

# Circulation dans les vaisseaux du corps humain

## Circulation in the vessels of the human body

Roger Prud'homme<sup>1</sup>, François Boustani<sup>2</sup> et Stéphane Vincent<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Anciennement Directeur de Recherches Emérite, Jean Le Rond d'Alembert Institute, UMR 7190 CNRS, Sorbonne Université, [roger.prudhomme@sorbonne-universite.fr](mailto:roger.prudhomme@sorbonne-universite.fr)

<sup>2</sup> Cardiologie et historien, Montrouge

<sup>3</sup> Professeur des universités au Laboratoire Modélisation et Simulation Multi Echelle (MSME) rattaché à l'Université Gustave Eiffel

**RÉSUMÉ.** La circulation sanguine a passionné les esprits depuis les Égyptiens, mais il fallut attendre le XVIIème siècle et William Harvey pour avoir une vue cohérente en même temps qu'une véritable révolution en médecine. Après un bref historique, une description précise du cœur, moteur du mouvement, nous a semblé indispensable, suivie de celle des vaisseaux multiples et variés dans lequel le sang s'écoule et échange avec les organes. S'en suit une section de mécanique des fluides et une conclusion incitative.

**ABSTRACT.** Blood circulation has fascinated minds since the Egyptians, but it was not until the seventeenth century and William Harvey to have a coherent view at the same time as a real revolution in medicine. After a brief history, a precise description of the heart, the motor of movement, seemed indispensable, followed by that of the multiple and varied vessels in which the blood flows and exchanges with the organs. This is followed by a fluid mechanics section and an incentive conclusion.

**MOTS-CLÉS.** circulation sanguine, cardiologie, biomécanique, rhéologie, viscoélasticité, écoulement polyphasique.

**KEYWORDS.** blood circulation, cardiology, biomechanics, rheology, viscoelasticity, multiphase flow.

### Liste des symboles

Symbole	Signification	Symbole	Signification
$A, A_0$ $m^2$	Aire de section droite, aire de référence	$k$ $N.m^{-2}.s$	Viscosité de volume
$\vec{\mathbf{D}}$ $s^{-1}$	Tenseur des taux de déformation	$\Delta l$ $m$	Longueur de conduite
$E$ $Pa$	Module d'Young	$\lambda$ $W.m^{-1}.K^{-1}$	Conductivité thermique
$\vec{f}$ $N.m^{-3}$	Force à distance	$\phi$ $m^2.t^{-1}$	Potentiel de vitesse, coefficient viscoélastique
$h$ $J.kg^{-1}, m$	Enthalpie , épaisseur artérielle	$\mu$ $kg.m^{-1}.s^{-1}$	Viscosité de cisaillement
$p$ $Pa$	Pression thermodynamique	$\rho$ $kg.m^{-3}$	Masse volumique,
$\vec{\mathbf{P}}$ $Pa$	Tenseur des pressions	$\Sigma$ $N.m^{-1}$	Tension de surface
$Q$ $m^3.t^{-1}$	Débit volume	$\pi$ $Pa$	Pression normale moyenne
$\vec{q}$ $W.m^{-2}$	Flux de chaleur	$\Lambda$ sans dim.	Coefficient de perte de charge
$R=8,314 J.mol^{-1}.K^{-1}, R$ $m$	Constante des gaz, Rayon d'une conduite	$\nu$ sans dim. $m^2.s^{-1}$	Coefficient de Poisson, Viscosité cinématique
$S$ $J.K^{-1}$	Entropie	$e$ $J.kg^{-1}$	Energie interne massique

T	K	Température absolue	$r, z$ $\theta$	m.s <sup>-1</sup> rad	Coordonnées cylindriques
$t$	s	Temps	$u, v, w$ 1	m.s <sup>-1</sup>	Composantes cartésiennes de vitesse
$\vec{v}, \vec{U}$	m.s <sup>-1</sup>	Vecteur vitesse	$U_r, U_\theta, U_z$	m.s <sup>-1</sup>	Composantes cylindriques de vitesse
V	N.m <sup>-2</sup>	Potentiel de force à distance	V	m <sup>3</sup>	Volume
$x, y, z$	m	Coordonnées cartésiennes	$\dot{W}_s$	Pa.K <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup>	Taux de production d'entropie

## 1. Introduction

Les fluides du corps humain sont multiples : sérum physiologique, chyle, le sang, pour ne citer qu'eux.

Notre intérêt portera principalement sur le sang, qui est un milieu multiphasique, irrigant les diverses zones : cœur, muscles, poumons, cerveau.

Le cœur joue un rôle très particulier comme moteur de la circulation sanguine. Ses fonctions n'ont pas toujours été bien admises, ce qui motive un historique de la circulation sanguine.

Le sang peut parfois être considéré comme un milieu continu, cela dépend des tailles de ses hétérogénéités comparée à celles des conduits concernés.

Les vaisseaux sont principalement les artères, les veines et les vaisseaux capillaires. Leurs tailles et leurs structures sont différentes. Les parois de ces conduits sont en interaction permanente avec le sang.

La mécanique des fluides classique présente un intérêt évident lorsqu'il s'agit de relier la pression artérielle à la vitesse de circulation et à différentes pathologies. Mais les choses s'avèrent vite compliquées si l'on considère la complexité de comportement des vaisseaux eux-mêmes et le milieu multiphasique circulant <sup>i</sup>.

## 2. La circulation sanguine

### 2.1. Bref historique de la circulation sanguine

L'histoire de la découverte de la circulation du sang dans le corps humain dure plusieurs siècles depuis les Égyptiens, avec des échanges entre orient et occident.

Elle est décrite par plusieurs auteurs. On en trouve une description dans Wikipédia<sup>ii</sup>. L'une des meilleures narration se trouve dans un ouvrage de F. Boustani <sup>iii</sup>.

Deux étapes dans l'historique :

- 1) La doctrine de Claude [Galien](#) (Médecin grec de l'antiquité, 129-211), marquée par les conceptions des anciens grecs et d'Aristote. Gallien apporta une connaissance nouvelle à son époque car il « fera admettre définitivement la présence du sang dans les artères, mais en revanche inventa un passage fantaisiste à travers la cloison interventriculaire – erreur anatomique majeure, qui se perpétuera pendant quatorze siècles en Occident ! ». La conception de Galien apparaît clairement sur la figure 1.

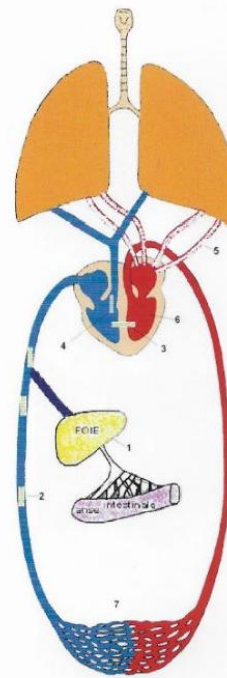
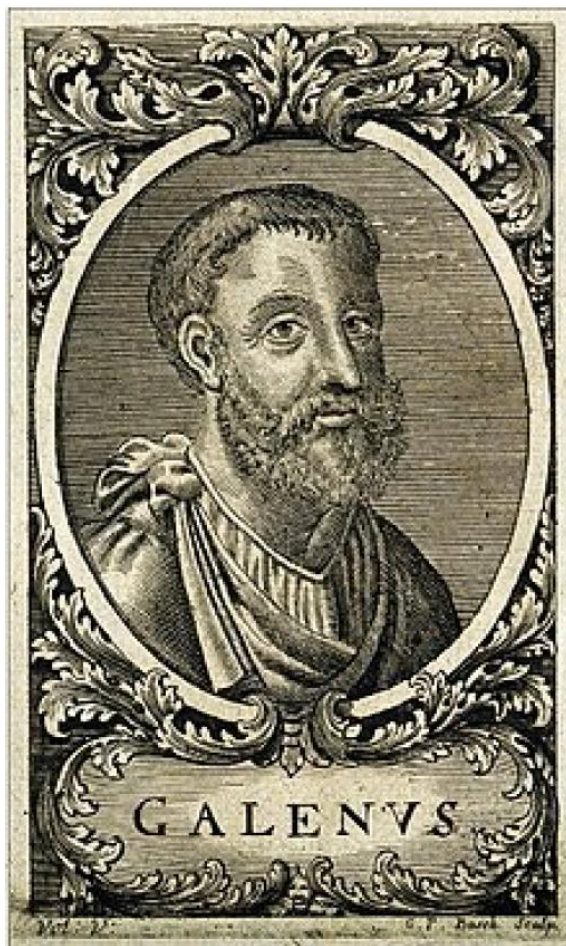


Schéma de la circulation du sang selon Galien

1. Le sang serait fabriqué dans le foie à partir des produits de la digestion, alors qu'en réalité il est produit dans la moelle osseuse.
2. Galien pense que le sang se déverse dans la veine cave, qui le conduit à la périphérie où il se consomme et disparaît, alors qu'en fait il suit le sens opposé et revient par la veine cave au cœur.
3. Le septum interventriculaire serait perméable alors qu'il est étanche et épais.
4. Il considère que seule une petite partie du sang passe dans l'artère pulmonaire pour irriguer les poumons à l'instar des autres organes, alors qu'en réalité toute la masse sanguine traverse les poumons pour subir l'oxygénation.
5. Les veines pulmonaires véhiculeraient l'air des poumons au ventricule gauche alors qu'en réalité elles acheminent le sang déjà oxygéné dans les poumons.
6. Pour lui, le ventricule gauche n'est pas une pompe mais une chaudière où le sang qui a transsudé à travers le septum interventriculaire subit l'opération de concoction au contact de l'air parvenu dans les cavités gauches par les veines pulmonaires. La chaleur produite est véhiculée dans l'aorte et les artères pour réchauffer tout l'organisme.
7. À tort, il considère que le sang arrivé en périphérie se consomme et disparaît alors qu'en réalité il circule et revient par les veines vers le cœur.

