

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 : Energétique

Par :

Yousfi Youcef

Zidani nayem

Thème

**Simulation numérique d'un écoulement d'un fluide non-newtonien dans
une conduite**

Soutenu le 25/09/2020 devant le jury composé de :

Mr.	ADNANI	Président
Mm.	ADJOUADI Noura	Rapporteur
Mr.	HAMDI	Examineur

Année Universitaire 2021-2022

Remerciement

Nous remercions en premier lieu Dieu le tout puissant pour m' avoir donné la force et la volonté d'accomplir ce travail.

Nous adressons mes sincères remerciements à Madame ADJOUADI Noura pour son encadrement, pour sa contribution, sa patience et son aide tout le long de ce travail. Qu'il soit assuré de ma profonde gratitude.

Nous remercions Monsieur ADNANI pour l'honneur qu'il me fait de présider le jury de soutenance.

Nous remercions Monsieur HAMDI pour avoir accepté de faire partie du jury

Nous tenons à remercier tout ma famille pour leur soutien. Et aussi tous mes amis pour leur encouragement, particulièrement nos parents.

Dédicaces

Que ce travail témoigne de mes respects :

A mes parents :

Grâce à leurs tendres encouragements et leurs grands sacrifices, ils ont pu créer le climat affectueux et propice à la poursuite de mes études.

Aucune dédicace ne pourrait exprimer mon respect, ma considération et mes profonds sentiments envers eux.

Je prie ALLAH de les bénir, de veiller sur eux, en espérant qu'ils seront toujours fiers de moi.

A mes chers frères et sœurs.

A toutes la famille YOUSFI.

Ils vont trouver ici l'expression de mes sentiments de respect et de reconnaissance pour le soutien qu'ils n'ont cessé de me porter.

A tous mes professeurs :

Leur générosité et leur soutien m'oblige de leurs témoigner mon profond respect et ma loyale considération.

A tous mes amis et mes collègues :

Ils vont trouver ici le témoignage d'une fidélité et d'une amitié infinie.

YOUSFI YUCEF

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 ceux qui sont la source de mon inspiration et mon courage.

À qui je dois de l'amour :

A mon cher frère RAYANE.

A mes grands-parents ATMANI ACHOUR ET GOUDJIL HOUA.

A la famille ZIDANI et ATMANI.

A mes oncles et tantes et leurs enfants.

A mes amis.

A tous ceux qui me connaissent de près ou de loin.

ZIDANI Nayem

Sommaire

Remerciements.....	i
Dédicaces	ii
Sommaire	iv
Table des figures	vii
NOMENCLATURE.....	viii
Introduction générale	1
Chapitre I : Généralités et synthèse bibliographique.	
I.1 Introduction :	3
I.2. Les fluides newtoniens :	3
I.3. Les fluides non- newtoniens :	3
I.3.1 Fluides dont la viscosité dépend du taux de cisaillement :	4
I.3.1.1 Fluides rhéo-fluidifiant (a):.....	5
I.3.1.2. Fluides rhéo-épaississants (c) :	5
I.3.1.3. Fluides à seuil (d) :	5
I.3.2. Les Fluides dont la viscosité dépend du temps :	6
I.3.2.1. Les fluides thixotropes :	6
I.3.2.2 Les fluides rhéopéctiques :	6
I.3.2.3. Les fluides viscoélastiques :	7
I.3.3 Comportement du fluide thixotrope :	7
I.4. Le sang :	8
I.4.1. Propriétés et comportements rhéologiques du sang :	8
I.4.2. La composition sanguine :	9
I.4.3 Les vaisseaux sanguins :	10
I.4.3.1 Les artères :	10
I.4.3.2 Les capillaires :	11

I.4.3.3 Les veines :	12
I.5.La pression artérielle :	12
I.5.1 Système haute et à basse pression :	13
I.5.2 Mesure de la pression artérielle :	14
I.6 Modèles rhéologique :	15
I.6.1 Modèle de la loi de puissance :	15
I.6.2 Modèles de cross :	15
I.6.3 Modèle de Bingham :	15
I.6.4 Modèle de Herschel-Bulkley :	16
I.6.5 Modèle de Casson :	16
I.6.6 Modèle de Carreau :	16
I.6.7 Modèle de Sisko :	17
I.7 : synthèse bibliographique :	18

Chapitre II : Positionnement de problème.

