



الجمهورية الجزائرية
الديمقراطية
الشعبية



République Algérienne Démocratique et Populaire

وزارة التعليم العالي والبحث
العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة الشهيد الشيخ العربي
التبسي - تبسة

Université Echahid Echikh Larbi Tébessi – Tébessa –

Faculté des Sciences et de la Technologie

Département de Génie Mécanique

MEMOIRE

Pour l'obtention du **diplôme de Master Académique**

Spécialité : Energétique

Intitulé

Etude Numérique d'écoulement des fluides non newtoniens dans une bifurcation

Présenté par :

M^{elle} OUATTAS Hadil

Devant le jury :

Président :

ZAIDI Latifa

MAA

Encadreur :

GHANAIA Saddek

MAB

Examineur :

MEKAHLIA Ala Eddine

MAB

Promotion : 2023-2024

Dédicace

A mes chers parents, pour tous leurs sacrifices, et leur amour, leur tendresse et soutien pour moi et leurs prières pour ma réussite dans mes études.

Je commence par ma mère qui est mon modèle, ma force et mon paradis sur la terre. Mon père qui facilite difficultés et me pousse à aller de l'avant, mon premier amour et mon compagnon de tous les instants.

A mon frère Abd-el Rahman en qui je vois le lien et la force, je vous souhaite de réussir dans ta vie.

A l'âme pure de mon frère Mahdi qui m'a accompagné dans tous mes moments difficiles.

A mes camarades qui sont mes sœurs : Ikram, Nour, ikram

A mes cousines : Sara ,Zineb ,ritej .

Et mes petit frère : Amar ,mouataz

A tous mes amis de la promotio

Remerciements

Tout d'abord, je remercie Dieu de m'avoir accordé la patience de faire cet humble travail.

Après cela, je voudrais remercier l'honorable père qui m'a aidé à terminer ce travail .

Je voudrais exprimer mes profonds remerciements à tous ceux qui ont contribué à l'achèvement de ce travail, et je mentionne particulièrement mon superviseur, M. Saad Ghanaya Al-Sadiq, non seulement pour sa supervision mais aussi pour son dévouement dans la réalisation de ce travail. Qui m'a encouragé à continuer malgré tous les obstacles et obstacles au cours de cette étude, et sa disponibilité et surtout ses conseils avisés, et qui m'a fait partager sa belle expérience. Il m'a conduit très sereinement à réaliser ce sujet grâce à ses conseils et m'a garanti les meilleures conditions de travail.

Je tiens à remercier tous les enseignants des départements de génie mécanique et de sciences et technologies, pour nous avoir bien formés toutes ces années, ainsi que pour leur soutien, leur disponibilité et leurs précieux conseils.

Je n'oublie pas de remercier mes collègues avec qui j'ai toujours passé de bons moments.

Résumé

Dans ce contenu, nous présenterons une étude numérique d'écoulement des fluides non newtonien dans une bifurcation. En une étude numérique de l'effet des paramètres rhéologiques sur le flux sanguin à travers la bifurcation carotidienne afin de déterminer le modèle qui correspond le mieux au modèle expérimentale.

Les mots clés : bifurcation, artaire carotide interne, simulation, cfx

Abstract

In this content, we will present a numerical study of the flow of non-Newtonian fluids in a bifurcation. In a numerical study of the effect of rheological parameters on blood flow through the carotid bifurcation in order to determine the model that best matches the experimental model

ملخص

في هذا المحتوى، سوف نقدم دراسة عددية لجريان الموائع غير النيوتونية في التشعب، في دراسة عددية لتأثيرات المعاملات الريولوجية على تدفق الدم من خلال تشعب الشريان السباتي الأيمن من أجل تحديد النموذج الذي يتوافق بشكل أفضل مع الحالة المدروسة.

Table des matières

Dédicace	
Remerciements	
Table des matières	
Liste des figures	
Liste des tableaux	
Nomenclature	
Introduction générale	

CHAPITRE I : NOTIONS DE BASE

I.1. Introduction	1
I.2. Grandeur physique	2
I.2.1. Contrainte de cisaillement	2
I.2.2. Définition	2
I.2.3. Vitesse de déformation	3
I.2.4. Viscosité dynamique	3
I.2.5. Viscosité Cinématique	5
I.2.6. Condition de non-glissement	5
I.3. Les équations mathématique	6
I.3.1. Equation de continuité	6
I.3.2. Equation de conservation de quantité du mouvement	6

CHAPITRE II : Rhéologie et classification des fluides

II.1. Introduction	7
II.2. Rhéologie	7

II.3. Classification des fluides	7
II.3.1. Fluide newtonien	7
II.3.2. Fluide non newtonien	8
II.3.2.1. Les fluides au comportement indépendant du temps.....	8
II.3.2.1.a. Les fluides pseudo plastique	9
II.3.2.1.a.1. Modèle d'Ostwald de Waelle	9
II.3.2.1.a.2. Modèle de carreau-Yasuda.....	10
II.3.2.1.a.3. Modèle de cross.....	10
II.3.2.1.a.4. Modèle d'Eillis	10
II.3.2.1.b. Fluide Dilatants	11
II.3.2.1.c.1. Modèle de Bingham	11
II.3.2.1.c.2. Modèle d'Herschell-Buckley	12
II.3.2.1.c.3. Modèle de casson	12

CHAPITRE III : Circulation sanguine et le sang

III.1. Introduction	14
III.2. Système cardiovasculaire	14
III.3. Circulation Sanguine	14
III.3.1. Hémodynamique	14
III.3.2. Débit Cardiaque	15
III.3.3. La pression artérielle	15
III.3.4. Vitesse de Sang	15
III.4. Généralité sur les artère carotide	15
III.5. Le Sang	16
III.5.1. Composition du Sang	16

III.5.2. Rôle physiologique	16
III.5.3. Comportement rhéologie	17
III.6. Travaux antérieurs	18
CHAPITRE IV : Problématique ,résultat et discussions	
IV.1.INTRODUCTION	20
IV.2 Présentation de logiciel Workbench.....	20
IV.2.1 Description générale.....	20
IV.2.2	
DesignModeler.....	20
IV.2.3 Génération de maillage.....	21
IV.2.4 CFX –Pre.....	21
IV.2.5 Solver Manager.....	24
IV.2.6 CFD-POST	24
IV.3 Résultats et discussions.....	25
IV.3.1 Modèle de cross	25
IV.3.2 Modèle de Bird carreau	28
IV.3.3 modèle de Herschel-Buckley.....	30
IV.3.4 Modèle d'Ostwald de Waele	34
IV.3.5 Comparaison entre le fluide newtonien et non newtonien.....	38
Conclusion generale	41
Referance	43

Liste des figures

Figure I.2.1. : Forces de frottement s'exerçant sur deux couches adjacentes lors de Cisaillement	2
Figure I.2.2. Déformation d'une particule de fluide	3
Figure I .2.4. Cisaillement simple d'un fluide newtonien entre deux plans parallèles (Écoulement de Couette).....	4
Figure 1.2.6. Condition de non-glissement	5
Figure II .1.3. Variation linéaire de la contrainte de cisaillement en fonction de la vitesse de déformation pour les fluides newtonien.....	8
Figure II. 3.2.1. Différents comportements rhéologiques.....	9
Figure II.3.2.b. Variation de viscosité et de contrainte de cisaillement en fonction de vitesse de déformation.....	11
Figure II.3.2.c.1. Comportement rhéologique du fluide de Bingham.....	11
Figure II.3.2.c.2. Comportement de fluide d'Herschel bukly.....	12
Figure III. 5.1. Les composantes du sang	16
Figure III.5.3 Comportement rhéologique du sang et du plasma.....	17
Figure (IV.2.2) : présentation de l'interface Design Modeler	20
Figure (IV.2.3) : le maillage de la géométrie.....	20
Figure (IV.2.4) : l'interface du CFX-Pre.....	22
Figure (IV.2.4.1) : Pression à l'entrée de la géométrie.....	23
Figure (IV.2.4.2) : le débit volumique des artères carotides internes et externes.....	23
Figure (IV.2.5) : CFX-Solver Manager	24
Figure (IV.2.6) : CFD-POST.....	24
Figure (IV.3.1.1) : les vecteurs de vitesse dans la carotide commune : (a)n=0.356, (b) n=0.963.....	25
Figure (IV.3.1.2) : distribution de la pression dans le paroi de carotide : (a) n=0.356 ; (b) n=0.963.....	26
Figure (IV.3.1.3) : la variation des contrainte de cisaillement dans la carotide interne.....	26
Figure (IV.3.1.4) : profil de vitesse dans la line1 pour le modèle de cross pour n=0.365, 0.624 ,0.768 ,0.847 ,0.963.....	27
Figure (IV.3.2.1) : les vecteurs de vitesse dans la carotide commune : (a) n=0.356, (b) n=0.963.....	28
Figure (IV.3.2 .2) : distribution de la pression dans la paroi de carotide : (a) n=0.356 ; (b) n=0.963.....	28
Figure (IV.3.2.3) : la variation des contrainte de cisaillement dans la carotide interne	29
Figure (IV.3.2.4) : profil de vitesse en fonction de l'indice structurel, pour le modèle de Bird Carreau	29
Figure (IV.3.3.1) : les vecteurs de vitesse dans la carotide commune pour n=0.3 : (a) k=0 .004, (b) k=0.009.....	30
Figure (IV.3.3.2) : distribution de la pression dans la paroi pour n=0.3 : (a) k=0.004 ; (b) k=0.009.....	30
Figure (IV.3.3.3) : la variation des contrainte de cisaillement dans la carotide interne pour n=0.3.....	31
Figure (IV.3.3.4) : les vecteurs de vitesse dans la carotide commune pour k=0 .004 : (a) n=0.1 ; (b) n=0.6.....	32
Figure (IV.3.3.5) : distribution de la pression dans les parois de carotide pour k=0.004 : (a) n=0.1 ; (b) n=0.6.....	32
Figure (IV.3.3.6) : la variation des contrainte de cisaillement dans la carotide	33
Figure (IV.3.3.7) : profils des vitesses pour le modèle Herschel_Buckley_ k=0.004.....	33

Figure (IV.3.4.1) : les vecteurs de vitesse dans la carotide commune pour $k=0.035$:	
(a) $n=0.3$, (b) $n=0.6$	34
Figure (IV.3.4.2) : distribution de la pression dans la paroi de carotide pour $k=0.035$:	
(a) $n=0.3$; (b) $n=0.6$	34
Figure (IV.3.4.2) : la variation des contrainte de cisaillement dans la carotide pour	
$k=0.035$	35
Figure (IV.3.4.3) : profil de vitesse pour le modèle d'Ostwald de Waele $k=0.035$	35
Figure (IV.3.4.4) : les vecteurs de vitesse dans la carotide commune pour $n=0.6$:	
(a) $k=0.01$, (b) $k=0.09$	36
Figure (IV.3.4.5) : la variation de pression dans les parois de carotide pour $n=0.6$:	
(a) Pour $k=0.01$; (b) Pour $k=0.09$	36
Figure (IV.3.4.6) : la variation des contrainte de cisaillement dans le carotide pour $n=0.6$	37
Figure (IV.3.4.7) : profil de vitesse pour le modèle d'Ostwald de Waele pour $n=0.6$	37
Figure (IV.3.5.1) : les vecteurs de vitesse dans la carotide commune.....	38
Figure (IV.3.5.2) : distribution de la pression dans la paroi de carotide.....	38
Figure (IV.3.5.3) : la Variation des contrainte de cisaillement dans la carotide interne.....	39
Figure (IV.3.5.4) : profil de vitesse pour fluide newtonien, fluide non-Newtonien	
(Modèle de Carreau- Yasuda)	39

Liste des tableaux

<u>Tableau</u>	<u>Titre</u>	<u>Page</u>
Tableau II .1	Paramètres rhéologiques de l'équation rhéologique d'état	13

Symbole	Définition	Unité
F	Force	[N]
K	Consistance	[Pa .s ⁿ]
L	Longueur	[m]
n	exposant sans dimension (identique à celui de la loi d'Ostwald) (Indice d'écoulement)	[-]
P	Pression	[Pa]
Q_v	Débit volumique	[m ³ /s]
t	Temps	[s]
x, y	Coordonnées cartésien	[m]
u, v	Champ de vitesse	[m/s]
U	Vitesse moyenne	[m/s]

Symboles grecques

α	Angle de déformation	[°]
γ	Déformation	[°]
$\dot{\gamma}$	Taux de cisaillement	[s ⁻¹]
μ	Viscosité dynamique	[Pa.s]
ν	Viscosité cinématique	[m ² /s]
ρ	Masse volumique	[kg/m ³]
λ	Constante de temps	[s]
τ	Contrainte de cisaillement	[Pa]

Abréviations

- Cca** : artère carotide commun
Ica : artère carotide interne
Eca : artère carotide externe
Wsse : contrainte de cisaillement externe.
Wssi : contrainte de cisaillement interne.

Introduction général

Introduction générale

L'étude de l'écoulement sanguin dans les artères est essentielle pour comprendre les dynamiques cardiovasculaires complexes. Contrairement aux fluides newtoniens, le sang se comporte comme un fluide non newtonien dont la viscosité varie en fonction du taux de cisaillement. Cela signifie que la pression, la vitesse et les contraintes de cisaillement dans les artères sanguines jouent des rôles cruciaux et interdépendants dans la santé vasculaire.

Les variations de pression, de vitesse et des contraintes de cisaillement influencent directement le débit sanguin et l'état des parois artérielles.

Ces variations sont particulièrement significatives dans les zones de bifurcation, Parce qu'elles entraînent l'apparition de certaines maladies courantes telles que l'athérosclérose et l'anévrisme de la paroi artérielle.

L'analyse de l'écoulement sanguin en tant que fluide non newtonien, en termes de pression, vitesse et contraintes de cisaillement dans les artères est fondamentale non seulement pour la compréhension des maladies cardiovasculaires, mais aussi pour le développement et l'optimisation des dispositifs médicaux innovants.

Pour cette raison, l'objectif de ce mémoire consiste en une étude numérique de l'effet des paramètres rhéologiques sur le flux sanguin à travers la bifurcation carotidienne afin de déterminer le modèle qui correspond le mieux au modèle expérimental.

Dans ce contexte, en suivant un plan de quatre chapitres où dans le premier chapitre, nous avons présenté les concepts de base de la mécanique des fluides et les équations fondamentales décrivent l'écoulement des fluides, où nous nous sommes concentrés sur tout ce qui concerne le sujet de notre étude.

Ensuite, dans le deuxième chapitre, nous avons présenté les principes de la rhéologie, ainsi que les types les plus importants de fluides non newtoniens, à travers leurs équations mathématiques et leurs propriétés physiques.

Puisque notre sujet étant lié à la circulation du sang dans les bifurcations des artères, nous avons consacré le troisième chapitre à définir l'hémodynamique en termes de propriétés physiques cohérentes avec les facteurs et les équations rhéologiques des fluides non newtoniens.

Dans le quatrième chapitre, nous avons présenté le programme de simulation WORKBENCH, à travers lequel nous avons utilisé CFX pour simuler l'écoulement. Nous avons présenté les étapes les plus importantes de la simulation, mentionnant les conditions aux limites et initiales, basées sur des données expérimentales.

Nous avons également tenté d'analyser les résultats obtenus et de déterminer le modèle approprié au cas étudié.

Finalement, nous avons conclu ce travail par une conclusion générale résumant les résultats les plus importants que nous avons obtenus.



Chapitre I

Notions de base



I.1. Introduction :

Nous avons présenté les concepts de base de la mécanique des fluides et les équations fondamentales décrivent l'écoulement des fluides, où nous nous sommes concentrés sur tout ce qui concerne le sujet de notre étude.

I.2. Grandeurs physiques :

I.2.1. Contrainte de cisaillement

La contrainte de cisaillement est une contrainte mécanique appliquée de manière parallèle ou tangentielle à une face d'un matériau, contrairement aux contraintes normales qui sont appliquées de manière perpendiculaire .

$$\tau = \frac{dF}{dS} \quad (I.1)$$

Cette contrainte qui apparait au cours de mouvement laminaire des fluides, du mouvement relatif des couches les unes par rapport aux autres, résulte l'apparition des forces de frottement qui s'exercent tangentielllement à la surface de la couche [5].

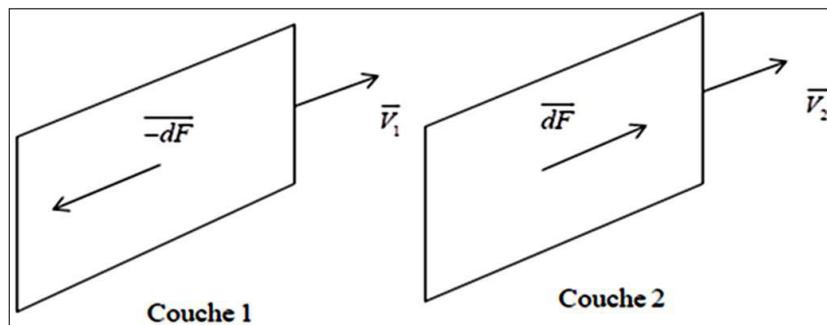


Figure 2.1. : Forces de frottement s'exerçant sur deux couches adjacentes lors de cisaillement.

I.2.2. Déformation

Le changement de la forme d'un corps à cause de l'action d'une force externe peut être soit le mouvement d'un corps dans l'espace dans son ensemble, soit une modification de sa forme. Ce changement est essentiellement dû au changement des distances entre différents sites à l'intérieur d'un matériau. Le changement de distance entre des points à l'intérieur d'un corps peut être surveillé en suivant le changement de très petite distance entre deux points voisins. Donc on peut dire que la déformation est le rapport entre la longueur de la déformation et la longueur perpendiculaire dans le plan de la force appliquée [10].

