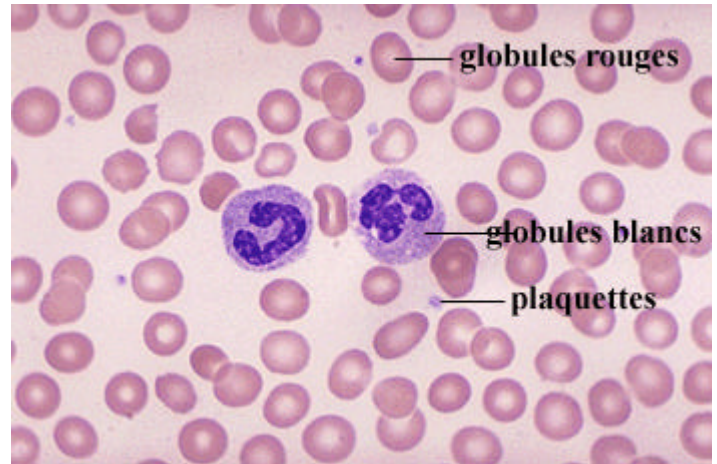
Si $Re > 3000$, l'écoulement est turbulent : les couches de fluides se mélangent, sans conserver leur individualité

3 - Généralités d'Hémodynamie

L'Hémodynamie consiste en l'étude de la mécanique du sang. La rhéologie du sang (étude des lois de son comportement) est complexe et influencée par de nombreux facteurs et cela d'autant que le sang n'est pas un fluide homogène.

Composition du sang

Le sang est un liquide visqueux constitués majoritairement de plasma et de cellules, dont 99% sont des globules rouges (hématies), les autres étant les globules blancs et les plaquettes.



Propriétés du sang



Le sang est non newtonien de par sa composition cellulaire. C'est une suspension de cellules dans le plasma qui a un comportement parfaitement newtonien (sa viscosité est de $1.6 \cdot 10^{-2} \text{ Pa}\cdot\text{s}^{-1}$)

Puisqu'il n'y a qu'un seul globule blanc pour 30 plaquettes et 600 globules rouges, le comportement du sang est étroitement lié au comportement des globules rouges : plus les taux d'hématocrite (nombre de globules rouges présents dans un litre de sang) est élevé et plus grande sera sa viscosité. Celle du sang est ainsi trois à quatre fois supérieure à celle de l'eau.



La déformabilité et la viscosité interne des hématies jouent un rôle très important dans la viscosité sanguine globale. A l'état normal la viscosité du sang est 3 fois plus grande que celle du plasma, mais en rigidifiant les hématies, on constate que la viscosité du milieu augmente considérablement. Il est en tout cas remarquable que, même avec un hématocrite de 95%, le sang continue à se comporter comme un liquide.

La température du sang se situe entre 23 et 37 °C. La viscosité du sang ne change pas avec la température sauf si le gradient de température est faible (inférieur à $1\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$).

Débit sanguin

Le débit sanguin correspond à la quantité de sang qui s'écoule d'un point donné à un autre dans l'arbre vasculaire pendant un temps donné. Chez un adulte, ce débit est

d'environ 5 L.min⁻¹. Cela équivaut aussi à la quantité de sang pompée par chaque ventricule en une minute.

La vitesse du débit sanguin est inversement proportionnelle à l'aire de section des vaisseaux.

On a : $V = \frac{Q}{S}$ (V : vitesse ; Q : débit sanguin ; S : aire de section du vaisseau)

Au repos, la vitesse moyenne du flot sanguin est de 100 mL.s⁻¹.

Le débit dépend de la pression et de la résistance à travers les vaisseaux :

- un changement de pression favorise l'écoulement
- un résistance accrue freine cet écoulement

Résistance

C'est l'ensemble des forces qui s'opposent au débit sanguin. Il faut nécessairement un changement de pression.

Dans les gros vaisseaux sanguins, il n'y a presque aucune résistance alors que dans les artérioles et les capillaires, la résistance est plus importante.

Conductance

C'est la mesure du flux qui traverse un vaisseau pendant un laps de temps donné, et pour une différence de pression donnée.

Le diamètre des vaisseaux influe considérablement sur la conduction.

4 - La vie de Jean-Louis Marie Poiseuille

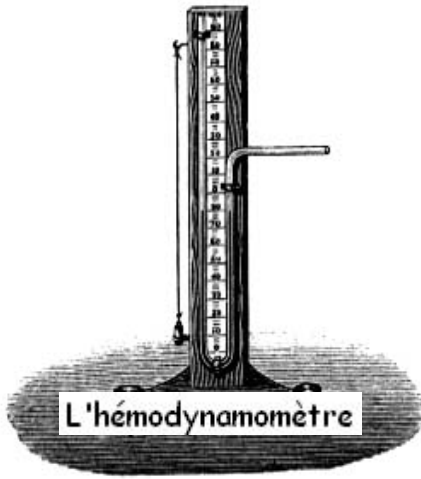
Jean-Louis Marie Poiseuille est un médecin physiologiste et physicien français né le 22 avril 1797 à Paris et mort le 26 décembre 1869 à Paris.