II.1. Introduction	19
II.2. Equation de continuité	19
II.3. Généralisation	21
II.4. Ecoulement non-newtonien dans une conduite:	22
II.4.1. Modèle d’Herschel-Bulkley :	22
II.4.2. Modèle de loi de puissance :	23
II.4.4.1. Profil de vitesse :	23
II.4.4.2. Vitesse moyenne :	23
II.4.4.3. La vitesse maximal:	23
II.5 Conclusion :	23

Chapitre III :Procédure numérique et résultats.

IV.1 Introduction	23
Section 1 : Procédure numérique.....	23
IV.2 Principales étapes de la modélisation	24
IV.2.1 Construction de la géométrie.....	24
IV.2.2 Maillage.....	24
IV.2.3. Condition aux limites :	25
Section 2 : Résultats	25
IV.3 Validation	25
IV.4 Répartitions de vitesse	26
IV.4.1 Profil de vitesse des trois fluides.....	26
IV.5 : Contour des vitesses pour différents fluides :.....	26
IV.5.1 : contour de vitesse fluide newtonien :.....	26
IV.5.2 : Contour de vitesse fluide Herchel bulkly :.....	27
IV.5.3 : Contour de vitesse fluide Loi de puissance :.....	27
IV.6 : Contour des pressions pour différents fluides :.....	27
IV.6.1 : Conteur de pression fluide newtonien :.....	28
IV.6.2 : Conteur de pression fluide Herschel bulkly :.....	28
IV.6.3 : Conteur de pression fluide Loi de Puissance :	28
IV.6 Conclusion :.....	28

Table des figures

Figure I.1: Courbes d'écoulement pour des fluides complexes.....	4
Figure I.2 : Schémas représentant la composition du sang.	9
Figure I.3 : Caractéristiques générales des vaisseaux sanguins.	9
Figure I.4 : structure générale de la paroi artérielle	9
Figure I.5 : La pression sanguine systémique	10
Figure I.6 : La pression sanguine systémique.	11
Figure I.7 : Modèle de Carreau	14
Figure I.8: Modèle de Sisko.	15
Figure I.9 : Chute non dimensionnelle en fonction du nombre de Reynolds pour différents modèles de viscosité	
Figure I.10 : Comparaison des résultats de simulation de fluides newtoniens et non newtoniens	16
Figure I.11 : Courbe de viscosité typique pour un comportement de fluidification par cisaillement contenant les trois régions.	16
Figure I.12 : Evolution de la composante axiale $U_z(0,0, z^*)$ le long de la vaine.	17
Figure II.1 : Géométrie de problème étudiier tube de courant.....	20
Figure III.1 : Présentation d'une géométrie rectangulaire.	23
Figure III.2 : Maillage d'une grille uniforme avec 20×500	24
Figure III.3 : Vitesse a l'entrée du canal.....	25
Figure III.4 : Prèssion a la sortie du canal	25
Figure III.5 : Profile des vitesses du fluide.....	26
Figure III.6 : Compteur de vitesse	26
Figure III.7: Compteur de vitesse.	26
Figure III.8 : Compteur de vitesse	26
Figure III.9: Compteur de pression.....	27
Figure III.10 : Compteur de pression.....	27
Figure III.11 : Compteur de pression.....	27