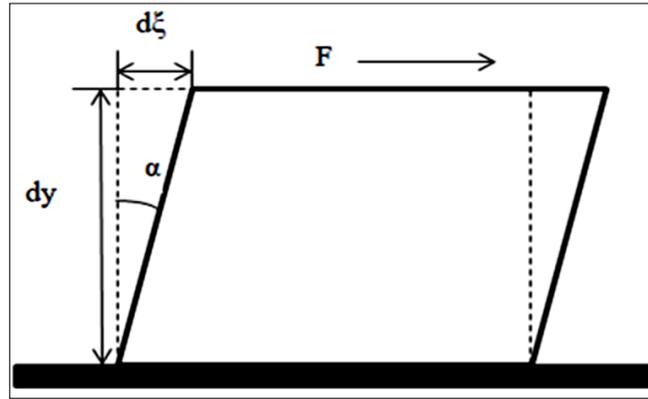


Figure I.2.2. Déformation d'une particule de fluide

La formule qui représente la déformation (cette déformation est très petite) est :

$$\gamma = \frac{d\xi}{dy} = \tan(\alpha) \approx \alpha \quad (\text{I.2})$$

I.2.3. Vitesse de déformation

Par définition, la vitesse de cisaillement ou le taux de cisaillement noté $\dot{\gamma}$ est la dérivée de la déformation par rapport au temps.

$$\dot{\gamma} = \frac{d\gamma}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{d\xi}{dy} \right) = \frac{d}{dy} \left(\frac{d\xi}{dt} \right) = \frac{du}{dy} \quad (\text{I.3})$$

I.2.4. Viscosité dynamique

L'idée de viscosité pour un fluide réel (fluide visqueux) est apparue en 1687 d'Isaac Newton, suite aux expériences de Robert Hooke en 1678 sur un solide élastique. En observant la résistance à l'écoulement d'un fluide, Newton suggère en fait que la viscosité, c'est-à-dire la réaction à la contrainte appliquée, est proportionnelle au gradient de vitesse. La viscosité résulte des échanges de quantité de mouvement entre les différentes couches de fluide liés à l'agitation moléculaire d'origine thermique [14].

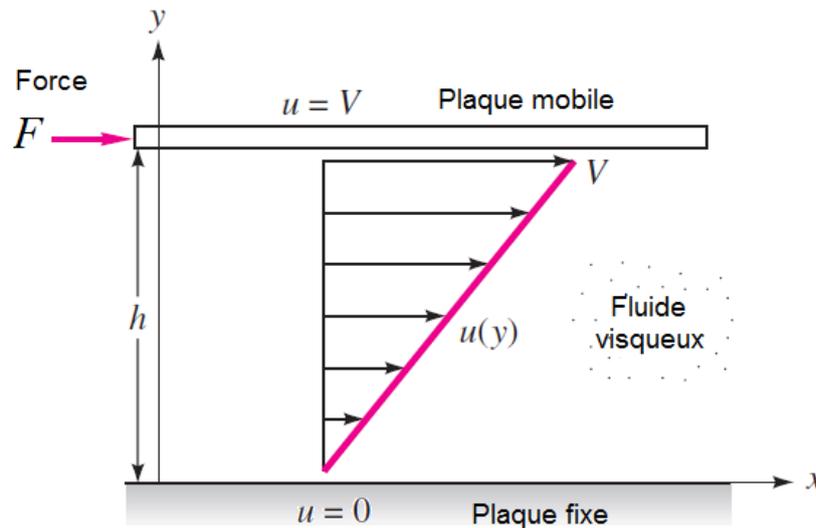


Figure 2.4. Cisaillement simple d'un fluide newtonien entre deux plans parallèles (Écoulement de Couette)

La viscosité dynamique d'un fluide μ mesure sa résistance à la déformation lorsqu'une contrainte de cisaillement est appliquée. Si la viscosité est faible, le liquide s'écoulera facilement et à l'inverse, il s'écoulera plus lentement en cas de forte viscosité.

La viscosité dépend de plusieurs paramètres :

- Le type de fluide
- La contrainte et la vitesse de cisaillement
- La température
- Le temps

Il existe certaines substances pour lesquelles la viscosité dépend de la contrainte de cisaillement et/ou la vitesse de cisaillement (fluides non Newtoniens). Leur coefficient de viscosité dynamique est alors appelé viscosité apparente et noté; η

Leurs l'équation rhéologique s'écrit :

$$\tau = \eta \dot{\gamma} \quad (\text{I. 2.4})$$

Les unités utilisées pour la viscosité dynamique sont :

Dans le système international (SI), l'unité de viscosité dynamique est le Pascal-seconde (Pa s) ou Poiseuille (Pl):

$$1 \text{ Pa s} = 1 \text{ Pl} = 1 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-1} \text{ s}^{-1}$$

Dans le système CGS: l'unité est le Poise (Po) ; $1 \text{ Pl} = 10 \text{ Po}$.

I.2.5. Viscosité cinématique :

Dans de nombreuses formules apparaît le rapport entre la viscosité dynamique μ et la masse volumique ρ du fluide. Elle est généralement désignée par la lettre grecque (ν).

$$\nu = \frac{\mu}{\rho} \quad (I.5)$$

Il existe une seule méthode de détermination directe de la viscosité cinématique par rhéomètre capillaire.³³ Les unités qui représentent la viscosité dynamique sont :

Dans le système international (SI), l'unité de viscosité cinématique n'a pas de nom particulier (m^2/s).

Dans le système (CGS), l'unité est le Stokes (St):

$$1 = m^2/s = 10^4 \text{St}$$

I.2.6. Condition de non-glissement

L'écoulement du fluide est souvent limité par des surfaces solides, il est donc important de comprendre en quoi la présence de surfaces solides affecte l'écoulement du fluide. Dans la mécanique des fluides, la condition de non-glissement stipule qu'au contact d'un solide, le fluide aura une vitesse relative nulle par rapport au solide (Figure. 1.2.6).

Autrement dit, dans un fluide en contact directe avec un solide, le fluide «colle» à la surface du solide en raison des effets visqueux, et donc il n'y a pas de glissement entre les particules fluides en contact avec le solide. À l'interface fluide-solide, les forces d'attraction entre les particules fluides et les particules solides (forces adhésives) sont plus grandes que celles entre les particules fluides (forces cohésives).

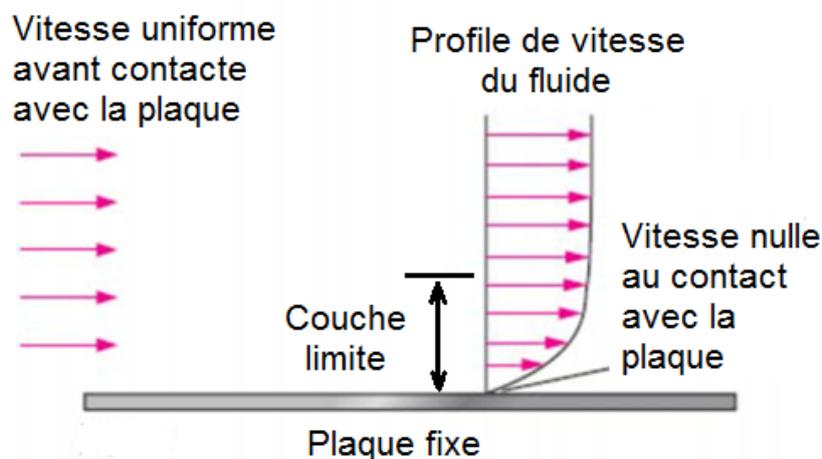


Figure 1.2 .6. Condition de non-glissement

La couche de fluide qui colle à la plaque ralentit la couche adjacente supérieure en raison des forces de viscosité entre les couches de fluide, ce qui ralentit la couche au-dessus, et ainsi de

suite. Par conséquent, la condition de non-glissement est responsable du développement du profil de vitesse. La région d'écoulement adjacente à la plaque et dans laquelle les effets visqueux (et donc le gradient de vitesse) sont significatifs est appelée la couche limite.

1.3. Équations mathématiques

Nous considérons que les écoulements dans le présent travail sont tridimensionnels, permanents, laminaires d'un fluide Newtonien et non-Newtonien incompressible. Ils sont régis par des équations traduisant le transport de la masse, la quantité de mouvement, présentées ci-après. Les propriétés du fluide sont supposées constantes.

1.3.1. Équation de continuité :

L'équation de la conservation de masse est donnée par :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{v}) = 0 \quad (\text{I. 6})$$

Pour un écoulement permanent ($\frac{\partial \rho}{\partial t} = 0$) incompressible ($\rho = \text{cte}$)

1.3.2. Équations de conservation de quantité du mouvement :

Cette équation est tirée de l'application de la 2ème loi de Newton à un volume de contrôle élémentaire de fluide. Elle permet d'établir des relations entre les caractéristiques du fluide, celles de ses mouvements et les causes qui les produisent.

$$\rho \frac{D\vec{V}}{Dt} = -\vec{\nabla}P + \rho \vec{g} + \mu \nabla^2 \vec{V} \quad (\text{I. 7})$$

Equations de Navier stokes (incompressible) sur l'axe x :

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \rho g_x + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (\text{I. 8})$$

Equations de Navier stokes (incompressible) sur l'axe y :

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \rho g_y + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (\text{I. 9})$$

Equations de Navier stokes (incompressible) sur l'axe z :

$$\rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \rho g_z + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (\text{I. 10})$$



Chapitre II

Rhéologie et classification des fluides



II.1. Introduction :

Dans ce chapitre, il y a une partie introductive cruciale concernant la rhéologie et la classification des fluides. Pour débiter, nous allons établir les concepts fondamentaux de la rhéologie et des grandeurs. Par la suite, nous exposons la classification des fluides. Plus précisément, nous définirons les types des fluides non newtoniens intéressants.

II.2. Rhéologie :

La rhéologie est la science des déformations et écoulements de la matière, des contraintes qui en résultent et des efforts qu'il faut appliquer pour les obtenir. Cette science repose sur les bases de la mécanique des milieux continus, dont l'objet est de déterminer les contraintes et les déformations en chaque point d'un milieu continu. Elle consiste à déterminer la relation qui relie la contrainte de cisaillement aux taux de déformation. Cette relation peut être linéaire ou non-linéaire dans le cas d'un fluide complexe. Ces fluides complexes dits aussi non-newtoniens sont caractérisés différemment, soit parce que la viscosité évolue en fonction de cisaillement soit parce qu'il apparait des termes diagonaux dans le tenseur des contraintes qui sont le signe d'effets élastiques (viscoélasticité). Naturellement, en raison de la grande variété de comportements des fluides, il existe de nombreux modèles dont la complexité, la précision et la généralité varient [14].

Un objet ou un corps est dit déformé si sa forme ou sa taille est modifiée par l'action de forces appropriées sur lui. Si le degré de déformation change continuellement en fonction du temps, on dit que le corps s'écoule.

II.3. Classification des fluides :

II.1.3. Fluide newtonien :

Un fluide newtonien, tels que (l'eau ou l'huile, solvants, glycérol, benzène...), qui s'écoule avec le moins d'effort possible et maintient une résistance constante à l'écoulement (mesurée par sa viscosité), quelles que soient les variations de l'effort appliqué. En d'autres termes plus précis, ces fluides présentent une relation linéaire entre la contrainte de cisaillement et le taux de cisaillement, et le seul facteur de proportionnalité du fluide en question est sa viscosité. Toute déviation de ces règles est le signe d'un comportement non-newtonien.

Définie par l'équation :

$$\tau = \mu \left(\frac{du}{dy} \right) \quad (\text{II. 1})$$

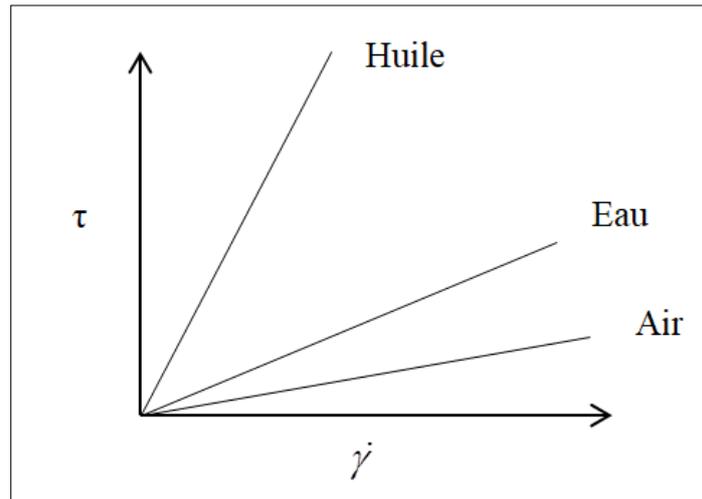


Figure 1.3. Variation linéaire de la contrainte de cisaillement en fonction de la vitesse de déformation pour les fluides newtonien.

II.3.2. Fluides Non-newtoniens :

Un **fluide non newtonien** présente une viscosité qui n'est plus constante à température et pression données, mais dont la courbe d'écoulement (contrainte de cisaillement en fonction du taux de cisaillement) est non linéaire ou ne passe pas par l'origine. Dans des circonstances appropriées, la viscosité dépend non seulement des conditions d'écoulement (géométrie, taux de cisaillement, etc.), mais également de l'histoire cinématique de l'élément fluide considéré. La description de ce comportement et leur interprétation en relation avec la structure microscopique du fluide constitue la discipline appelée rhéologie.

II.3.2.1. Les fluides au comportement indépendants du temps :

Ce sont des fluides pour lesquels le taux de cisaillement en un point quelconque n'est déterminé que par la valeur de la contrainte de cisaillement à ce point à cet instant.

On distingue les types des fluides non newtonien :

- Les fluides pseudo-plastiques (Shear-thinning) ;
- Les fluides dilatants (Shear-thickening) ;

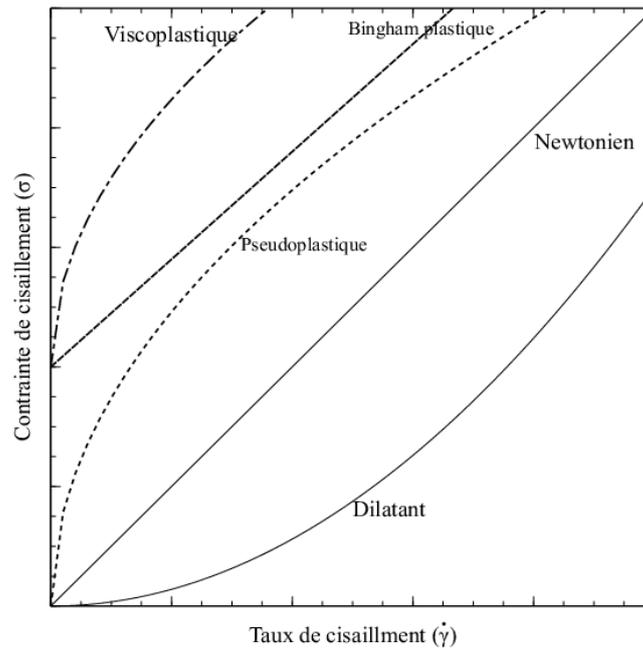


Figure 3.2.1. Différents comportements rhéologiques.

II.3.2.1.a. Les fluides pseudo-plastiques (rhé fluidifiants) :

C'est le type de comportement de fluide non-Newtonien indépendant du temps le plus commun, ils représentent quatre-vingt-dix pourcents (90%) des fluides non-newtoniens et est caractérisé par une viscosité apparente qui diminue avec l'augmentation du taux de cisaillement. À la fois à des vitesses de cisaillement très faibles et très élevées. [1].

II.3.2. a.1. La loi en puissance ou le Modèle d'Ostwald de Waele :

La loi en puissance est un modèle mathématique simple permettant de modéliser facilement un fluide non-newtonien sans seuil en reliant la contrainte de cisaillement au taux de déformation

(Fichier chapitre3) par la relation suivante :

$$\tau = K(\dot{\gamma})^n \quad (\text{II. 2})$$

La viscosité dynamique apparente est alors donnée par :

$$\mu_P = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} = K(\dot{\gamma})^{n-1} \quad (\text{II. 3})$$

La loi de puissance permet de résoudre bon nombre de problèmes d'écoulement de fluides non- newtoniens mais elle décrit très mal le comportement à faible taux de cisaillement et les paramètres (K) et (n) n'ont pas d'interprétation claire en termes de paramètres microscopiques.

II.3.2.a.2. Le modèle de Carreau-yasuda :

Lorsqu'il existe des écarts significatifs par rapport au modèle de la loi de puissance à des taux de cisaillement très élevés et très faibles, il est nécessaire d'utiliser un modèle prenant en compte les valeurs limites des viscosités μ_0 et μ_∞ à taux de cisaillement nul et infini, respectivement. Sur la base de ces considérations relatives au réseau, Carreau en 1972 a présenté le modèle de viscosité suivant :

$$\frac{\mu - \mu_\infty}{\mu_0 - \mu_\infty} = [1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{(n-1)/2} \quad (\text{II. 4})$$

où n (< 1) et λ sont un exposant sans dimension et une constante du temps. Ce modèle peut décrire le comportement du cisaillement sur de larges gammes de taux de cisaillement, mais seulement au détriment de la complexité ajoutée de quatre paramètres.

Ce modèle prédit le comportement de fluide Newtonien $\mu = \mu_0$ lorsque ou les deux.

II.3.2.3. Le modèle de Cross :

Le modèle de Cross est un modèle pour la viscosité qui permet de décrire un fluide Rhéofluidifiant. Il a été proposé par Cross en 19651.

$$\frac{\mu - \mu_\infty}{\mu_0 - \mu_\infty} = \frac{1}{1 + K(\dot{\gamma})^n} \quad (\text{II. 5})$$

Dans l'équation (3.7), n (< 1) et k sont deux constantes propres au fluide. Ce modèle se réduit au modèle Newtonien lorsque $k \rightarrow 0$. De même, lorsque $\mu \ll \mu_0$ et $\mu \gg \mu_\infty$, il se réduit au modèle de loi en puissance.