**Figure 1.** Gravure par Georg Paul Busch<sup>1</sup>. La circulation sanguine vue au début de notre Ère<sup>2</sup>.

- 2) La découverte géniale de William Harvey (Médecin et physiologiste anglais, 1578-1667), s'appuyant sur la mise en évidence de la circulation pulmonaire au XVIème siècle, qui conduisit à la conception moderne de la circulation sanguine schématisée sur la figure 2. La méthode scientifique de Harvey : Harvey est le premier à introduire la méthode quantitative en médecine<sup>3</sup>.

Le sang ayant irrigué le corps remonte par la veine cave vers le cœur et y pénètre par l'oreillette droite. Il y progresse par une valve dans le ventricule droit qui, *en se contractant*, l'éjecte vers les poumons par l'artère pulmonaire. Là il échange son CO<sub>2</sub> contre de l'oxygène par un réseau de capillaires et les alvéoles pulmonaires, puis il est reconduit au cœur - dans l'oreillette gauche - par les veines pulmonaires. Ce sang oxygéné passe, en franchissant une valvule, dans le ventricule gauche qui, *en se contractant*, l'éjecte dans le corps (organes, muscles, cerveau), qu'il irrigue au cours d'échanges par des réseaux de capillaires et enfin ressort désoxygéné. Remarquons que l'analyse chimique<sup>iv</sup> ne fut possible que beaucoup plus tard<sup>4</sup>.

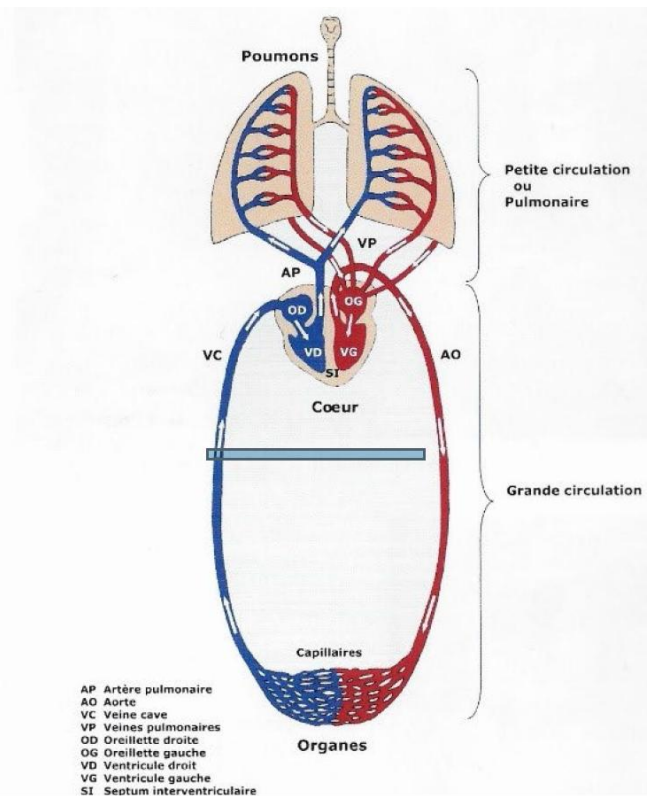
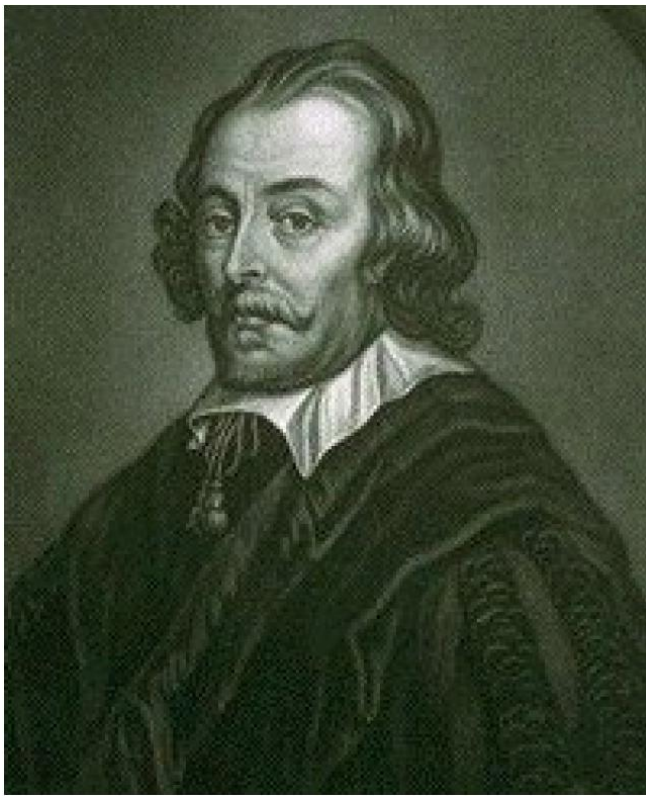
<sup>1</sup> Tiré de [Claude Galien — Wikipédia \(wikipedia.org\)](https://fr.wikipedia.org/wiki/Claude_Galien)

<sup>2</sup> Schéma tiré du livre de F. Boustani (réf. iii)

<sup>3</sup> La simultanéité de ces deux aspect de la révolution de la médecine : la découverte et les mesures, a quelque chose de semblable avec la révolution de la chimie opérée par Lavoisier près de deux siècles plus tard : découverte et mesures quantitatives.

<sup>4</sup> Notons d'une part que Harvey n'a pas pu lui-même observer les vaisseaux capillaires. En effet cette observation n'a été possible que postérieurement, en 1661 grâce à l'invention du microscope. D'autre part, on ne connaissait pas alors l'oxygène ni le CO<sub>2</sub> à l'époque de Harvey et c'est à partir de la fin du XVIIIème siècle, avec [Antoine Lavoisier](https://fr.wikipedia.org/wiki/Antoine_Lavoisier), que l'analyse chimique permit de préciser la nature des échanges au niveau des capillaires. Aujourd'hui la mesure du taux d'oxygénation du sang est devenue banale dans les hôpitaux.





**Figure 2.** *Portrait de William Harvey<sup>5</sup>. Vue actualisée de la circulation sanguine<sup>6</sup>.*

Ce processus bien synchronisé se produit environ une fois par seconde durant toute la vie.

Un historique plus détaillé mettrait en évidence que cette révolution dans les concepts a été le résultat des travaux et des réflexions de nombreux savants.<sup>7</sup> L'encadré suivant donne les dates et les origines des savants qui ont marqué le domaine.

<sup>5</sup> Extrait de [William HARVEY \(1578-1657\) \(medarus.org\)](https://medarus.org/William-HARVEY-1578-1657/)

<sup>6</sup> Schéma tiré du livre de F. Boustani (réf. iii)

<sup>7</sup> « Toutes les découvertes, antérieures à Harvey, ne diminuent pas la gloire de ce grand homme. Il n'y a que bien peu de découvertes jaillissant tout entières du cerveau d'un seul homme, comme Minerve sortit tout armée du front de Jupiter. Elles sont préparées, mûries, pressenties depuis longtemps ; puis un homme arrive qui réunit les faits épars, reprend, discute, éclaircit les idées confuses de ses prédécesseurs inconscients, et enfin établit la vérité. Tel a été le rôle de Harvey. » [Tiré de « La découverte de la circulation du sang » Ch. Richet qui cite en particulier Michel Servet et André Césalpin à propos de la circulation pulmonaire].

Les [Égyptiens](#) avaient identifié le sang comme source de vie et siège de l'âme.

Grèce antique :

- [Aristote](#) [(-384)-(-322), philosophe et [polymathe](#) grec de l'antiquité]
- [Hippocrate](#) [(-460)-(-317), père de la médecine, philosophe]
- [Hérophile](#) [(-IV), médecin, palpation du pouls ]
- [Erasistrate de Keos](#) [(-320)-(-250), médecin, anatomiste, valves veineuses]
- [Galien](#) [131-201, décrit le réseau de veines et d'artères à partir de la dissection de porcs]

Médecins musulmans :

- [Avicenne](#) [Perse, 980-1037, médecin philosophe, compatibilité de la médecine avec le monothéisme]
- [Avenzoar](#) [Séville, 1073-1162, médecin expérimentateur]
- [Ibn Al-Nafis](#) [Syrie, 1210-1288, circulation pulmonaire, artères coronaires, circulation capillaire]

Europe :

- André Vésale [ Belgique, [Andreas Vesalius](#), 1514-1564, adapte la théorie physiologique de Galien à ses nouvelles observations]
- [Amato Lusitano](#) [Espagne et Portugal, 1511-1568, les veines ont des valvules qui obligent le sang à retourner vers le cœur]
- [Michel Servet](#) [Espagne, 1511-1553 (brûlé vif pour hérésie), petite circulation sanguine]
- [Realdo Colombo](#) [Italie, 1510-1559, décrit parfaitement la circulation pulmonaire]
- [Andrea Cesalpino](#) [Italie, 1519-1603, circulation, rôle du cœur]
- [William Harvey](#) [Angleterre, 1578-1657, 1<sup>ère</sup> description complète du système circulatoire]
- [Marcello Malpighi](#) [Italie, 1628-1694, médecin, les capillaires au microscope en 1661]

## 2.2. Le cœur, moteur du mouvement

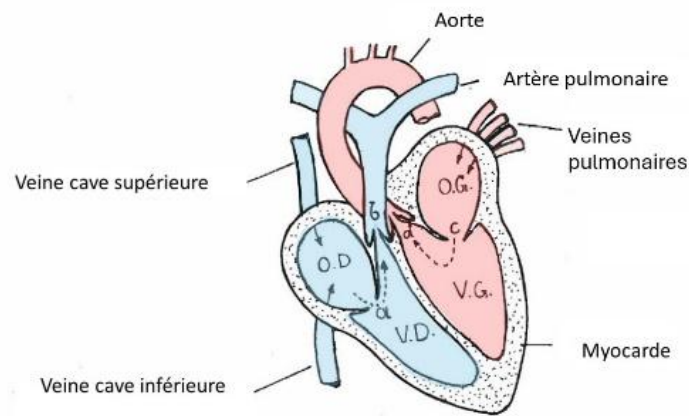
### 2.2.1. Le muscle cardiaque

« Le cœur est un muscle comportant quatre cavités : deux ventricules et deux oreillettes, communiquant chacune avec un ventricule par des valves (Figure 3).