NOMENCLATURE

Symboles	Définition	Unité (SI)
B_o	: Intensité du champ magnétique (Induction magnétique)	T
C	: Chaleur spécifique	$J\ kg^{-1}\ K^{-1}$
g	: Accélération de la pesanteur	$m\ s^{-2}$
k	: Conductivité thermique	$W\ m^{-1}\ K^{-1}$
p	: Pression	Pa
Pr	: Nombre de Prandtl, $Pr = \nu / \alpha$	-
Ra	: Nombre de Rayleigh, $Ra = g\beta(T_H - T_C)L^3 / \nu\alpha$	-

Symboles grecs

α	: Diffusivité thermique	$m^2\ s^{-1}$
Γ	: Coefficient de diffusion	$m^2\ s^{-1}$
δ_{ij}	: Symbole de Kronecker	-
μ_m	: Perméabilité magnétique	$V\ A^{-1}\ s\ m^{-3}$
ν	: Viscosité cinématique	$m^2\ s^{-1}$
ρ	: Masse volumique	$kg\ m^{-3}$
σ	: Constante de Stefan-Boltzmann	$W.m^{-2}.K^{-4}$
$\dot{\gamma}$: Le taux de cisaillement apparent.	
λ	: Un paramètre matériel de temps (constant).	
n	: Indice de la loi en puissance.	

Indices

H, C	: Surface chaude, surface froide
------	----------------------------------

Introduction Générale

Introduction générale

Dans l'environnement qui nous entoure on observe plusieurs phénomènes, naturels ou autres, qui sont gouvernés par les lois de la physique, parmi ces phénomènes les échanges thermiques et la dynamique des fluides.

En générale les problèmes de la dynamique des fluides sont difficiles à résoudre est par fois sont impossible à résoudre théoriquement, est les résultats obtenu son loin de la solution exacte, car les équations de base sont non linéaires, sauf dans les cas simples. Malgré ça la science de la dynamique des fluides à portée ses fruits, ceci est démontré par l'avancement des secteurs technologique comme le transport et la production d'énergie, dans lesquels la qualité et l'originalité des solutions des problèmes d'écoulement ont joué un rôle primordial, ces réussites sont dues aux échanges étroits entre la théorie, la simulation numérique et l'expérience en dynamique des fluides.

Grace à l'expérience on peut vérifier les hypothèses et les résultats qui ressortent de la théorie, la théorie est nécessaire pour expliquer les résultats obtenus par l'expérience.

La simulation numérique est née pour que la théorie reste indépendante de l'expérience pour validiez les résultats obtenus, et de développées les base de la science de la dynamique des fluides seulement en fessent seulement des simulations et des approches numériques sont avoir besoin de faire des essaya expérimental.

La simulation des écoulements sanguins est un domaine en plein essor depuis ces dernières années. De nombreux groupes de recherche se sont impliqués dans cette étude qui vise à modéliser ces écoulements considérés comme fluides complexes. En effet, contrairement aux liquides ordinaires, les fluides complexes comme le sang exhibent des comportements étranges qui dépendent essentiellement des structures sous-jacentes qui les composent. Le sang est composé d'entités microscopiques (principalement de globules rouges, globules blancs et plaquettes) qui sont en suspension dans le plasma sanguin considéré comme un fluide ordinaire. Les comportements individuels et collectifs de ces entités ont alors un fort impact sur les propriétés hémodynamiques du sang à l'échelle globale. C'est cette rétroaction du micro à la macro échelle qui confère aux fluides complexes des comportements non triviaux et qui continue de poser un formidable défi pour les modélisations théoriques et numériques axés sur la rhéologie sanguine. Cette notion de rhéologie a été introduite par Eugene Bingham en 1920 pour désigner l'étude de la déformation et de l'écoulement de la matière. Elle a alors fait l'objet de nombreuses études théoriques dans le passé et grâce à l'arrivée et à l'augmentation croissante de la puissance des ordinateurs, la simulation numérique de ces phénomènes complexes a pu être envisagée. Les domaines d'expertise nécessaires à l'élaboration d'un tel projet vont de la médecine aux mathématiques en passant par la science du numérique et de l'informatique. L'objectif final est de développer des méthodes et des outils de simulation pour la communauté médicale, permettant de mener des expérimentations *in silico* et d'apporter des informations complémentaires, voire impossibles à obtenir, sur des patients. Cela pourrait être un enjeu important pour le traitement de certaines pathologies sanguines comme les sténoses artérielles,

