

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur
et de la recherche scientifique

UNIVERSITE Abderrahmane MIRA BEJAIA
Faculté de Technologie
Département de Génie Mécanique

MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du diplôme de

MASTER

Filière : Génie Mécanique

Spécialité : Installation énergétique et turbomachine

Par :

ALLAOUA Syphax

TATAH Abderrahim

Thème

Simulation numérique d'un écoulement dans une artère

Soutenu le 21/10/2020 devant le jury composé de:

Mr. B.HAMTACHE	Président
Mr. H.BENSLIMAE	Rapporteur
Melle. N.ADJOUADI	Examineur

Année Universitaire 2019-2020

Remerciements

Nous tenons à remercier en premier lieu Dieu le tout puissant de nous avoir donnés le souffle et l'aptitude pour mener à terme ce travail.

*Nous exprimons notre plus profonde gratitude à monsieur **BENSLIMANE** qui nous a encadrés et orienté, nous le remercions pour tous ses conseils, et son aide à progresser dans nos recherches grâce à son esprit critique et son soutien tout le long de la réalisation de ce modeste travail.*

Comme nous tenons à remercier les membres de jury d'avoir accepté d'évaluer ce travail.

Nos remerciements vont à ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Dédicaces

Je dédie ce travail à tous ceux qui m'ont

Soutenu de près et de loin,

A mes parents, mes frères et mes sœurs

A mes cousins

A tous mes

Amis

Dédicaces

Je tiens à dédier ce mémoire

A ma chère Mère et à mon cher Père que Dieu les protège et les garde Pour nous, pour leur soutien permanent durant tout mon parcours Leurs sacrifices illimités, leurs réconforts, eux qui ont consenti tant D'effort pour mon éducation, et mon instruction pour me voir atteindre ce but.

A Mohamed el amine, mes frères et mes sœurs

A tous mes Amis

TATAH ABDERRAHIM

Sommaire

Liste des figures	I
Liste des tableaux	II
Nomenclature	III
Introduction générale.....	1
I.1 Introduction.....	2
I.2 Fluide	2
I.2.1 Propriétés des fluides	2
I.2.2 Compressibilité.....	3
I.2.3 Masse volumique.....	3
I.2.4 Densité.....	3
I.2.5 Poids volumique.....	4
I.2.6 Volume massique	4
I.2.7 Viscosité.....	4
I.3 Sang.....	4
I.3.1 Composition du sang	5
I.3.1.1 Globules rouges	5
I.3.1.2 Globules blancs.....	5
I.3.1.3 Plaquettes.....	5
I.3.2 Système circulatoire	6
I.4 Rhéologie du sang.....	7
I.4.1 Viscosité du sang.....	7
I.5 Types d'écoulements des fluides réels.....	7
I.6 Nature de régime de l'écoulement	8
I.6.1 Régime laminaire	8
I.6.2 Régime transitoire	8
I.6.3 Régime turbulent	9
II.1 Introduction	10
II.2 Géomètre du problème	10
II.3 Position Du Problème Physique	11
II.3.1 Hypothèses simplificatrices	11

II.3.2 Equations générales du mouvement.....	11
II.3.2.1 Conservation de masse	11
II.3.2.2 Conservation quantité de mouvement	12
II.3.2.3 Mise en équations dimensionnelle du problème	12
II.3.3 Projection des équations sur les axes (x, r, θ)	12
II.7 Turbulence	13
II.7.1 Equations de Navier-Stokes moyennées de Reynolds	13
II.7.2 Modèles de turbulence	15
II.7.2.1 Modèle ($k - \omega$) standard	15
II.7.2.2 Modèle ($k - \epsilon$) standard	16
II.7.2.3 Modèle K-SST (Shear Stress Transport).....	16
II.6 Conclusion	17
III.1 Introduction	18
III.2 Code logiciel	18
III.2.1 Démarrage le logiciel.....	18
III.2.2 Structure du programme	18
III.2.3 Préprocesseur	19
III.3 Définition de la méthode de résolution	19
III.4 Méthode des Volumes Finis	19
III.5 Le choix de modèle de turbulence.....	20
III.6 Principales étapes de calcul numérique.....	20
III.7 Présentation l'artère coronaire	21
III.8 La géométrie.....	22
III.8.1 Le maillage étudié	23
III.8.2 Configurations (appliquées les conditions aux limites).....	24
III.8.3 Modèle de turbulence pour l'artère coronaire sur fluent	25
III.9 Conclusion.....	25
IV.1 Introduction.....	26
IV.2 Les conditions d'écoulement pour une vitesse 0.3 m/s.....	26
IV.3 Résultats et interprétations	26
IV .3.1 Répartitions de vitesse.....	26
IV .3.1.1 Contours de vitesse	26
IV .3.2 ligne du courant	27

IV .3.3 Répartitions de pression	28
IV .3.3.1 Contours de pression.....	28
IV.4 Variation de la vitesse de l'entrée	28
IV.4.1 Contours de vitesse.....	28
IV.4.2 ligne du courant	30
IV.4.3 Répartitions de pression	31
Conclusion.....	33
Conclusion générale	34

Liste des figures

Figure I. 1: Composition du sang 6

Figure I. 2: Le système cardiovasculaire 6

Figure I. 3: l'écoulement laminaire 8

Figure I. 4: l'écoulement transitoire..... 8

Figure I. 5: l'écoulement turbulent 9

Figure II. 1: Géométrie du problème..... 10

Figure II. 2: La description statique d'un écoulement turbulent 14

Figure III. 1: La description statique d'un écoulement turbulent 21

Figure III. 2: Image des artères coronaires entourant le cœur 22

Figure III. 3: géométrie du problème 23

Figure III. 4: Maillage de la grille pour l'artère coronaire 24

Figure IV. 1: contour de vitesse 27

Figure IV. 2: ligne du courant 27

Figure IV. 3: contour de pression..... 28

Figure IV. 4: (a) l'entrée et (b) sortie de contours de vitesse $v=0.3$ (m/s) 29

Figure IV. 5: (a) l'entrée et (b) sortie de contour de vitesse $v=0.4$ (m/s) 29

Figure IV. 6: (a) l'entrée et (b) sortie de contour de vitesse $v=0.5$ (m/s) 30

Figure IV. 7: ligne du courant $v=0.3$ (m/s) Figure IV. 8: ligne du courant $v=0.4$ (m/s) 31

Figure IV. 9: ligne du courant $v=0.5$ (m/s)..... 31

Figure IV. 10: (a) l'entrée et (b) sortie de contours de pression $v=0.3$ (m/s) 32

Figure IV. 11: (a) l'entrée et (b) sortie de contours de pression $v=0.4$ (m/s) 32

Figure IV. 12: (a) l'entrée et (b) sortie de contours de pression $v=0.5$ (m/s) 33

Liste des tableaux

Tableau I. 1: propriété des fluides	3
Tableau II. 1: Dimensions de la géométrie.....	10
Tableau III. 1:Détails de la géométrie	23
Tableau III. 2:La propriété de la géométrie.....	24
Tableau III. 3:Statistiques de la géométrie	24
Tableau IV.1: les conditions initiales de la géométrie.....	26
Tableau IV. 2: résultat de contours de vitesse.....	28
Tableau IV. 3: résultat	30
Tableau IV. 4: résultat	31

Nomenclature

symbole	Signification	Unité
M	La masse	(kg)
g	L'accélération de la pesanteur	(m/s ²)
V	Le volume	(m ³)
k	l'indice de consistance	/
n	'indice d'écoulement.	/
<i>Re</i>	le nombre de Reynolds	/
p	la pression	(Pa)
<i>U_m</i>	La vitesse moyenne	(m/s)

Symboles grecs

symbole	Signification	Unité
ρ	La masse volumique	(kg/m ³)
ω	Poids volumique	(N/m ³)
ν	Volume massique	(m ³ /kg)
ν	la viscosité cinématique	(m ² .s ⁻¹)
μ	viscosité dynamique	(Pa.s)
T	la contrainte de cisaillement	(Pa)
$\dot{\gamma}$	le taux de cisaillement	(s ⁻¹)
η_0	Viscosité à taux de cisaillement nul	(Pa.s)
η_∞	Viscosité à taux de cisaillement infinie	(Pa.s)
λ	Un paramètre matériel de temps	(s)
τ_0	la contrainte seuil	(Pa)
μ_t	la viscosité turbulente	(m ² .s ⁻¹)
C_μ	La constante empirique	/
∇	l'opérateur nabra	/

Indices et abréviations

x, r, θ	Coordonnées cartésiennes
CFD	Computational Fluid Dynamics
SST	Shear Stress Transport
RANS	Reynolds Averaged Navier-Stokes
2D	Bidimensionnelle
3D	Tridimensionnelle

Introduction générale

Introduction générale

La rhéologie est la science consacrée à l'étude des écoulements. De nombreux phénomènes naturels s'y rapportent, qu'il s'agisse de fluide du monde vivant (sève, plasma) ou non (lave, sable). Une telle science est par ailleurs indispensable à de nombreuses industries : produits alimentaires, cosmétiques, constructions, ressources pétrolières. Nous avons donné une liste non exhaustive d'exemples mettant en jeu des fluides dits complexes, c'est-à-dire des substances en mesure de s'écouler mais dont le comportement ne se décrit pas comme celui de l'eau. Apporter une description appropriée de l'écoulement chaque fluide est un véritable défi : les structures microscopiques en son sein et leur interaction avec les déformations générées par l'écoulement donnent lieu à une variété innombrable de comportements mécaniques.

Dans ce cadre, l'objet de la présente étude consiste à mettre en évidence le comportement d'un écoulement de fluide Newtonien au passage dans une conduite cylindrique. Le travail réalisé est présenté sous forme de quatre chapitres décrivant en détail les différentes étapes suivies chronologiquement.

Le premier chapitre a été consacré à la rhéologie et les propriétés des fluides Newtonien et des fluides non-newtoniens et la rhéologie du sang.

Le deuxième chapitre décrit l'écoulement à l'interne d'une artère coronaire, après avoir exposé les équations générales régissant ces écoulements, on présente le phénomène de la turbulence et les modèles les plus utilisés. Nous portons enfin notre attention sur les équations Particulières de Navier-Stokes et la méthode tridimensionnelle qui se base sur la technique CFD qui constitue notre centre d'intérêt.

Dans le troisième chapitre se focalise sur la démarche à suivre pour modéliser l'écoulement à l'interne dans une artère par fluent.

Pour le quatrième chapitre nous avons présenté les principaux résultats de notre étude de la simulation numérique, enfin nous analyserons les différents champs de vitesses et de pressions dans l'artère.

A la lumière de ces résultats, nous terminons par une conclusion générale.

Chapitre I :

Généralités

Et

Synthèse bibliographique

I.1 Introduction

La rhéologie est une discipline de la science qui consiste à caractériser l'ensemble des matériaux, que ce soit des liquides, des solides ou des matériaux intermédiaires: ceci donne une idée des nombreuses disciplines scientifiques qui sont susceptibles d'être impliquées.

La portée de cette discipline est actuellement plus large qu'il y a quelques années grâce aux progrès significatifs qui ont été accomplis en divers domaines [1].

Ce premier chapitre constitue, une partie introductive essentielle à l'ensemble du travail réalisé et de rappeler sur les principes et les notions fondamentales pour comprendre le comportement des fluides newtoniens et non newtoniens. Nous commencerons par définir les principales notions de base concernant la rhéologie des fluides complexes qui nous seront utiles pour la suite. Plus précisément nous définirons des concepts clés comme viscosité, rhéofluidification ou encore viscoélasticité en même temps que nous détaillerons les principaux modèles rhéologiques permettant de prendre en compte les différents comportements complexes existants.

I.2 Fluide

Le physicien distingue classiquement trois états de la matière, solide, liquide et gazeux, en regroupant sous le vocable fluide les gaz et la plupart des liquides. À l'échelle microscopique, ce qui caractérise les fluides, c'est que les molécules ne sont pas bloquées dans leurs orientations relatives; elles ont ce degré de liberté (de désordre) que n'ont pas les molécules dans les solides [2]. Qui un fluide peut être considéré comme étant une substance formé d'un grand nombre de particules matérielles, très petites et libres de se déplacer les unes par rapport aux autres. C'est donc un milieu matériel continu, déformable, sans rigidité et qui peut s'écouler.

I.2.1 Propriétés des fluides

Tous les fluides possèdent des caractéristiques permettant de décrire leurs conditions physiques dans un état donné. Parmi ces caractéristiques qu'on appelle propriétés des fluides on a :

- Compressibilité ;
- Masse volumique ;
- Densité ;
- Poids volumique ;

- Volume massique ;
- Viscosité ;

I.2.2 Compressibilité

La compressibilité des fluides est la propriété qui traduit la diminution du volume en réponse à un accroissement de la pression.