Fils d'un charpentier, il entre en 1815 à l'École Polytechnique, puis étudie la médecine, d'abord la circulation sanguine, et plus particulièrement la pression du sang dans les artères.

Il publie un premier mémoire dès 1819, sur la tension artérielle (nommée pression par les physiologistes).



Poiseuille



L'hémodynamomètre

Poiseuille effectue plusieurs travaux sur le cœur et la circulation du sang. L'examen du pouls est depuis longtemps le seul moyen de diagnostic. Il construit en 1827 un appareil, l'hémodynamomètre, qui lui permet d'entreprendre ses premières recherches de physiologie physique.

En 1828, il publie "Recherches sur la force du cœur aortique" décrivant ses expériences sur la mise au point de son appareil qui lui permet d'étudier les changements de la pression sanguine au cours des différentes phases de la respiration ainsi que la variation de volume subie par l'artère sous l'effet des battements du cœur.

battements du cœur.

La tension artérielle monte pendant l'expiration et redescend durant l'inspiration. Il découvre que la dilatation d'une artère pendant un battement de cœur, provoque une baisse de tension tombant à moins de 1/20 de sa valeur normale. Ce mémoire l'autorise à soutenir son doctorat en médecine et à s'installer à Paris.

En 1842, il est élu à l'Académie de Médecine à Paris.

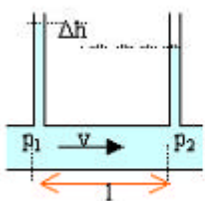
En 1844, il établit une relation donnant le débit d'un liquide en fonction de la viscosité et de la chute de pression, par unité de longueur dite "loi de Poiseuille" ou loi de l'écoulement laminaire des fluides visqueux.

Il publie ses travaux en 1846, dans un ouvrage intitulé "Le mouvement des liquides dans les tubes de petits diamètres". Il est le premier à faire intervenir la notion de coefficient de viscosité d'un liquide. La théorie de cette loi n'a été justifiée qu'en 1860, car Poiseuille n'était pas physicien.

En 1860, J.-L. Poiseuille est nommé inspecteur des écoles primaires à Paris.

J.-L. Poiseuille s'éteint le 26 décembre 1869 à Paris.

5 - La loi de Poiseuille



$$q_v = \frac{\pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot \ell} \cdot (p_1 - p_2)$$

q_v : débit volumique ($m^3 \cdot s^{-1}$)

r : rayon intérieur (m)

η : viscosité dynamique du fluide (Pa.s)

ℓ : longueur entre les points 1 et 2 (m)

p_1 et p_2 : pression du fluide aux points 1 et 2 (Pa)

6 - Vérification de la Loi de Poiseuille

La Maquette

Nous avons réalisé une maquette permettant de vérifier la loi de Poiseuille. Elle comporte deux capillaires de même diamètre $d = 1 \text{ mm}$ mais de longueurs différentes $l_1 = 0,151 \text{ m}$ et $l_2 = 0,300 \text{ m}$.

Ces capillaires sont reliés à une pompe immergeable, placée dans un cristalliseur remplie d'une solution colorée d'eau contenant de l'hélianthine. Ainsi, lorsque l'eau circule, on observe facilement l'écoulement et on suit aisément le remplissage des éprouvettes graduées placées en aval des capillaires.



Deux tuyaux souples encadrent chaque capillaire, pour mesurer la perte de pression subie dans cette canalisation réduite, sous forme d'une hauteur d'eau Δh .

Mesure du rayon des capillaires

Le rayon intervient à la puissance quatre dans la loi de Poiseuille. Le fabricant indiquait une valeur $r = 0,5 \text{ mm}$ à $0,1 \text{ mm}$ près. Ceci n'était pas assez précis, il faut donc réaliser une expérience préalable de mesure du rayon avec une assez grande précision pour vérifier la loi.

Nous avons donc imaginé une expérience : nous avons taré le capillaire de longueur l_2 . Puis nous l'avons rempli de mercure sur une longueur de $24,1 \text{ cm}$ et nous avons ensuite repesé le capillaire et trouvé une masse $m = 2,53 \text{ g}$.



En connaissant la masse volumique du mercure $\rho = 13,6 \text{ g.cm}^{-3}$, on trouve alors un volume de mercure $V = 0,186 \text{ cm}^3$.