Sur le plan mécanique il forme un système de deux pompes montées en série, chacune débitant dans l'autre par l'intermédiaire du réseau systémique ou du réseau pulmonaire.

Ces deux pompes peuvent opérer dans un large domaine de débit, de 5l/mn au repos pouvant atteindre 25 l/min à l'effort, mais il faut noter que leur débit doit être exactement le même, sauf pour de petites durées. Elles sont agencées et fonctionnent grossièrement de la même façon : une chambre à basse pression, l'oreillette, qui reçoit le sang venant des veines; une chambre à haute pression, le ventricule, qui envoie le sang dans les artères.

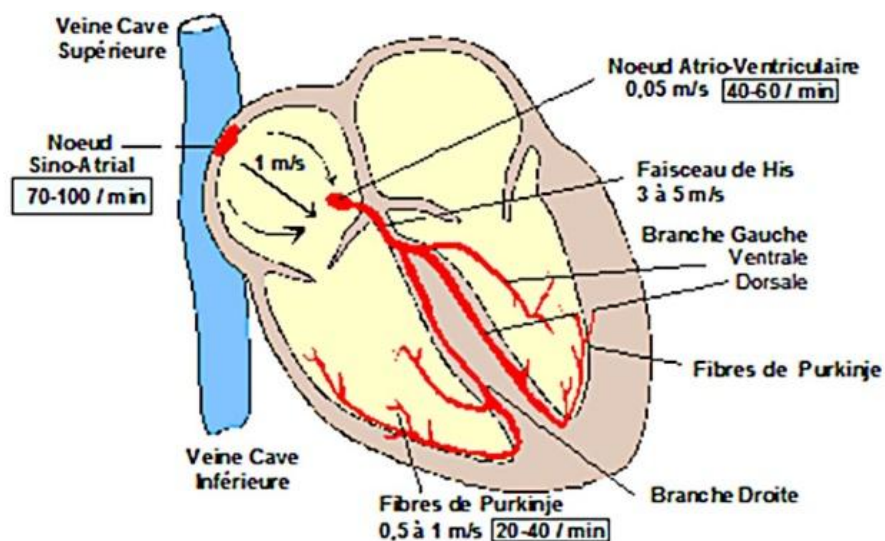
Les oreillettes sont relativement compliantes et leur paroi est mince. Les ventricules au contraire ont des parois épaisses et musculeuses dont l'orientation des fibres tourne de 180° de la face interne (endocarde) à la face externe (épicarde), disposition qui assure au muscle cardiaque une action dans toutes les directions du plan tangent. »



**Figure 3.** Coupe du cœur, schéma selon Comolet (réf. i).  
a. Valve tricuspide, b. Valve pulmonaire,  
c. Valve mitrale, d. Valve aortique

### 2.2.2. Le tissu nodal

La contraction est provoquée par une excitation prenant naissance dans un tissu nerveux spécialisé (tissu nodal) de la paroi de l'oreillette droite et qui se propage dans le muscle myocardique à la vitesse de 1 m/s environ, ce qui fait que les contractions des différentes fibres musculaires sont relativement synchrones. » [D'après R. Comolet (réf. i)].

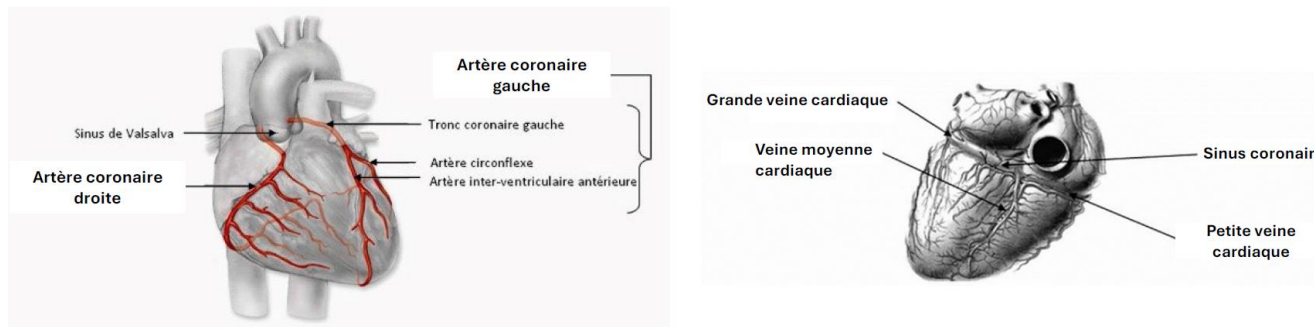


**Figure 4.** Le tissu nodal cardiaque

Le tissu nodal (Figure 4) est un tissu cardiaque intra pariétal qui donne naissance et conduit les impulsions électriques engendrant la contraction myocardique <sup>v</sup>. Il est constitué du nœud sino-auriculaire dit de Keith et Flack localisé dans la paroi de l'oreillette droite au niveau de l'abouchement de la veine cave supérieure. Celui-ci est relié par 3 faisceaux de fibres cheminant dans la paroi de l'oreillette droite au nœud auriculo-ventriculaire dit d'Aschoff-Tawara à la jonction oreillette et ventricule droits, proche de la valve septale tricuspide et de l'abouchement du sinus coronaire. De ce nœud naît le tronc du faisceau de His qui se subdivise en 2 branches droite et gauche destinées respectivement et par l'intermédiaire du réseau de Purkinje à la contraction myocardique des ventricule droit et gauche<sup>vi</sup>.

### 2.2.3. Les coronaires

Le muscle cardiaque est irrigué par un réseau de petites artères coronaires<sup>vii</sup> issues de l'aorte proche<sup>8</sup>, le retour se faisant par un réseau de veinules coronaires (Figure 5).



**Figure 5.** Les artères coronaires et le réseau coronaire veineux [réf vii].

### 2.2.4. Le cycle cardiaque : détails sur les diastoles et systoles<sup>viii</sup>.

« Le cycle cardiaque correspond à un seul battement et dure environ une seconde. Il comprend quatre phases principales :

- La diastole ventriculaire : correspond à la relaxation des ventricules cardiaques. Les oreillettes se contractent, ce qui pousse le sang dans les ventricules. Les valves auriculo-ventriculaires (valves mitrale et tricuspide) s'ouvrent, permettant au sang de remplir les ventricules.
- La systole ventriculaire : est marquée par la contraction des ventricules. Les valves auriculo-ventriculaires se ferment pour empêcher le reflux de sang vers les oreillettes. Les valves sigmoïdes (valves aortique et pulmonaire) s'ouvrent, permettant au sang de quitter les ventricules et d'être éjecté dans les artères aortique et pulmonaire.
- La diastole : après la systole ventriculaire, les ventricules se relâchent. Les valves sigmoïdes se ferment pour empêcher le reflux de sang des artères vers les ventricules. Les oreillettes se remplissent à nouveau de sang provenant des veines.
- La systole auriculaire : juste avant le début du cycle cardiaque suivant, les oreillettes se contractent brièvement pour terminer le remplissage des ventricules. Cela assure un apport maximal de sang dans les ventricules avant la prochaine contraction.

En résumé, la diastole est la phase de relaxation et de remplissage du cœur, tandis que la systole est la phase de contraction et d'éjection du sang. Ces deux phases travaillent en harmonie pour maintenir la circulation sanguine à travers le corps. »

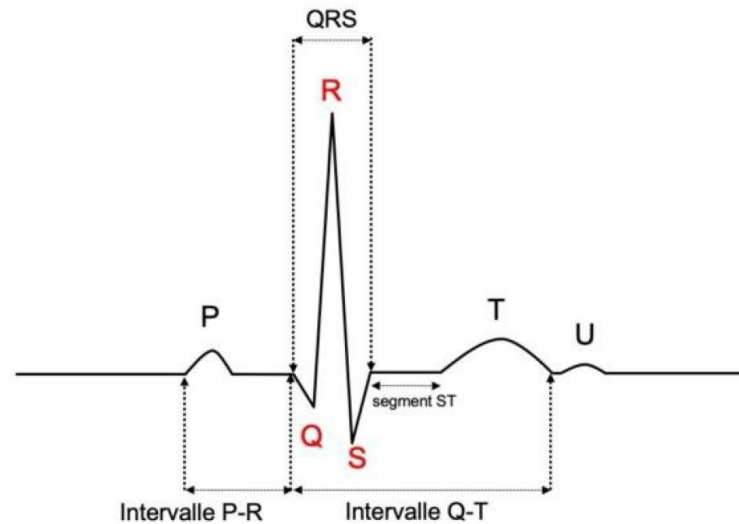
### 2.2.5. L'électrocardiogramme

« Un électrocardiogramme est une représentation graphique de l'**activation électrique du cœur** à l'aide d'un [électrocardiographe](#). Cette activité est recueillie sur un patient allongé, au

<sup>8</sup> Elle peuvent présenter des rétrécissements dus à l'athérome, des spasmes responsables d'un angor (angine de poitrine) ou une occlusion à l'origine d'un infarctus du myocarde.