En général, pour un fluide compressible la masse volumique dépend de la température et de la pression [2] :

$$\rho = f(p, T) \tag{I.1}$$

– Les gaz sont des fluides fortement compressibles. Les fluides incompressibles ont la propriété d’avoir une masse volumique indépendante de toute variation de pression et de température.

$$\rho = \text{constante} \tag{I.2}$$

– Les liquides contrairement au gaz sont peu voir non compressible.

I.2.3 Masse volumique

La masse volumique ρ d’un fluide est la masse de l’unité de volume de ce fluide.

Les fluides sont caractérisés par leur masse volumique

$$\rho = \frac{\text{Masse}}{\text{Volume}} = \frac{M}{V} \tag{I.3}$$

M : masse du fluide (kg)

V : volume du fluide (m³)

ρ : masse volumique (kg/m³)

Ordres de grandeur des masses volumiques (à 20 °C)

Tableau I. 1: propriété des fluides [2]

Fluides	Mercure	eau de mer	Eau pure	Essence	butane	air	Huile
ρ (kg/m ³)	13546	1030	1000	700	2	1,205	900

I.2.4 Densité

La densité mesure le rapport de la masse volumique du fluide rapportée à un corps de référence. C’est une grandeur sans unité définie par :

$$d = \frac{\text{massevolumiquedufuide}}{\text{massevolumiqueunfluidederéférence}} = \frac{\rho}{\rho_{ref}} \quad (\text{I.4})$$

Le corps de référence dépend de l'état physique du corps

Eau : pour les solides et les liquides

Air : pour les gaz

I.2.5 Poids volumique

Le poids volumique d'un fluide représente le rapport entre le poids et le volume de ce fluide [2] :

$$\omega = \frac{Mg}{V} = \rho g \quad (\text{I.5})$$

ω : Poids volumique en (N/m³),

M : masse en (kg),

g : accélération de la pesanteur en (m/s²),

V : volume en (m³).

I.2.6 Volume massique

C'est le volume qu'occupe l'unité de masse d'une substance, c'est l'inverse de la masse volumique [2] :

$$v = \frac{V}{M} = \frac{V}{\rho \cdot V} = \frac{1}{\rho} \quad (\text{I.6})$$

I.2.7 Viscosité

C'est une grandeur qui caractérise les frottements internes du fluide, autrement dit sa capacité à s'écouler. Ces frottements (contrainte de cisaillement) apparaissent lorsqu'une tranche de fluide doit se déplacer par rapport à une autre tranche. Les fluides de grande viscosité résistent à l'écoulement et les fluides de faible viscosité s'écoulent facilement [2].

Le coefficient de viscosité μ appelé viscosité dynamique s'exprime en SI en [Pa.s] [N.m⁻².s].

On définit la viscosité cinématique ν par :

$$\nu = \frac{\mu}{\rho} \quad (\text{I.7})$$

I.3 Sang

Le sang est un fluide complexe, qui transporte les éléments nutritifs et les déchets de toutes les cellules de l'organisme. Le volume de sang d'un homme se situe entre 64 et 70

millilitres par kilogramme du poids du corps. La masse volumique de ce fluide est de $1,07 \text{ g.cm}^3$ à 25°C [3].

I.3.1 Composition du sang

Le sang est une suspension de cellules dans un liquide complexe appelé le plasma. Les cellules, que l'on peut séparer par centrifugation, sont de trois types: les globules rouges (ou érythrocytes, ou hématies), les globules blancs (ou leucocytes ou lymphocyte) et les plaquettes (ou thrombocytes). Toutes ces cellules proviennent originellement de la moelle osseuse.

Le sang humain normal contient, par mm^3 , 4 à 5 millions de globules rouges et 5 à 10 milles globules blancs et enfin 100 à 200 milles plaquettes. Le plasma est une solution aqueuse contenant des ions, des sucres, des lipides et des protéines telles que l'albumine, les globulines et le fibrinogène [4].

I.3.1.1 Globules rouges

Le globule rouge est un sac sans noyau qui transporte de l'hémoglobine en la protégeant de l'oxygène quelle transporte. Le globule rouge normal à la forme d'un disque biconcave de $8 \mu\text{m}$ de diamètre, de $1.4 \mu\text{m}$ d'épaisseur minimum au centre et de $2.8 \mu\text{m}$ d'épaisseur maximum près du bord, de volume environ $90 \mu\text{m}^3$ et une surface membranaire constante environ $140 \mu\text{m}^2$. Le globule rouge normal vit en moyenne 120 jours [4].

I.3.1.2 Globules blancs

Les globules blancs sont des cellules grossièrement sphériques de diamètre 7- $22\mu\text{m}$, jouant un rôle central dans la défense de l'organisme contre les infections [4].

I.3.1.3 Plaquettes

Les plaquettes, quant à elles, sont des cellules de forme discoïdale, rondes ou ovales de diamètre 2- $4 \mu\text{m}$. Elles contiennent des facteurs nécessaires à la coagulation du sang [4].

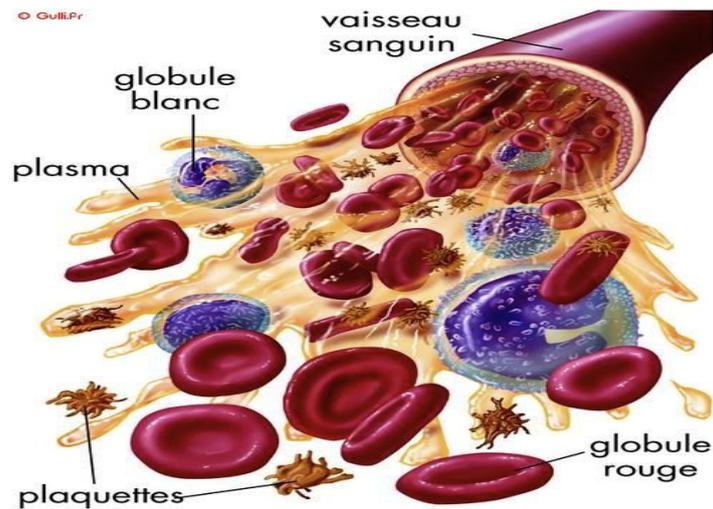


Figure I. 1: Composition du sang [5]

I.3.2 Système circulatoire

Le système vasculaire comprend deux circulations distinctes, une est dite pulmonaire (petite circulation) et l'autre systémique (la grande circulation). Chacune possédant son réseau d'artères, de capillaires et de veines, et toutes les deux commençant et se terminant au cœur. La circulation systémique commence au ventricule gauche, distribue le sang hématosé aux organes par les artères puis le sang revient au cœur droit (oreillette droite) par la veine cave. La circulation pulmonaire commence au ventricule droit, d'où l'artère pulmonaire envoie du sang non hématosé vers le poumon dont le sang devient hématosé et revient au cœur gauche (oreillette gauche) par les veines pulmonaires.

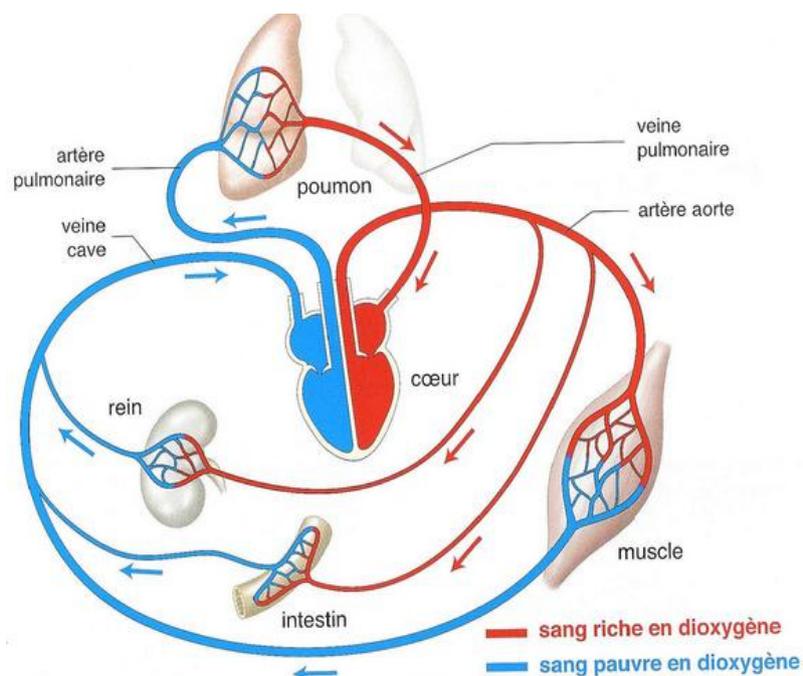


Figure I. 2: Le système cardiovasculaire [6]

Le cœur fournit l'énergie nécessaire au mouvement sanguin, mais il la fournit d'une manière périodique par un phénomène pulsatif de fréquence moyenne de 70 à 75 battements par minute. Le cycle cardiaque est divisé en deux phases. La phase de contraction des ventricules et l'éjection du sang dans l'aorte et dans l'artère pulmonaire, tandis que les oreillettes se remplissent c'est la phase systolique. Pendant la seconde phase dite phasediastolique, les ventricules se remplissent du fait de la contraction des oreillettes.

L'écoulement du sang se fait toujours d'une région de haute pression vers une région de basse pression. Le système de haute pression est composé du cœur gauche, de l'aorte et des artères systémiques, ce système rassemble 20% de sang. Le système à basse pression est composé du cœur droit, de la circulation pulmonaire, des veines systémiques et des capillaires, ce système comprend 80% de sang [4].

I.4 Rhéologie du sang

Le comportement rhéologique du sang présente, sous certaines conditions d'écoulement, un aspect non-Newtonien. Il se manifeste par l'existence de deux plateaux newtoniens, l'un à faible vitesse de cisaillement et l'autre à forte vitesse de cisaillement et un comportement rhéofluidifiant entre ces deux plateaux [7].

Plusieurs modèles ont été proposés pour décrire correctement ce comportement. En effet, ce comportement est donné par la loi représentant la contrainte de cisaillement τ en fonction de la vitesse de déformation $\dot{\gamma}$, avec τ_c représentant une contrainte seuil en deçà de laquelle l'écoulement n'a pas lieu ($\tau_c=0 \Rightarrow$ Pas de contrainte seuil).

I.4.1 Viscosité du sang

Le sang est considéré dans la majeure partie des cas, comme un fluide non newtonien. C'est-à-dire que sa viscosité n'est pas constante en fonction de la vitesse de l'écoulement. Cependant nous allons voir qu'il existe des cas où le sang peut avoir une viscosité constante [8].

I.5 Types d'écoulements des fluides réels

D'après l'équation de Navier-Stokes décrite précédemment, on constate qu'il intervient deux termes essentiels dans cette équation. Le terme de diffusion, qui est linéaire, traduit l'effet physique de la viscosité du fluide sur l'écoulement. Le deuxième terme, appelé terme inertiel, est non linéaire.

Plus la vitesse de l'écoulement est grande, plus l'influence du terme inertiel dans l'équation de Navier-Stokes est forte. Le comportement d'un écoulement dépend donc du rapport vitesse et viscosité. Un nombre adimensionnel « le nombre de Reynolds » permet de mesurer ce rapport :

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu} = \frac{v D}{\nu} \quad (\text{I.8})$$

Où ν est la viscosité cinématique, μ la viscosité dynamique, ρ la masse volumique du fluide et D le diamètre du conduit dans lequel il s'écoule [4].

I.6 Nature de régime de l'écoulement

En utilisant ce nombre, on peut classifier les principaux types de régimes d'écoulements en trois régimes possibles :

- Si $Re < 2000$: L'écoulement est dit laminaire.
- Si $2000 < Re < 3000$: L'écoulement est dit transitoire.
- Si $Re > 3000$: L'écoulement est dit turbulent.

I.6.1 Régime laminaire

Un écoulement est dit laminaire $Re < 2000$ lorsque le mouvement des particules fluides se fait de façon régulière et ordonnée [9].

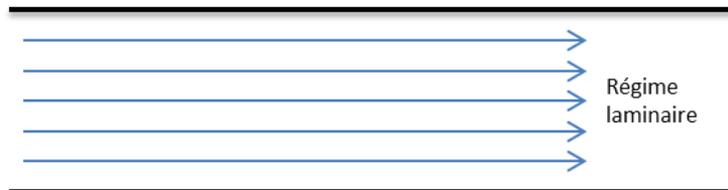


Figure I. 3: l'écoulement laminaire

I.6.2 Régime transitoire

L'écoulement intermédiaire : l'écoulement est plus ou moins rectiligne, avec un peu de mélange (petits tourbillons).