Or ce volume est le produit de la longueur de l'index de mercure par la section S du tube. On trouve alors $S = 7,69 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2$ ce qui correspond à un rayon $r = 0,495 \text{ mm}$.

Nous avons reproduit cet essai à l'école des Mines de Saint Etienne avec une balance au dix millièmes de gramme et le résultat est identique.

La valeur du rayon des capillaires est donc $r = 0,495 \text{ mm}$, valeur proche de celle fournie par le fabricant.

Validation expérimentale de la loi de Poiseuille.

Nous avons effectué plusieurs séries de mesures pour obtenir des résultats fiables. Nous avons noté la température, car la viscosité de l'eau en dépend comme l'indique le tableau :

? °C	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25
η mPa.s	1,139	1,109	1,081	1,053	1,027	1,002	0,9979	0,9548	0,9325	0,9111	0,8904

Résultat expérimentaux à 20 °C pour les deux capillaires :

Capillaire	Longueur l (m)	Chute d'eau Δh (m)	Volume écoulé (mL)	Temps (s)	Q_V (mL.s ⁻¹)
1	0,151	0,355	50,0	95,0	0,526

En utilisant la formule de Poiseuille dans les deux cas, on trouve $Q_V = 0,543 \text{ mL.s}^{-1}$

Capillaire	Longueur l (m)	Chute d'eau Δh (m)	Volume écoulé (mL)	Temps (s)	Q_V (mL.s ⁻¹)
2	0,300	0,320	50,0	192	0,260

En utilisant la formule de Poiseuille dans les deux cas, on trouve $Q_V = 0,246 \text{ mL.s}^{-1}$

La loi de Poiseuille est donc bien validée avec notre maquette !

7 - L'application de la loi de Poiseuille au corps humain

Le 8 mai 2004, un professeur du CHU de Saint Etienne, M. DUBOIS, a eu la gentillesse de nous rencontrer, afin de nous parler de la loi de Poiseuille et d'étudier son application à la circulation du sang.

Les vaisseaux sanguins

La circulation sanguine forme un circuit clos où le cœur est une pompe, alors que le circuit est ouvert dans l'expérience.

Les artères sont élastiques, elles ont une paroi épaisse, peuvent se déformer mais retrouvent leur diamètre originel, ce qui est obligatoire car le débit n'est pas constant. Leur élasticité régule en partie le débit.

Les veines sont plastiques, déformables mais retrouvent leur diamètre initial grâce aux autres (muscles...)

Les capillaires humains peuvent aller jusqu'à 20 microns, paroi très mince (une seule couche d'endothélium). Les capillaires sont poreux donc le circuit n'est pas complètement fermé, ce qui implique une différence de pression.

Peut-on réellement appliquer la loi de Poiseuille ?

La loi de Poiseuille, bien que la meilleure des applications, reste inexacte au niveau de la circulation sanguine car :

- la température, la viscosité et le pH du sang ne sont pas constants
- les vaisseaux sanguins ne sont pas rigides et la pression peut donc varier
- contrairement à des tubes réguliers, les vaisseaux ont un diamètre qui se rétrécit progressivement
- dans le cas de la circulation sanguine, en parallèle, on assiste constamment à des ramifications entre vaisseaux
- la loi ne s'applique que pour des fluides newtoniens et des flux laminaires, ce qui n'est pas le cas du sang

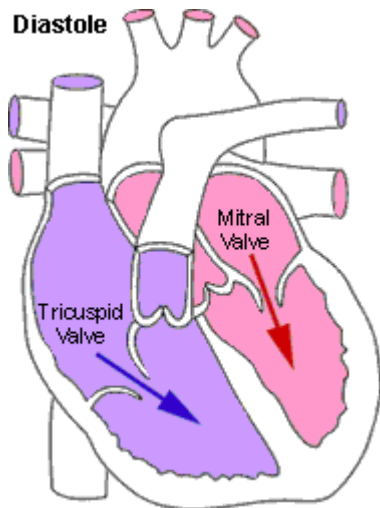
Ceci nous a donc poussé à aller plus loin dans l'étude de l'écoulement du sang dans les artères et constitue un grand tournant de notre sujet.

B - Le sang dans les artères et les dipôles RC

1 - Transformation d'un débit pulsé en débit continu

C'est au niveau du réseau artériel que s'effectue la transformation du débit pulsé en débit continu. Cette transformation est basée sur les propriétés élastiques des artères. Elle s'effectue plus précisément au niveau des gros troncs artériels qui permettent un certain stockage sanguin durant la phase d'éjection par le cœur.