Par convention, la première **déflexion** négative est appelée **onde Q**, la première déflexion positive **onde R** (la seconde R'), la négativité suivant l'onde R, **onde S**



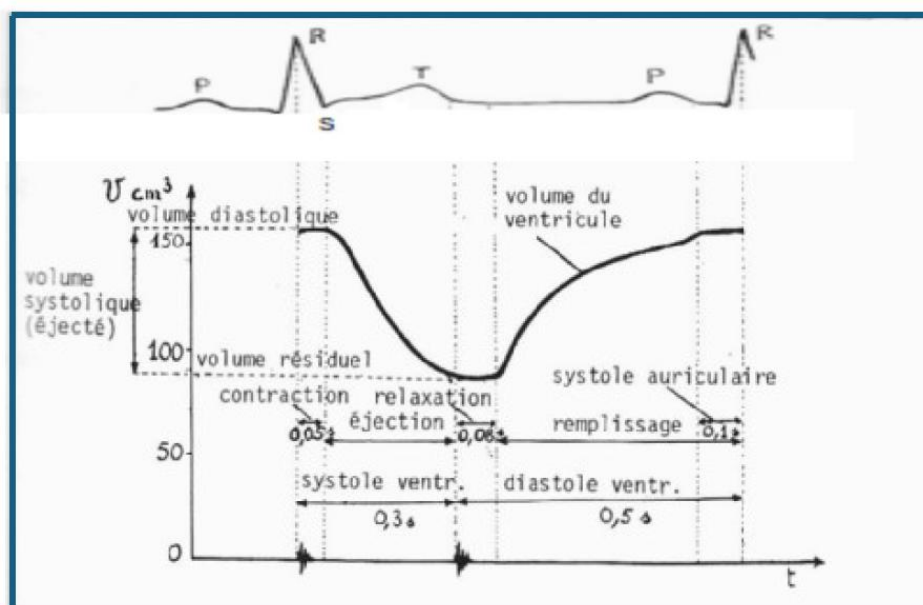
**Figure 6.** ECG : enregistrement des déflexions au cours d'un cycle cardiaque [extrait de<sup>ix</sup>]

repos, par des **électrodes** posées à la surface de la peau. L'ECG standard enregistre des signaux électriques (**déflexions**) dans au moins douze **dérivations**, dont six dans le plan frontal ([électrodes des membres](#)) et six dans le plan horizontal ([électrodes précordiales](#)) sur un patient allongé au repos.

La figure 6 montre la succession des signaux électriques enregistrés au cours du temps dans un électrocardiogramme classique. On observe les « ondes » P, Q, R, S au cours d'un cycle cardiaque. »

Dans son ouvrage (réf. i, page 71), Raymond Comolet, met bien en évidence les éléments d'électrocardiogramme avec les pressions respectives de l'oreillette et du ventricule gauche, et de l'aorte avec le tracé d'électrocardiogramme. Il fait également les rapports de ce tracé avec les volumes ventriculaires (voir la figure 7).

L'activité électrique peut être imprimée directement sur papier millimétré ou numérisée. Un tracé ECG standard correspond généralement à l'activité électrique du cœur pendant 10 sec, soit une dizaine de battements.



**Figure 7.** Caractéristiques volumiques du battement du ventricule gauche [extrait de réf. i fig. V-4]



L'intérêt de l'électrocardiogramme est multiple en cardiologie comme souligné dans la référence ix, tant pour les diagnostics (des syncopes et des arythmies, des maladies cardiaques diverses) que pour le dépistage.

## 2.3. Les fluides

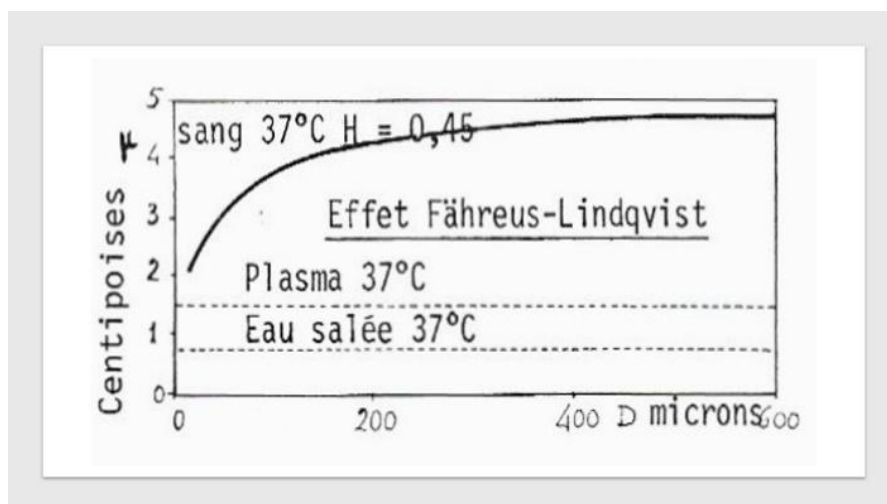
### 2.3.1. Le sang

« Le *sang* est un liquide biologique vital qui circule continuellement dans les vaisseaux sanguins et le cœur, notamment grâce à la pompe cardiaque. Il est composé d'un fluide aqueux, le plasma, et de très nombreuses cellules, principalement les globules rouges (hématies), qui lui donnent sa couleur et transportent l'oxygène et le dioxyde de carbone, mais aussi divers globules blancs (leucocytes) participant à la défense de l'organisme et les thrombocytes (plaquettes).

Ce liquide transporte le dioxygène ( $O_2$ ) et les éléments nutritifs nécessaires aux processus vitaux de tous les tissus du corps, ainsi que les déchets, tels que le dioxyde de carbone ( $CO_2$ ) ou les déchets azotés, vers les sites d'évacuation (reins, poumons, foie, intestins). Il permet également d'acheminer les cellules et les molécules du système immunitaire vers les tissus, et de diffuser les hormones dans tout l'organisme.

Chez l'adulte, c'est la moelle osseuse qui produit les cellules sanguines au cours d'un processus appelé l'hématopoïèse. Hors de la moelle, le sang est dit périphérique. »<sup>x</sup>

La rhéologie<sup>9</sup> du sang fait l'objet du chapitre IV de l'ouvrage de Raymond Comolet [réf. i], qui contient, outre la composition du sang, une partie « Viscosimétrie » et certains résultats sur les lois de comportement qui le régissent : newtonien (facteurs influençant sa viscosité) et non-newtonien (effet Fåhræus-Lindqvist<sup>xi</sup> ; voir la Fig. 8), ainsi que diphasique.<sup>10</sup>

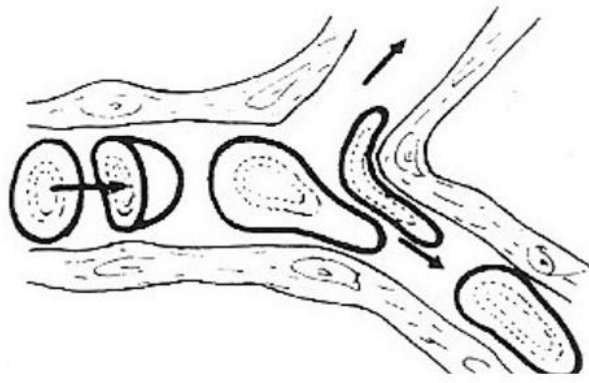


**Figure 8.** Diminution de la viscosité  $\mu$  du sang avec la diminution du diamètre  $D$  du tube d'écoulement [extrait de la réf. i]

<sup>9</sup> La **rhéologie** est la science des déformations et écoulements de la matière, des contraintes qui en résultent et des efforts qu'il faut lui appliquer pour les obtenir. C'est la science des déformations et écoulements de la matière, des contraintes qui en résultent et des efforts qu'il faut lui appliquer pour les obtenir. C'est ainsi une branche de la mécanique des milieux continus qui a trait aux relations entre la contrainte, la déformation et l'écoulement de la matière.

[<https://www.aquaportail.com/dictionnaire/definition/4681/rheologie>]

<sup>10</sup> Des précisions à ce sujet sont données dans les sections 3.5 à 3.7.



**Figure 9.** Déformation des hématies pénétrant dans les capillaires [extrait de Comolet (réf. i)]

### 2.3.2. Les autres fluides

Parmi les fluides autres que le sang, signalons les canaux lymphatiques<sup>11</sup>, et parmi ces derniers les vaisseaux chylifères.

L'eau, les sels minéraux, le glucose, les acides aminés pénètrent par diffusion dans les capillaires sanguins de la villosité. C'est la voie sanguine.

Les produits de la digestion des graisses s'unissent aux sels biliaires et passent dans le chylifère central de la villosité<sup>12</sup>. C'est la voie lymphatique qui transporte le chyle de couleur laiteuse liée à sa charge en lipides. Le chyle est déversé dans le sang au niveau de la veine cave supérieure. Les sels biliaires sont récupérés par le foie et reviennent à la bile.

## 2.4. Les vaisseaux sanguins

La circulation du sang dans le corps se fait au moyen d'une multitude de vaisseaux, différents par leur diamètre, leurs structures pariétales, leur fonction. Les artères permettent l'expulsion du sang à partir du cœur vers le reste du corps. Le sang oxygéné est projeté du ventricule gauche par l'aorte vers les muscles et les organes qu'ils irriguent au moyen de conduits de taille décroissante, artérioles jusque capillaires. Le sang perd son oxygène au cours de cette irrigation et se charge de CO<sub>2</sub> et de toxines et repart vers le cœur (oreillette droite) au via les capillaires, des veinules et de veines se focalisant à la veine cave.

Passant de l'oreillette droite au ventricule droit, il est alors expulsé par les artères pulmonaires vers les alvéoles pulmonaires qu'il pénètre via artérioles et capillaires spécifiques. Il en ressort vers les veines pulmonaires parvenant à l'oreillette gauche puis au ventricule correspondant, etc.

### 2.4.1. Les artères et les veines

Les figures 10 et 11 sont extraites d'un document en ligne de la Fédération Française de Cardiologie<sup>13</sup>.