II.3.2.4. Le modèle d'Ellis :

Lorsque les écarts par rapport au modèle de la loi en puissance ne sont significatifs qu'aux faibles taux de cisaillement, il est plus approprié d'utiliser le modèle Ellis. La viscosité apparente d'un fluide modèle Ellis est donnée par:

$$\mu = \frac{\mu_0}{1 + (\tau/\tau_{1/2})^{\alpha-1}} \quad (\text{II. 6})$$

Dans cette équation, est la viscosité au taux de cisaillement nul et les deux constantes restantes α (> 1) et $\tau_{1/2}$ sont des paramètres ajustables. Le comportement d'un fluide Newtonien est retrouvé dans la limite de $\tau_{1/2} \rightarrow \infty$. Cette forme d'équation présente des avantages en permettant un calcul facile des profils de vitesse à partir d'une distribution de contrainte connue, mais rend l'opération inverse fastidieuse et encombrante.

II.3.2.b. Les fluides dilatants (Shear-thickening) :

Dans le cas des fluides dilatants la viscosité apparente croît avec le taux de cisaillement, ce type de fluide est plus rare par rapport au pseudo-plastique.

Parmi les fluides indépendants du temps, cette sous-classe a reçu très peu d'attention ; par conséquent, très peu de données fiables sont disponibles. Jusqu'à récemment, le comportement des fluides dilatants était considéré comme beaucoup moins répandu dans les industries chimiques et de traitement [12].

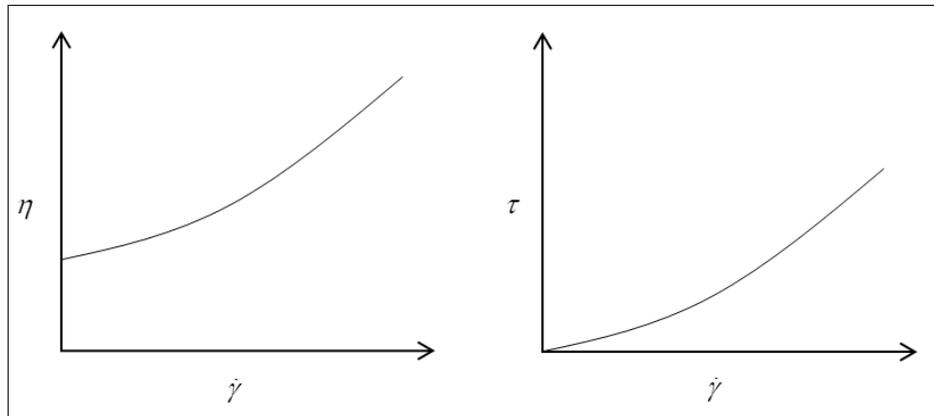


Figure 3.2.b. Variation de viscosité et de contrainte de cisaillement en fonction de vitesse de déformation.

II.3.2.c.1. Modèle de Bingham :

Un fluide à seuil avec une courbe linéaire pour $|\tau| > |\tau_0|$ et se caractérise par une viscosité plastique constante K (la pente de la courbe) et une contrainte de seuil.

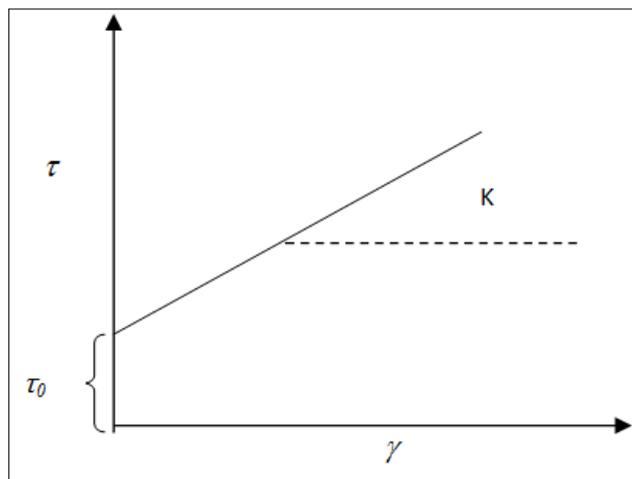


Figure II.3.2.c.1. Comportement rhéologique du fluide de Bingham.

On écrit l'équation décrivant le comportement de ce fluide en écoulement soumis à un cisaillement constant à une seule dimension comme suit :

$$\tau = \tau_0 + \mu_p \gamma^n \text{ pour } |\tau| > |\tau_0| \quad (\text{II.7})$$

$$\gamma = 0 \text{ pour } |\tau| < |\tau_0|$$

II.3.2.c.2. Modèle d'Herschel-Buckley :

Un fluide qui se caractérise par une contrainte de cisaillement seuil au-dessous de laquelle l'écoulement est impossible. On peut le représenter par l'équation suivante :

$$\tau = \tau_0 + \mu_p \gamma^n \text{ pour } |\tau| > |\tau_0| \quad (\text{II.8})$$

$$\gamma = 0 \text{ pour } |\tau| < |\tau_0|$$

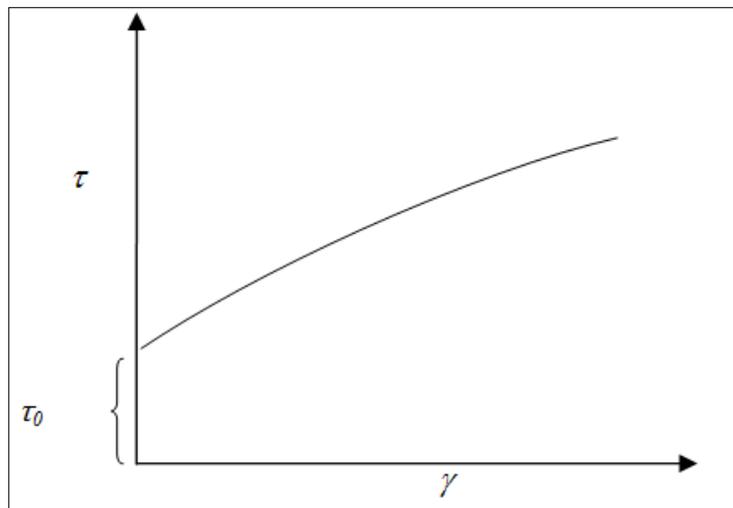


Figure II.3.2.c.2. Comportement de fluide d'Herschel-Beckley.

II.3.2.c.3. Modèle de Casson :

C'est le modèle le plus utilisé pour la modélisation de l'écoulement du sang dans les artères étroites. L'équation décrivant ce modèle est écrite :

$$\sqrt{|\tau|} = \sqrt{|\tau_0|} + \sqrt{K|\gamma|} \text{ pour } |\tau| > |\tau_0| \quad (\text{II.9})$$

$$\gamma = 0 \text{ pour } |\tau| < |\tau_0|$$

Tableau II.1 : Paramètres rhéologiques de l'équation rhéologique d'état

Types	n	τ_0	Exemples
Newtonien	1	0	Eau, jus de fruit, lait, huile...
Rhéofluidifiant	$0 < n < 1$	0	Compote de pomme, purée de banane, jus d'orange concentré, le sang ...
Rhéopaississant	$1 < n < \infty$	0	Miel (certains types), solution à 40% d'amidon natif ...
Plastique de Bingham	1	> 0	Dentifrice, purée de tomates...
Herchel-Bulkley	$0 < n < \infty$	> 0	Pate de poisson, mouts de raisin, le sang ...



Chapitre III

Circulation sanguine et le sang



III.1. Introduction :

Et puisque le sang est le fluide étudié dans ce travail, il est nécessaire de faire un rappelle sur son comportement rhéologique, avec ses paramètres physiques et les équations rhéologiques des fluides non newtoniens on présente dans ce chapitre.

III.2. Système cardiovasculaire :

Le système cardiovasculaire est composé d'un réseau de conduits, les vaisseaux sanguins (artères, capillaires et veines), et d'un organe central, le cœur, qui permettent ensemble l'irrigation permanente des tissus et des organes de l'organisme [18].

L'appareil circulatoire comprend trois parties fondamentales :

Le cœur qui est une pompe fournissant au sang l'énergie nécessaire à son écoulement vers les tissus. Comme tous les fluides, le sang coule d'une région de haute pression vers une zone de basse pression. Les vaisseaux sanguins qui sont les voies de communication par lesquelles le sang circule du cœur vers les tissus et y reviennent [16].

- Une artère est un vaisseau efférent du cœur, c'est-à-dire contenant le sang circulant du coeur au tissu.
- Une veine est un vaisseau afférent du cœur c'est-à-dire contenant le sang allant des tissus au cœur.
- Un capillaire est un vaisseau sanguin perméable de très petit diamètre, situé entre une artériole (petite artère) et une veinule (petite veine) [18].

III.3. Circulation sanguine :

III.3.1 Hémodynamique :

L'hémodynamique ou la dynamique du sang, est la science des propriétés physiques de la circulation sanguine en mouvement dans le système cardio-vasculaire. Cette discipline couvre des aspects physiologiques et cliniques avec l'angiologie.

L'hémodynamique est principalement soumise aux lois de la mécanique des fluides. Les mesures de pression, de débit, viscosité sanguine et vitesse sont liées de la même manière qu'en mécanique des fluides mais sont comptées différemment. Ainsi le profil de vitesse des phases solides (globules rouges) et des phases fluides (plasma) sont différents de la mécanique des fluides, ce qui influe sur le rapport pression/débit dans la loi de Poiseuille dans le réseau cardiovasculaire et la résistance vasculaire. La viscosité du sang est donc complexe aussi car elle est diphasique contrairement à la viscosité dynamique ou la viscosité cinématique qui caractérisent la consistance d'un fluide pur, continu et homogène.

III.3.2 Le débit cardiaque

Le débit cardiaque est le volume de sang pulsé par le cœur depuis le ventricule par minute. Il est défini par le produit de la fréquence cardiaque et du volume d'éjection systolique. Il est compris entre 4 et 7 (l/min) chez un adulte au repos. Et d'environ de 5,5 (l/min) correspond à une vitesse débutantes moyenne au niveau aortique de 23 (cm/s), mais dans la vie quotidienne, il varie continuellement en fonction de besoin d'oxygène des tissus du corps, par exemple Lors d'un effort, il augmente et peut atteindre les 30 voire 40 (l/min) chez des individus bien entraînés [13].

III.3.3. La pression artérielle

La pression artérielle, ou pression artérielle systémique, correspond à la pression du sang dans les artères de la circulation systémique (circulation principale. On parle aussi de tension artérielle (ou simplement de tension en raccourci) car cette pression est aussi la force exercée par le sang sur la paroi des artères, ce qui les tend dans la paroi de l'artère résulte directement de la pression [13].

III.3.4. Vitesse de sang

La vitesse d'écoulement du sang suit une évolution systémique, avec une valeur moyenne de plusieurs dizaines de centimètre par seconde à l'origine de l'aorte, et proche de 1 mm par seconde au niveau des capillaires. C'est donc bien donc au niveau des capillaires que se trouvent réunies les conditions les plus propices aux échanges par diffusion : très large surface d'échanges, et vitesse circulatoire minimale [6].

III.4. Généralités sur les artères carotides

Les artères carotides sont les principaux vaisseaux sanguins qui fournissent le sang à la tête. il y a deux artères carotides, une de chaque côté du cou, appelées les artères carotide primitives. Chaque artère se divise en deux branches : les artères carotides externes alimentant le visage, le cuir chevelu et le cou ; et les artères carotides internes alimentant le cerveau. Les artères carotides sont des artères paires disposées de part et d'autre du cou et sont destinées à la vascularisation de la tête, de l'encéphale⁷ et du cou. L'arbre artériel de chaque côté du cou est formé par la carotide primitive qui va se diviser en deux branches terminales : l'artère carotide interne et l'artère carotide externe. La carotide primitive gauche provient directement de la crosse de l'aorte, alors que la carotide primitive droite résulte de la bifurcation du tronc artériel brachio-céphalique⁸. Elles font parties du paquet vasculo-nerveux du cou [4].

III.5. Le sang

Le sang est un tissu liquide qui circule dans les vaisseaux sanguins où des substances (telles que l'O₂, le CO₂, les nutriments, les déchets et les hormones) sont transportées sur de longues distances, dissoutes ou en suspension, et certaines cellules. Les principaux composants du sang apparaissent sous la forme (I.1) bien que le sang semble être complètement liquide à l'œil nu, il se compose déjà de cellules flottant dans un liquide jaune ambré, le plasma. Le sang n'a pas d'unité morphologique, parce qu'il est constitué de nombreux éléments. Il n'a pas d'individualité physiologique, parce qu'il a de multiples fonctions [16].

III.5.1. Composition du sang :

- le plasma (qui constitue environ 55% du volume sanguin),
- les globules rouges ou érythrocytes (environ 41% du volume sanguin),
- les globules blancs ou leucocytes,
- les plaquettes (ensemble, moins de 1% du volume sanguin)[21].

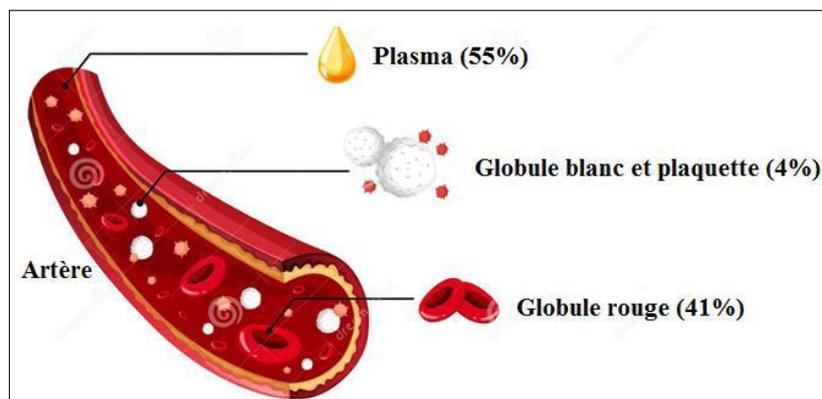


Figure 5.1. Les composantes du sang

III.5.2. Rôle physiologique du sang :

Le sang est un tissu fluide, véhiculé en permanence dans le système circulatoire en un flux unidirectionnel imposé par la pompe cardiaque. Il a plusieurs fonctions physiologiques :

- diffusion du dioxygène et des éléments nutritifs dans tous les tissus du corps
- évacuation du dioxyde de carbone et des déchets métaboliques
- transport des cellules du système immunitaire
- transport des hormones

- participation à la thermorégulation du corps
- hémostase [8].

III.5.3. Comportement rhéologique du sang

Les propriétés rhéologiques du sang sont complexes et influencées par nombreux facteurs et cela d'autant plus que le sang n'est pas un fluide homogène. Parmi ces propriétés, la relation entre contraintes appliquées et vitesse de déformation est des plus importantes à connaître. Il s'agit de contrainte de cisaillement et de vitesse de cisaillement γ , le rapport constitue une viscosité dynamique apparente. [7]

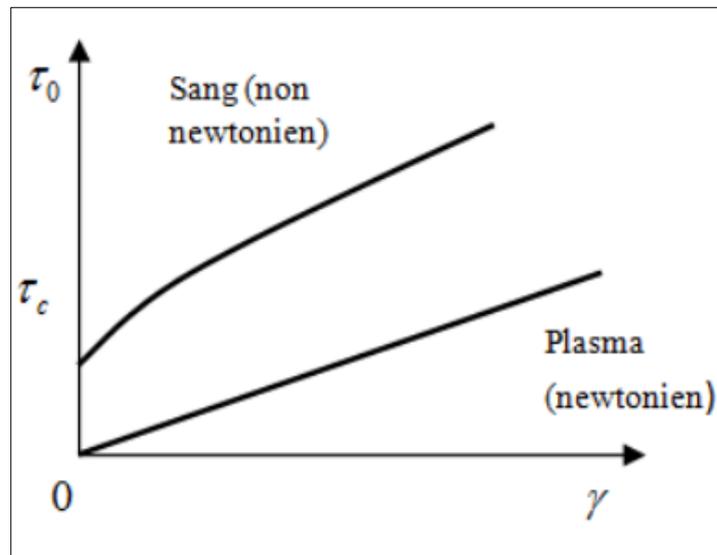


Figure III.5.3 Comportement rhéologique du sang et du plasma [20]

Une contrainte de cisaillement et la force F qu'exerce un fluide par son mouvement sur les surfaces S en regard ; autrement dit le déplacement du sang exerce une force ou une contrainte sur la paroi vasculaire.

$$\tau = \frac{F}{S} \quad (\text{III. 1})$$

La vitesse de cisaillement exprime l'effet ou la déformation due à la contrainte de cisaillement, elle correspond au gradient de vitesse transversal. Puisqu'il n'y a qu'un seul globule blanc pour 30 plaquettes et 600 globules rouges, le comportement rhéologique du sang est étroitement lié au comportement des globules rouges. Ce comportement est newtonien quand les contraintes visqueuses sont assez fortes, mais il faut aussi que l'échelle des longueurs ne soit pas quelconque : ainsi le diamètre des conduits doit être plus grand que celui des globules. Les facteurs influencent la viscosité du sang sont : l'hématocrite, la température, la déformabilité des hématies.

- **L'hématocrite** : le sang est une suspension des particules dans un liquide newtonien. Plus l'hématocrite augmente et plus la viscosité est grande.

- **La température** : entre 23 et 37 °C la viscosité apparente du sang ne change pas avec la température quand le gradient de vitesse est élevé (supérieur à 80cm/s), mais augmente quand celui-ci est faible (inférieur à 1 cm/s).
- **La déformabilité des hématies** La déformation et la viscosité des globules rouges internes affectant de manière significative la viscosité globale du sang. Habituellement, la viscosité du sang est trois fois plus élevée que celle du plasma. Cependant, avec l'utilisation de médicaments tels que le glutaralheide, la viscosité du sang augmente de manière significative. Ce phénomène, connu sous le nom d'effet Fahreus-Lindqvist, s'explique par différentes hypothèses.