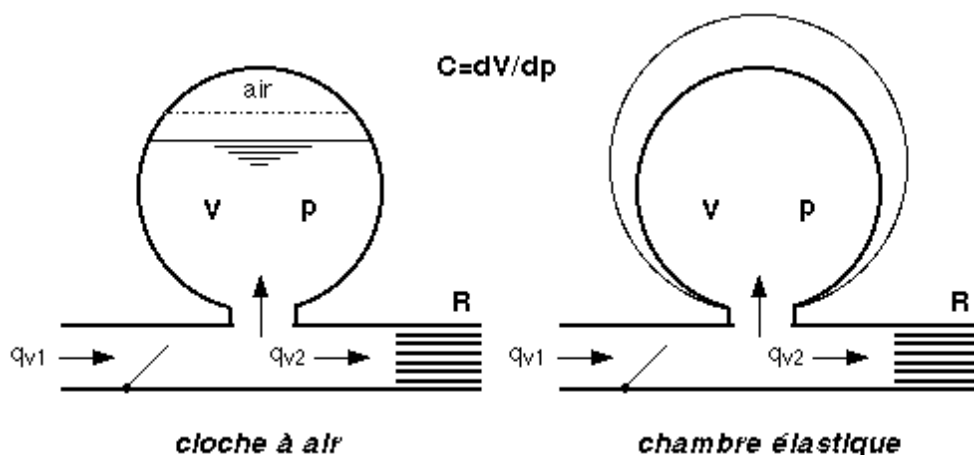
La diastole (clapet fermé)



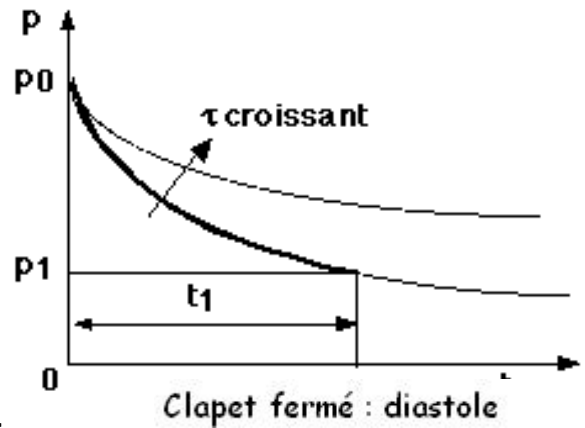
Le volume sanguin emmagasiné dans le système artériel est restitué pendant la diastole pour maintenir un débit au niveau capillaire alors que le débit à la racine des gros troncs ventriculos artériels est nul. Le modèle qui tend à expliquer ce phénomène est le modèle à écoulement périodique (windkessel).

Ce modèle est constitué par une chambre d'accumulation élastique placée sur un conduit rigide comportant un clapet du côté amont, une résistance hydraulique de Poiseuille en aval. La chambre d'accumulation est représentée par une enceinte rigide contenant un liquide et emprisonnant un certain volume d'air (compressible). Dans ce modèle, l'air contenu dans la chambre de compression est comprimé pendant la phase d'éjection et permet de maintenir la pression dans le circuit pendant la période de remplissage de la pompe, assurant une continuité du débit à travers la résistance. Ce modèle représente, sous une forme très schématique, le système artériel où le clapet joue le rôle de la valve aortique ou pulmonaire, la chambre élastique le rôle des gros vaisseaux artériels, la résistance hydraulique le rôle résistif des artérioles et capillaires.

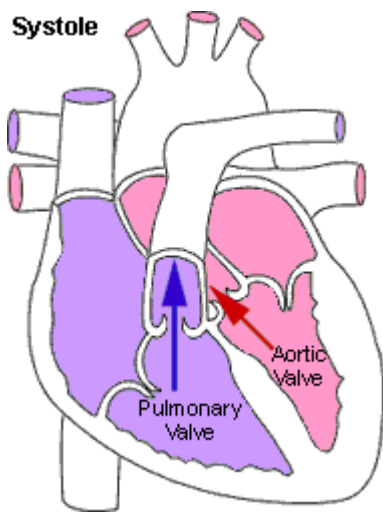
L'écoulement y est périodique. Quand le clapet est ouvert (systole) le flux issu du ventricule s'accumule pour une partie dans la chambre élastique, et s'échappe pour l'autre partie par la résistance hydraulique. Quand le clapet est fermé (diastole) le flux accumulé dans la chambre s'échappe à son tour par la résistance hydraulique.



La capacité et la résistance du système artériel sont sous la dépendance de la pression et cet effet peut être étudié à l'aide du modèle windkessel en considérant les pressions moyennes. En général R et C augmentent quand cette pression moyenne diminue, ce qui entraîne une augmentation de la constante de temps t , donc une plus lente décroissance de la courbe de la pression diastolique.