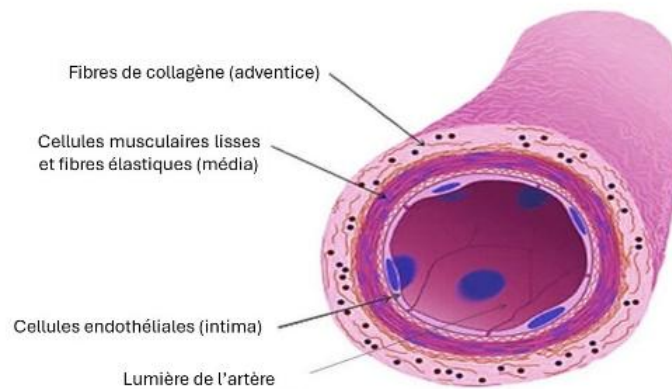
Une artère comprend (voir la figure 10) : -Une couche interne, l'intima : Composée notamment de collagène, le matériau qui donne sa rigidité aux tissus. Elle est recouverte d'un revêtement antiadhésif : l'endothélium, sur lequel glissent le sang et tout ce qu'il transporte -Une couche intermédiaire, la média :

<sup>11</sup> [https://fr.wikipedia.org/wiki/Vaisseau\\_lymphatique](https://fr.wikipedia.org/wiki/Vaisseau_lymphatique)

<sup>12</sup> Petites rugosités ou saillies qui couvrent certaines surfaces et qui leur donnent une apparence velue. Ici au niveau de l'intestin grêle.

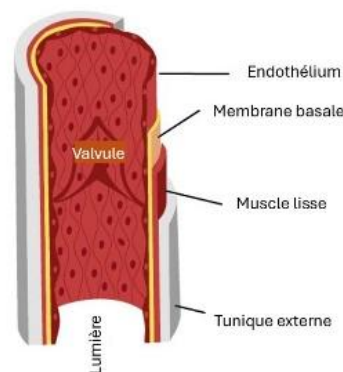
<sup>13</sup> [Les artères et les veines - FFC \(fedecardio.org\)](https://www.fedecardio.org/)

C'est la partie vivante de l'artère. Dotée d'une élasticité naturelle grâce à ses cellules musculaires lisses, elle permet à l'artère de modifier son calibre (lumière) et son état de tension, donc le niveau de pression du sang en se contractant et en se dilatant. -Une couche externe, l'adventice : Cette dernière sert à l'arrimage des artères sur les tissus qu'elles traversent.



**Figure 10.** *Structure d'une artère.*

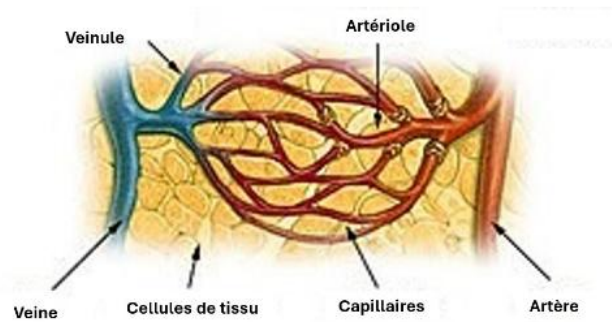
Les veines (surtout celles des membres inférieurs), ont un travail considérable à fournir, assistées de différents mécanismes (voir la figure 11) : - des valvules, situés le long des grosses veines des jambes empêchent le sang de refluer vers le bas, - le jeu naturel des muscles des jambes, des bras, du dos, de l'estomac, etc., agit en comprimant les veines quand nous sommes en mouvement... - lorsque nous marchons, la plante du pied, irriguée par de multiples vaisseaux sanguins, agit comme une éponge chassant le sang vers le haut à chaque nouveau pas.



**Figure 11.** *Structure d'une veine.*

#### 2.4.2. Les vaisseaux capillaires

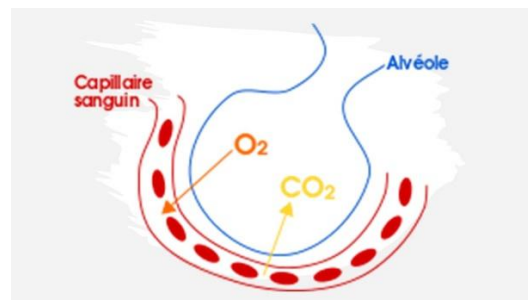
Les **capillaires** sont les plus fins et plus petits vaisseaux sanguins qui existent chez les vertébrés. Ils relient les veinules aux artérioles, fermant la boucle du réseau de la [circulation sanguine](#) (figure 12) ; ils sont agencés en réseaux arborescents dits « lits capillaires ». Ils constituent la partie du système sanguin artériel où la pression est la plus faible. Ces réseaux sont en constante réorganisation.<sup>xii</sup>



**Figure12.** Réseau capillaire connectant le système artériel (à droite, en rouge) et le réseau veineux (à gauche, en bleu). On distingue en orange les cellules.

On distingue trois types de capillaires sanguins :

1. Les **capillaires continus** : leurs cellules endothéliales sont jointives. Elles forment un revêtement uni et ininterrompu. On les trouve dans les muscles squelettiques, les muscles lisses, les tissus conjonctifs, les poumons (Figure 13). Ils sont parfois enveloppés de péricytes<sup>14</sup> dont le cytoplasme possède des protéines contractiles permettant une contractilité du vaisseau ;



**Figure 13.** Les échanges entre les alvéoles et le sang<sup>xiii</sup>

2. Les **capillaires fenestrés** : leur endothélium est percé de « micropores » (pores de diamètre 70 nm environ), ce qui rend ces capillaires très perméables aux liquides. On les trouve effectivement là où des transferts de liquides sont nécessaires, dans les organes impliqués dans la filtration ou des échanges de molécules : villosités de l'intestin grêle, glomérules rénaux, glandes endocrines, plexus choroïdes des ventricules cérébraux, procès ciliaires des yeux...

3. Les **capillaires sinusoides** : leur diamètre est le triple de ceux des autres capillaires. Leur paroi est inégale (et parfois absente), non linéaire avec parfois des espaces importants entre les cellules endothéliales (pores de 1 à 3 µm). Leur cohésion est assurée par les tissus environnants. Ces capillaires sont donc les plus perméables aux liquides et aux macromolécules. Ils sont présents dans le foie, la rate, les os et certaines glandes endocrines. On y voit aussi des macrophages qui phagocytent, pour les éliminer, les érythrocytes sénescents ou des bactéries qui auraient pu franchir la barrière cutanée ou une muqueuse.

Ces capillaires ont une forme et structure qui favorisent les transferts de macromolécules organiques du sang vasculaire vers le liquide du compartiment interstitiel des tissus (et inversement). On les trouve dans le foie, la rate, l'adénohypophyse, les glandes parathyroïdes, la moelle osseuse rouge.

<sup>14</sup> Cellules périvasculaires.



### 3. La mécanique des fluides et le corps humain

L'on dispose de multiples ouvrages de mécanique des milieux continus dus en particulier à P. Germain<sup>xiv, xv, xvi</sup> et plus spécifiquement de mécanique des fluides à un seul constituant, formant autant d'outils pour traiter de la circulation des fluides dans le corps humain avec des hypothèses simplificatrices. D'autres publications portent sur les écoulements multi composants homogènes ou hétérogènes<sup>xvii, xviii</sup>.

Une question est celle d'abord de savoir s'il y a un intérêt quelconque à modéliser complètement la circulation des fluides dans le corps humain. Et une autre est de savoir si c'est possible même partiellement ? En ce qui concerne le fluide sang, nous avons pu constater la complexité des configurations existantes comprenant les vaisseaux sanguins et le cœur.

Ensuite il faut voir que l'écoulement n'est ni permanent ni complètement pulsatoire et n'occupe directement qu'une partie des quinze litres du sang contenus dans le corps avec un débit cardiaque d'environ cinq litres et demi par mn (assurant les échanges nécessaires à la vie). Le tableau 1 fourni par Comolet [réf. i] d'après Folckow et Neil<sup>xix</sup> témoigne de la diversité des débits selon les organes irrigués.

ORGANES	POIDS	DEBIT SANGUIN AU REPOS cm <sup>3</sup> /mn	POURCENTAGE DU DEBIT CARDIAQUE
Cerveau	1400	750 (1500)	14
Coeur	300	250 (1200)	5
Foie	1500	1300 (5000)	} 23
Tube digestif	2500	1000 (4000)	
Reins	300	1200 (1500)	22
Muscles	3500	1000 (20000)	18
Peau	2000	200 (4000)	4
Squelette, tissu conjonctif	27000	800 (4000)	14
TOTAL	70000	5500	100

**Tableau 1.** Distribution du sang dans les différents organes du réseau systémique, pour un homme au repos de 70 kg. Dans la 3ème colonne, les valeurs entre parenthèses donnent le débit sanguin en cas de vasodilatation maximale.

Nous nous limiterons dans ce qui suit à la présentation d'équations et de résolutions utilisables pour décrire des parties du système circulatoire. Nous donnerons également des modélisations mises au point par différents auteurs.

#### 3.1. Equations de base

Nous ne développerons pas ici l'établissement des équations classiques de la mécanique des fluides. Celles-ci sont supposées connues en volume et aux limites, ainsi que les équations de bilan des interfaces.

Les équations de base présentées dans cette section ne sont applicables aux écoulements du sang dans les vaisseaux qu'au prix d'approximations drastiques. Chacune des hypothèses adoptées ne concernent que des zones spécifiques du système vasculaire.

Par exemple, les équations de Bernoulli présentées en section 3.2 pourront être appliquées dans des vaisseaux de *grands diamètres* par rapport à la taille des hématies. L'on peut alors

considérer des fluides simples (c'est-à-dire assimilables à des fluides à un seul constituant) ; on trouve alors des lois très utiles, permettant de relier directement la pression à la vitesse.