les anévrismes, l'athérosclérose ou les traitements thérapeutiques comme les stents endovasculaires ou les valves aortiques artificielles.

Dans le présent travail composé de trois chapitres, nous avons fixé l'objectif de traiter le cas d'un écoulement newtonien et non newtonien dans une conduite cylindrique, en passant par l'aspect théorique, équations de base (équation de Navier stocks, équation de conservation de quantité de mouvement) et les hypothèses de base qu'on va vérifier avec les différentes méthodes d'analyses des phénomènes.

Le premier chapitre est une généralité sur les fluides newtoniens et les non newtoniens, ainsi que les caractéristiques du cycle cardiaque et son processus de propagation. De même un rappelle sur la rhéologie et les modèle rhéologique. Et une synthèse bibliographique qui présent quelque travaux relatifs à l'étude des écoulements sanguins dans les artères.

Le deuxième chapitre formules générales et position du problème consiste à présenter les différents paramètres de problème, on a exposé aussi les différentes équations et les hypothèses qui régissent l'écoulement sanguin dans les artères.

Le troisième chapitre est divisé en deux parties. La première partie est de modélisation et la deuxième partie sont le résultat.

La première partie on a une initiation sur les principes étapes de la modélisation et nous avons construit sa géométrie se forme d'un canal rectangulaire. Ensuite on a passé aux techniques de génération de maillage. Ainsi on a dédié ces conditions aux limite d'entrer et de sortie.

Ce dernier chapitre fixe le cadre de notre étude sur un logiciel commercial est de la bonne maîtrise numérique de ce genre d'écoulement. Au final nous présentons et discutons les résultats issus des simulations. Nous nous sommes intéressés au régime d'écoulement : laminaire. Les résultats obtenus sont relativement en accord avec les résultats expérimentaux même si des simulations supplémentaires sont nécessaires pour aboutir à une étude complète.

Chapitre I :
Généralités et synthèse
bibliographique

I.1 Introduction :

Dans ce chapitre, une définition générale sur la rhéologie et sur le système cardiovasculaire et les propriétés physique de sang, ainsi un résumé du comportement rhéologique du sang et les caractéristiques essentielles du réseau artériel, dans la synthèse bibliographique on va représenter quelque étude numérique et analytique des écoulements sanguins et pulsé. ainsi nous présenterons des généralités et définitions en relation avec la discipline de rhéologie. Ces généralités et définitions constituent une initiation aux lectures au domaine des fluides complexe.

I.2. Les fluides newtoniens :

En termes usuels, cela signifie que le fluide continue de s'écouler indépendamment des forces extérieures qui agissent sur lui. Par exemple, l'eau est un fluide newtonien parce qu'elle continue d'exhiber les propriétés d'un fluide quelle que soit la vitesse à laquelle elle est agitée. Les solutions aqueuses et les huiles de faibles viscosités, la plupart des solvants, l'air, de nombreux gaz, sont des exemples de fluides newtoniens. Pour un fluide newtonien, la viscosité, par définition, ne dépend que de la température et de la pression (mais elle dépend aussi de la composition chimique du fluide si ce n'est pas un corps pur), non des forces agissant sur l'élément de fluide. [1]

Soit un fluide incompressible qui s'écoule entre deux plaques parallèles, le régime de l'écoulement est permanent et laminaire, le fluide est soumis à une force de cisaillement F .