III.6. Travaux antérieurs

Au cours des cinquante dernières années, l'intérêt des chercheurs pour le domaine de l'hémodynamique s'est accru grâce à la recherche expérimentale et numérique, et sur cette base, nous présenterons quelques recherches antérieures pour donner une idée globale de ce domaine.

J. P. W. BAAIJENS et al (1993) : Une analyse numérique du flux sanguin newtonien généralisé stable a été réalisée dans un modèle 2D de la bifurcation de l'artère carotide. On prend le nombre de Reynolds à 300, ce qui correspond à la valeur lors de la fin de la diastole du cycle cardiaque. On recourt au modèle newtonien ainsi qu'aux modèles non newtoniens de loi de puissance et de Casson. Les paramètres du modèle sélectionné étaient en accord avec le sang. Les contraintes de cisaillement de paroi sont plus élevées le long de la paroi non séparatrice dans les modèles newtoniens généralisés, ce qui est plus marqué dans le cas du modèle de loi de puissance [3].

Hamidreza Gharahi et al (02 février 2016) : Après avoir analysé l'anatomie et la moyenne du débit volumétrique du sang mesuré par l'imagerie par résonance magnétique, nous avons effectué une simulation CFD de la bifurcation carotidienne humaine. Un protocole de travail spécifique a été développé dans cette étude, qui utilise l'IRM pour améliorer l'estimation hémodynamique de l'artère carotide. Les IRM ont servi à la création de modèles de calcul. La condition des limites à l'entrée a été imposée en utilisant des mesures PC-IRM (phase-contrast IRM), tandis que la condition aux limites de sortie a été établie en utilisant un modèle à paramètres groupés à 0 dimension. En outre, les paramètres hémodynamiques ont varié leur dépendance aux modèles de viscosité pour différentes géométries. Il est possible que d'autres éléments soient nécessaires pour obtenir une analyse CFD plus précise, tels que la segmentation et la douceur du modèle géométrique, les caractéristiques mécaniques du mur de l'artère, ainsi que le profil de vitesse recommandé pour l'interstice [9].

N. Antonova et al (2012) : Une analyse numérique a été réalisée pour évaluer le flux sanguin et l'hémodynamique de l'artère carotide commune lors de la bifurcation de l'artère carotide avec sténose. On présente les résultats concernant le flux sanguin lors de la bifurcation de l'artère carotide en utilisant la simulation numérique des équations de Navier-Stokes. En combinant l'analyse numérique du débit sanguin et de l'hémodynamique de l'artère carotide commune, il est possible d'évaluer le profil hémodynamique chez des individus sains et des patients, ce qui pourrait avoir une valeur pronostique pour le développement de l'athérosclérose carotidienne [2].

Yubo Fan et al (14 Février 2009) : ont accompli. Dans la bifurcation de l'artère carotide, la simulation numérique du flux pulsatile non newtonien a permis de comparer trois modèles constitutifs du sang différents (le Newtonien, le Casson et les modèles constitutifs de fluide hybride). Selon les résultats, le modèle newtonien et le modèle hybride présentaient des distributions très similaires de la vitesse axiale, de l'écoulement secondaire et de la contrainte de cisaillement de paroi. Cependant, le modèle de Casson a entraîné des variations significatives dans ces distributions par rapport aux deux autres modèles [17].

KARL PERKTOLD et al (1991) En utilisant une simulation informatique, ils ont étudié le champ d'écoulement pulsatile et les contraintes mécaniques dans un modèle de bifurcation carotidienne tridimensionnel. La méthode d'éléments finis de correction de pression est utilisée pour approximation des équations de Navier-Stokes. On présente des données numériques concernant la vitesse d'écoulement axial et secondaire, ainsi que les contraintes de cisaillement de paroi, en mettant l'accent sur la dynamique des fluides dans le sinus carotidien. Les conclusions de cette étude numérique sont en grande partie en accord avec leurs résultats expérimentaux. [11].

Karl Perktold and Gerhard Rappitsch (07july 1994) L'étude réalisée a identifié des caractéristiques dans le flux carotide, telles qu'une vitesse axiale fortement asymétrique dans le sinus carotidique avec une pression élevée. Pour étudier l'impact de la paroi cardiaque distensible sur la circulation locale et déterminer les contraintes mécaniques, un modèle numérique de circulation sanguine dans la bifurcation carotide humaine a été développé. L'analyse de flux utilise des équations tridimensionnelles de Navier-Stokes, qui sont incompressibles et dépendent du temps pour les fluides non-Newtoniens inélastiques [19].



CHAPITRE IV

Problématiques, résultat et discussions



IV.1 Introduction

L'étude de l'écoulement des fluides peut être expérimentale ou numérique

Quant à l'étude expérimentale, les résultats servent de référence pour d'autres études, mais cela coûte cher et prend beaucoup de temps,

Quant à l'étude numérique, elle se fait par programmation utilisant des langages de programmation, ou par simulation à l'aide de logiciels spécialisés tels que Fluent ou CFX où ils sont intégrés au programme Workbench.

IV.2 Présentation de logiciel Workbench:

IV.2.1 Description générale :

Workbench permet la coordination entre le reste des programmes pour mettre en œuvre un projet de simulation de manière professionnelle et plus simple.

IV.2.2 DesignModeler:

La géométrie choisie est une bifurcation de l'artère carotide droite avec une paroi rigide, nous avons importé la géométrie dans logiciel DesignModeler où elle déjà prédéfini, puis nommé les limites de la géométrie, comme le montre la Figure suivante[18].

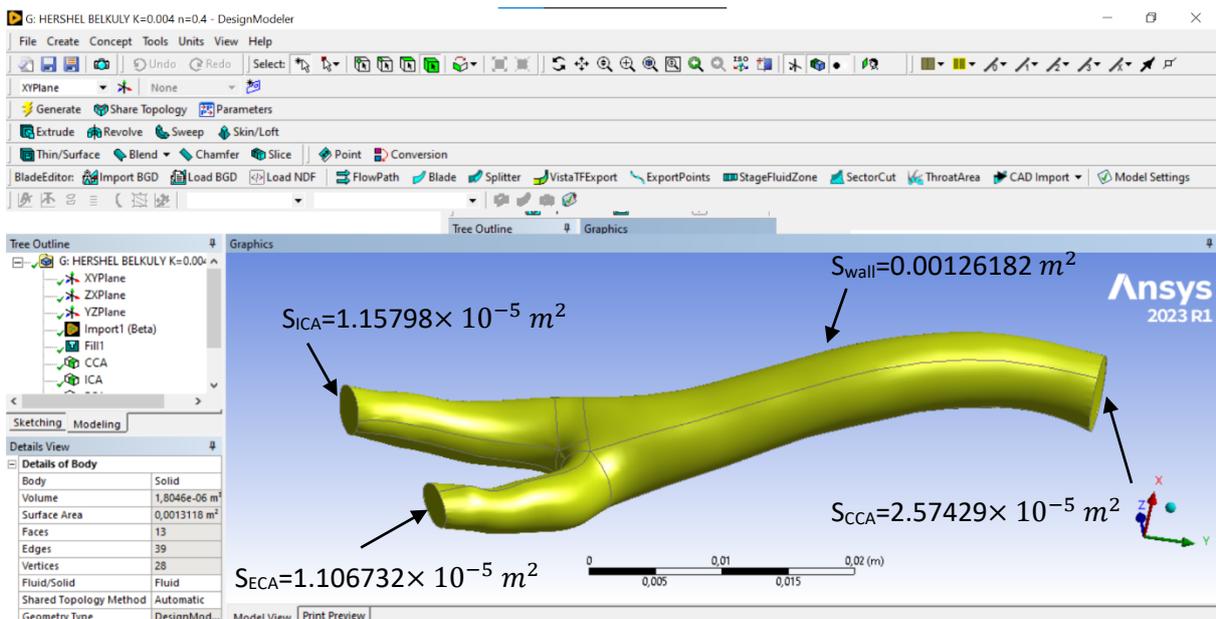


Figure (IV.2.2) : présentation de l'interface Design Modeler

IV.2.3 Génération de maillage

Dans l'éditeur de maillage, nous avons choisi le modèle approprié, et cela a pris le plus petit nombre possible pour éviter la longueur de la simulation, sans affecter les résultats. Nous avons utilisé le maillage Tetrahedron, on a fait le raffinement au niveau des limite de la géométrie, où le nombre d'éléments atteints 401431 éléments.

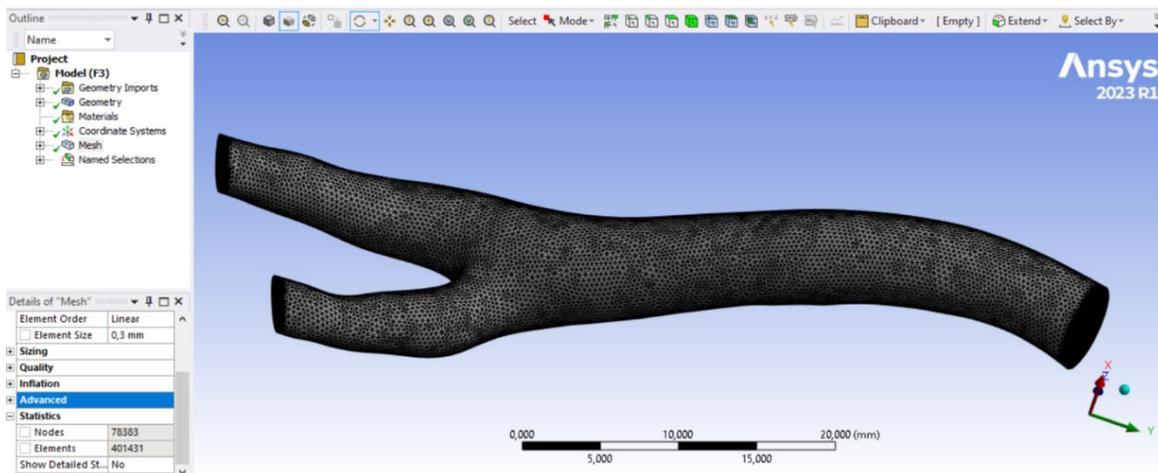


Figure (IV.2.3) : le maillage de la géométrie.

IV.2.4 CFX –Pre :

Afin de déterminer les propriétés physiques du liquide, ainsi que les limites et les conditions initiales, nous utilisons le **CFX –Pre** où nous résumons les propriétés les plus importantes comme suit :

Les propriétés physiques

- La masse volumique : $\rho = 1050(Kg/m^3)$, Fluide incompressible.
- La masse volumique fluide non newtonien : $\rho = 1050(Kg/m^3)$ [22].
- La masse volumique fluide newtonien : $\rho = 1055(Kg/m^3)$ [22].
- Fluide newtonien et non newtonien.
- Viscosité dynamique $\mu = 0.003(N.s/m^2)$ [22].
- Viscosité *max* : $\mu_{\infty} = 0.0033$ [22].
- Viscosité *min* : $\mu_0 = 0.056$ [22].
- *Bird careau* $\mu_p = \mu_{\infty} + \frac{\mu_0 - \mu_{\infty}}{(1 + (\lambda\dot{\gamma})^2)^{\frac{1-n}{2}}}$
- *Cross* $\mu_p = \mu_{\infty} + \frac{\mu_0}{1 + (\lambda\dot{\gamma})^n}$

- Herschel Buckley $\mu_p = \frac{\tau Y}{\dot{\gamma}} + K(\lambda \dot{\gamma})^{n-1}$
- Time constant $\lambda = 3.313[22]$.
- Fluide newtonien et non newtonien (sang), Cela se fait à l'aide des modèles rhéologique
- Le régime d'écoulement est laminaire.
- L'écoulement de fluide considéré homogène,
- Pression référentiel $P = 1 \text{ atm}$

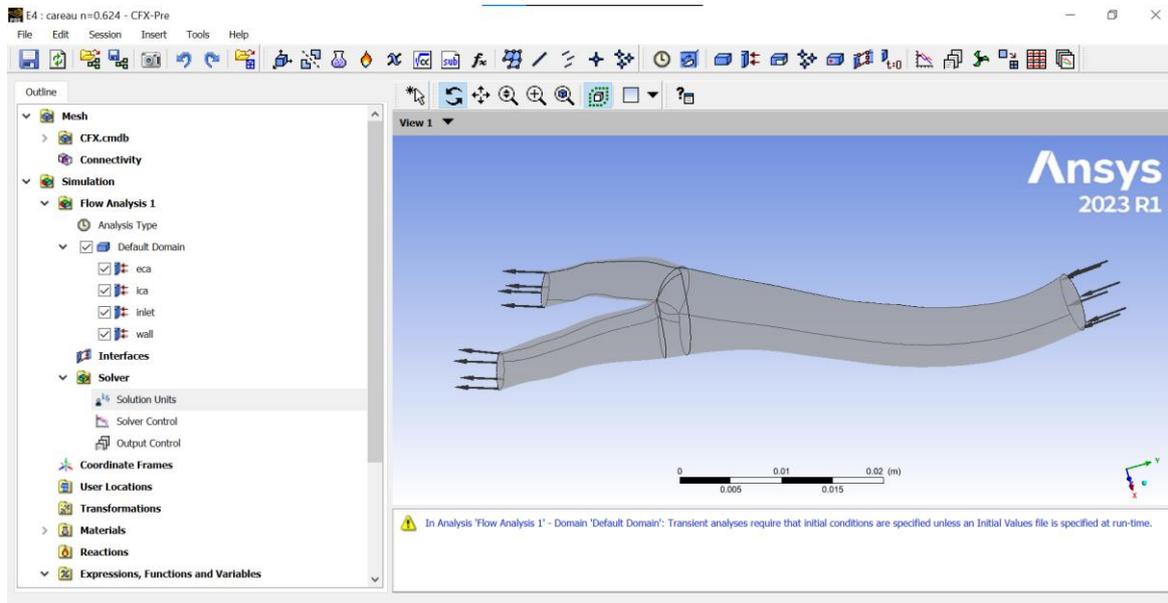


Figure (IV.2.4) : l'interface du CFX-Pre

Régime transitoire :

- $\Delta t = 0.01 \text{ s}$
- $T_{\text{totale}} = 1.2333 \text{ s}$

Conditions aux limites

Les conditions aux limites utilisées dans cette étude sont des valeurs expérimentales liées au temps

- INLET : la pression d'écoulement à l'entrée, pendant un battement de cœur ($t_{\text{tot}} = 1.2333 \text{ (s)}$),

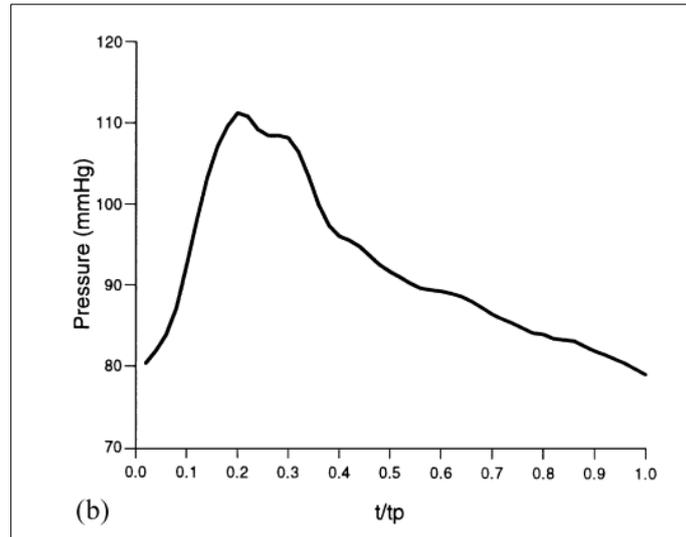


Figure (IV.2.4.1) : Pression à l'entrée de la géométrie [22]

- **OUTLET :** le débit volumique à la sortie de la géométrie, pendant un battement de cœur ($t_{tot}=1.2333(s)$)

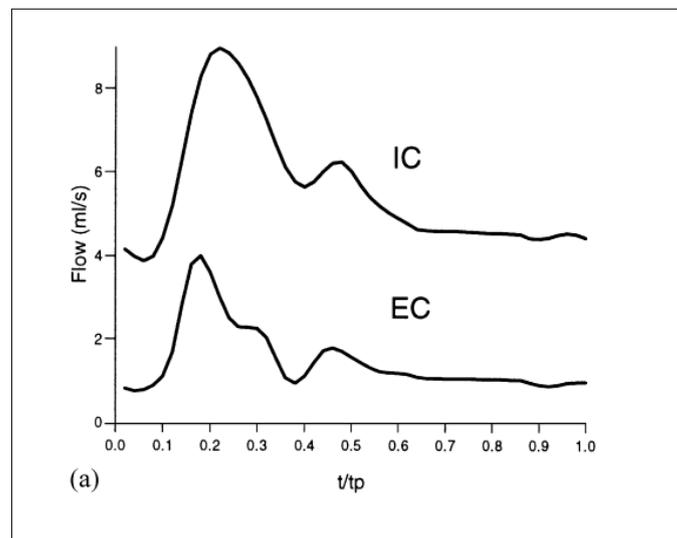


Figure (IV.2.4.2) : le débit volumique des artères carotides internes et externes [22]

Condition initiale :

Pour des calculs plus précis, nous simulons l'état initial seul comme état permanent, puis nous l'utilisons comme état initial dans la simulation transitoire pour garantir la continuité.