Pour établir les théorèmes de Bernoulli, nous utiliserons donc l'équation de bilan de quantité de mouvement d'un fluide continu non visqueux et sans dissipation thermique, de vitesse  $\vec{v}$ , de pression  $p$  et de masse volumique  $\rho$ , soumis au champ de forces à distance  $\vec{f}$  par unité de volume.

Une autre simplification peut être utile, celle des écoulements monodimensionnels, présentée en section 3.3.

En présence de dissipations (viscosité, diffusion), les équations deviennent plus complexes.

Enfin, lorsque les diamètres des vaisseaux deviennent comparables à ceux des globules rouges, l'hypothèse de la continuité de l'écoulement disparaît ; c'est le cas des vaisseaux capillaires (voir figure 9).

### 3.2. Les équations de Bernoulli

Ces équations concernent des fluides à un seul constituant non visqueux, appelés fluides parfaits, en écoulement laminaire, c'est-à-dire non turbulent.

#### 3.2.1. Généralités

On part de l'équation de la quantité de mouvement :  $\rho \frac{d\vec{v}}{dt} + \vec{\nabla} p = \rho \vec{f}$  et l'on suppose que le champ de forces à distance dérive d'un potentiel :  $\vec{f} = -\vec{\nabla} V$ . On en déduit :

$$\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \overrightarrow{\text{rot}} \vec{v} \times \vec{v} + \vec{\nabla} \left[ \frac{\vec{v}^2}{2} + \int \frac{dp}{\rho} + V \right] = \vec{0} \quad [1]$$

Posons<sup>15</sup> :

$$\mathcal{H} = \frac{\vec{v}^2}{2} + \int \frac{dp}{\rho} + V \quad [2]$$

L'équation de la quantité de mouvement devient :

$$\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \overrightarrow{\text{rot}} \vec{v} \times \vec{v} + \vec{\nabla} \mathcal{H} = \vec{0} \quad [3]$$

C'est de cette équation que l'on déduit *les deux théorèmes de Bernoulli*.

#### 3.2.2. Cas stationnaire : $\partial \vec{v} / \partial t = \vec{0}$

On multiplie scalairement par  $\vec{v}$  les deux membres de l'équation [3], et l'on obtient alors :

$$\vec{v} \cdot \vec{\nabla} \mathcal{H} = 0, \text{ ou } \frac{D\mathcal{H}}{Dt} = 0 \quad [4]$$

La quantité  $\mathcal{H}$  est constante le long des lignes de courant. Ceci est vrai que l'écoulement soit irrotationnel ou non, mais il est stationnaire. C'est le *premier théorème de Bernoulli*.

<sup>15</sup> Notons que si  $p = p(\rho)$  (fluide barotrope), l'enthalpie est :  $h = \int dp / \rho$ .

### 3.2.3. Cas instationnaire irrotationnel

On est ici instationnaire (mais la propriété sera valable aussi en stationnaire). Dans ce cas  $\vec{\nabla} \times \vec{v} = \vec{0} \rightarrow \vec{v} = \vec{\nabla} \phi$ , et :

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + \mathcal{H} = C(t) \quad [5]$$

C'est le second théorème de Bernoulli.

### 3.2.4. Remarques :

L'une des formes de l'équation de l'énergie est, pour des fluides parfaits :

$$\rho \frac{d(h + \vec{v}^2/2)}{dt} = \frac{\partial p}{\partial t} + \rho \vec{v} \cdot \vec{f}$$

- Si la force à distance dérive d'un potentiel  $\vec{f} = -\vec{\nabla} V$  et que l'écoulement est stationnaire,

alors :  $\mathcal{H} = \frac{v^2}{2} + \int \frac{dp}{\rho} + V = Cte$  sur les lignes de courant. Comme il y a isentropie (fluide parfait) :

$dh = T ds + \frac{1}{\rho} dp = \frac{1}{\rho} dp \Rightarrow h = \int \frac{dp}{\rho}$ . Idem précédemment. Il y a donc identité entre l'équation de Bernoulli stationnaire et l'équation de conservation de l'énergie sous forme enthalpique.

- Toutefois, si le fluide est incompressible on n'écrit pas l'équation de l'énergie et on prend

$$\mathcal{H} = \frac{\vec{v}^2}{2} + \frac{p}{\rho} + V$$

- En instationnaire :  $\frac{d(h + \vec{v}^2/2)}{dt} + \vec{v} \cdot \vec{\nabla} V - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial t} = 0$

### 3.3. L'approximation monodimensionnelle

Dans l'hypothèse d'un écoulement monodimensionnel (appelé aussi quasi unidimensionnel), les variables de l'écoulement sont quasi uniformes dans toute section droite. Ces variables sont donc des fonctions de  $x$  et  $t$ , respectivement abscisse curviligne et temps.

En régime continu, les équations de base sont les suivantes pour un fluide incompressible sans phénomènes dissipatifs :

- masse volumique constante  $\rho = Cte$
- continuité  $\rho U A = \dot{m} = Cte$  avec  $U = U(x, t)$ ,  $A = A(x, t)$
- énergie :  $h + \frac{U^2}{2} = h_0 \rightarrow \frac{1}{\rho} dp + U dU = 0$

Cela revient à considérer un tube de courant de section droite variable dans l'espace pour tenir compte de l'évolution spatiale le long du vaisseau sanguin, mais aussi de son évolution temporelle, ce qui est le cas par exemple dans l'aorte à la sortie du cœur qui se dilate et se rétracte au cours d'une pulsation ventriculaire.

- Conséquences pour le sang. Le sang des artères et des veines peut en première approximation être considéré comme un fluide incompressible ( $\rho = Cte$ ).

### 3.4. Problèmes de fluides visqueux

#### 3.4.1. Fluides simples dissipatifs

Le tenseur des pressions d'un fluide s'écrit ( réf. xxv, section 1.4.8) :

$$\vec{\vec{P}} = p \vec{\vec{1}} + (\pi - p) \vec{\vec{1}} + \left( \vec{\vec{P}} - \pi \vec{\vec{1}} \right), \quad \pi = 1/3 \text{tr} \left( \vec{\vec{P}} \right) \quad [6]$$

avec  $p$  : pression thermodynamique,  $(\pi - p)$  : pression de viscosité de volume,  $\vec{\vec{P}} - \pi \vec{\vec{1}}$ , tenseur des pressions de viscosité dynamique.

On écrit, pour un fluide newtonien,  $\vec{\vec{D}} = \left( \vec{\nabla} \otimes \vec{v} + \vec{\nabla} \otimes \vec{v} \right) / 2$  étant le tenseur des taux de déformation :

$$\pi - p = -k \vec{\nabla} \cdot \vec{v}, \quad \vec{\vec{P}} - \pi \vec{\vec{1}} = -2\mu \left( \vec{\vec{D}} - 1/3 \vec{\nabla} \cdot \vec{v} \vec{\vec{1}} \right) \quad [7]$$

On admet aussi la loi de Fourier pour les échanges thermiques:

$$\vec{q} = -\lambda \vec{\nabla} T \quad [8]$$

Ces relations peuvent se déduire directement de la TPI<sup>16</sup> linéaire, selon laquelle les flux généralisés (ici  $\pi - p$ ,  $\vec{\vec{P}} - \pi \vec{\vec{1}}$  et  $\vec{q}$ ) intervenant dans l'expression du taux de production d'entropie :

$$\dot{W}_S = -\frac{\pi - p}{T} \vec{\nabla} \cdot \vec{v} + \vec{q} \cdot \vec{\nabla} \left( \frac{1}{T} \right) - \frac{\left( \vec{\vec{P}} - \pi \vec{\vec{1}} \right)}{T} : \left( \vec{\vec{D}} - 1/3 \vec{\nabla} \cdot \vec{v} \vec{\vec{1}} \right) \quad [9]$$

sont des fonctions linéaires des forces généralisées conjuguées, avec une séparation des ordres tensoriels.

#### 3.4.2. Fluide incompressible visqueux

Utilisons  $\mathbf{U}$  de composantes  $u, v, w$  suivant  $x, y, z$  pour désigner la vitesse. On a :

$\rho = \text{Cte}$  ou  $\vec{\nabla} \cdot \vec{\mathbf{U}} = 0$  et l'on admet généralement  $T = \text{Cte}$ , donc  $\mu = \text{Cte}$ .

Les lois de comportement s'écrivent :

$$p - \pi = -k \vec{\nabla} \cdot \vec{\mathbf{U}} = 0, \quad \vec{\vec{P}} - \pi \vec{\vec{1}} = -2\mu \vec{\vec{D}} \quad [10]$$

$$\text{avec : } \underline{\underline{\mathbf{D}}} = \begin{pmatrix} u_{,x} & \frac{u_{,y} + v_{,x}}{2} & \frac{u_{,z} + w_{,x}}{2} \\ \frac{u_{,y} + v_{,x}}{2} & v_{,y} & \frac{v_{,z} + w_{,y}}{2} \\ \frac{u_{,z} + w_{,x}}{2} & \frac{v_{,z} + w_{,y}}{2} & w_{,z} \end{pmatrix}.$$

<sup>16</sup> Thermodynamique des processus irréversible



$$\text{Comme : } \underline{\nabla} \cdot \underline{\underline{\mathbf{D}}} = \begin{pmatrix} u_{,xx} + \frac{1}{2}(u_{,yy} + v_{,xy}) + \frac{1}{2}(u_{,zz} + w_{,xz}) \\ \dots \\ \dots \end{pmatrix}, \text{ et : } \begin{cases} u_{,x} + v_{,y} + w_{,z} = 0 \Rightarrow u_{,xx} + v_{,xy} + w_{,xz} = 0 \\ \left( \underline{\nabla} \cdot \underline{\underline{\mathbf{D}}} \right)_x = u_{,xx} + \frac{1}{2}u_{,yy} + \frac{1}{2}u_{,zz} - \frac{1}{2}u_{,xx} = \frac{1}{2}\Delta u \end{cases}$$

il en résulte :  $\underline{\nabla} \cdot \underline{\underline{\mathbf{D}}} = \frac{1}{2}\Delta \underline{\underline{\mathbf{U}}} = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} \Delta u \\ \Delta v \\ \Delta w \end{pmatrix}$  et  $\underline{\underline{\mathbf{P}}} - \pi \underline{\underline{\mathbf{I}}} = -\mu \Delta \underline{\underline{\mathbf{U}}}$ , d'où les équations des fluides incompressibles visqueux