La force F par unité de section est définie comme suit (en cisaillement simple) (Chhabra et Richardson, 1999) [2] :

$$\frac{F}{A} = \mu \left[-\frac{du}{dy} \right] \quad (I.1)$$

$$\tau = \frac{F}{A} \text{ et } \gamma = \left[-\frac{du}{dy} \right] \quad (I.2)$$

On obtient :

$$\tau = \mu \gamma \quad (I.3)$$

I.3. Les fluides non- newtoniens :

Qu'est-ce qu'un fluide non-newtonien ? Il convient préalablement, pour répondre à cette question, de définir précisément les caractéristiques d'un comportement newtonien.

Un fluide non-newtonien est par conséquent un fluide qui ne satisfait pas à une ou plusieurs de ces caractéristiques. Toutefois, des fluides non-newtoniens peuvent satisfaire à certaines de ces caractéristiques des fluides newtoniens sous certaines conditions (de taux de cisaillement, de temps de cisaillement, etc.). [3]

Dans un fluide non newtonien, la mise en rotation provoque soit l'apparition d'un creux (qui se comble graduellement au fil du temps ; on voit ce comportement dans les crèmes, les suspensions d'amidon et les plastisols PVC, ou, rigueur mise à part, dans les limons), soit une ascension du fluide autour de l'agitateur (phénomène dit « effet Weissenberg ») à cause de la thixotropie, la variation brutale de viscosité se traduisant par une propension accrue à l'écoulement (on observe ce phénomène dans les peintures dites « sans tache », qu'il est facile d'étaler mais qui sont plus visqueuses sur un mur).

Les fluides non-newtoniens sont l'ensemble des fluides qui ne suivent pas la relation de Proportionnalité entre la contrainte de cisaillement et le taux de cisaillement (équation I-2), le Modèle non newtonien décrit l'écoulement des fluides comportant des molécules de tailles Importantes, on peut citer à titre d'exemple de fluides non newtoniens : les solutions de système cardio vasculaire. [4]

I.3.1 Fluides dont la viscosité dépend du taux de cisaillement :

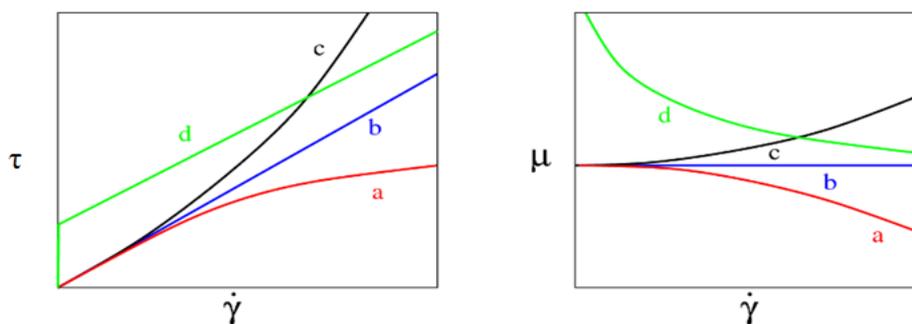


Figure I.1: Courbes d'écoulement pour des fluides complexes. [4]

- (a) Fluide rhéo-fluidifiant.
- (c) Fluide rhéo-épaississants.
- (d) Fluide à seuil (Bingham, Casson, Skelland...).

Les viscosités correspondantes ne sont plus constantes mais dépendent du taux de cisaillement.
Avec : (b) Fluide Newtonien.

On peut les classer en trois catégories :

I.3.1.1 Fluides rhéo-fluidifiant (a):

Le cas des courbes (a) est plus intéressant : lorsque l'intensité du cisaillement augmente, la contrainte est plus faible que celle d'un fluide Newtonien, c'est à dire la viscosité diminue.