IV.2.5 Solver Manager :

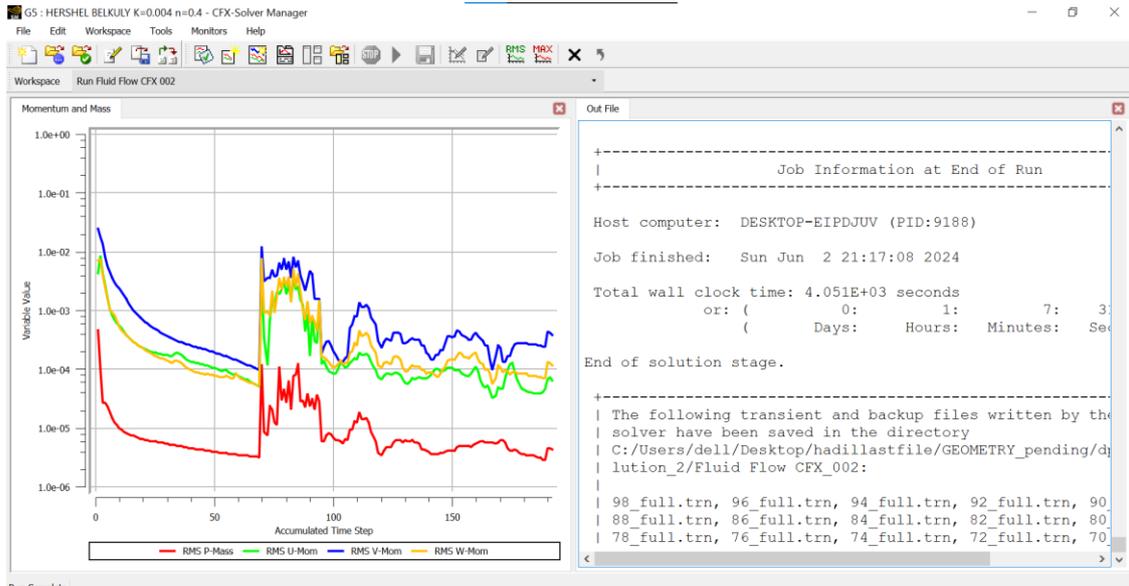
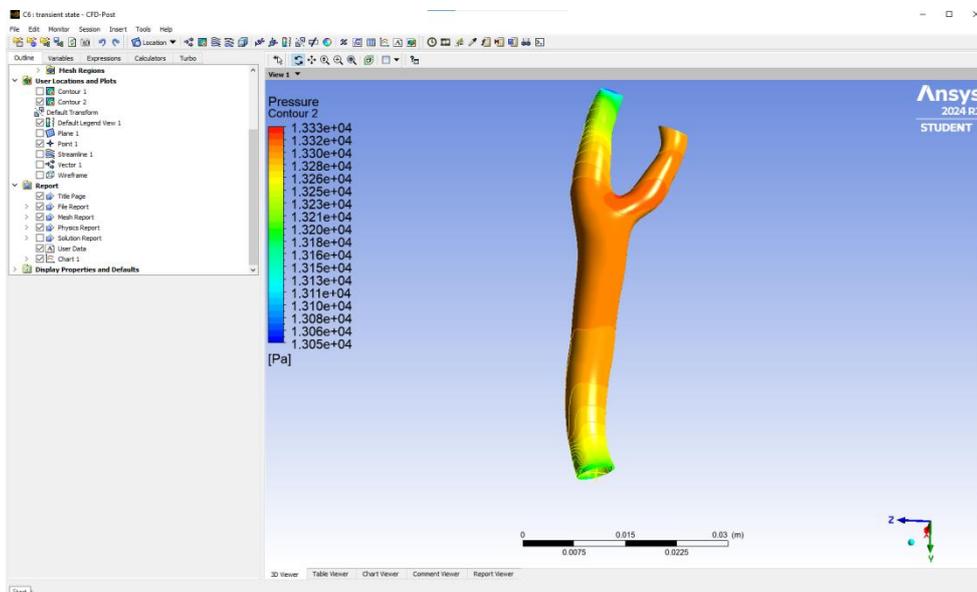


Figure (IV.2.5) : CFX-Solver Manager

Grâce à Solver Manager, nous pouvons suivre l'avancement des calculs en termes de convergence ou de divergence, ainsi que ramener les data de l'état initial

IV.2.6 CFD-POST :

Ce programme nous permet d'afficher tous les résultats au format contours, lignes de courants, vecteurs de vitesses...



IV.3 Résultats et discussions

Dans cette partie, nous présenterons les résultats les plus importants obtenus. Ces résultats seront liés à quatre types de fluides non newtoniens, dans chaque type nous présenterons la distribution de la pression, les contraintes de cisaillement, le profil de vitesse et les vecteurs de vitesse.

IV.3.1 Modèle de cross :

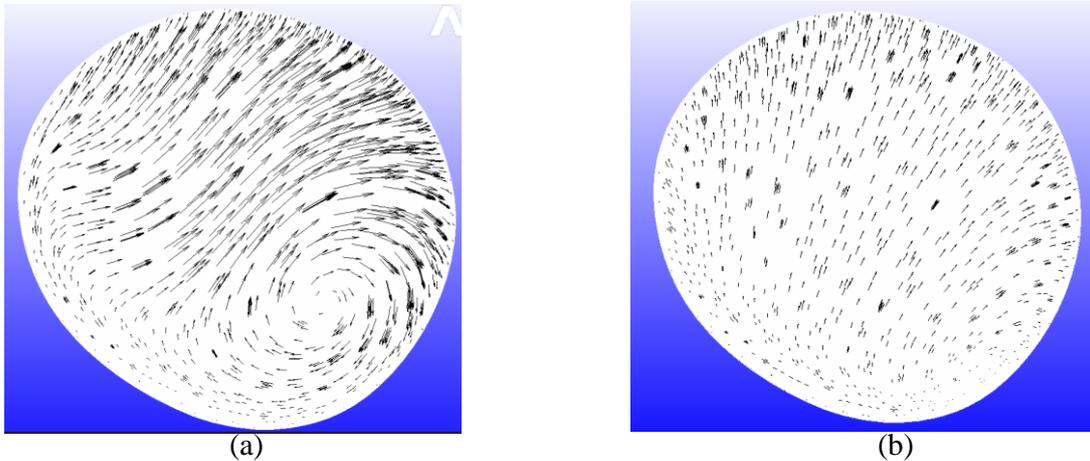


Figure (IV.3.1.1) : les vecteurs de vitesse dans la carotide commune : (a) $n=0.356$, (b) $n=0.963$.

La Figure (IV.3.1.1) correspondante représente la répartition des vecteurs des vitesses tangentielles, à partir de laquelle l'écoulement secondaire peut être déterminé, lorsque la formation du vortex apparaît (30% de la section) près de la paroi.

Les résultats ont montré après plusieurs calculs que l'indice structural a un effet significatif sur la formation du vortex, et ce, en petites valeurs, et la raison en est l'augmentation de la viscosité apparente.

L'apparition d'un vortex près de la paroi crée un déséquilibre dans la répartition des pressions sur la paroi, et contribue d'autre part à la formation d'une zone de stagnation

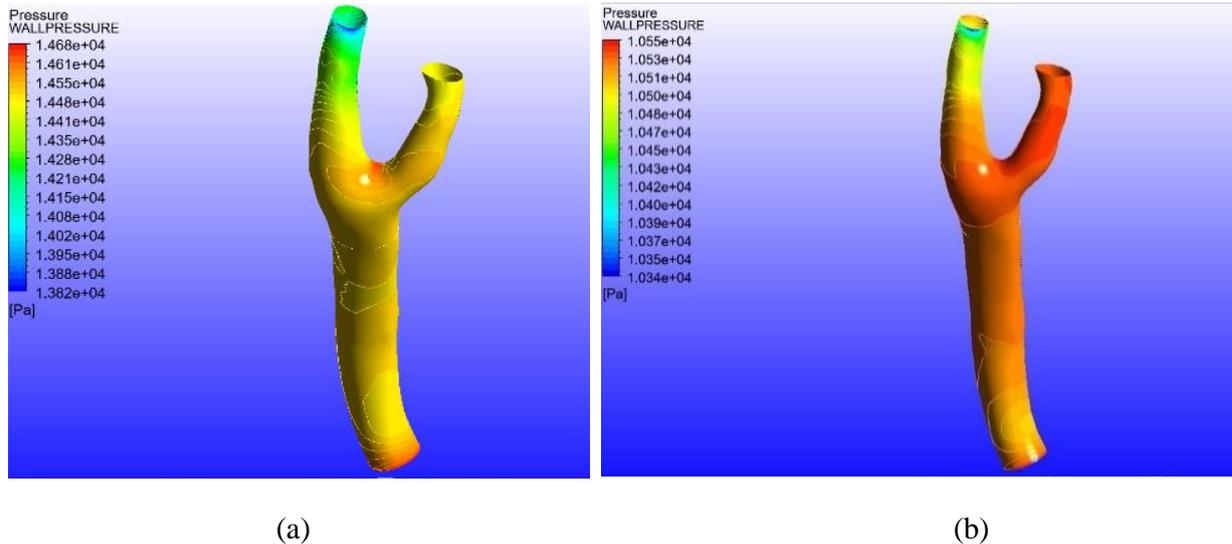


Figure (IV.3.1.2) : distribution de la pression dans la paroi de carotide :
 (a) $n=0.356$; (b) $n=0.963$.

La Figure correspondant représente la répartition de la pression sur la paroi, car elle semble augmenter au point de bifurcation (a) ($P=14680$ Pa), tandis que dans le cas (b), elle est élevée dans toute la zone de bifurcation .

Il est également possible de remarquer la différence entre l'artère interne et externe, et cela est dû à la différence dans le changement de la section d'écoulement entre la bifurcation et la sortie, où la pression statique et dynamique est inversement proportionnelle.

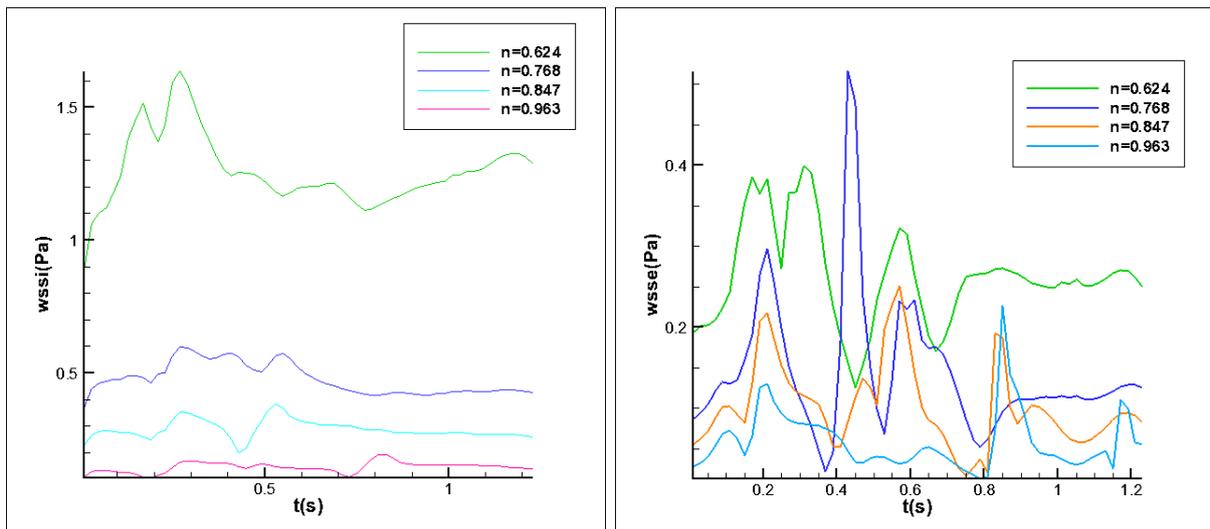


Figure (IV.3.1.3) : la variation des contrainte de cisaillement dans la carotide interne.

La Figure correspondante montre l'évolution des contraintes de cisaillement au cours d'une impulsion, au niveau de la paroi de la carotide interne, des deux côtés

L'intervalle du changement des contraintes de cisaillement est : [0.01-1 .7Pa], Où la valeur de la contrainte augmente avec la diminution de l'indice (n), ce qui montre l'effet de la viscosité apparente (μ_{ap}).

On remarque également que plus l'indice est élevé, plus la zone de systolique apparaît, ce qui provoquerait l'apparition de tourbillons.

En comparant les deux Figures, on constate que l'évolution des contraintes côté interne est régulière Pendant le temps d'un battement de cœur, tandis que côté externe elle est régulière dans le domaine [0-0.3s] puis perturbée le reste du temps.

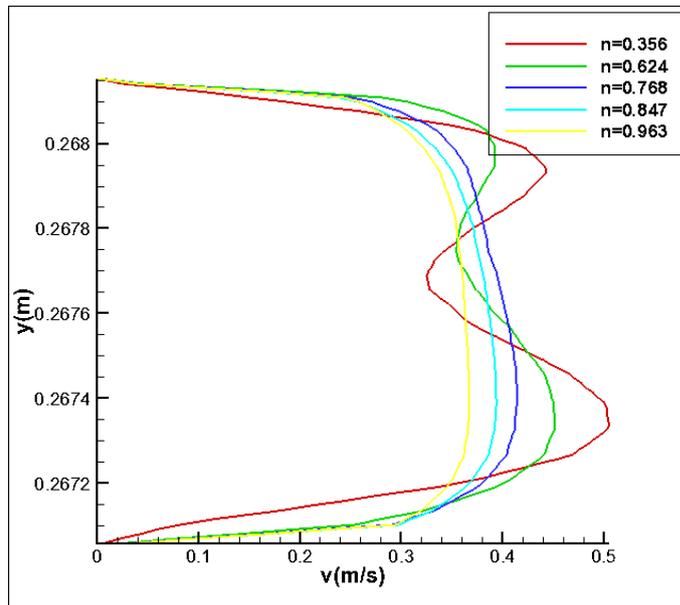


Figure (IV.3.1.4) : profil de vitesse dans la ligne 1 pour le modèle de cross pour $n=0.365, 0.624, 0.768, 0.847, 0.963$.

La Figure (IV.3.1.4) représente des courbes de vitesse pour différentes valeurs de temps, car elles apparaissent asymétriques, et deux types de courbes peuvent être distingués :

Le premier modèle concerne les grandes valeurs de l'indice [0.7-0.9], où la vitesse prend la forme normale, augmentant puis diminuant.

Le deuxième schéma concerne les petites valeurs de l'indice [0.3-0.6], où la vitesse augmente, puis diminue, puis augmente, puis revient à zéro au niveau de la paroi.

La troisième observation qui apparaît sur la Figure est la stabilité des valeurs du gradient de vitesse au niveau de la paroi, et cela concerne les valeurs [$n=0.6-0.9$], mais à petites valeurs [$n=0.356$], le gradient de vitesse diminue.

IV.3.2 Modèle de Bird carreau :

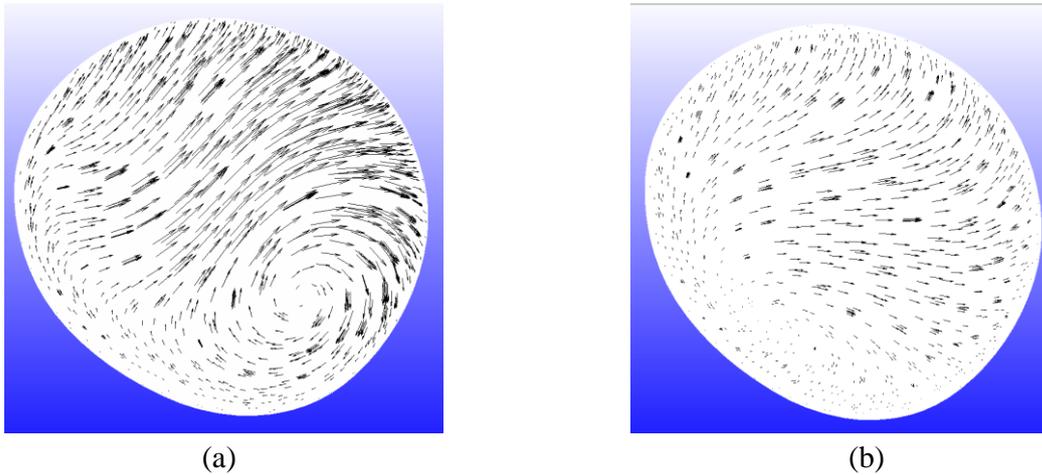


Figure (IV.3.2.1) : les vecteurs de vitesse dans la carotide commune : (a) $n=0.356$, (b) $n=0.963$.

De cette Figure il ressort que la répartition des vitesses pour le modèle carreau n'a pas beaucoup changé par rapport au modèle cross.

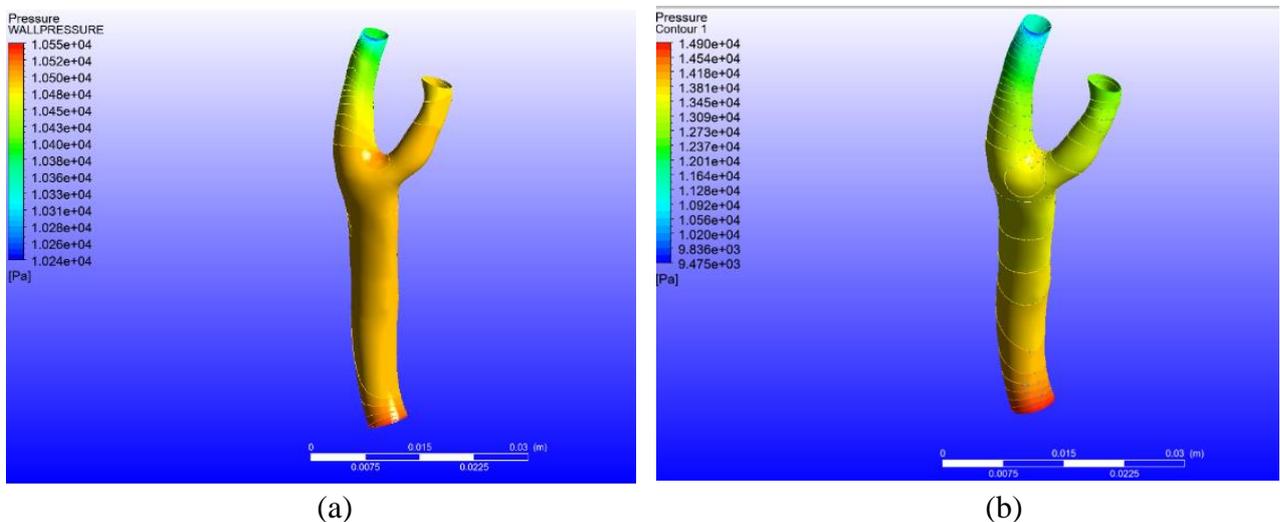


Figure (IV.3.2.2) : distribution de la pression dans la paroi de carotide : (a) $n=0.356$; (b) $n=0.963$.