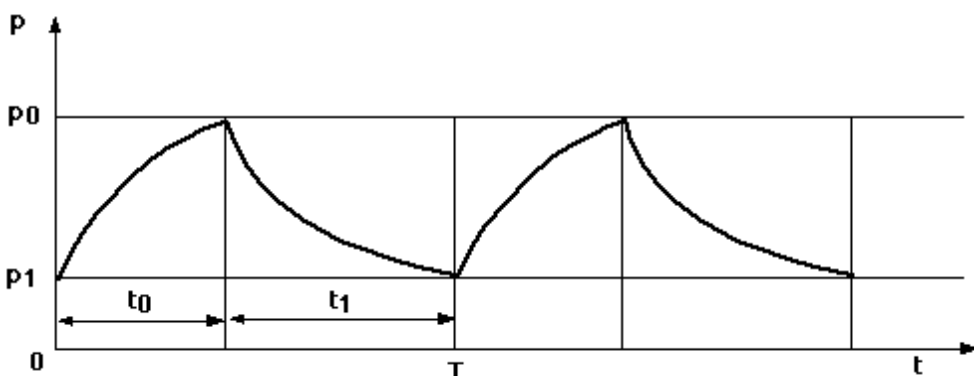
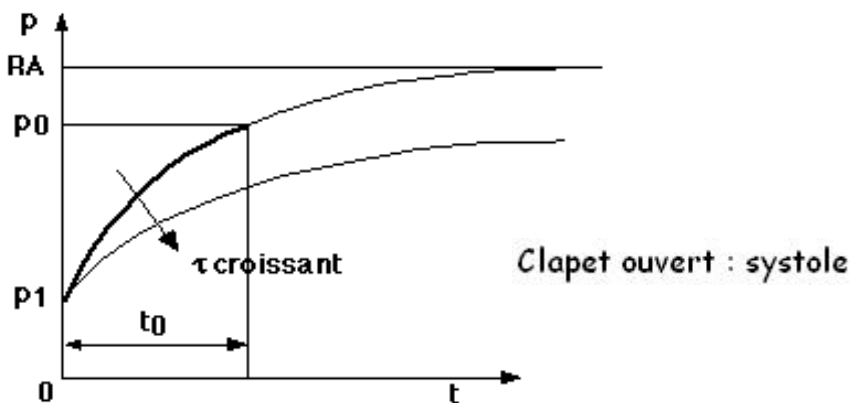


La systole (clapet ouvert)



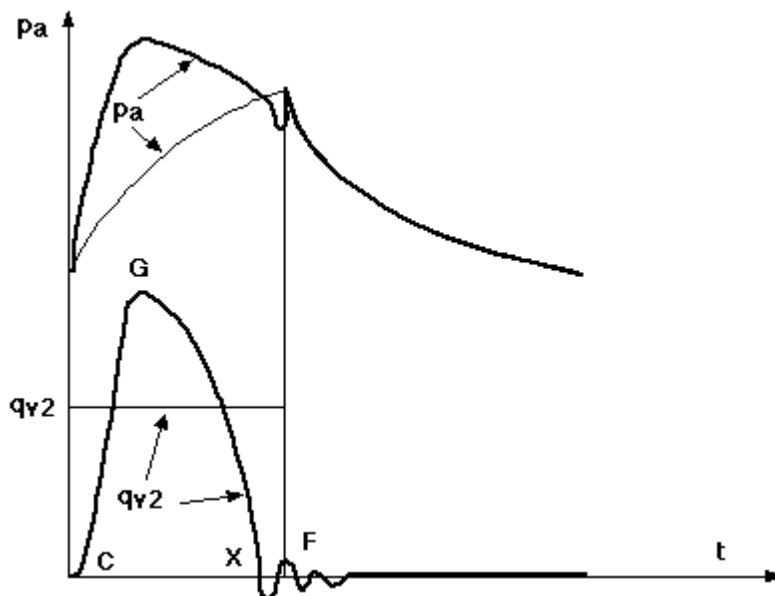
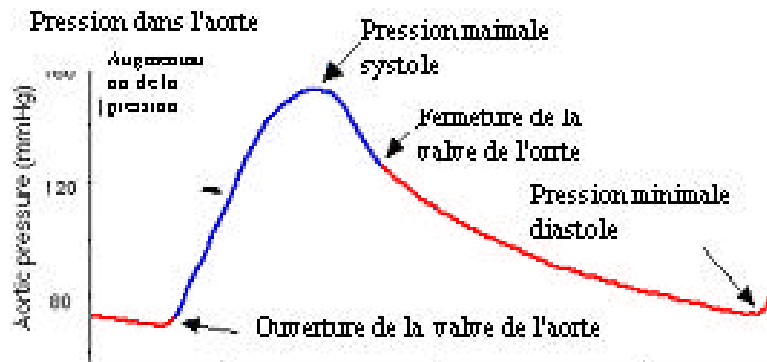
Quand le clapet est ouvert, le flux sanguin fait irruption dans le système hydraulique avec le débit q_{v1} fonction du temps.