Ex : Le sang est également un exemple bien connu de fluide rhéo-fluidifiant. Cette propriété est très intéressante pour la circulation sanguine car elle facilite l'écoulement du sang à travers les capillaires et autres artérioles les plus fins. En effet, le faible diamètre des capillaires induit un accroissement du taux de cisaillement ce qui rend le sang plus fluide et aide ainsi la circulation.

Une loi empirique très utilisée pour la variation de la viscosité avec le taux de cisaillement est la loi de puissance (proposée pour la première fois par Ostwald en 1925) : [5]

$$\sigma = K \dot{\gamma}^n \quad (I.4)$$

Où le coefficient k et l'exposant $n < 1$ sont à déterminer empiriquement. La viscosité s'écrit donc :

$$\mu = K \dot{\gamma}^{n-1} \quad (I.5)$$

I.3.1.2. Fluides rhéo-épaississants (c) :

A l'inverse des courbes (a), les courbes (c) sont caractéristiques des fluides dont la viscosité augmente lorsqu'ils sont fortement cisailés. Ils deviennent ainsi plus « épais », d'où l'appellation rhéo-épaississant.

Ex : d'un fluide rhéo-épaississant : les sables mouvants, concentrée de farine de maïs.

On utilise la loi de puissance pour les représenter :

$$\sigma = K \dot{\gamma}^n \quad (I.6)$$

Avec un exposant $n > 1$ qui est d'autant plus grand que le matériau s'écarte du comportement newtonien.

I.3.1.3. Fluides à seuil (d) :

Comme on peut le voir sur la figure (I.1) gauche, pour un tel fluide le taux de cisaillement reste nul tant que la contrainte n'a pas atteint une valeur critique nommée contrainte seuil. En dessous

du seuil, la viscosité correspondante est infinie car la contrainte peut être non nulle alors que le taux de cisaillement est rigoureusement nul. Ces fluides peuvent ainsi supporter une contrainte tout en résistant à l'écoulement. Un fluide à seuil est un fluide dont les propriétés changent lorsque l'on applique une force supérieure à un certain seuil de contrainte. En temps normal, un fluide à seuil ne s'écoule pas. C'est l'exemple du ketchup ou encore du dentifrice. Mais lorsque que l'on applique une force à ce fluide, il change d'état. Si la force appliquée devient insuffisante ou est retirée, le fluide reprend son état initial. A partir d'une certaine contrainte de cisaillement appliquée au fluide, celui-ci peut prendre un état définitif. La cause de ceci est qu'à partir d'un certain seuil de force, les liaisons entre des particules se cassent ce qui provoquent le changement d'état du fluide. Plus simplement, des liaisons entre les particules empêchent le fluide de réagir comme un fluide rhéopaisissant ou rhéofluidifiant, mais lorsque les liaisons sont rompues, on a alors les mêmes configurations qu'avec les deux autres types de fluides non-newtoniens. [6]

Il existe un cas particulier comme la mayonnaise qui, une fois le seuil de contrainte atteint, devient une sorte de fluide newtonien puisqu'elle adopte un comportement linéaire. C'est fluide sont appelés fluides de Bingham.

Ex : les gels à cheveux, la mousse à raser ou encore le dentifrice.

I.3.2. Les Fluides dont la viscosité dépend du temps :

On peut les classer dans trois catégories :

I.3.2.1. Les fluides thixotropes :

On définit la thixotropie comme la propriété de la matière de changer d'état selon l'énergie que l'on va lui communiquer. Un matériau qui devient de moins en moins visqueux au cours du temps, alors qu'il est soumis à une contrainte constante, est un fluide thixotrope.

Ex : peintures, encres, suspensions d'argile, crèmes cosmétiques, yaourts, sauce tomate concentrée, sang...

I.3.2.2 Les fluides rhéopéctiques :

C'est le contraire des fluides thixotropes. Un matériau qui devient de plus en plus visqueux au cours du temps, alors qu'il est soumis à une contrainte constante, est un fluide rhéopéctique.

Ex : La crème chantilly.