De manière générale, on remarque que les valeurs de pression dans le cas (b) sont supérieures à celles dans le cas (a).

On remarque également que la répartition de la pression pour les artères internes et externes dans le cas (b) est quasiment la même, contrairement au cas (a), et cette différence montre son effet, surtout si les parois sont élastiques.

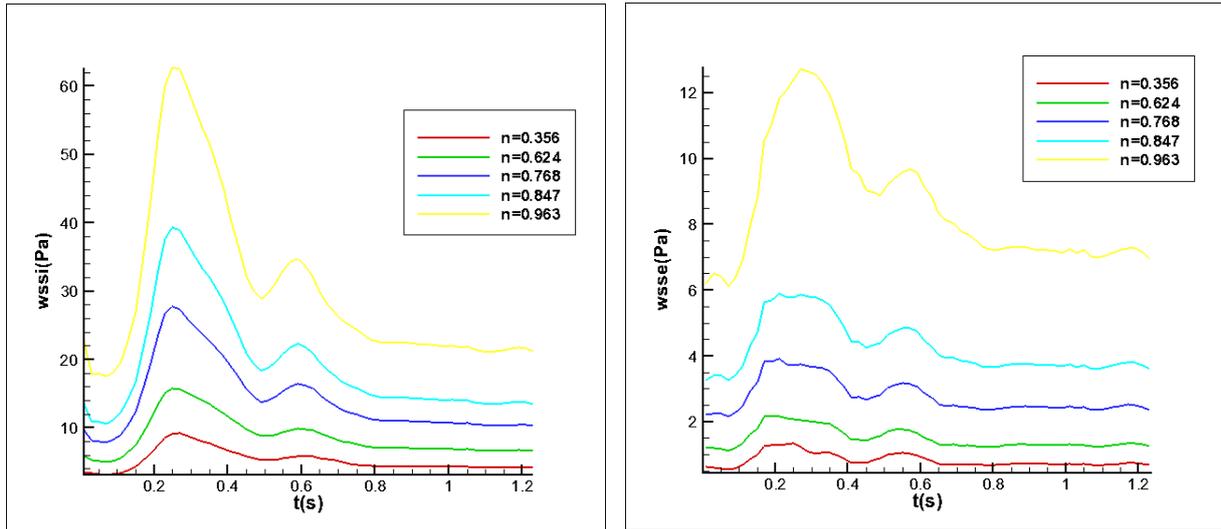


Figure (IV.3.2.3) : la variation des contraintes de cisaillement dans la carotide interne.

Contrairement au modèle Cross, le modèle Carreau montre un changement régulier des contraintes dans l'artère interne et externe au cours du temps d'impulsion, Cela permet de mieux prévoir ses évolutions et le moment où le vortex apparaît.

D'une part, et d'autre part, les contraintes augmentent avec l'augmentation de l'indice(n) ou le domaine de changement du côté interne [02-62Pa], est plus grand que du côté externe [0.5-14Pa].

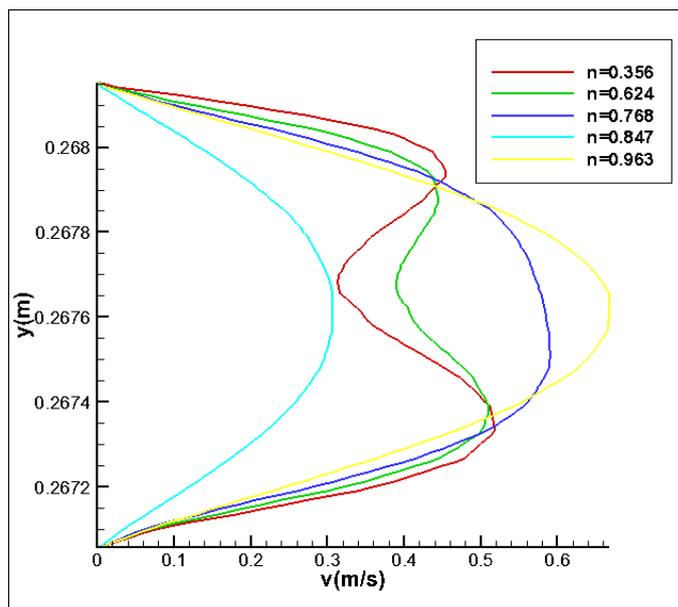


Figure (IV.3.2.4) : profil de vitesse en fonction de l'indice structurel, pour le modèle de Bird Carreau.

On remarque sur cette Figure que le gradient de vitesse près de la paroi diminue avec l'augmentation de (n), et cela va de 0.356 à 0.847, puis il revient augmenter à la valeur $n=0.963$

IV.3.3 Modèle de Herschel-Buckley :

Concernant le modèle de Herschel-Buckley, nous avons effectué les calculs en deux étapes, la première en changeant la consistance (K) et la seconde en changeant le coefficient (n)

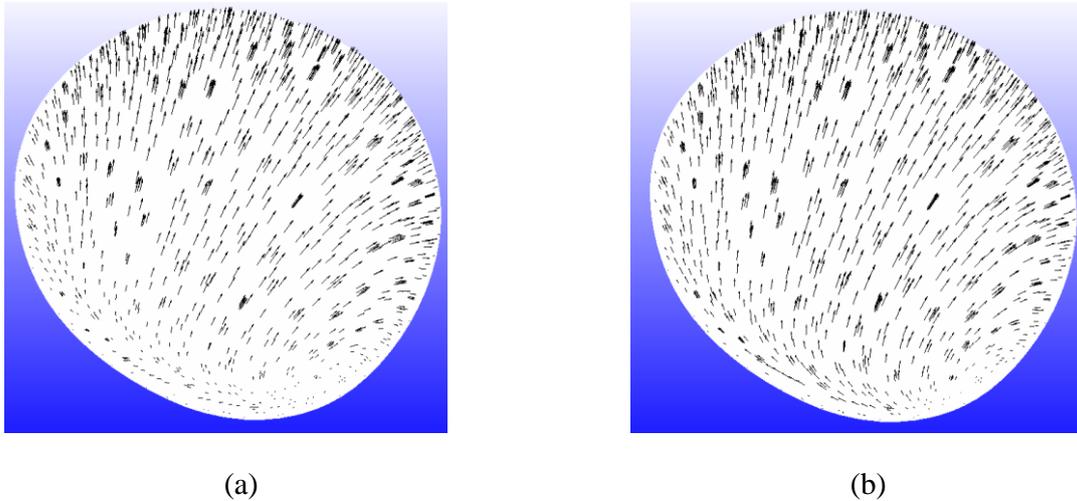


Figure (IV.3.3.1) : les vecteurs de vitesse dans le carotide commun pour $n=0.3$: (a) $k=0.004$, (b) $k=0.009$.

La Figure suivante montre la distribution des rayons de vitesse, montrant que la modification des valeurs des paramètres n'affecte pas l'apparence des tourbillons près de la paroi.

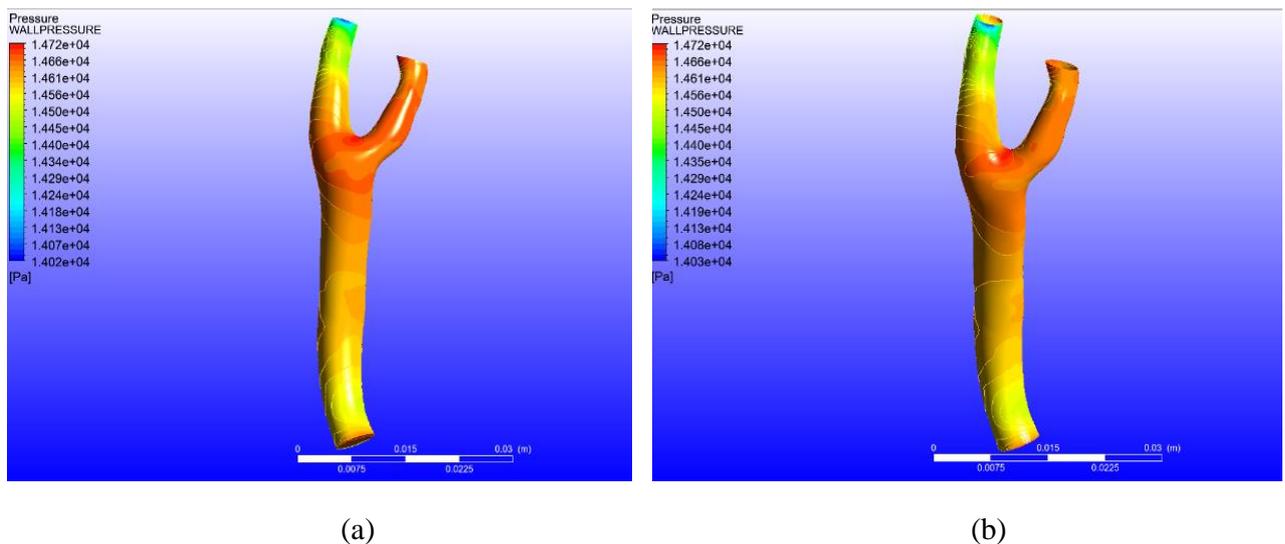


Figure (IV.3.3.2) : distribution de la pression dans la paroi pour $n=0.3$: (a) $k=0.004$; (b) $k=0.009$

La Figure (IV.3.3.2) représente la distribution de la pression à la surface de l'artère, où l'on remarque une augmentation au niveau de toute la zone de bifurcation (110,41 mm Hg), avec

une diminution significative au niveau de la carotide interne, et ceci est dû à la diminution dans la section d'écoulement.

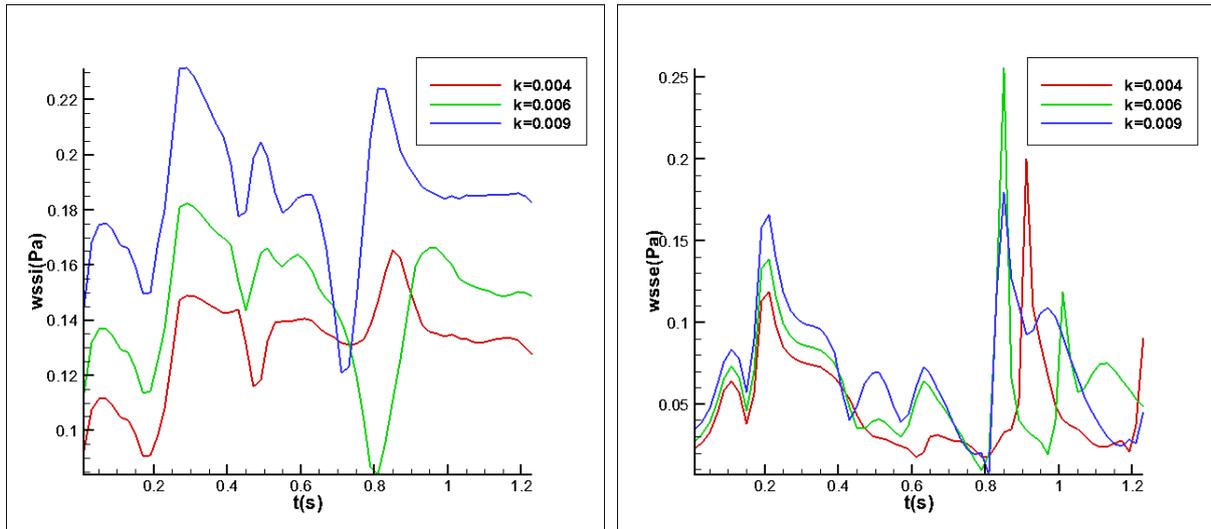


Figure (IV.3.3.3) : la variation des contrainte de cisaillement dans La carotide interne pour n=0.3.

La Figure (IV.3.3.3) représente l'évolution des contraintes de cisaillement au niveau de la paroi en fonction du temps, et ceci se situe dans la région externe et interne de la carotide interne

Nous observons deux modèles de variations dans la région externe (WSSE) :

Dans la première zone, de [0 – 0.4(s)], l'augmentation des contraintes de cisaillement est proportionnelle à la consistance, et cela de manière régulière, tandis que dans le domaine de [0.4 à 1.23(s)], l'augmentation devient turbulente, et cela coïncide avec la phase de systolique.

On peut également noter que toutes les valeurs maximales apparaissent dans la plage le domaine [0.8-1.05(s)], et donc ne sont pas simultanées avec le seuil de systolique, Cela montre que l'écoulement après la bifurcation est affecté par la région post-systolique.

Pour la région interne (WSSI) : l'augmentation irrégulière commence à 0,65 s et les contraintes de cisaillement tout au long du temps sont comprises entre 0,11Pa et 0,26Pa

Aussi, on peut noter que l'évolution des contraintes n'est pas cohérente dans le temps avec l'évolution de la pression à l'entrée de l'artère.

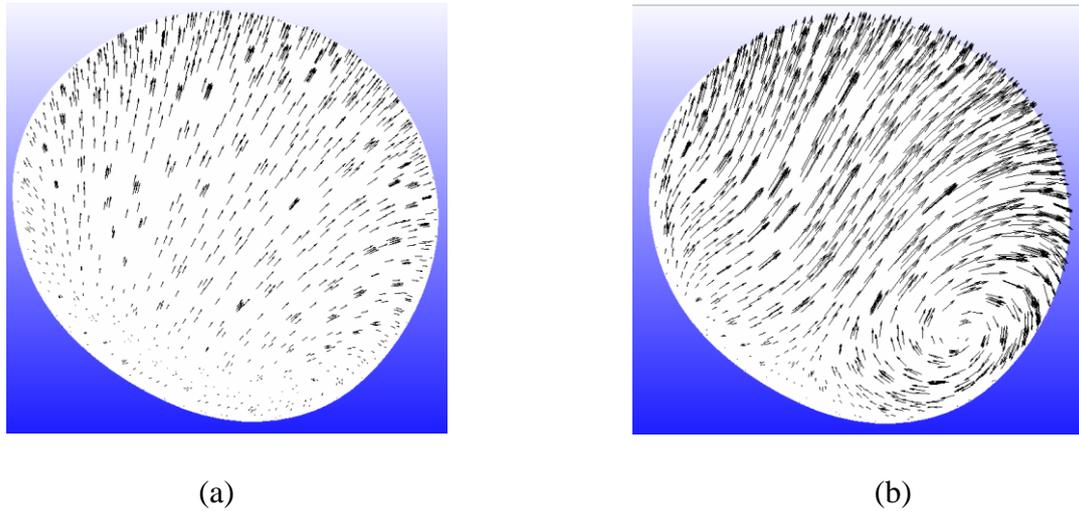


Figure (IV.3.3.4) : les vecteurs de vitesse dans la carotide commune pour $k=0.004$:
(a) $n=0.1$; (b) $n=0.6$.

La Figure (IV.3.3.4) montre la répartition des vitesses tangentielles avant la bifurcation, qui montre l'apparition de tourbillons près de la paroi (presque 20 %), ce qui créerait une zone de stagnation ainsi qu'une répartition inhomogène de pression à la surface de l'artère.

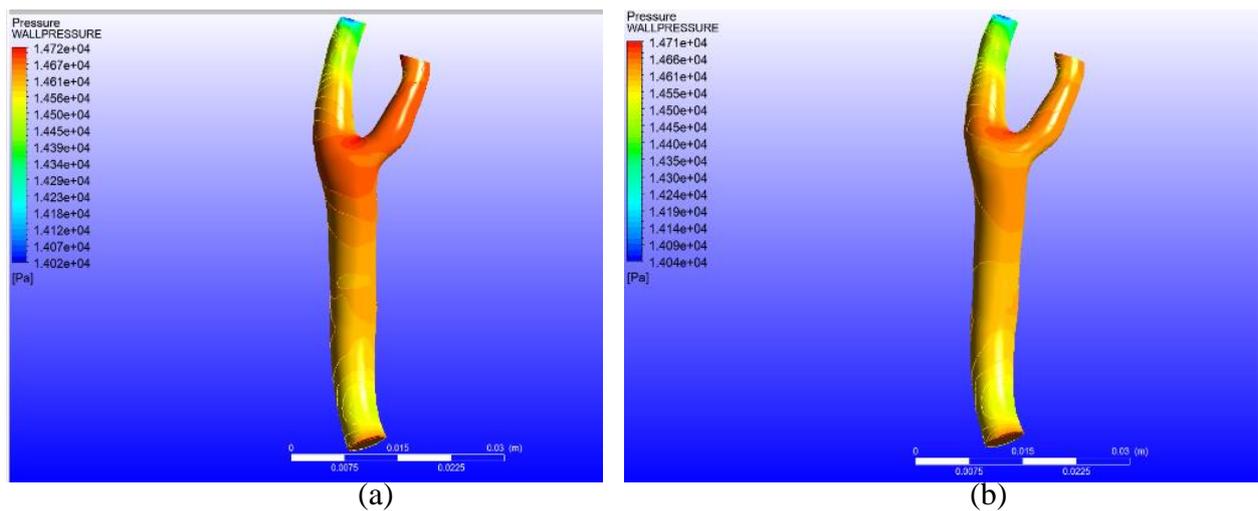


Figure (IV.3.3.5) : distribution de la pression dans les parois de carotide pour $k=0.004$:
(a) $n=0.1$; (b) $n=0.6$

La Figure (IV.3.3.5) montre la proportionnalité inverse des valeurs de pression aux valeurs de n , notamment dans la région de bifurcation, où elle atteint environ $P=14670(\text{Pa})$; $n=0,3$.