La pression croît exponentiellement à partir de la valeur p_1 (pour $t=0$). A la fin de la systole qui dure le temps t_0 , on doit retrouver la valeur p_0 définie précédemment et qui marque le début de la diastole.



Bilan

En reportant sur le même graphique l'évolution des pressions durant ces deux phases, on obtient une courbe périodique oscillant entre les pressions extrêmes p_0 et p_1 et constituée par des arcs d'exponentielles.



Comparaison entre des enregistrements physiologiques de pression et de débit aortiques (traits gras) et les résultats d'une modélisation de type windkessel (traits fins).

En section transversale les artères pulmonaires apparaissent ovales et ne deviennent circulaires que lors du passage de l'onde sanguine. La déformation élastique de la paroi expliquerait pour une bonne part l'amortissement de l'écoulement par saccades du sang venant du cœur, ce qui permettrait une perfusion continue des capillaires pulmonaires (en fait il semble que la pulsation de pression soit très amortie mais pas la pulsation de débit). Il ne faut pas oublier que le poumon est une surface d'échange. Le sang est filtré au niveau des capillaires pulmonaires. L'excédent de liquide interstitiel représente environ 0,5 L par jour et est repris par les vaisseaux lymphatiques.

La circulation systémique comprend 3 parties :

- le réseau artériel (de l'aorte aux artérioles) : réseau ramifié pour lequel la composante élastique domine (faible innervation et faible musculature). La pression moyenne y est maintenue étroitement autour de 12,5 kPa. Le débit y est pulsatif (variations dans l'aorte : 9-15 kPa, dans l'artère radiale : 8-18 kPa pour des vitesses oscillant respectivement entre -10-120 cm/s et -2-30 cm/s, les valeurs négatives correspondant au reflux de l'ondée sanguine). La résistance à l'écoulement y est faible et la vitesse élevée). Le pouls est une onde de pression qui se propage très rapidement (10 à 40 m/s et donc beaucoup plus vite que l'ondée sanguine...) depuis le cœur vers la périphérie.

- le réseau artériolaire (diamètre compris entre 10 et 100 μm) dit "résistif" car il est caractérisé par une capacité à modifier son diamètre (et donc la résistance à l'écoulement) d'une part par la contraction des fibres lisses de la paroi des artérioles, richement innervées (vasomotricité = vasoconstriction / vasodilatation), et d'autre part par la présence de très nombreux sphincters (petits muscles lisses circulaires à commande nerveuse individualisée) situés juste avant les capillaires. Il semble que ce soit réellement le système de contrôle de l'irrigation des organes : on pourrait donc plutôt le qualifier d'adaptatif et non de résistif.

- le réseau capillaire est extrêmement ramifié, très résistif mais peu contrôlable (peu adaptable), la paroi des capillaires étant quasiment limitée à l'endothélium vasculaire, son rôle essentiel semble bien être d'assurer les échanges entre le sang et le liquide interstitiel, véritable milieu intérieur où vivent les cellules. La vitesse d'écoulement du sang y est très faible (de l'ordre de quelques mm/s) et la pression minimale.

2 - Maquette expérimentale du phénomène artériel

Nous avons voulu montrer le rôle des artères dans la régulation du débit sanguin (sang envoyé par le cœur régulé par l'artère avant d'arriver dans les capillaires). Afin de mettre en évidence ce changement de débit nous avons pris deux petits tuyaux en polyéthylène de faible diamètre (10 mm) fixés à une plaque.



L'un des tuyaux est directement relié au robinet : lorsque l'on fait varier le débit du robinet, cette variation est intégralement reportée en sortie du tube.

L'autre tube est connecté à un ballon de baudruche, très souple (nous avons beaucoup de difficulté à nous le procurer), qui modélisera une artère et pourra influencer sur le débit d'eau. Lorsqu'on envoie de l'eau par à-coups, on remarque cette fois que le débit à la sortie du tuyau est pratiquement régulier.

Cela veut dire qu'une artère élastique permet bel et bien de réguler l'arrivée d'un liquide dans les capillaires plus petits qui ne pourraient pas encaisser un tel changement de débit

3 - Etude théorique et expérimentale

Définition

Condensateur : les condensateurs sont constitués de deux feuilles métalliques, les armatures, séparées par un isolant. Les armatures portent des charges opposées qui créent la tension u aux bornes du condensateur.

Dipôle RC : C'est un dipôle constitué d'un condensateur et d'une résistance.