I.3.2.3. Les fluides viscoélastiques :

Le fluide viscoélastique, à une contrainte constante, peut avoir un comportement visqueux ou élastique en fonction du temps.

C'est à cette dernière catégorie de fluide que nous nous intéresserons. Ainsi nous pourrons expliquer et comprendre les causes des effets constatés lors de notre étude.

I.3.2.3.1 La viscoélasticité :

La viscoélasticité est définie comme caractérisant un comportement mécanique particulier intermédiaire entre le comportement d'un solide idéal dit "Hookéen" et celui d'un liquide idéal dit "Newtonien". La réponse d'un matériau viscoélastique à une contrainte est alors un couplage entre la réponse d'un fluide visqueux (contrainte proportionnelle à la vitesse de déformation) et celle d'un solide élastique (contrainte proportionnelle à la déformation). Cela revient à considérer que les propriétés mécaniques observées sont de façons générales dépendantes du temps. [7]

Ainsi, une contrainte appliquée engendre une déformation dans le temps et vice versa, ce qui traduit que les propriétés mécaniques d'un matériau viscoélastique évoluent dans le temps et dépendent de l'histoire des sollicitations. Quatre essais fondamentaux permettent de mettre en évidence le comportement viscoélastique des matériaux : essai de fluage, de relaxation, de recouvrance et d'effacement.

I.3.3 Comportement du fluide thixotrope :

Les fluides thixotropes ont une viscosité effective qui diminue avec le temps quand une contrainte constante est appliquée (par exemple, le ketchup, le yoghourt, certaines peintures). Cela s'explique par des changements de structures intervenant dans le fluide avec des temps caractéristiques comparables aux temps d'observation.

Comme la réponse du fluide dépend de son histoire, cela complique les mesures rhéologiques car il existe des effets d'hystérésis. [8]

Lorsque la viscosité n'est plus indépendante du taux de cisaillement, il est nécessaire d'utiliser plusieurs paramètres pour d'écrire le comportement mécanique du fluide. Un certain nombre de modèles empiriques permettent cette description.

Les objectifs de la loi de comportement sont :

- 1) Etre en accord avec des données expérimentales sur une large gamme de contraintes.
- 2) Faire appel à un nombre minimal des constantes indépendantes.
- 3) Calculé aisément ces contraintes, qui doivent avoir une signification physique.

Très souvent, pour les solutions de polymère, la viscosité diminue au fur et à mesure que l'on augmente le taux de cisaillement (gradient de vitesse) auquel est soumis le fluide. C'est le comportement rhéofluidifiant. Ce comportement est également observé dans les suspensions de particules solides, dans les suspensions de vésicules déformables comme le sang. [9]

I.4. Le sang :

Le sang est considéré comme un fluide complexe se compose des éléments liquides, qui circule dans les vaisseaux sanguins, le volume de sang dans le corps humain varie en fonction du sexe, du poids et de la taille en général, pour un adulte est de 5 à 5,5 litres. [10]

I.4.1. Propriétés et comportements rhéologiques du sang :

Le sang est un fluide biologique complexe circulant dans les artères et les veines de l'organisme humain. Il est composé d'un liquide jaunâtre, appelé plasma, dans lequel baignent des millions de cellules notamment les globules rouges qui lui donnent sa couleur. Ces cellules qui constituent les éléments figurés représentent environ 45% du volume du sang total. Le sang a une densité relative comprise entre 1,056 et 1,066. L'organisme d'un adulte en bonne santé contient en moyenne entre 4, 5 et 6 litres de sang, soit un onzième du poids du corps. Quand le plasma est étudié au viscosimètre, il se comporte comme un fluide Newtonien avec un coefficient de viscosité moyen de 1.2cp à 37°. En revanche, le sang présente un comportement non-Newtonien accentué. Très souvent, pour les solutions de polymère, la viscosité diminue au fur et à mesure que l'on augmente le taux de cisaillement auquel est soumis le fluide. C'est le comportement rhéofluidifiant. Ce comportement est également observé dans les suspensions de particules solides et dans les suspensions de vésicules déformables comme le sang. Un tel comportement peut s'expliquer par l'hypothèse d'un maximum d'interactions globulaires de type adsorption et peut présenter un seuil d'écoulement.