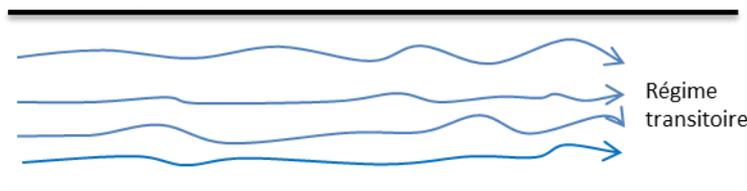


Figure I. 4: l'écoulement transitoire

I.6.3 Régime turbulent

L'écoulement est turbulent $Re > 3000$ lorsque le déplacement est irrégulier et que des fluctuations aléatoires de vitesse se superposent au mouvement moyen du fluide [9].

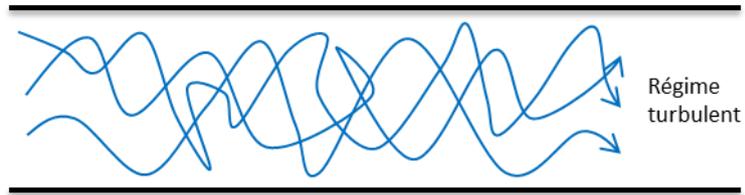


Figure I. 5: l'écoulement turbulent

Chapitre II :

Position du problème

II.1 Introduction

Ce chapitre consisté à étudier le comportement d'un fluide newtonien et consacré à la mise en équations du problème physique considéré en utilisant les équations de conservation de la masse et de la quantité de mouvement. Ces dernières expriment des principes fondamentaux de la physique.

On commence par l'écriture des équations sous leurs formes générales, puis on passera aux différents traitements de ces équations pour les adapter au cas étudié. Pour cela on doit prendre en considération les hypothèses simplificatrices nécessaires ainsi que les conditions aux limites associées et les différentes méthodes de la modélisation de la turbulence dans les équations de Navier-Stokes.

II.2 Géométre du problème

La géométre du problème est représenté par la Figure (II. 1), elle consiste à étudier un fluide sanguin d'une artère coronaire, l'objectif est de construire une géométrie en 3D qui correspond à la forme réelle de l'artère coronaire à l'aide de logiciel workbench.

L'artère coronaire se représente comme une conduite de longueur 0,054798m suivant z qui bifurquent au niveau de l'aorte à sa sortie du cœur (l'entré 1) de rayon 0,00314m et qui se divise en deux branche (sortie 1) de rayon 0,002172m et (sortie 2) de rayon 0,00151m.

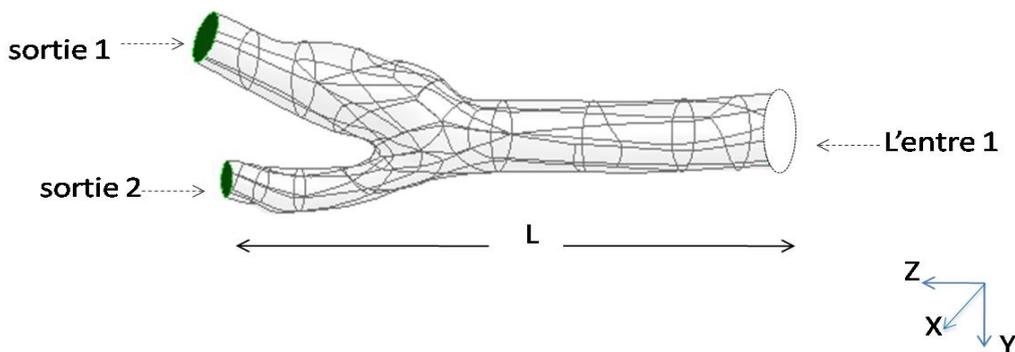


Figure II. 2:Géométrie du problème.

Tableau II. 1: Dimensions de la géométrie

Longueur suivant X	$1,678. 10^{-2} \text{ m}$
Longueur suivant Y	$1,2845. 10^{-2} \text{ m}$
Longueur suivant Z	$5,4798. 10^{-2} \text{ m}$
Volume	$1,8762. 10^{-6} \text{ m}^3$
Section d'entre 1	$3,0979. 10^{-5} \text{ m}^2$
Diamètre l'entre 1	0.019744 m
Section sortie 1	$1,4826. 10^{-5} \text{ m}^2$
Diamètre sortie 1	0.013673 m
Section sortie 2	$7,2216. 10^{-6} \text{ m}^2$
Diamètre sortie 2	0.00957781 m

II.3 Position Du Problème Physique

On se propose d'étudier le comportement dynamique d'un fluide visqueux newtonien et incompressible dans une conduite circulaire, et de longueur L.

II.3.1 Hypothèses simplificatrices

Les hypothèses suivantes ont été adoptées :

- Le fluide est newtonien, visqueux, tridimensionnelle, et turbulent ;
- Les forces de gravités sont négligeables, ce qui impose la symétrie axiale du problème (axisymétrique) ;
- La vitesse selon l'axe est nulle. θ ;
- l'écoulement est permanent : $(\partial/\partial t) = 0$;
- fluide incompressible : $\rho = cst$; $div\vec{V} = 0$;
- Écoulement uniforme (établi), la vitesse v est indépendante de la direction x $(\partial/\partial x) = 0$.

II.3.2 Equations générales du mouvement

Le traitement du comportement dynamique du fluide envisagé fait appel aux équations du mouvement déduites des principes de conservation de la masse, et de la quantité de mouvement.

Nous rappelons brièvement leur forme générale tout en insistant sur la signification des différents termes et sur les mécanismes auxquels ils correspondent.

II.3.2.1 Conservation de masse

Du point de vue lagrangien, le fluide est conservatif, sa masse reste constante dans le cas d'absence de sources ou de puits de matière. L'équation de conservation de la masse est donnée par :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla(\rho \vec{V}) = 0 \quad (\text{II.1})$$

II.3.2.2 Conservation quantité de mouvement

$$\rho \frac{d\vec{v}}{dt} + \rho(\vec{v} \cdot \nabla)\vec{v} = F - \nabla \cdot p + \mu \nabla^2 \vec{v} \quad (\text{II.2})$$

∇ : est l'opérateur nabla.

v : le vecteur vitesse

Où p est la pression, F représente le vecteur des forces extérieures appliquées au fluide (forces volumiques).

II.3.2.3 Mise en équations dimensionnelle du problème

On va passer en coordonnées cylindriques (x, r, θ) ; la vitesse $\vec{V}(V_x, V_r, V_\theta)$ se réduit encore à $\vec{V}(V_x, 0, 0)$

II.3.3 Projection des équations sur les axes (x, r, θ)

– **Équation de continuité :**

$$\frac{\partial(\rho)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho v_x)}{\partial x} + \frac{1}{r} \frac{\partial(\rho r v_r)}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial(\rho v_\theta)}{\partial \theta} = 0 \quad (\text{II.3})$$

– **Equations de quantité de mouvement (de Navier Stokes)**

Suivant x :

$$\frac{\partial v_x}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_x}{\partial x} + v_r \frac{\partial v_x}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_x}{\partial \theta} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} + \nu \left(\frac{\partial^2 v_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_x}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_x}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 v_x}{\partial \theta^2} \right) \quad (\text{II.4})$$

Suivant r :

$$\frac{\partial v_r}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_r}{\partial x} + v_r \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_r}{\partial \theta} - \frac{v_\theta^2}{r} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial r} + \nu \left(\frac{\partial^2 v_r}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_r}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_r}{\partial r} - \frac{v_r}{r^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 v_r}{\partial \theta^2} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} \right)$$

Suivant θ :

$$\frac{\partial v_\theta}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_\theta}{\partial x} + v_r \frac{\partial v_\theta}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} + \frac{v_r v_\theta}{r} = -\frac{1}{\rho \cdot r} \frac{\partial P}{\partial \theta} + \nu \left(\frac{\partial^2 v_\theta}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_\theta}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial r} - \frac{v_\theta}{r^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 v_\theta}{\partial \theta^2} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial v_r}{\partial \theta} \right)$$

Compte tenu de l'ensemble des hypothèses énoncées précédemment et après projection des équations suivant les coordonnées cylindriques (x, r, θ) , Les équations de conservation qui régissent l'écoulement s'écrivent comme suit :

- Equation de continuité

$$\frac{\partial(\rho v_x)}{\partial x} + \frac{1}{r} \frac{\partial(\rho r v_r)}{\partial r} = 0 \quad (\text{II.5})$$

Les équations de Navier-Stokes, pour cet écoulement unidirectionnel se résume à:

- Condition aux limites

Les constantes d'intégration sont déterminées à partir des conditions aux limites :

$$\begin{cases} r = 0 \rightarrow \lim_{r \rightarrow 0} V_x(r) = V_{max} \\ r = R \rightarrow V_x(R) \end{cases} \quad (\text{II.6})$$

II.4 Turbulence

Le phénomène de turbulence se manifeste par un champ de vitesse fluctuant. Ces fluctuations des variables de l'écoulement peuvent être d'un petit ordre de grandeur et atteindre des hautes fréquences.

Tous les écoulements rencontrés en pratiques deviennent instables à partir d'un certain nombre de Reynolds. Aux faibles nombres de Reynolds, l'écoulement est laminaire tandis qu'à des nombres de Reynolds élevés, les écoulements deviennent turbulents. Un état chaotique se développe où la vitesse et la pression fluctuent continuellement dans une partie du domaine de l'écoulement [10].

II.4.1 Equations de Navier-Stokes moyennées de Reynolds

Le nombre de Reynolds d'un écoulement donne une mesure de l'importance relative des forces d'inertie et des forces visqueuses. Il a été observé expérimentalement que pour des conditions aux limites stationnaires, l'écoulement est stationnaire au-dessous d'un nombre de Reynolds appelé Nombre de Reynolds critique (Re_c) . Pour des nombres de Reynolds supérieurs à (Re_c) , une série de phénomènes apparaissent et changent radicalement les caractéristiques du fluide. Le mouvement des particules de fluides devient stationnaire même lorsque les conditions aux limites sont stationnaires. Les propriétés du fluide varient alors

d'une manière chaotique et aléatoire et le régime d'écoulement est appelé régime d'écoulement turbulent [10].

$$R_e = \frac{\rho U_m D}{\mu} = \frac{U_m D}{\nu} \quad (\text{II.9})$$

Afin de décrire ce type d'écoulement, chaque propriété X (ρ , u , v , w , p) de l'écoulement est décomposée en une valeur moyenne \bar{x} et une valeur fluctuante x' de telle sorte que :

$$X(t) = \bar{x} + x'(t) \quad (\text{II.10})$$

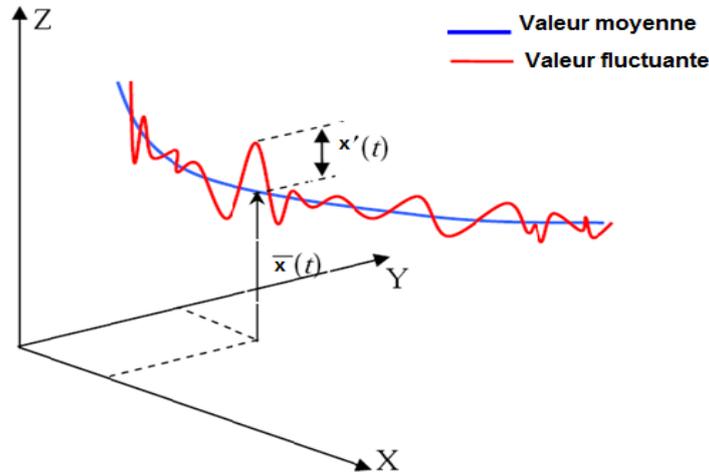


Figure II. 3: La description statique d'un écoulement turbulent [10]

Sachant que la masse volumique ρ , et la viscosité dynamique μ de fluide, sont supposées constantes.