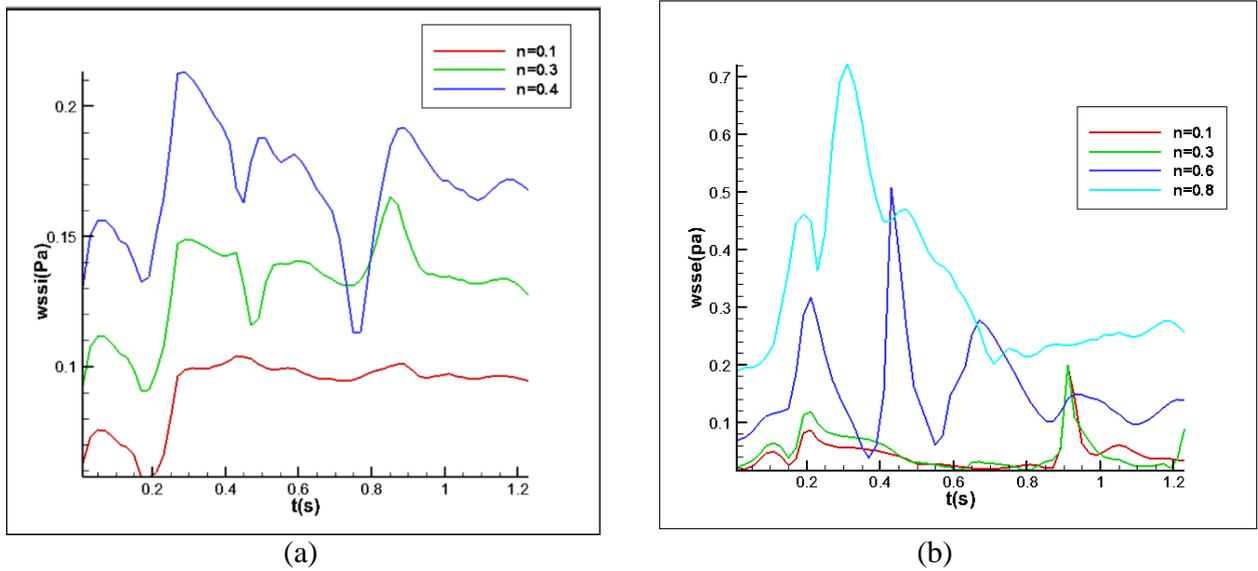


Figure (IV.3.3.6) : la variation des contrainte de cisaillement dans la carotide $k=0.004$.

D'après la Figure -(b) les contraintes de cisaillement croissantes avec l'indice (n) proportionnellement, où elles sont régulières de [0-0.35s] puis deviennent atypique après l'instant (0.35s)

Ce qui est observé dans cette Figure est le cas (n= 0.1), qui change simultanément avec le changement de pression à l'entrée.

Pour la Figure -(a), les contraintes évoluent directement proportionnellement à l'indice structural, et elles ne sont pas temporellement proportionnelles aux conditions aux limites.

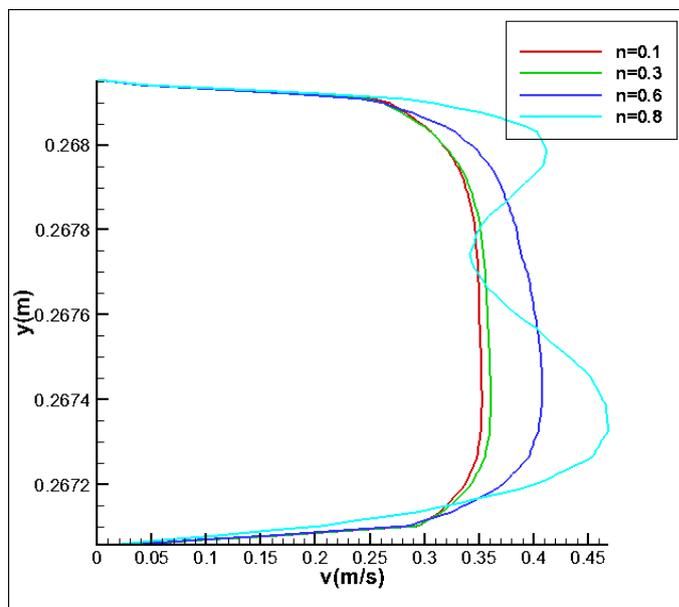


Figure (IV.3.3.7) : profils des vitesses pour le modèle Herschel_Buckley_ $k=0.004$.

La Figure (IV.3.3.7) correspondante représente les courbes de vitesses en fonction de la position, montrant l'asymétrie des vitesses.

Il est remarqué une augmentation de la vitesse d'écoulement près de la paroi par rapport au milieu, et cela se produit à de grandes valeurs de l'indice structurel ($n=0.8$)

IV.3.4 Modèle d'Ostwald de Waele :

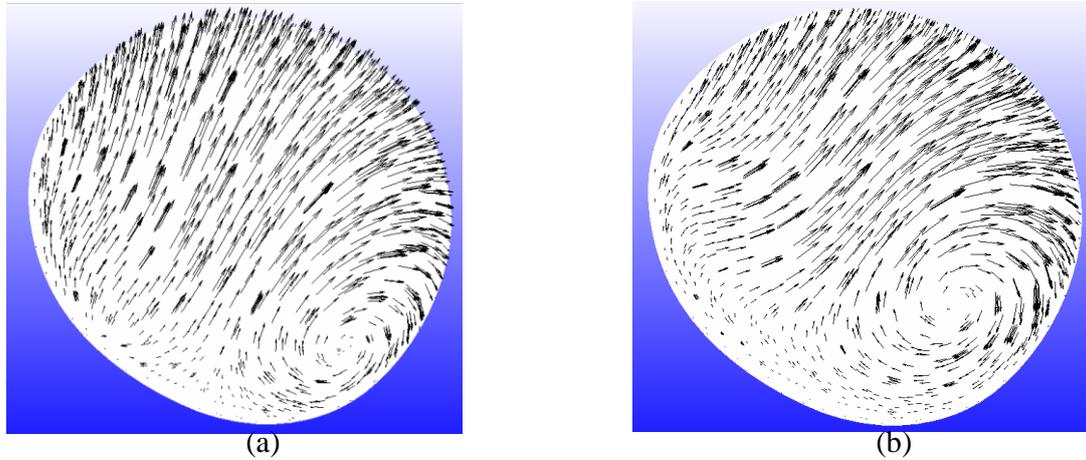


Figure (IV.3.4.1) : les vecteurs de vitesse dans le carotide commun pour $k=0.035$: (a) $n=0.3$, (b) $n=0.6$.

Le modèle d'Ostwald de Waele représente le modèle le plus connu utilisé en écoulement rhéologique. Comme on peut le voir sur la Figure correspondante, l'apparition du vortex se produit pour toutes les valeurs du paramètre, mais de tailles différentes [10% -40%], car elle augmente avec l'augmentation de l'indice (n).

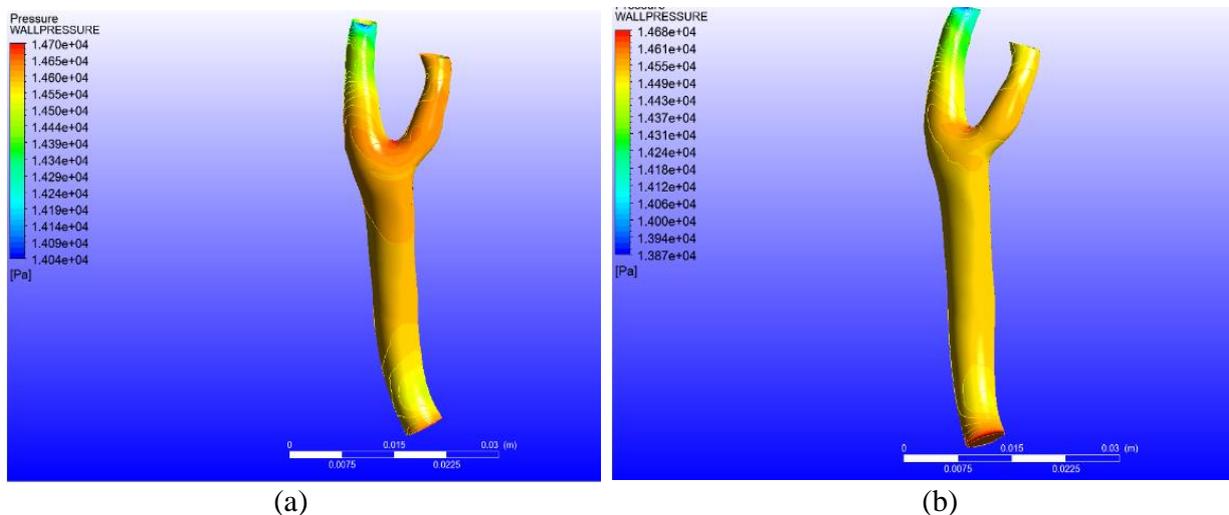


Figure (IV.3.4.2) : distribution de la pression dans le paroi de carotide pour $k=0.035$: (a) $n=0.3$; (b) $n=0.6$

La façon dont la pression est répartie sur le mur dans les deux cas est presque la même, avec des différences dans les valeurs de pression. ($n=0.356$, $P=14700$ Pa)

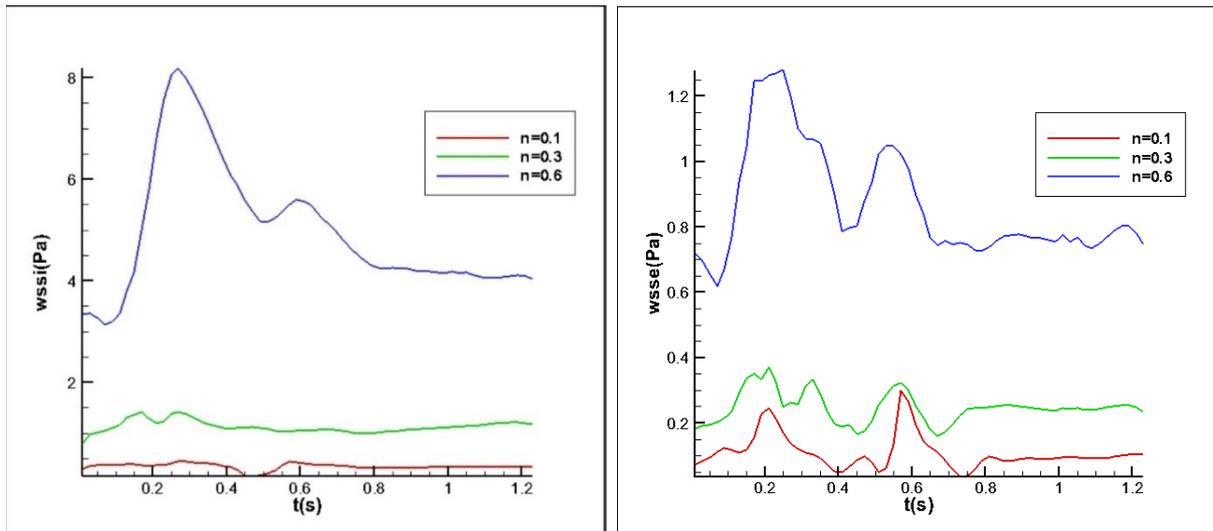
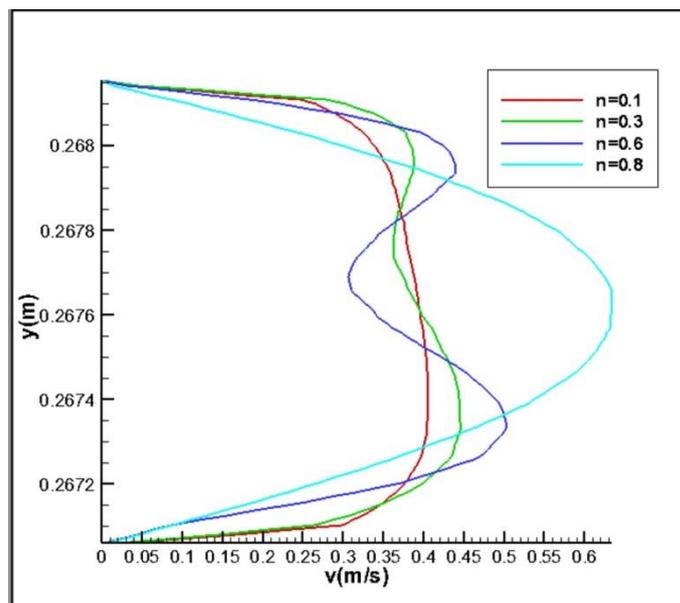


Figure (IV.3.4.2) : la variation des contraintes de cisaillement dans la carotide pour $k=0.035$.

Il apparaît clairement sur la Figure correspondante que la variation des contraintes avec les conditions aux limites est simultanée dans le cas de grandes valeurs du (n) aussi lorsque n augmente les contraintes de cisaillement augmente



Figure(IV.3.4.3) : profil de vitesse pour le modèle d'Ostwald de Waele $k=0.035$.

Concernant les courbes de vitesse, on voit bien que plus la valeur de (n) est proche de 1, plus le profile prend la forme de poiseuille, qui représente l'écoulement newtonien, ce qui est cohérent avec le modèle mathématique.

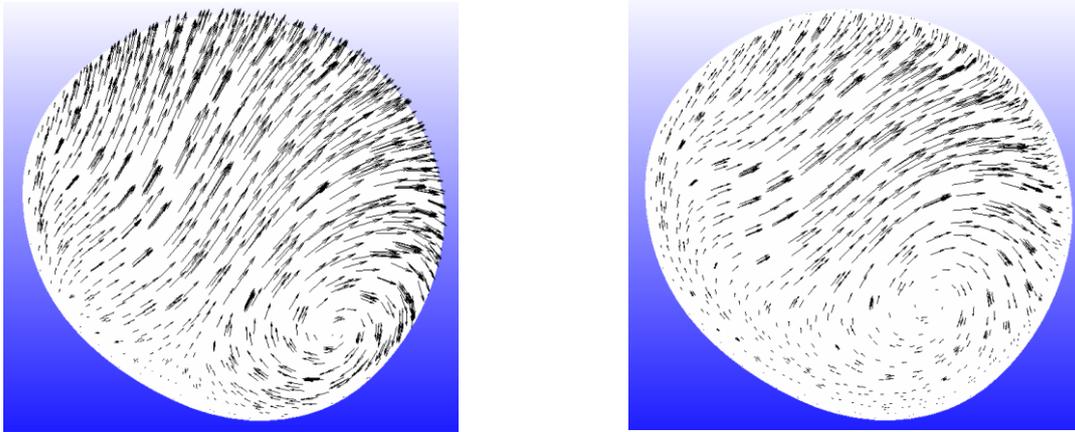


Figure (IV.3.4.4) : les vecteurs de vitesse dans la carotide commune pour $n=0.6$: (a) $k=0.01$, (b) $k=0.09$.

Chaque fois qu'il diminue la valeur de n , apparaît un écoulement secondaire du côté interne de l'artère .La présence de ces vortex crée un effet irrégulier de pression dynamique sur les parois de carotide.

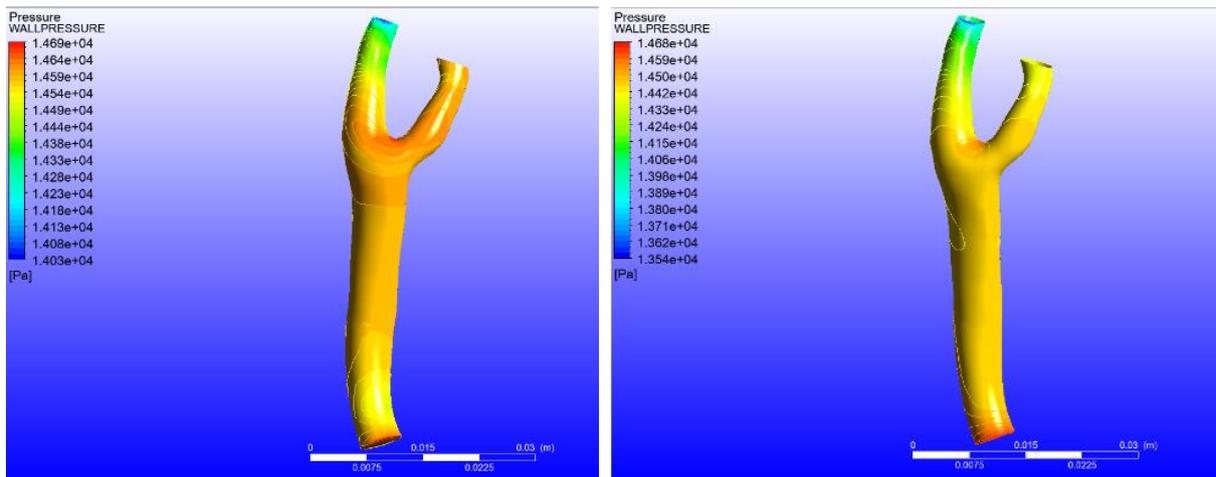


Figure (IV.3.4.5) : la variation de pression dans les parois de carotide pour $n=0.6$:
(a) Pour $k=0.01$; (b) Pour $k=0.09$.

La Figure correspondante représente la répartition de la pression, et ceci en changeant les valeurs de la consistance. En les comparants avec le cas précédent, on remarque qu'il n'y a pas de différence significative dans les valeurs de pression avec un changement dans la façon dont elle est répartie sur la paroi.