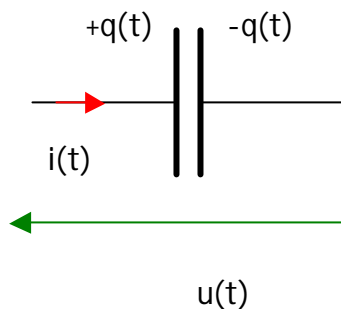


Schéma du condensateur et conventions

Note : un condensateur est soumis aux conventions d'un dipôle récepteur.

Lois associées aux condensateurs et aux dipôle RC

Capacité d'un condensateur : la charge d'un condensateur est proportionnelle à la tension à ses bornes (suivant les notations du schéma).

q : charge en coulombs (C)

$$q(t) = C \cdot u(t) \quad C : \text{capacité du condensateur en farads (F)}$$

u : tension en volts (V)

Relation courant-tension pour un condensateur : l'intensité i du courant qui « traverse » le condensateur et la tension u à ses bornes sont liées par la relation constitutive du condensateur :

C : capacité du condensateur en farads (F)

$$i(t) = \frac{dq(t)}{dt} = C \cdot \frac{du(t)}{dt} \quad i(t) : \text{intensité du courant en ampère (A)}$$

$\frac{du(t)}{dt}$: dérivée de u(t) par rapport au temps (V.s⁻¹)

Énergie d'un condensateur : $E_c = \frac{1}{2} C \cdot u^2$ E_c s'exprime en joules (J)

La constante de temps du dipôle RC : la constante de temps caractérise la rapidité de la charge (ou de la décharge) du condensateur à travers le conducteur ohmique. On estime qu'à partir de cinq fois la constante un condensateur est chargé (ou déchargé).

$t = RC$ τ est la constante de temps en seconde (s)

Réponse d'un dipôle RC à un échelon de tension :

Nous avons réalisé les expériences de charge et de décharge d'un dipôle RC. Les graphiques ci-dessous en sont les résultats.

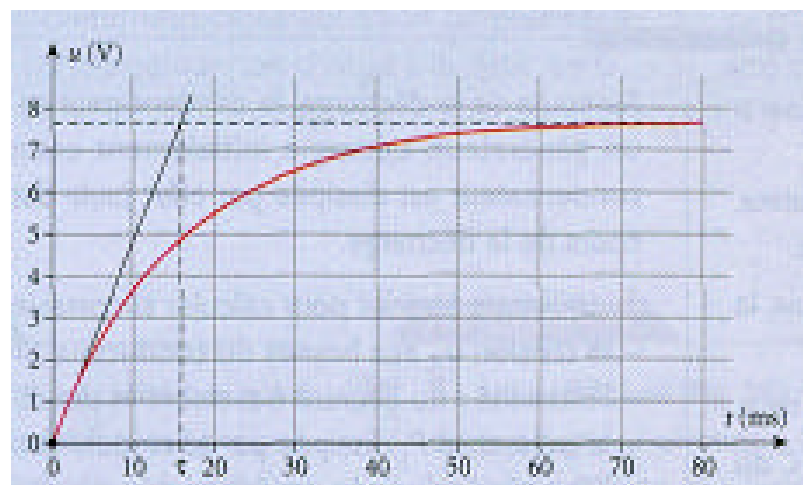
1- Charge d'un condensateur

Equation différentielle :

$$u(t) + RC \frac{du(t)}{dt} = E$$

Expression de u(t) :

$$u(t) = E (1 - e^{-t/RC})$$



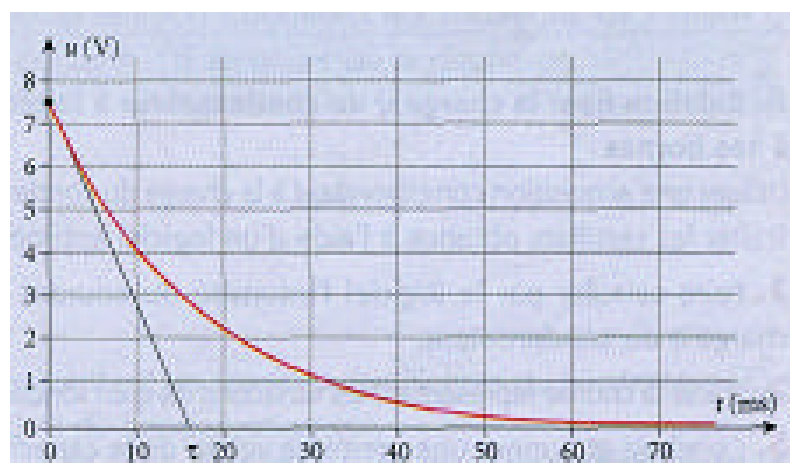
2- Décharge d'un condensateur

Equation différentielle :

$$u(t) + RC \frac{du(t)}{dt} = 0$$

Expression de u(t) :