Avec :

$$u = \bar{u} + u' \quad (\text{II.11})$$

$$v = \bar{v} + v' \quad (\text{II.12})$$

$$w = \bar{w} + w' \quad (\text{II.13})$$

$$P = \bar{p} + p' \quad (\text{II.14})$$

On remplace chaque variable de l'écoulement (u , v , w , p) par la somme de sa moyenne et de sa composante fluctuante dans les équations de Navier-Stokes et de continuité on obtient les équations de Reynolds suivantes :

➤ **Equation de continuité :**

$$\frac{\partial \bar{u}}{\partial x} + \frac{\partial \bar{v}}{\partial y} + \frac{\partial \bar{w}}{\partial z} = 0 \quad (\text{II.15})$$

➤ **Equations de Navier-Stokes :**

$$\begin{cases} \rho \left(\bar{u} \frac{\partial \bar{r}}{\partial x} + \bar{v} \frac{\partial \bar{u}}{\partial y} + \bar{w} \frac{\partial \bar{u}}{\partial z} \right) = -\frac{\partial \bar{p}}{\partial x} + \mu \Delta \bar{u} - \rho \left(\frac{\partial \overline{u'u'}}{\partial x} + \frac{\partial \overline{u'v'}}{\partial y} + \frac{\partial \overline{u'w'}}{\partial z} \right) \\ \rho \left(\bar{u} \frac{\partial \bar{v}}{\partial x} + \bar{v} \frac{\partial \bar{v}}{\partial y} + \bar{w} \frac{\partial \bar{v}}{\partial z} \right) = -\frac{\partial \bar{p}}{\partial y} + \mu \Delta \bar{v} - \rho \left(\frac{\partial \overline{v'u'}}{\partial x} + \frac{\partial \overline{v'v'}}{\partial y} + \frac{\partial \overline{v'w'}}{\partial z} \right) \\ \rho \left(\bar{u} \frac{\partial \bar{w}}{\partial x} + \bar{v} \frac{\partial \bar{w}}{\partial y} + \bar{w} \frac{\partial \bar{w}}{\partial z} \right) = -\frac{\partial \bar{p}}{\partial z} + \mu \Delta \bar{w} - \rho \left(\frac{\partial \overline{w'u'}}{\partial x} + \frac{\partial \overline{w'v'}}{\partial y} + \frac{\partial \overline{w'w'}}{\partial z} \right) \end{cases} \quad (\text{II.16})$$

II.4.2 Modèles de turbulence

Les équations moyennées de Reynolds contiennent des nouveaux termes inconnus en plus de l'énergie cinétique turbulente, donc il est nécessaire de faire des hypothèses ou trouver un moyen raisonnable pour modéliser ces inconnues. Les modèles du premier ordre ou modèles à viscosité turbulente basés sur l'hypothèse, dite de Boussinesq, qui consiste à modéliser directement les contraintes de Reynolds à l'aide du concept de viscosité turbulente, par analogie aux contraintes visqueuses d'un fluide Newtonien en introduisant une nouvelle variable qui est la viscosité turbulente μ_t [10].

$$\tau_{ij} = \mu \left(\frac{\partial U_j}{\partial x_i} + \frac{\partial U_i}{\partial x_j} \right) - \frac{2}{3} \mu \delta_{ij} \frac{\partial U_k}{\partial x_k} \quad (\text{II.17})$$

$$-\rho \overline{u_i u_j} = \mu_t \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \mu_t \delta_{ij} \frac{\partial U_k}{\partial x_k} - \frac{2}{3} \delta_{ij} \rho k \quad (\text{II.18})$$

Le but de cette partie est de donner une vue d'ensemble des modèles de turbulence les plus utilisés. Cependant, une description plus détaillée est allouée au $(k - \varepsilon)$, lequel sera utilisé dans la présente étude [11].

Les modèles de turbulence les plus utilisés sont :

- Le modèle $(k - \omega)$ standard
- Le modèle $(k - \varepsilon)$ standard
- modèle K-SST (Shear Stress Transport)

II.4.2.1 Modèle $(k - \omega)$ standard

Le premier modèle de turbulence à deux-équations est celui proposé par Kolmogorov (1942). Ce modèle qui est connu sous le nom de modèle $k - \omega$ fait intervenir une équation de transport de la fréquence ω en plus de celle de l'énergie cinétique turbulente k . On peut définir la fréquence ω par le rapport entre k et ε [11].

$$\omega = \frac{\varepsilon}{k} \quad (\text{II.19})$$

Un des avantages de ce modèle $(k - \omega)$ est la formulation et le traitement proche de la paroi dont les calculs sont plus précis. La viscosité turbulente μ_t s'exprime en fonction de k et ω :

$$\mu_t = \rho \frac{k}{\omega} \quad (\text{II.20})$$

Une version plus élaborée de ce modèle par le traitement de la zone proche paroi a été mise en œuvre plus tard par Wilcox (1988), dans laquelle il a introduit des modifications qui tiennent compte des effets liés aux bas Reynolds et à la compressibilité [11].

Ce modèle est applicable pour les écoulements en charge, les écoulements à surface libre caractérisés par de fortes contraintes de cisaillement, les jets et les écoulements autour d'un obstacle.

Le principal inconvénient du modèle $k - \omega$ est qu'il est très sensible à la condition aux limites sur ω sur les frontières libre dans le cas des écoulements cisailés libres.

II.7.2.2 Modèle ($k - \varepsilon$) standard

Le modèle ($k - \varepsilon$) est devenu le plus populaire des modèles de turbulence pour sa simplicité et la possibilité de l'utiliser par différents types d'écoulement. La robustesse, l'économie, et la précision dans la prédiction d'une large gamme de problèmes d'écoulements turbulents, expliquent sa popularité dans la simulation des écoulements industriels et les problèmes de transfert de chaleur [10].

Ce modèle suppose que le régime de turbulence soit pleinement établi dans tout le domaine et que les effets de la viscosité moléculaire sont négligeables par rapport à ceux de la viscosité turbulente (loin des parois). Il est basé sur l'hypothèse de Boussinesq, à savoir qu'il existe une analogie entre l'action des forces visqueuses et les contraintes de Reynolds dans l'écoulement moyen, soit :

$$-\rho \overline{u_i u_j} = \mu_t \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \mu_t k \delta_{ij} \quad (\text{II.21})$$

Le modèle calcule la viscosité turbulente μ_t en faisant intervenir l'énergie cinétique de turbulence k et le taux de dissipation de l'énergie cinétique de turbulence ε comme suit :

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (\text{II.22})$$

C'est la relation de Kolmogorov-Prandtl, C_μ est une constante empirique. On peut dire, en résumé, que le modèle $k-\varepsilon$ prédit bien loin des parois, et le modèle $k-\omega$ prédit bien proche des parois. Une combinaison des deux modèles a permis d'introduire un nouveau modèle dit *SST* (Shear Stress Transport).

II.7.2.3 Modèle K-SST (Shear Stress Transport)

Un modèle de turbulence est utilisé pour prédire les effets de la turbulence dans un écoulement sans résoudre le problème des fluctuations turbulentes à très petites échelles. Ce modèle est robuste et permet de prédire avec précision les décollements qui se produisent sur les parois des organes internes d'une turbomachine [10].

La correction SST pour (Shear Stress Transport), transport des contraintes de cisaillement. Elle repose sur la constatation que pour les modèles de turbulence à deux équations de transport utilisant la notion de la viscosité turbulente, le rapport de cisaillement τ à la valeur de ρk est égal à :

$$\frac{\tau}{\rho k} = \sqrt{C_{\mu} \frac{P_k}{\varepsilon}} \quad (\text{II.23})$$

II.6 Conclusion

Dans chapitre nous avons maintenant se cerner les outils mathématiques et physiques nécessaire et susceptible de nous conduire vers la compréhension et l'étude des suspensions de fluide Newtonien dans une conduite cylindrique.

Pour cela on doit résoudre les équations de continuité et de quantité de mouvement, la solution analytique s'avère difficile et très compliquer, donc on va résoudre ces équations numériquement en utilisant la méthode des Volumes Finis, pour obtenir la repartions de pression et de vitesse, ce qui feras l'objectif de notre études dans le prochaine chapitre.

Chapitre III :

Modélisation numérique

III.1 Introduction

Depuis quelques années, l'accroissement de la puissance des ordinateurs a permis de conduire des calculs tridimensionnels des fluides rhéologiques, tout en tenant compte de l'effet de la viscosité et de la turbulence.

Dans ce chapitre nous souhaitons présenter notre travail de simulation effectué grâce à un logiciel volumes finis nous allons présenter une synthèse des principaux travaux de simulation les plus récents qui ont été réalisées pour l'étude de l'écoulement du sang dans l'artère coronaire au niveau du cœur.

Dans la première partie de ce qui suit, on présente logiciel et ses étapes dans le procédé de génération de la géométrie et du maillage d'une conduite et les méthodes des volumes finis et le model turbulent.

Dans la deuxième partie, nous exposons la géométrie, le maillage et les conditions aux limites de notre modèle choisi.

III.2 Code logiciel

Il existe un certain nombre de codes industriels, aux meilleurs performants, la prédiction d'écoulements de fluides (CFX, PHOENICS, FEMLAB, CFD-ACE, FLOTRAN, CFDS-FLOW3D ...).

III.2.1 Démarrage le logiciel

Vous devez spécifier votre solveur à propos de votre géométrie (2D / 3D), et la précision que vous voulez (cliquez sur double précision si vous voulez une meilleure précision).

III.2.2 Structure du programme

Ce groupe est actuellement l'un des pôles de compétence en mécanique des fluides numérique les plus importants. Il développe et commercialise une solution complète sous forme de logiciels de CFD (Computational Fluid Dynamics) généralistes, qui simule tous les écoulements de fluides, compressibles ou incompressibles, impliquant des phénomènes physiques complexes, tels que la turbulence, le transfert thermique, les réactions chimiques, les écoulements multiphasiques pour toute l'industrie. Les produits et services proposés par le groupe aident les chercheurs à permis de conduire des calculs tridimensionnels des fluides rhéologiques.

Ce progrès a fait de la modélisation numérique de l'écoulement sanguin ou *CFD* (*Computational Fluid Dynamic*) un outil de plus en plus important pour le développement et l'optimisation du dimensionnement des fluides complexes. Le logiciel est un meilleur 2D/3D, préprocesseur qui permet de mailler des domaines de géométrie d'un problème de CFD (*Computational Fluid Dynamics*). Il génère des fichiers*.msh qui permet de résoudre et simuler des problèmes de mécanique des fluides et de transferts thermiques par la méthode des volumes finis. Il est composé, comme tout logiciel de type CFD, de trois éléments clés qui sont le préprocesseur, le solveur et le post-processeur [12].

III.2.3 Préprocesseur

La définition du problème à résoudre s'effectue à l'aide du préprocesseur. Il permet de représenter la géométrie du système et spécifier le type de matériau (fluide ou solide). Nous permet de définir les frontières du domaine, et fournit aussi plusieurs algorithmes de maillage pour discrétiser le domaine selon la géométrie utilisée [12].

III.3 Définition de la méthode de résolution

Le code de calcul utilise une adaptation d'une approche de type volumes finis, elle consiste à discrétiser le domaine en cellules appelées volume de contrôle puis d'intégrer l'équation d'évolution sur chacun de ces volumes. Chaque équation aux dérivées partielles est intégrée au sein d'un volume de contrôle ou maille de calcul, afin d'obtenir une équation discrète qui relie la valeur de la variable au centre, aux variables voisines. La maille de calcul est un volume dont la longueur caractéristique est le pas de discrétisation spatiale. Une fois la formulation mathématique du problème réalisée, ce pas de discrétisation est fixé de manière à assurer la précision des calculs et tient compte, en particulier, des conditions de stabilité numérique imposées par la valeur des gradients [12].

III.4 Méthode des Volumes Finis

La méthode des volumes finis, largement décrite par Pantankar. S.V (1980), et introduite dans le domaine du calcul numérique des écoulements par Mc Donal (1971), Mac-Cormak et Pully (1972), pour la résolution des écoulements bidimensionnels, et par Rizzi et Inouye (1973), pour les résolutions des écoulements tridimensionnels. Sa grande simplicité de mise lui a donné un essor depuis les années 1970-1980. Elle est l'origine de la majorité des codes de calculs.

L'avantage de la résolution par la méthode de volumes finis réside dans la limpidité de la discrétisation du domaine d'écoulement, ainsi que dans le caractère conservatif des équations, (tout ce qui sort d'un volume de contrôle entre dans l'autre) [12].

III.5 Le choix de modèle de turbulence

Le modèle de turbulence que nous avons utilisé dans le cadre de cette étude est le modèle à deux équations ($k - \varepsilon$). Ce modèle est largement utilisé et donne d'excellents résultats, notamment en ce qui concerne la prédiction des phénomènes de décollement loin des parois. Il est indispensable de savoir que le modèle $k - \varepsilon$ est applicable aux écoulements à nombre de Reynolds élevé.

Etant une méthode très stable et numériquement robuste, cette méthode est implémentée dans la majorité des codes de calcul commerciaux de CFD. Ce modèle permet d'étudier convenablement un certain nombre d'écoulements. En conséquence, il n'est applicable que loin des parois.

Enfin, l'application de ce modèle de turbulence dans le cadre de la modélisation des écoulements internes dans les artères coronaire a donné des résultats intéressants en ce qui concerne la prédiction du profil d'écoulement et la distribution de la pression dans l'artère.