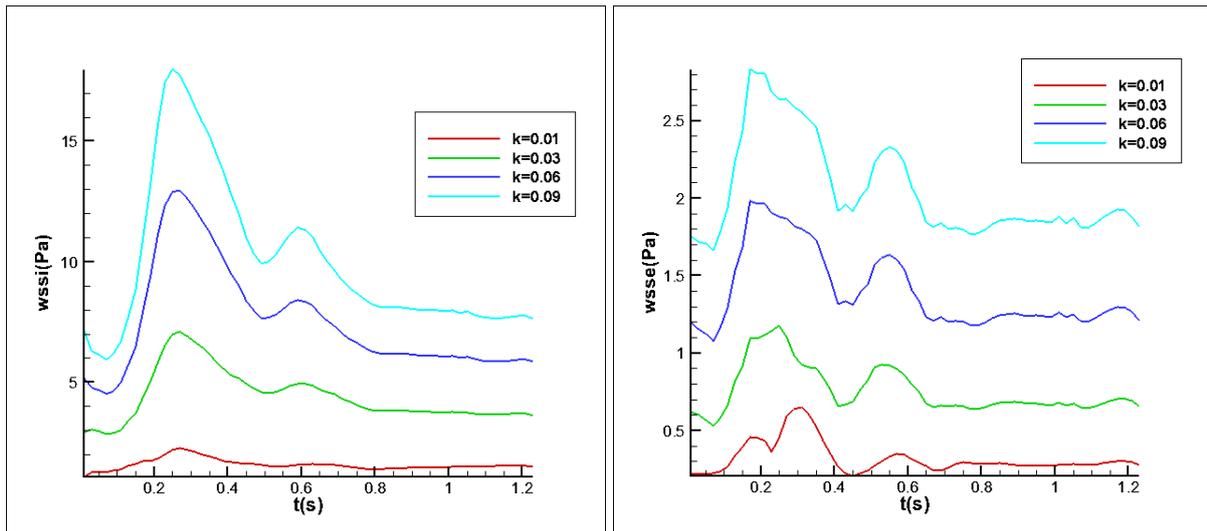
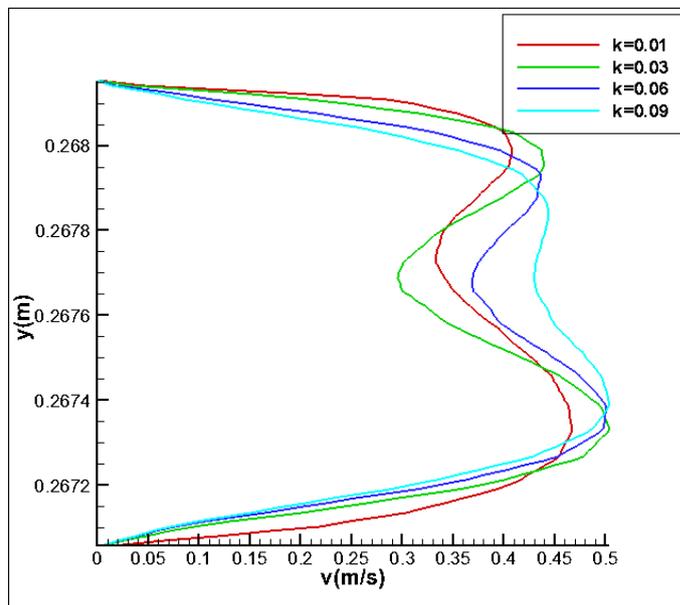


Figure (IV.3.4.6) : la variation des contraintes de cisailment dans la carotide pour $n=0.6$.

Dans la Figure correspondante, on peut observer que les changements de contraintes sont largement cohérents dans le temps avec les conditions aux limites, par rapport aux modèles précédents.



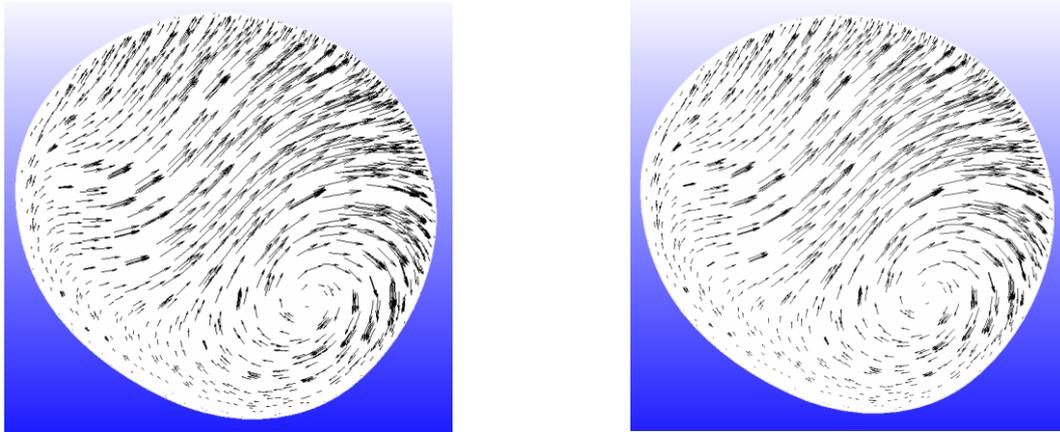
Figure(IV.3.4.7) : profil de vitesse pour le modèle d'Ostwald de Waele pour $n=0.6$.

Il ressort de la Figure correspondante que la modification des valeurs des paramètres affecte de manière significative le gradient de vitesse à proximité de la paroi.

Il apparaît aussi, que malgré le changement des valeurs de (K) , le comportement rhéologique reste clair dans tous les cas.

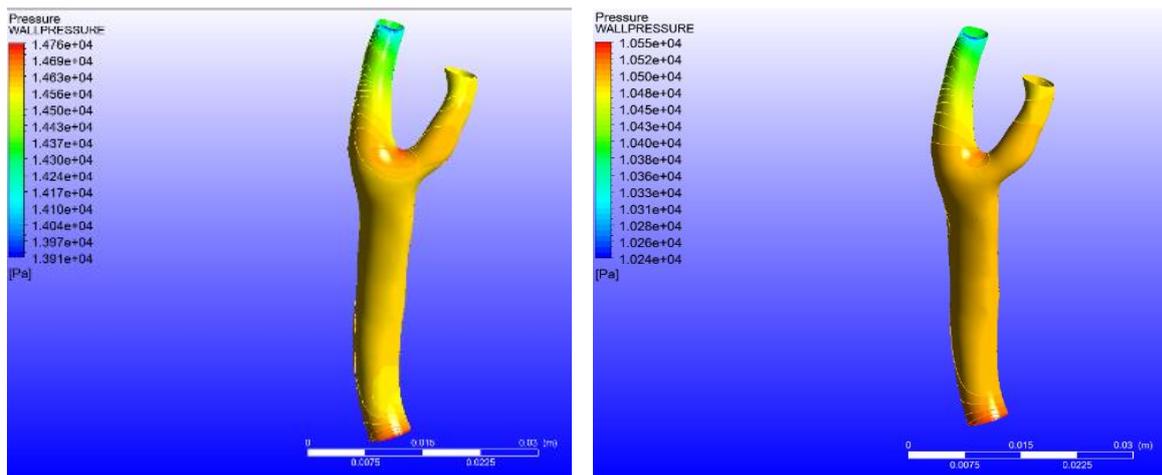
IV.3.5 Comparaison entre le fluide newtonien et non newtonien (modèle de Bird carreau $n=0.963$) :

Le but de cette comparaison est uniquement de clarifier dans quelle mesure l'écoulement est affecté si la valeur du (n) est très proche du cas newtonien.



(a) newtonien (b) non newtonien (Bird Carreau)
Figure (IV.3.5.1) : les vecteurs de vitesse dans la carotide commun

Il ressort clairement de la Figure que le rotor n'est pas très affecté par la nature du fluide.



(a)Fluide newtonien (b) Fluide non newtonien (Bird Carreau)

Figure (IV.3.5.2) : distribution de la pression dans la paroi de carotide

La Figure suivante montre également que la pression n'est pas grandement affectée par le type de fluide, à l'exception du changement des valeurs de pression.

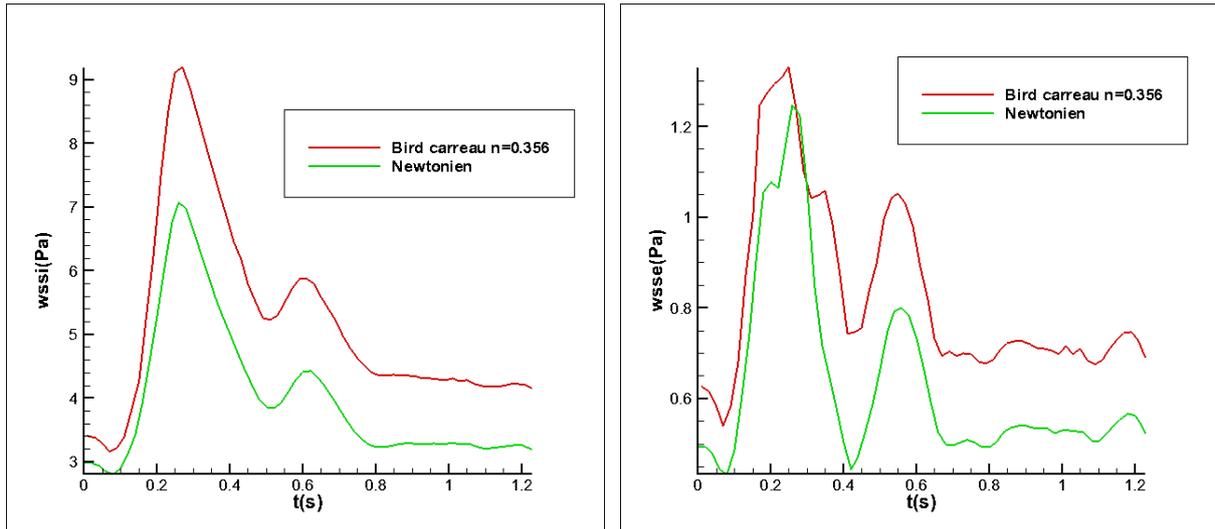
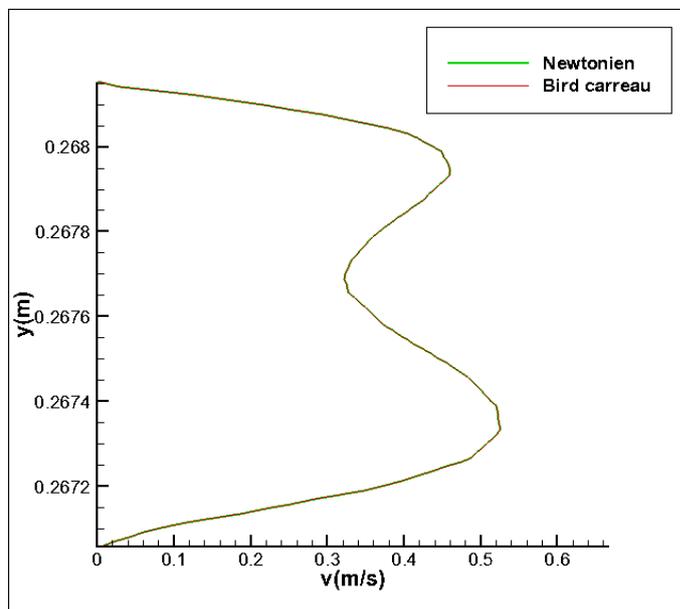


Figure (IV.3.5.3) : la Variation des contraintes de cisaillement dans la carotide interne.

On remarque sur la Figure que le taux de variation des contraintes est le même dans les deux modèles, avec des différences de valeurs



Figure(IV.3.5.4) : profil de vitesse pour fluide newtonien, fluide non-Newtonien

(Modèle de Carreau- Yasuda)

Les courbes de vitesse semblent identiques, ce qui est attendu compte tenu des résultats obtenus dans les vecteurs de vitesse.



CONCLUSION GENERALE



CONCLUSION GENERALE

Dans ce mémoire, nous avons essayé d'employer les concepts de base de la mécanique des fluides et de les utiliser dans le logiciel de simulation pour connaître et étudier le comportement de l'écoulement sanguin dans les bifurcations des artères.

La principale raison du choix de cette géométrie particulier est son association fréquente, avec les maladies les plus courantes pouvant affecter les artères.

Sur la base de ce qui précède, dans ce travail, nous avons simulé l'écoulement sanguin à travers la bifurcation de l'artère carotide droite, au cours d'un seul battement cardiaque.

On peut considérer que les deux choses les plus importantes à souligner concernant la partie de simulation est que :

- la pression totale doit être adoptée dans les conditions aux limites, et ceci dans le cas de l'utilisation du débit (vitesses) et de la pression statique comme conditions aux limites, et ceci est de garantir que l'équation de continuité est réalisée.
- pour le régime transitoire et dans le cas où la géométrie à section variable (Bifurcation), il est préférable que les conditions initiales soient calculées dans un état séparé et dans le régime permanent, puis adoptées comme condition initiale pour le régime variable.

Pour Les résultats obtenus, elles représentent quatre cas de fluides non newtoniens qui simulent le flux sanguin. À travers eux, nous avons d'abord essayé de déterminer une idée générale sur la façon dont le flux sanguin se comporte en termes de paramètres rhéologiques, et ils se présentent comme suit :

Lorsque l'indice structurel diminue :

- les contraintes de cisaillement diminuent dans les modèles sauf pour le modèle Cross, notant que les contraintes internes plus grands par rapport aux contraintes externes.
- Le gradient de vitesse près de la paroi diminue dans le modèle de Cross et Carreau, alors que l'inverse se produit pour le modèle de Herschel et loi de puissance, quant à Carreau, il augmente parfois puis diminue.

Conclusion générale

- La possibilité d'apparition du vortex près de la paroi diminue dans le modèle de Herschel alors qu'elle augmente dans le reste des modèles

Enfin, en comparaison avec les résultats approuvés, nous constatons que le modèle le plus proche pour un fluide non newtonien dans ce cas est le modèle de loi de puissance pour les paramètres ($n=0.6$, $K=0.03$), où le domaine des contraintes externe est $[0.6\text{Pa}-1.2\text{Pa}]$, et pour les contraintes internes est $[2.5\text{Pa}-7\text{Pa}]$, Alors que les contraintes externes et internes approuvés en comparaison sont $[0.3\text{Pa}-1.2\text{Pa}]$ et $[2.5\text{Pa}-10.5\text{Pa}]$.

Références bibliographiques

Références bibliographiques

- [1] Z. ALLOUI, Rhéologie des bio fluides-chapitre 3: Comportement des fluides. 2020.
- [2] N. ANTONOVA, P. TOSHEVA, et I. VELCHEVA, « Numerical analysis of blood flow and common carotid artery hemodynamics in the carotid artery bifurcation with stenosis », Series on Biomechanics, p. 5-10, 2012.
- [3] J. P. BAAIJENS, VAN STEENHOVEN, A. A., et J. D. JANSSEN, « Numerical analysis of steady generalized Newtonian blood flow in a 2D model of the carotid artery bifurcation », Biorheology, p. 63-74, 1993.
- [4] A. BOUCHET et J. CUIILLERT, Anatomie topographique, descriptive et fonctionnelle, le cou, le thorax, 2ème édition SIMEP. 1991.
- [5] G. Couarraze et N. Huang, Initiation à la rhéologie, 4e éd. Paris: Lavoisier, 2014.
- [6] Dassier, « Cour'physiologie cardiovasculaire' ». Université de Nant.
- [7] A.-E.-F. Djemai, « Cours d'hémorhéologie ». avril 2008. Consulté le: 1 mars 2022. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.researchgate.net/publication/308636392>
- [8] Etienne Ghiringhelli, « Viscoélasticité du sang et du caillot », Thèse de Doctora, Université de Grenoble, 2014.
- [9] H. Gharahi, B. A. Zambrano, et D. C. Zhu, (02 février2016)
- [10] B. Guo, X. Liu, et X. Tan, « HydraulicFracturing », Petroleum Production Engineering, Elsevier, p. 389-501, 2017.
- [11] KARL PERKTOLD, MICHAEL RESCH, et REINFRIED O. PETER, « THREE-DIMENSIONAL NUMERICAL ANALYSIS OF PULSATILE FLOW AND WALL SHEAR STRESS IN THE CAROTID ARTERY BIFURCATION », J.Biomécanics, 1991.
- [12] A. MAHBOUB, « Ettude Nmérique d'un Ecoulement Turbuulent dans une Cuve Agitée par un Cylindre Magnétique », Mémoire de magister, Université dessciences et de la technologied'Oran « Mohamed BOUDIAF », 2014.
- [13] A. Ouchtati, « La mécanique des fluides et l'hémodynamique ».

Références bibliographiques

- [14] C. RIGAL, « Comportement de fluides complexes sous écoulement : approche expérimentale par résonance magnétique nucléaire et techniques optiques et simulations numériques », Université de Lorraine, France, 2012.
- [15] L. Sherwood, « physiologie humaine physiologie humaine ». De Boeck Supérieur (Sciences Medicales), v 674 ; p 241, juin 2015.
- [16] Yubo Fan, Wentao Jiang, Yuanwen Zo, Jinchuan Li, Junkai Chen, et Xiaoyan Deng, « Numerical simulation of pulsatile non-Newtonian flow in the carotid artery bifurcation », The Chinese Society of Theoretical and Applied Mechanics and Springer-Verlag GmbH 2009, p. 25:249–255, 14 février 2009.
- [17] PHYSIOLOGIE. TOME 2 ; Chapitre 5 : LE SYSTÈME CIRCULATOIRE.
rigide
- [18] Abdu Badru Yearwood Faculté d'ingénierie et de technologie, Université de Guyane, (Guyane), dans ANSYS Design Modeler .
- [19] Karl Perktold and Gerhard Rappitsch , 1995 , COMPUTER SIMULATION OF LOCAL BLOOD FLOW AND VESSEL MECHANICS IN A COMPLIANT CAROTID ARTERY BIFURCATION MODEL
- [20] R. Chhabra et J. Richardson, « Non-Newtonien flow in the process industries: fundamentals and engineering applications », Oxford: Butterworth-Heinemann, 1999.
- [21] <https://www.aboutkidshealth.ca/fr/article?contentid=2832&language=french> consulté le (17/05/2022) ;
- [22] S.Z. Zhao et al ,2000, Blood ow and vessel mechanics in a physiologically realistic model of a human carotid arterial bifurcation.
- [23] M .Jafar et al ,2018, Numerical Solution of the Pulsatile, non-Newtonian and Turbulent Blood Flow in a Patient Specific Elastic Carotid Artery, International Journal of Mechanical Sciences