$$u(t) = E e^{-t/RC}$$

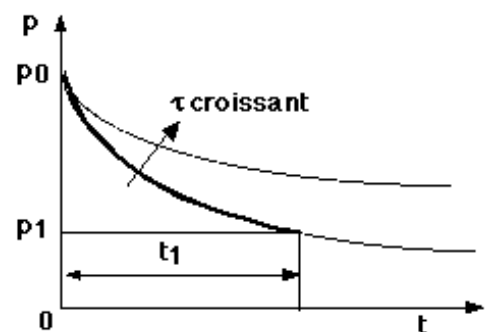
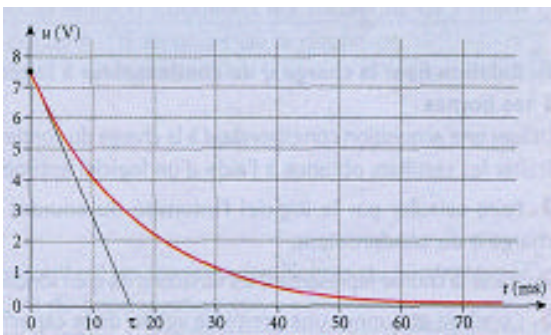
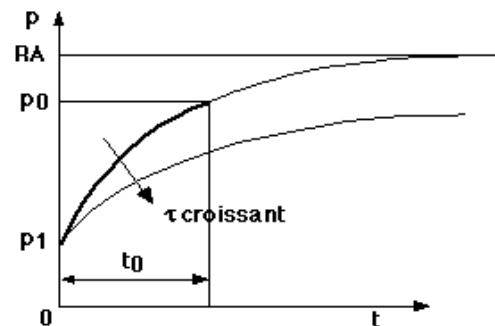
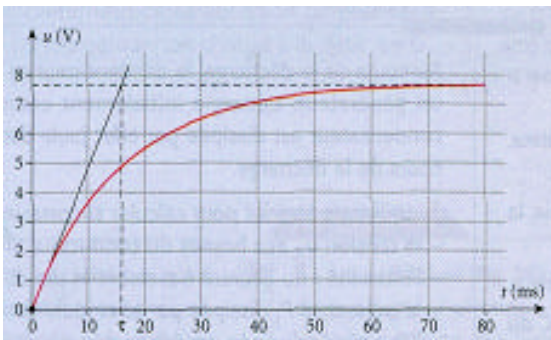


4 - Le parallèle entre systole - diastole et les dipôles RC

Lorsque les artères reçoivent le sang qui vient du cœur, en un débit discontinu de pression variable, trop importante pour être reçue directement par les capillaires, elles amortissent la pression grâce à leurs propriétés élastiques et le renvoie aux capillaires en un débit continu et une pression assez faible pour être supporté par ces petits vaisseaux.

On peut observer un phénomène similaire avec un condensateur dans un circuit électrique composé d'une résistance et d'un condensateur. Le rôle du condensateur peut être assimilé à celui des artères dans le corps humain, la résistance permettant de visualiser la charge plus clairement. En effet, on peut assimiler la courbe de charge et de décharge, du condensateur à celle de la variation de pression dans les artères.

Correspondance entre les courbes



Que nous ont apportés les Olympiades de physique ?

Les Olympiades de physique ont consisté à avoir bon un esprit d'équipe, en effet, la formation d'un groupe soudé et la recherche d'un sujet intéressant pour chacun, est la base de tout travail efficace et approfondi.

Nous concédons que « ce voyage scientifique » n'a pas été de tout repos et de plus nous avons parfois buté sur certains points de nos recherches qui ont mis le groupe à l'épreuve.

Ce sont là, les seules légères difficultés que nous ayant rencontrées tout au long de la démarche. Heureusement, les quelques études théoriques de formules mathématique ont été ponctuées de plusieurs rencontres avec des chercheurs du domaine médical. Ces Olympiades nous ont montrés les prémices d'un futur travail expérimental de chercheur.

Nous remercions notre professeur de physique M. Vassiaux pour ses remarques pertinentes et son soutien morale, qui nous a permis d'avancer dans nos recherches. Ainsi que toutes les personnes que nous avons rencontrés et qui ont permis d'étayer notre sujet.

Nous remercions aussi toutes les sociétés participant aux Olympiades de physique pour leur soutien financier.



Sources

<http://imagerie-cv.univ-lyon1.fr>
www.prolune.org/epo.htm
www.hema-quebec.qc.ca
<http://www.devinci.fr>
<http://www.u-picardie.fr>
<http://www.seed.slb.com>
<http://www.servicevie.com>
<http://home.tiscali.be/jp.boseret>

La rhéologie du sang
Image globules rouges
Image plasma
Fluides newtoniens
Fluides newtoniens
Viscosité par chute de caillou
Image analyse sanguine
Image sang