Newtoniens, obéissant à la loi de Fourier :

$$\begin{aligned} \underline{\nabla} \cdot \underline{\underline{\mathbf{U}}} &= 0 \\ \rho \frac{d\underline{\underline{\mathbf{U}}}}{dt} + \underline{\nabla} p &= \mu \Delta \underline{\underline{\mathbf{U}}} + \rho \underline{\underline{\mathbf{f}}} \\ \rho \frac{de}{dt} - \lambda \Delta T &= r - \underline{\nabla} \otimes \underline{\underline{\mathbf{U}}} : \underline{\underline{\mathbf{P}}} \end{aligned} \quad [11]$$

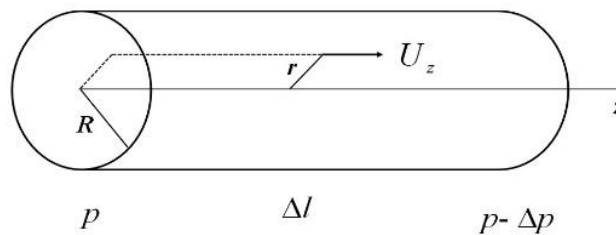
Généralement, en l'absence d'apport de chaleur extérieur, on ne s'intéresse pas à l'équation de l'énergie. Si on suppose de plus  $\underline{\underline{\mathbf{f}}} = \underline{\underline{\mathbf{0}}}$ , on obtient les équations de Navier Stokes incompressibles :

$$\begin{cases} \underline{\nabla} \cdot \underline{\underline{\mathbf{U}}} = 0 \\ \rho \frac{d\underline{\underline{\mathbf{U}}}}{dt} + \underline{\nabla} p = \mu \Delta \underline{\underline{\mathbf{U}}} \end{cases} \quad [12]$$

### 3.4.3. Écoulement de Poiseuille

C'est l'écoulement stationnaire d'un fluide dans un tuyau cylindrique rigide (*Figure 14*).

On considère la symétrie cylindrique et un écoulement stationnaire à lignes de courant parallèles. Le problème se traite en coordonnées cylindriques (la notation  $\underline{\underline{\mathbf{U}}}$  est utilisée pour le vecteur vitesse). Les lignes de courant de l'écoulement, stationnaire, sont des lignes droites parallèles. La perte de charge  $\Delta p$  est la chute de pression entre l'entrée et la sortie de la conduite de longueur  $\Delta l$ . L'on se propose de déterminer la vitesse axiale et le coefficient de perte de charge de l'écoulement.



**Figure 14 .** Configuration de l'écoulement de Poiseuille

En coordonnées cylindriques :  $x_1 = r$ ,  $x_2 = \theta$ ,  $x_3 = z$ , les équations sont les suivantes

Tenseur des taux de déformation :

$$\begin{cases} D_{rr} = \frac{\partial U_r}{\partial r}, D_{\theta\theta} = \frac{1}{r} \frac{\partial U_\theta}{\partial \theta} + \frac{U_r}{r}, D_{zz} = \frac{\partial U_z}{\partial z} \\ D_{\theta z} = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial U_z}{\partial \theta} + \frac{\partial U_\theta}{\partial z} \right), D_{rz} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial U_r}{\partial z} + \frac{\partial U_z}{\partial r} \right) \\ D_{r\theta} = \left( \frac{\partial U_\theta}{\partial r} - \frac{U_\theta}{r} + \frac{1}{r} \frac{\partial U_r}{\partial \theta} \right) \end{cases} \quad [13]$$

Continuité : 
$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{1}{r} \frac{\partial(\rho r U_r)}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial(\rho U_\theta)}{\partial \theta} + \frac{\partial(\rho U_z)}{\partial z} = 0$$

Equations de Navier-Stokes incompressibles stationnaires :

$$\begin{cases} \rho \left( \frac{dU_r}{dt} - \frac{U_\theta^2}{r} \right) + \frac{\partial p}{\partial r} = \rho f_r + \mu \left( \Delta U_r - \frac{2}{r^2} \frac{\partial U_\theta}{\partial \theta} - \frac{U_r}{r^2} \right) \\ \rho \left( \frac{dU_\theta}{dt} - \frac{U_r U_\theta}{r} \right) + \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial \theta} = \rho f_\theta + \mu \left( \Delta U_\theta + \frac{2}{r^2} \frac{\partial U_r}{\partial \theta} - \frac{U_\theta}{r^2} \right) \\ \rho \frac{dU_z}{dz} + \frac{\partial p}{\partial z} = \rho f_z + \mu \Delta U_z \end{cases} \quad [14]$$

La résolution donne la vitesse axiale de cet écoulement laminaire:  $U_z = \frac{1}{4\mu} \frac{\Delta p}{\Delta l} (R^2 - r^2)$ , et le coefficient de perte de charge:  $\Lambda = 4R \frac{\Delta p}{\Delta l} \frac{1}{\rho \bar{U}^2} = \frac{32\mu}{\rho \bar{U} R} = \frac{64}{Re}$ , où  $Re$  est le nombre de Reynolds construit sur la vitesse moyenne.

#### 3.4.4. Ecoulement périodique dans une conduite rigide

L'un des problèmes instationnaire les plus simples est celui de l'écoulement périodique dans une conduite rigide cylindrique circulaire. Comolet (Réf. i) rapporte les résultats les plus significatifs fournis par Womersley (1955)<sup>xx</sup> et Uchida (1956).

Le sang est alors soumis à de fluctuations harmoniques de la forme  $p = p_0 \sin \omega t$  le long d'une artère rectiligne.

### 3.5. Fluides polyphasiques

Le sang, parfois considéré comme un fluide simple, est en réalité un fluide composite à plusieurs phases (voir la section 2.3.1) et mériterait d'être traité comme tel.

L'on dispose aujourd'hui de systèmes d'équations et de méthodes de résolution des écoulements polyphasiques. Au minimum, le sang pourrait être considéré comme un fluide diphasique si l'on tient compte du plasma et des hématies, qui sont ses principaux constituants présentant un intérêt mécanique évident. Sur le plan pathologique il faudrait aussi s'intéresser à la dynamique des plaquettes, susceptibles de s'agréger et de préparer ainsi la formation de caillots.

Nous n'indiquerons ici que la démarche utilisée pour obtenir les équations de bilan des suspensions de particules (solides ou liquides) dans une phase gazeuse<sup>xxi</sup>, susceptible d'être utilisée en l'adaptant au cas qui nous intéresse.

On établit d'abord les équations gouvernant les particules individuelles en mouvement et échanges diffusifs avec le fluide environnant. On en déduit les bilans de ces particules dans le volume du mélange. On écrit ensuite les équations de conservation du mélange (particules + fluide). En soustrayant membre à membre les équations du système de particules de celles du mélange, on trouve les équations régissant

le fluide. En tenant compte des lois de comportement de chaque phase et des échanges entre phases, on obtient le système cohérent à résoudre compte tenu des conditions aux limites.

### 3.6. Développements récents, fluides viscoélastiques

Le sang, nous l'avons vu, est un fluide complexe multiphasique. Il s'écoule dans des vaisseaux de différentes tailles aux parois compliquées, plus ou moins déformables et parfois semi-perméables.

Néanmoins il est courant de faire une approximation monophasique pour décrire ses mouvements. De plus nous avons considéré aux sections 3.2 et 3.3 des fluides parfaits et en section 3.4 un fluide visqueux.

Plus récemment, d'autres lois de comportement ont été utilisées, en particulier dans les vaisseaux capillaires. Il s'agit principalement de la rhéologie viscoélastique<sup>17</sup>. Ces lois permettent d'aborder tant l'écoulement fluide que la formation de caillots comme le fait par exemple Ghiringhelli<sup>xxii</sup>. La théorie des fluides viscoélastiques a fait l'objet d'ouvrages et d'articles. Des articles récents concernent applications au sang dans les vaisseaux<sup>xxiii</sup>.

Julien, Ventre, Lagrée, et al.<sup>xxiv</sup> étudient un réseau microvasculaire rétinien. Les variables hémodynamiques de chaque segment obéissent aux équations 1D déduites de l'intégration des équations de Navier-Stokes axisymétriques. Elles sont couplées avec un modèle de paroi viscoélastique et exprimées en fonction de l'aire de la section droite  $A$  et du débit  $Q$  de chaque micro-vaisseau. Les variables hémodynamiques de chaque segment obéissent aux équations 1D déduites de l'intégration des équations de Navier-Stokes axisymétriques. Elles sont couplées avec un modèle de paroi viscoélastique et exprimées en fonction de l'aire de la section droite  $A$  et du débit  $Q$  de chaque micro-vaisseau selon:

$$\frac{\partial A}{\partial t} + \frac{\partial Q}{\partial x} = 0, \quad \frac{\partial Q}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} \left( \frac{Q^2}{A} + \frac{\beta}{3\rho} A^{\frac{3}{2}} \right) = -C_f \frac{Q}{A} + C_v \frac{\partial^2 Q}{\partial x^2} \quad [15]$$

où :  $A = 2\pi \int_0^R r dr$ ,  $Q = 2\pi \int_0^R u_x r dr$ ,  $\rho$  est la masse volumique du fluide et  $C_f$  le coefficient de frottement.