III.6 Principales étapes de calcul numérique

Dans ce qui suit, nous allons essayer de résumer le processus suivi de notre conception, l'accent a été mis sur les différentes étapes de calcul numérique de l'écoulement interne. Elle se présente comme une procédure robuste pour la prédiction et la compréhension des phénomènes associés au fonctionnement des turbomachines, mais également pour la prévision des performances. Nous avons schématisé sous forme d'un organigramme, les étapes de conceptions, comme la montre la figure ci-dessous :

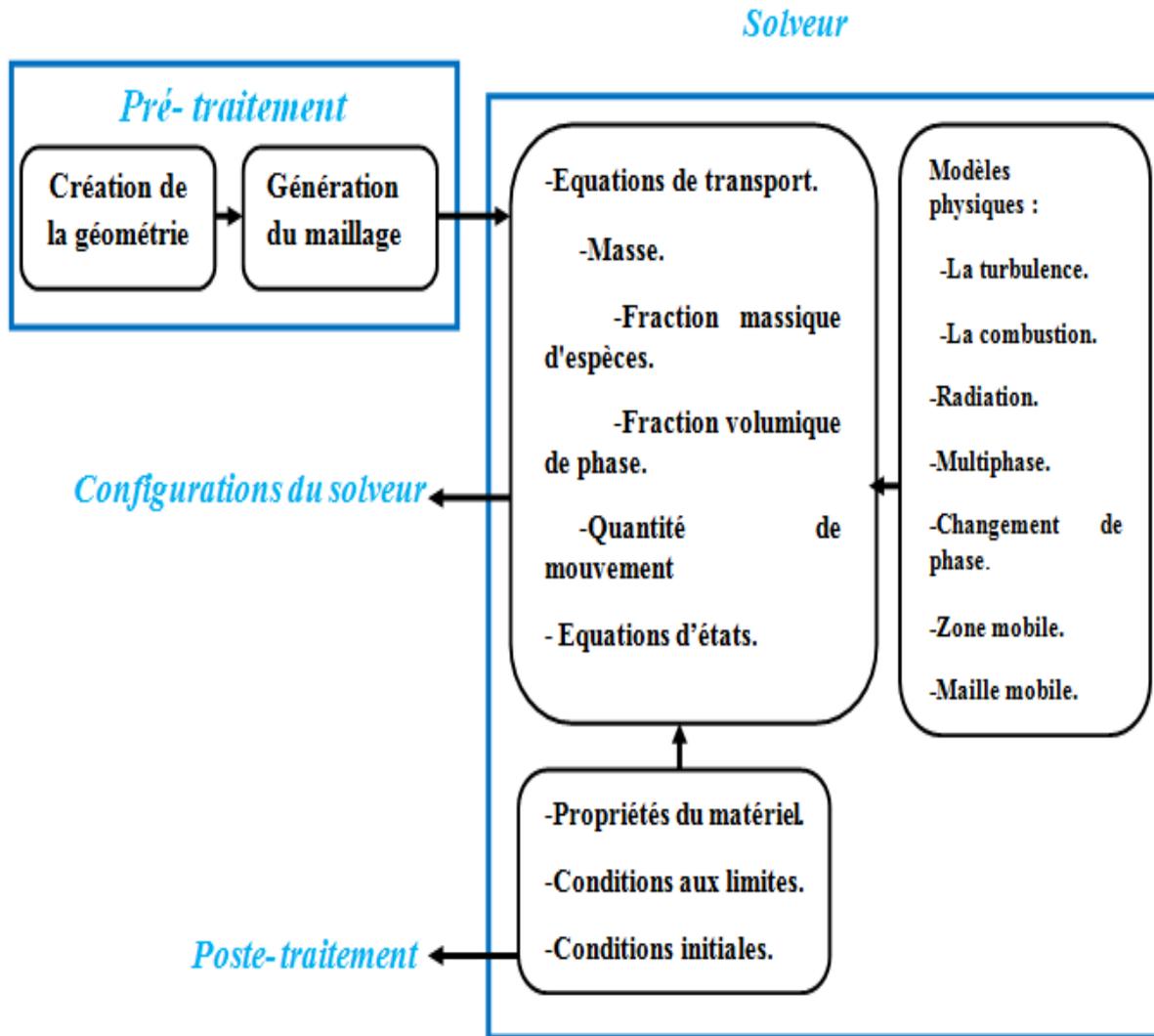


Figure III. 1:La description statique d'un écoulement turbulent [11]

III.7 Présentation l'artère coronaire

De manière générale, l'écoulement d'un fluide se caractérise par la viscosité, et la compressibilité et le nombre de Reynolds dans son environnement. L'écoulement est gouverné par les lois de conservation de la masse, de la quantité de mouvement et de l'énergie.

En ce qui concerne la conservation de la masse, elle peut être représentée ici par la conservation du débit massique, l'artère étant un tube de courant L'équation, appelée équation de continuité, est régie par la compressibilité du sang. La compressibilité est une propriété exprimant la variation relative du volume du fluide sous l'effet d'une pression appliquée. Très grande pour les gaz, elle est faible pour les liquides et très faible pour les solides usuels. Le sang, de par ses caractéristiques, peut être considéré incompressible [6].

Le muscle cardiaque a besoin d'un apport constant en sang riche en oxygène. Les artères coronaires, qui bifurquent au niveau de l'aorte à sa sortie du cœur, fournissent ce sang,

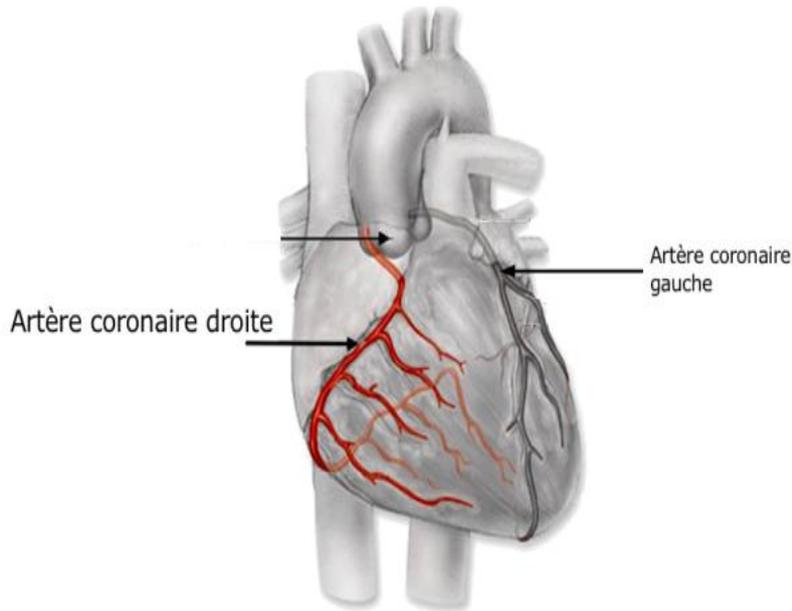


Figure III. 2:Image des artères coronaires entourant le cœur [5]

III.8 La géométrie

Dans un premier temps, l'utilisateur est tenu de choisir un système de coordonnées afin de caractériser sa géométrie. Les domaines pouvant varier suivant les études, il peut employer des coordonnées cartésiennes ou cylindriques. Il peut alors définir son domaine d'écoulement. La modélisation numérique de l'écoulement a pour première étape de définir le domaine de calcul et le choix du type de maillage adapté.

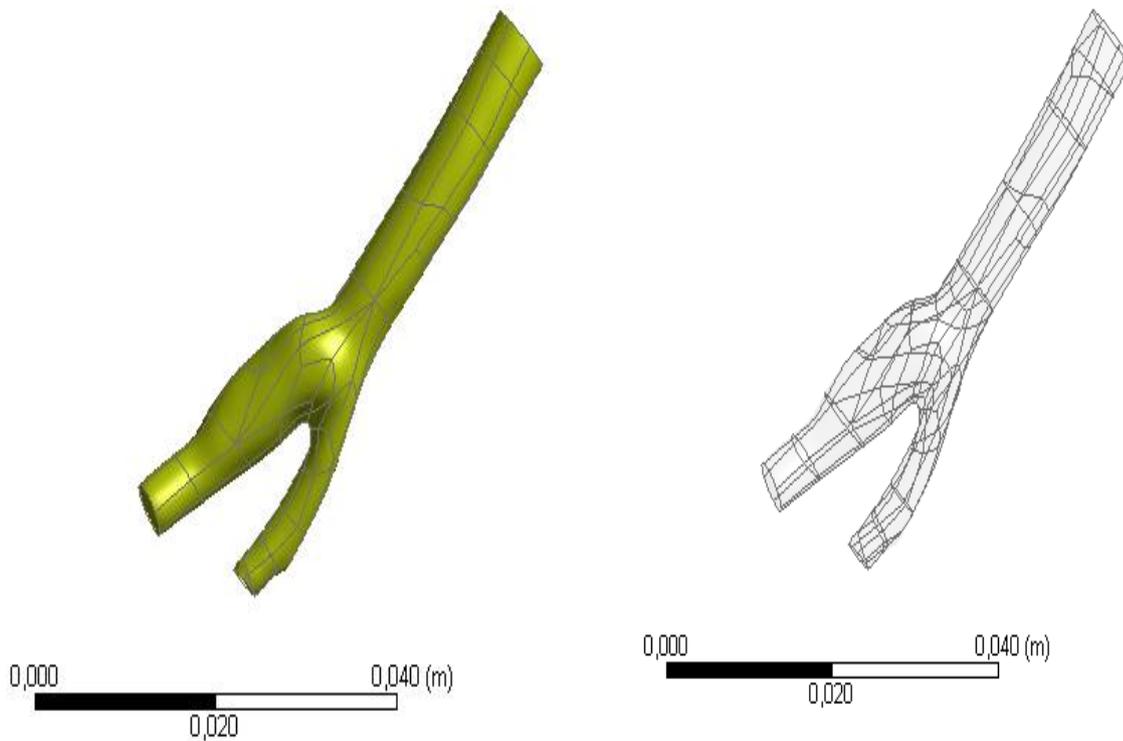
Le domaine de calcul l'artère coronaire présenté dans les figures ci-dessous avec un maillage non structuré.

Le maillage non structuré : les éléments de ce type de maillage sont générés arbitrairement sans aucune contrainte quant à leur disposition.

Ce choix permet de réaliser ainsi des grilles de maillage adaptées à chaque configuration géométrique

Tableau III. 1:Détails de la géométrie

Corps	Solide
Faces	125
Arêtes	255
Sommets	132
Fluide/solide	Fluide
Méthode de topologie partagée	Automatique

**Figure III. 3:** géométrie du problème

III.8.1 Le maillage étudié

La génération du maillage est aussi réalisée à l'aide du code, En effet nous avons utilisé 158870 éléments avec 30676 nœuds pour le maillage de l'artère coronaire. Notant que ce maillage a été choisi après une étude de sensibilité à la finesse du maillage en se basant sur la stabilité des résultats avec un temps minimal.

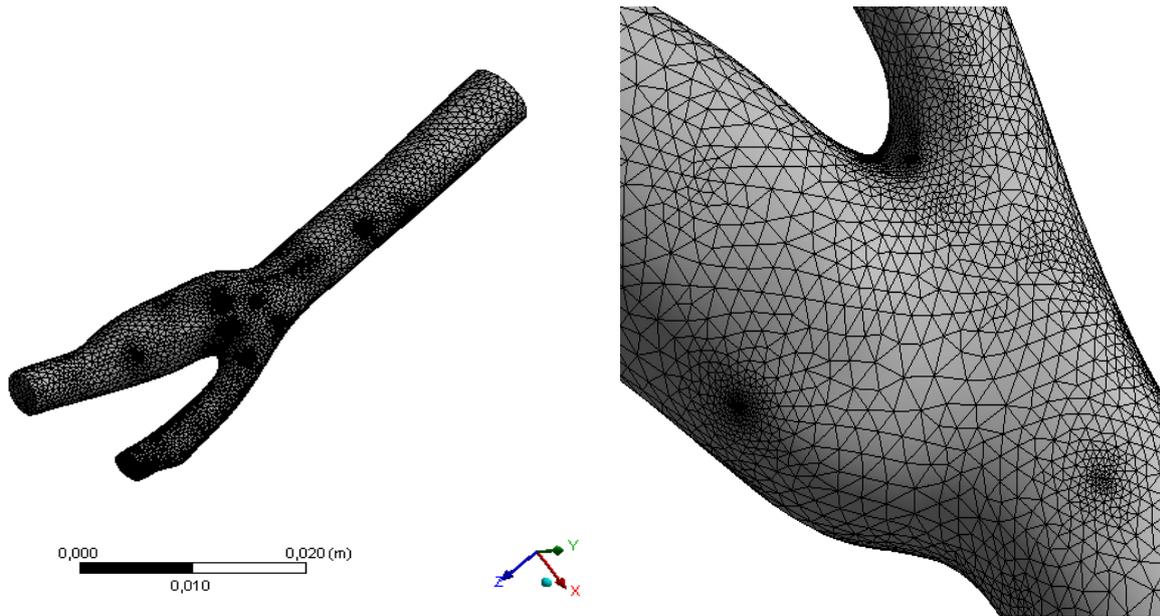


Figure III. 4:Maillage de la grille pour l'artère coronaire

Tableau III. 2:La propriété de la géométrie

Volume	1,8762e-006 m ³
Coord. X du centre de gravité	2,5791e-003 m
Coord. Y du centre de gravité	2,6478e-003 m
Coord. Z du centre de gravité	-3,6704e-003 m

Tableau III. 3:Statistiques de la géométrie

Nœuds	30679
Éléments	158870
Paramètres de maillage	Aucun

III.8.2 Configurations (appliquées les conditions aux limites)

Une autre étape permet d'importer le maillage d'une géométrie à étudier, elle a été conçue pour spécifier le type de l'écoulement. Les conditions initiales et aux limites du problème

étudié (nombre d'itérations, le pas du temps, la nature du fluide, et la tolérance d'erreur) sont également spécifiés.

Les calculs sont basées sur la méthode des éléments finis, et l'intégration des équations de Navier-Stokes dans chaque maille, et dispose de modèles additionnels pour prendre en compte des phénomènes physiques comme la turbulence.

III.8.3 Modèle de turbulence pour l'artère coronaire sur fluent

L'écoulement sanguin dans l'artère coronaire est calculé à partir des équations de Navier-stokes résolues à l'aide de Fluent 15.0 par la méthode des volumes fins. Dans ce type de problème, le sang est considéré comme un fluide newtonien de viscosité 0,003(kg/m.s) avec une masse volumique 1060 kg /cm³ et de vitesse d'entré. Les parois de l'artère coronaire sont traitées dans la simulation comme solides. La simulation permet de visualiser les lignes de courant colorées en fonction du champ de vitesse, le profil de vitesse et de la pression.

La convergence des résidus a été observée sur les 3 modules de turbulence La solution du modèle de turbulence SST pour l'artère coronaire converge vers 250 itérations.

III.9 Conclusion

La technologie de la CFD est devenue plus largement disponible et utilisable par beaucoup plus de personnes. Cette utilisation est en croissance, il y a maintenant de nombreux logiciels commerciaux sur le marché qui fournissent l'exactitude, la fiabilité, la vitesse et la flexibilité dans des domaines d'écoulements potentiellement complexes.

Dans le chapitre suivant, nous passerons à présenter notre résultat de simulation.

Chapitre IV :

Résultats et discussions

IV.1 Introduction

Ce chapitre fera l'objet de la présentation des différents résultats obtenus et leurs interprétations. Ces résultats concernant essentiellement la distribution de la pression et le champ de vitesse.

IV.2 Les conditions d'écoulement pour une vitesse 0.3 m/s

Le maillage de la géométrie étudiée est importé dans le module fluent afin de déterminer les conditions aux limites de l'écoulement. Dans notre étude, le sang est traité comme un fluide Newtonien, l'écoulement est considéré comme un régime turbulent et la vitesse d'entrée de sang dans l'artère coronaire est considérée comme une condition initiale.

Dans un premier lieu, nous avons pris une valeur initiale pour la vitesse du flux sanguin dans l'artère, à une vitesse d'entre de 0,3 (m/s).

Tableau IV.1: les conditions initiales de la géométrie

Matériel	
Zone	L'entre 1
Densité (kg/m ³)	1060
Viscosité (kg/m.s)	0.003
Vitesse (m/s)	0.3

IV.3 Résultats et interprétations

Les résultats obtenus par fluent et visualisé par le CFD-Post sont présentés dans les paragraphes suivant :

IV .3.1 Répartitions de vitesse

IV .3.1.1 Contours de vitesse

Nos résultats montrent une augmentation de vitesse à l'entrée du l'artère, la vitesse est de 0.3m/s au centre de l'artère par contre quand on s'approche de la paroi la vitesse diminue jusqu'à ce qu'elle devienne nulle à cause des frottements.

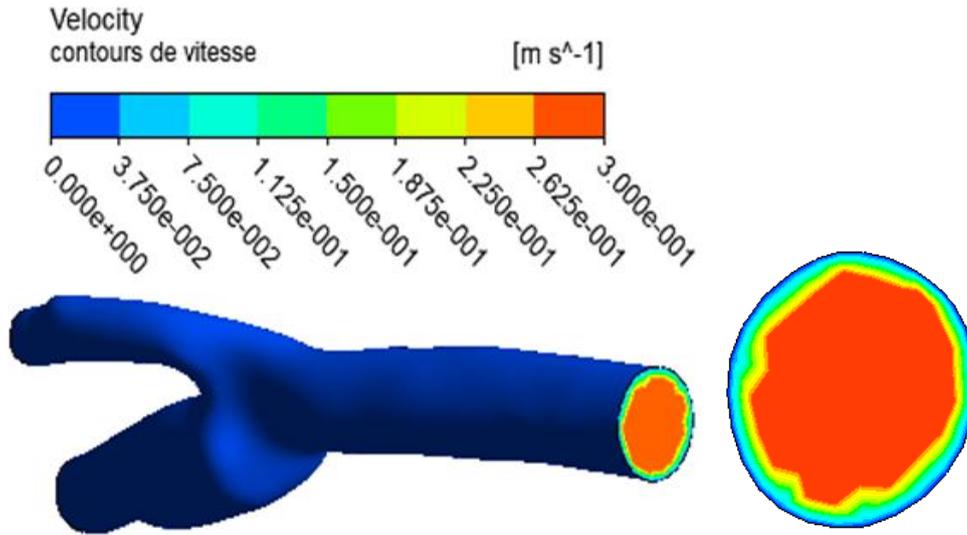


Figure IV. 1: contour de vitesse

IV .3.2 ligne du courant

La figure ci-dessus (Figure IV.1) montre l'augmentation de vitesse de l'écoulement au niveau de l'artère qui varie de l'entrée jusqu'à les deux branches sorties de l'artère. La vitesse d'écoulement est stable dans l'artère et lorsque l'écoulement atteint le point de bifurcations, la sortie 1 reçoit la majorité du sang que la sortie 2 à cause de la section ce qui va provoquer une augmentation de vitesse dans la sortie 1 jusqu'à ce qu'elle atteinte 0.853m/s contrairement à la sortie 2 qui va recevoir la moindre quantité du sang donc la vitesse va diminuer jusqu'à ce qu'elle atteinte 0.225 m/s.

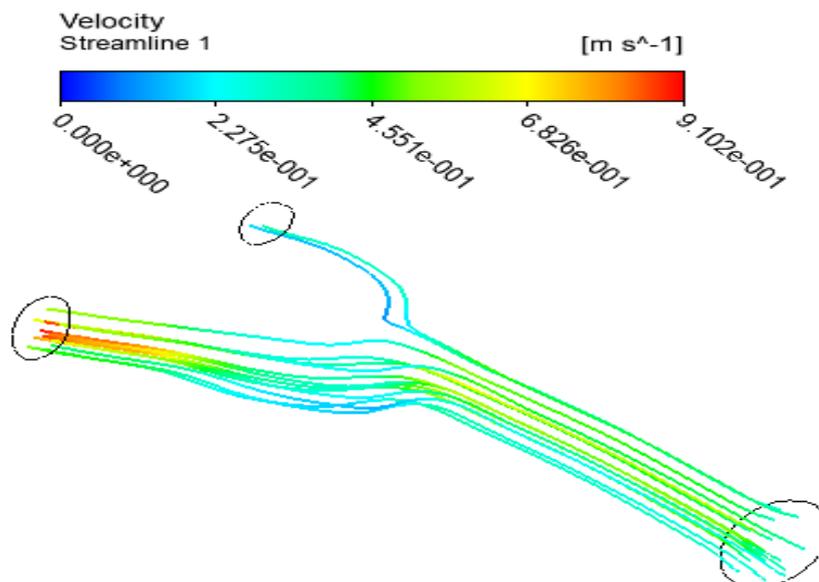


Figure IV. 2: ligne du courant

IV .3.3 Répartitions de pression

IV .3.3.1 Contours de pression

Les résultats qu'on a obtenue dans la figure (Figure IV. 3) montre une diminution de pression au long de l'artère .cette diminutions est considérables aux niveaux de bifurcation.

Jusqu'à ce qu'elle devienne nulle aux extrémités des deux sorties.

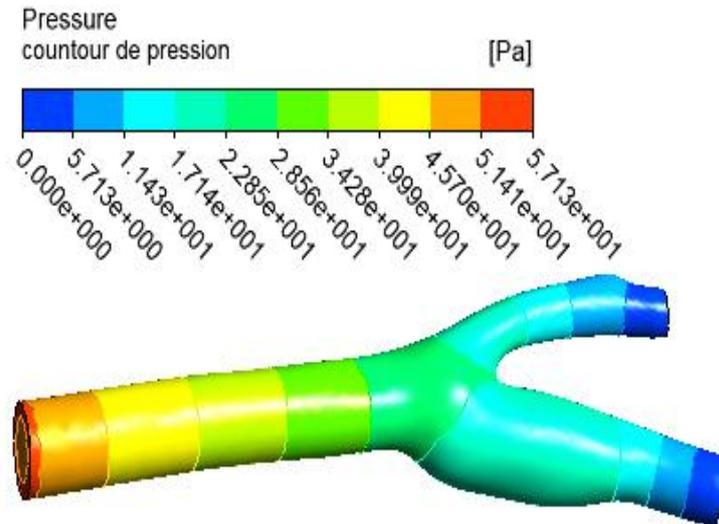


Figure IV. 3: contour de pression

IV.4 Variation de la vitesse de l'entrée

On a varié la vitesse d'entrée telle que $v=0.3$ (m/s) ; $v=0.4$ (m/s) et $v=0.5$ (m/s)

IV.4.1 Contours de vitesse

On remarque d'après les figures ci-dessous (Figure IV.4) et (Figure IV.5) et (Figure IV.6) que la variation de la vitesse à l'entrée est proportionnelle à la variation de la vitesse de sortie

Tableau IV. 2: résultat de contours de vitesse

Variation de vitesse	Vitesse d'entrée		Vitesse de sortie	
	min (m/s)	max (m/s)	Min (m/s)	Max (m/s)
0.3	0	0.3	0.183	0.918
0.4	0	0.4	0.094	1.220
0.5	0	0.5	0.19	1.527

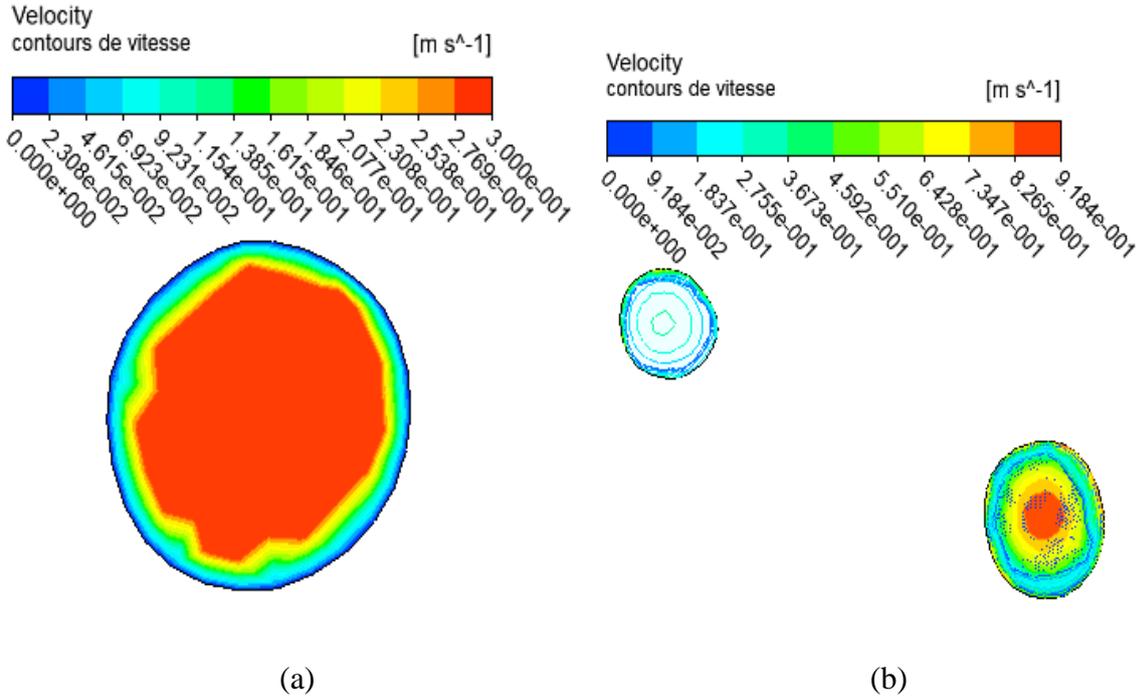


Figure IV. 4: (a) l'entrée et (b) sortie de contours de vitesse $v=0.3$ (m/s)