Les coefficients  $\beta = \frac{\sqrt{\pi} E h}{(1-\nu^2) A_0}$  et  $C_v = \frac{\sqrt{\pi} h \phi}{2\rho(1-\nu^2) \sqrt{A_0}}$  contiennent les paramètres physiques du problème.  $E$

est le module d'Young,  $\nu$  est le coefficient de Poisson<sup>18</sup>,  $\phi$  le coefficient viscoélastique,  $A_0$  l'aire de référence de section droite, et  $h$  l'épaisseur artérielle. Les auteurs prennent de plus en compte en compte la variation de la viscosité dans la microcirculation.

Ventre, Fullana, Lagrée, et al.<sup>xxv</sup> comparent des modèles simplifiés pour calculer la chute de pression à travers une sténose.

Ghigo, Lagrée et Fullana<sup>xxvi</sup> proposent en particulier un modèle 1D d'écoulement instationnaire du sang dans les artères incluant viscoélasticité et cinétique d'agrégation/désagrégation de cellules sanguines.

Notons aussi des articles sur le comportement de vésicules simulant les globules rouges pour des études sous gravité plus ou moins réduite<sup>xxvii, xxviii, xxix</sup>.

<sup>17</sup> La **viscoélasticité** est la propriété de matériaux qui présentent des caractéristiques à la fois visqueuses et élastiques, lorsqu'ils subissent une déformation. En rhéologie, le comportement d'un matériau viscoélastique linéaire est ainsi intermédiaire entre celui d'un *solide élastique* idéal symbolisé par un ressort de module  $E$  (ou  $G$ ) et celui d'un *liquide visqueux newtonien* symbolisé par un amortisseur de viscosité  $\eta$ .

<https://fr.wikipedia.org/wiki/Visco%C3%A9lasticit%C3%A9>

<sup>18</sup> En mécanique des milieux continus, le coefficient de Poisson ou coefficient principal de Poisson, noté  $\nu$ , est une constante élastique adimensionnelle mesurant la déformation d'un matériau solide perpendiculairement à la direction de l'effort appliqué.

### 3.7. Résolutions

Nous avons présenté ci-dessus des systèmes d'équations de base utilisables pour résoudre les problèmes de circulation sanguine ainsi que des approximations telles que la description monodimensionnelle. Une résolution d'écoulement visqueux stationnaire a été faite en conduit rigide donnant l'écoulement de Poiseuille.

Mais la circulation sanguine est périodique et les vaisseaux sanguins sont déformables. Les biomécaniciens tels que Comolet se sont donc attaqué d'abord aux écoulements périodiques en conduits rigides, puis aux conduites déformables.

De nombreux problèmes se posent aux cardiologues (voir par exemple le livre de François Boustani s'adressant aux praticiens spécialistes<sup>xxx</sup> mais pouvant intéresser également les biomécaniciens) qui ont à traiter des pathologies telles que l'arthrosclérose, les plaques d'athérome, les arythmies cardiaque, les ruptures d'anévrisme.

D'autre part les astronautes sont confrontés aux pathologies consécutives aux séjours de longue durée en micropesanteur.

Les pilotes de chasse et les acrobates aériens sont soumis à de très fortes accélérations susceptibles d'agir sur leur circulation sanguine et de porter atteinte au bon état de leur cerveau. Il y a donc tout un champ à explorer concernant les effets d'accélération et de la microgravité en avion, lors des vols en apesanteur, les missions spatiales.

## 4. Conclusion

Avec cet article ont été abordées les bases de la cardiologie en se focalisant sur la circulation sanguine dans le corps humain.

Le mécanicien des fluides a pu y trouver son intérêt dans l'effort de modélisation des écoulements sanguins qui y est évoqué.

De multiples interfaces ont été mises en évidence : parois du cœur, des artères, veines, vaisseaux capillaires, avec leurs multiples échanges au niveau des poumons et des muscles et organes.

Sa lecture peut laisser un sentiment justifié d'incomplétude. C'est peut-être l'occasion de suggérer l'écriture d'un ouvrage de mécanique des fluides sur le sujet en partant par exemple du livre de Comolet cité à la référence i, en le faisant bénéficier de quelques apports récents des sciences mécaniques et cardiologiques.

Signalons enfin l'existence d'un groupement de recherche (GDR) Mecabio Santé <sup>xxxi</sup>.

## Bibliographie

---

<sup>i</sup> R. Comolet, Biomécanique circulatoire, Masson (1984)

<sup>ii</sup> [Appareil cardiovasculaire — Wikipédia \(wikipedia.org\)](https://fr.wikipedia.org/wiki/Appareil_cardiovasculaire)

<sup>iii</sup> François Boustani, *La Circulation du sang: entre Orient et Occident : l'histoire d'une découverte*, Philippe Rey, 2007.

<sup>iv</sup> Prud'homme R, Hounkonnou M. N., Legros G., L'air à feu : une histoire de flamme, ISTE Open Science, 2023. DOI : [10.21494/ISTE.OP.2023.1053](https://doi.org/10.21494/ISTE.OP.2023.1053)

<sup>v</sup> Docteur Elvire MERVOYER, Bases de la cardiologie, Campus Sémiologie cardiologique, [Cours \(uness.fr\)](https://www.uness.fr/Cours)

<sup>vi</sup> [https://www.wikiwand.com/fr/Fichier:ECG\\_Principe\\_fast.gif](https://www.wikiwand.com/fr/Fichier:ECG_Principe_fast.gif)



- vii [Artère coronaire — Wikipédia \(wikipedia.org\)](#)
- viii Passeport santé - <https://www.passeportsante.net/fr/Maux/Symptomes/Fiche.aspx?doc=diastole-systole-savoir-sur-cycle-cardiaque>
- ix Pierre Taboulet - <https://www.e-cardiogram.com/ecg-generalites/>
- x [Sang — Wikipedia \(wikipedia.org\)](#)
- xi Fahraeus R, Lindqvist T (1931) The viscosity of the blood in narrow capillary tubes. *The American Journal of Physiology* **96**:562–568.
- xii [Capillaire \(anatomie\) — Wikipédia \(wikipedia.org\)](#)
- xiii [Poumon — Wikipédia \(wikipedia.org\)](#)
- xiv GERMAIN P., *Mécanique des milieux continus*, Masson, Paris, 1962.
- xv GERMAIN P., *Mécanique des milieux continus*, Tome 1, Masson, Paris 1973.
- xvi GERMAIN P., *Mécanique*, Tomes I et II, Ellipses, Ecole Polytechnique, Palaiseau, 1987.
- xvii PRUD'HOMME R. - *Ecoulements et réactions chimiques I* - collection Mécanique des fluides, Hermès-Lavoisier, Cachan, 2012. ISBN 978-2-7462-3893-0, ISSN 1952-286 X
- xviii Prud'homme R. – *Flows of reactive fluids* - FMIA Series Vol. 94, Springer, New York Dordrecht Heidelberg London, 2010 (500 pages). ISSN 0926-5112, ISBN 978-0-8176-4518-2 (print), 978-0-8176-4592 (online), DOI 10.1007/ 978-0-8176-4659-2
- xix Folckow B., Neil. E (1971). *Circulation*. New York, London, Toronto: Oxford University Press. pp. 1–593.
- xx Womersley J. R., Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known, *J. Physiol.* (1955) **127**, 553-563.
- xxi PRUD'HOMME, R., (2014) *Flows and Chemical Reactions in heterogeneous mixtures, Fluid Mechanics series, ISTE - Wiley*. ISBN 978-1-84821-785-0. <http://www.iste.co.uk/book.php?id=817>
- xxii Etienne Ghiringhelli, *Viscoélasticité du sang et du caillot*, Thèse, Université de Grenoble, 2014.
- xxiii Ventre J, Abou Taam S, Fullana J-M & Lagrée P-Y (2021) Distribution of Flow in an Arteriovenous Fistula Using Reduced-Order Models, *Journal of Biomechanical Engineering*
- xxiv L. Julien, J. Ventre, P.-Y Lagrée, A. Ramkhelawon, F. Rossant, M. Atlan, M. Paques & J.-M. Fullana, [Retinal micro-vascular network: data and model](#), [proceedings] *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2020, VOL. 23, NO. S1, S151–S152, <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1812854>
- xxv Ventre J, Fullana, J-M, Lagrée, P-Y, Raimondi F & Boddaert N (2022) Reduced-order Models of Blood Flow: Application to Arterial Stenoses, dans *Biological Flow in Large Vessels: Dialog Between Numerical Modeling and In Vitro/In Vivo Experiments* (Wiley)
- xxvi Ghigo A.R., Lagrée P.-Y., Fullana J.-M. , A time-dependent non-Newtonian extension of a 1D blood flow model *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics* 253 (2018)
- xxvii Chaouqi Misbah 2012, Vesicles, capsules and red blood cells under flow, *J. Phys.: Conf. Ser.* 392 012005
- xxviii Hengdi Zhang, Zaiyi Shen, Brenna Hogan, Abdul I. Barakat, and Chaouqi Misbah, ATP Release by Red Blood Cells under Flow: Model and Simulations, *Biophysical Journal*, 2018, 115 (11), pp.2218-2229. hal-02003984
- xxix Gerrit Danker, Petia M. Vlahovska, and Chaouqi Misbah, Vesicles in a Poiseuille flow, arXiv:0809.4028v1 [physics.bio-ph] 23 Sep 2008
- xxx François Boustani, *L'essentiel en cardiologie*, 3<sup>ème</sup> édition SAURAMPS MEDICAL 2022 [www.livres-medicaux.com](http://www.livres-medicaux.com)
- xxxi <https://www.insis.cnrs.fr/fr/les-groupements-de-recherche>

## Remerciements

Les auteurs expriment leur gratitude aux personnes ayant accepté d'examiner leur proposition d'article ce qui a permis de l'améliorer.