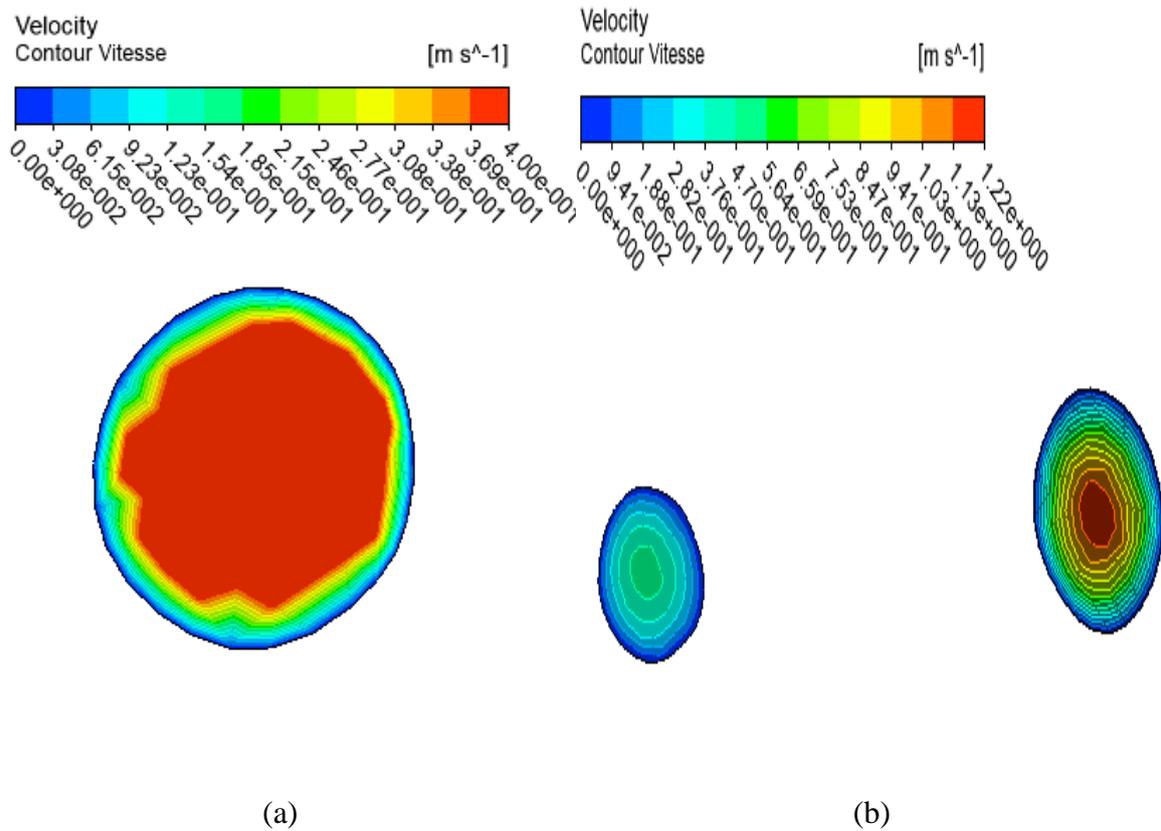


Figure IV. 5: (a) l'entrée et (b) sortie de contour de vitesse $v=0.4$ (m/s)

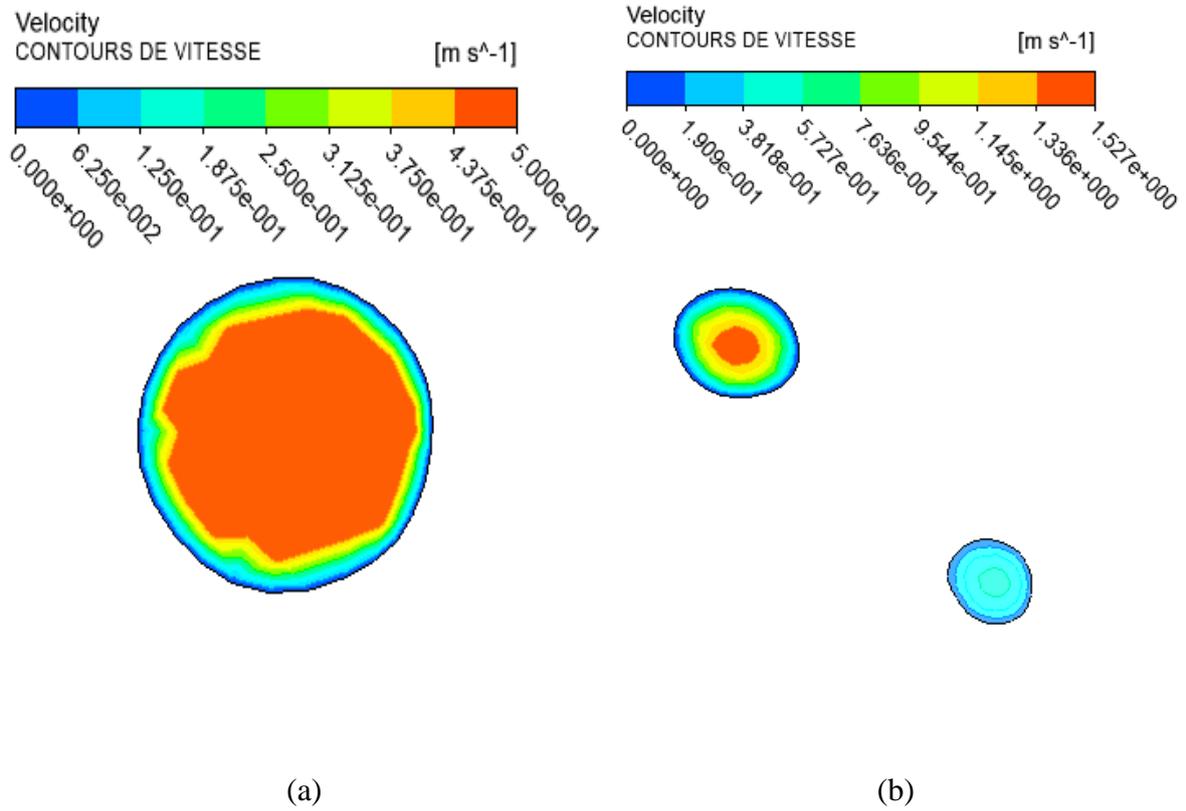


Figure IV. 6: (a) l’entrée et (b) sortie de contour de vitesse $v=0.5$ (m/s)

IV.4.2 ligne du courant

Les figures ci dessus (Figure IV.7) et (Figure IV.8) et (Figure IV.9) représente la variation de vitesse d’écoulement au long de l’artère et lorsque en augment la vitesse d’entrée la vitesse d’écoulement augment d’une façon proportionnelle

Tableau IV. 3: résultat

	Vitesse d’entrée	Vitesse de sorite
Variation de vitesse	min (m/s)	Max (m/s)
0.3	0	0.910
0.4	0	1.19
0.5	0	1.514

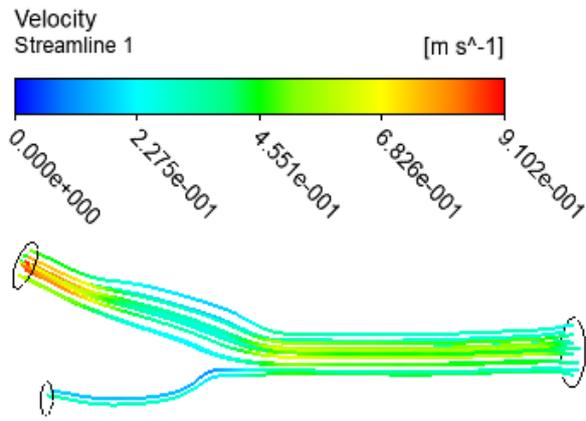


Figure IV. 7: ligne du courant v=0.3 (m/s)

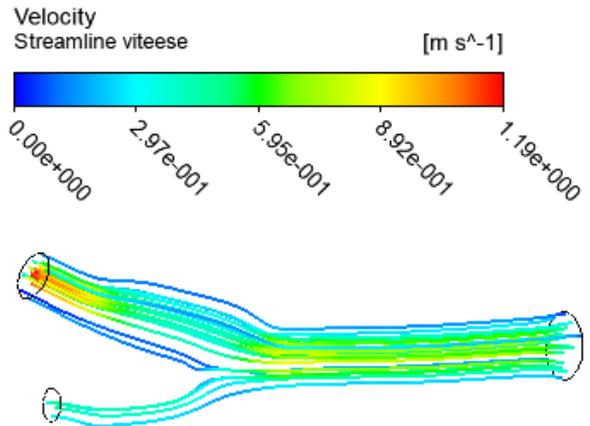


Figure IV. 8: ligne du courant v=0.4 (m/s)

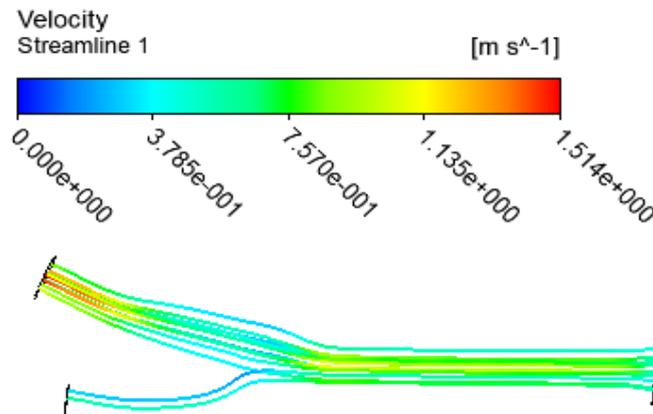


Figure IV. 9: ligne du courant v=0.5 (m/s)

IV.4.3 Répartitions de pression

Dans ces figures (Figure IV.10) et (Figure IV.11) et (Figure IV.12) représente que la pression éteint la valeur maximal ou autour de la paroi et que on s'éloigne de la paroi la pression diminue

Tableau IV. 4: résultat

Variation de vitesse	pression d'entrée		pression de sorite	
	min (pa)	max (pa)	Min (pa)	Max (pa)
0.3	4.917	5.50	0	0.901
0.4	6.58	7.35	0	1.10
0.5	8.25	9.20	0	1.40

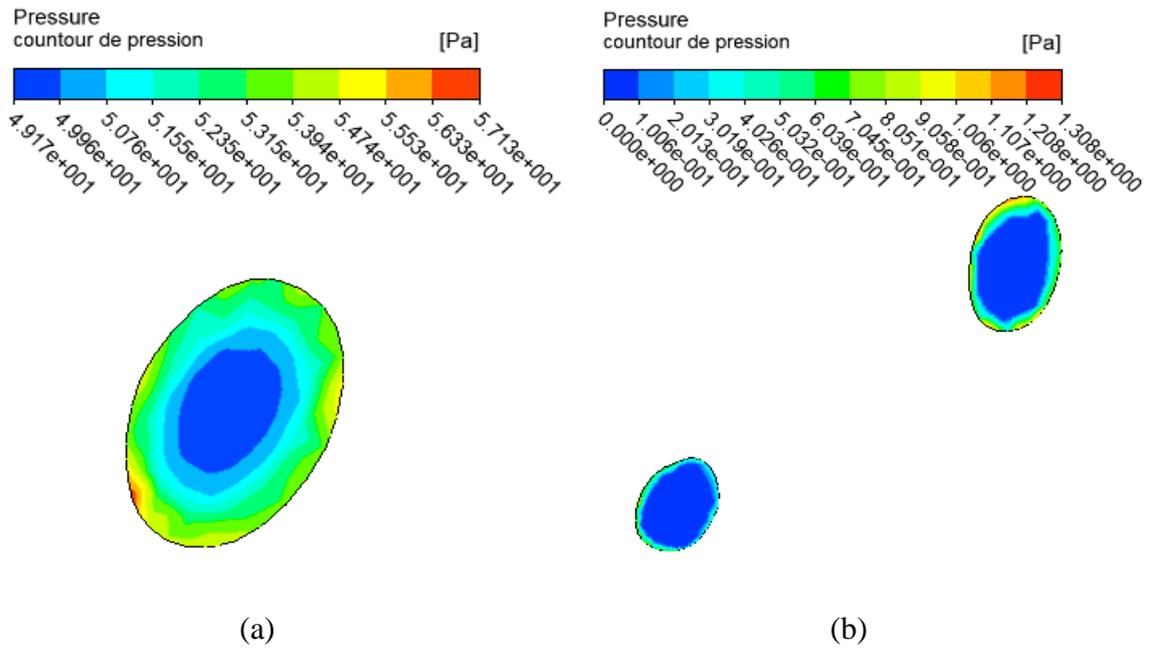


Figure IV. 10: (a) l'entrée et (b) sortie de contours de pression $v=0.3$ (m/s)

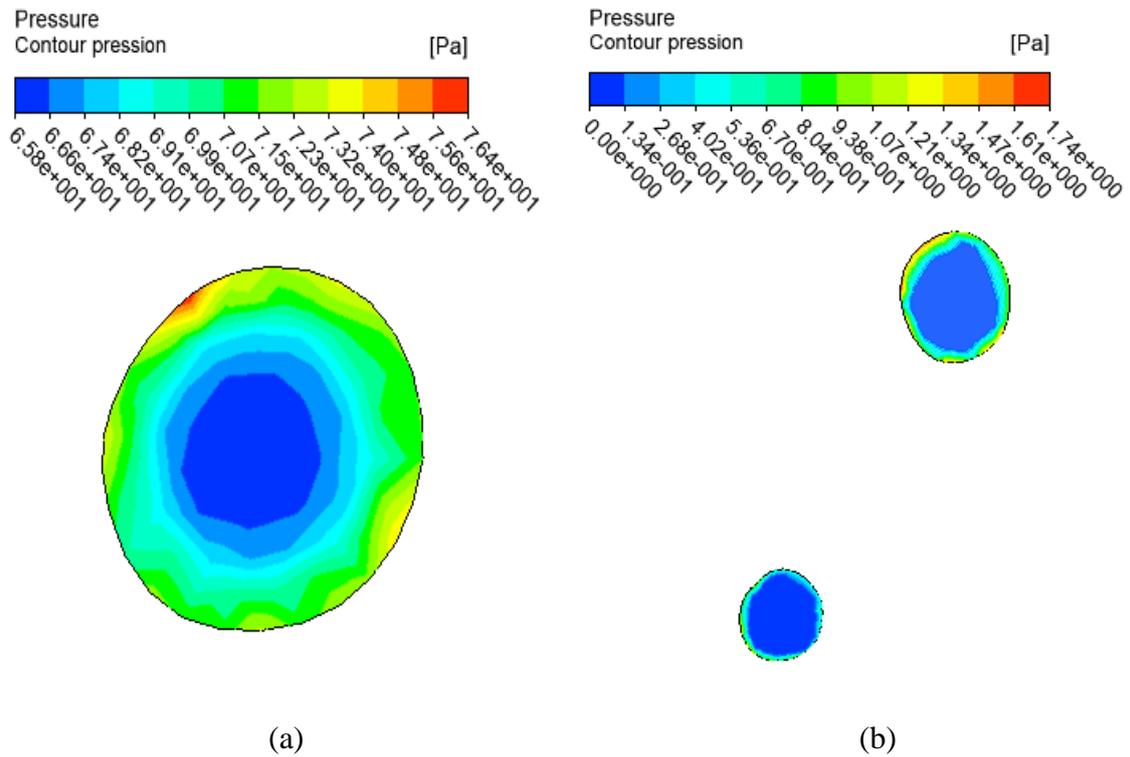


Figure IV. 11: (a) l'entrée et (b) sortie de contours de pression $v=0.4$ (m/s)

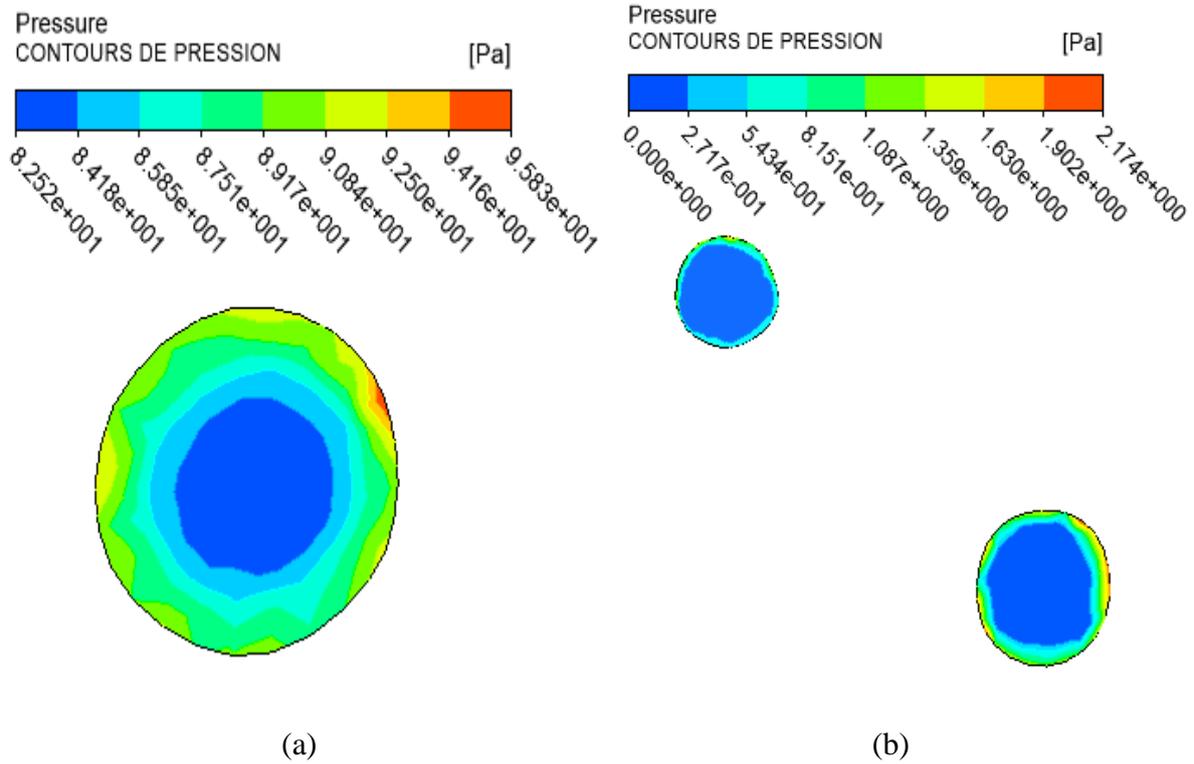


Figure IV. 12: (a) l'entrée et (b) sortie de contours de pression $v=0.5$ (m/s)

Conclusion

L'objectif de notre étude est la représentation des résultats numériques d'un écoulement sanguin dans une artère coronaire à différente vitesse et pression. L'outil de simulation numérique a été notre moyen pour la compréhension des différents phénomènes manifestés à travers la géométrie étudiée.

Conclusion générale

Conclusion générale

Dans ce travail de recherche, on s'est intéressé à l'étude d'écoulement dans une artère. Nous avons subdivisé notre mémoire en quatre chapitre : le premier est consacré à la rhéologie des fluides non-Newtonien et des fluides Newtonien et la rhéologie du sang. Ensuite, Le deuxième chapitre présent la géométre du problème et le comportement d'un fluide newtonien et les équations de Navier-Stokes. Puis, dans le troisième chapitre, nous avons essayé de présenter le logiciel utilisé dans notre mémoire. Et enfin le dernier chapitre est consacré aux résultats et discussion.

Durant notre étude, l'outil de simulation qu'on a utilisé est un des plus performant qui existant actuellement dans ce domaine en l'occurrence l'ANSYS.

D'après les résultats obtenus, nous avons constaté que la variation de la vitesse d'entrée est proportionnelle à la variation de la vitesse de sortie de l'artère. Ainsi, la variation de la vitesse d'entrée à l'artère influence a la vitesse d'écoulement par le fait d'augmentation.

Dans l'objectif de poursuivre les travaux de recherche autour de la modélisation des phénomènes physiques associés aux écoulements turbulents instationnaires dans les artères coronaires d'une manière générale, il serait intéressant de se focaliser sur une modélisation numérique instationnaire décrivant au mieux les phénomènes de décollement et de turbulence.

Références bibliographiques

Bibliographie

- [1] K. F. SOKONA Ousmane, MEMOIRE:Etude rhéologique des formulations préparées à base de l'huile essentielle du Thymus Serpolet, Université Djilali Bounaâma de Khemis Miliana, 2017/2018.
- [2] A. BENSLIMANE, Cours:INTRODUCTION A LA MECANIQUE DES FLUIDES, université A/mira de bejaia, Décembre 2016.
- [3] X. WANG, THESE:INFLUENCE DE L'AGREGATION ERYTHROCYTAIRE SUR LES PROPRIETES MECANIQUES DU SANG.APPLICATION A CERTAINES PATHOLOGIES, L'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE LORRAINE, 12 janvier 1990.
- [4] F. MOUMEN, MEMOIRE:Etude des effets turbulents de l'écoulement sanguin dans la crosse aortique., UNIVERSITE D'ORAN ES-SENIA, 30 juin 2010.
- [5] junior.fr, «<http://sciencejunior.fr/wp-content/uploads/Cellules-du-sang.jpg>,» 12 03 2016. [En ligne].
- [6] Y. Wang, Thèse: Modélisation de la compliance de l'aorte dans le cas de pathologies de type anévrisme, Université de Bourgogne. Français, 7 Novembre 2015.
- [7] K. I. E. ROAISSAT Yahia, Mémoire de fin d'étude: Simulations numériques d'écoulements de fluides non-Newtoniens dans des conduites axisymétriques à rétrécissement, UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA, 2018–2019.
- [8] A. Djamel, MEMOIRE:Effet des caractéristiques rhéologiques d'un fluide sur l'écoulement dans une sténose, UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE« HOUARI BOUMEDIENE », 11/12/2013.
- [9] B. Karima, Mémoire de Magister:ETUDE DE L'ÉCOULEMENT LAMINAIRE ACCOMPAGNE DU TRANSFERT DE CHALEUR DANS UNE CONDUITE RECTANGULAIRE PRESENTANT UN CHANGEMENT DE SECTION (ELARGISSEMENT BRUSQUE), l'Université 20 Août 55, Skikda, 09/09/2007.
- [10] A. Amazigh et C. Louiza, MEMOIRE:Simulation numérique des écoulements internes dans les turbomachines, UNIVERSITE Abderrahmane MIRA BEJAIA, 27/06/2018.
- [11] M. YOUNSI, MEMOIRE:Aéroacoustique Et Aérodynamique Instationnaire, Numérique Et Expérimental Des Ventilateurs Centrifuge A Action, Thèse De Doctorat

Références bibliographiques

En Mécanique, Ecole National Supérieure D'arts Et Métiers, Paris, 2007..

- [12] R. FERHAT, MEMOIRE: Etude des écoulements turbulents à travers une conduite à section carrée avec un coude à 90°, Université des sciences et de la Technologie d'Oran Mohamed Boudiaf, 2013-2014.

Résumé

Dans ce travail on présente une étude de simulation numérique réalisée sur l'écoulement sanguin dans une artère, dont le but est d'étudier les effets turbulents existant à ce niveau.

Nous avons réalisé la simulation en utilisant le code de calcul numérique ANSYS.

Le modèle de la géométrie choisi est proche du cas réel, et le maillage généré est assez fin pour nous permettre de mieux apprécier nos résultats.

Pour réaliser notre travail de simulation on a traité le sang comme un fluide parfaitement Newtonien, et son écoulement est considéré comme étant stationnaire.

Nos résultats obtenus sont présentés sous forme de profils de vitesse, contours de pression et de vitesse.

Mots clé : Ecoulement sanguin, turbulence, artère, bifurcation

Abstract

In this work we present a numerical simulation study carried out on the blood flow in an artery, the purpose of which is to study the turbulent effects existing at this level.

We performed the simulation using the numerical calculation code ANSYS.

The model of the chosen geometry is close to the real case, and the mesh generated is thin enough to allow us to better appreciate our results.

In order to carry out our simulation work, the blood was treated as a perfectly Newtonian fluid, and its discharge is considered to be stationary.

Our results are presented in the form of velocity profiles, pressure and velocity contours

Keywords: Blood flow, turbulence, artery, bifurcation