La Fig.I.4.1 montre la variation de la viscosité du sang en fonction du taux de Cisaillement $\dot{\gamma}$ dans un viscosimètre couette. La figure montre que la viscosité du sang (H=45%) diminue en fonction du taux de cisaillement jusqu'à une certaine valeur. Cette dernière demeure constante pour des valeurs importantes du taux de cisaillement. Lorsque la viscosité n'est plus indépendante du taux de cisaillement, il est nécessaire d'utiliser plusieurs paramètres pour décrire le comportement mécanique du fluide. Les propriétés rhéologiques du sang sont complexes et influencées par de nombreux facteurs :

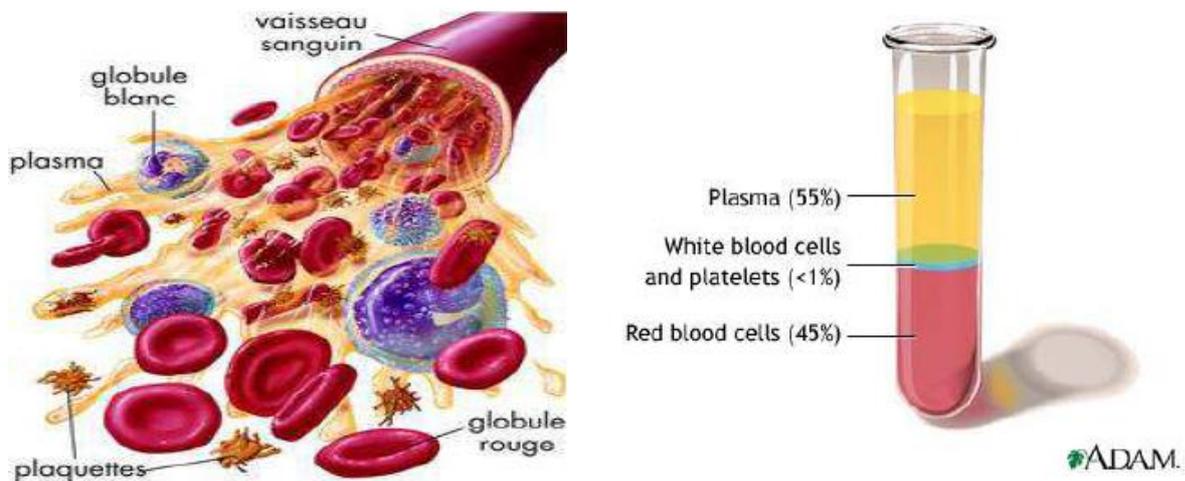
- L'hématocrite

- La température
- Et la déformabilité des hématies (globules rouges).

Comme notre étude se porte sur des écoulements isothermes du fluide sanguin à l'état normal, c'est-à-dire à un hématoците de 45%, nous allons caractériser le comportement rhéologique du fluide sanguin par la relation entre contraintes appliquées et vitesse de déformation. [10]

I.4.2. La composition sanguine :

Le sang est constitué de trois types de cellules. Les globules rouges, les globules blancs et les plaquettes, les trois vivants baignent dans un fluide complexe appelé le plasma.



- **Les globules rouges :**

Les cellules en forme de disque biconcave, les cellules sont déformables, ce qui permet de passer dans les capillaires sanguins et sans noyau, leur cytoplasme renferme une protéine : l'hémoglobine qui renferme du fer qui leur donne la coloration rouge.

Le sang contient entre 4 et 6 millions de globule rouges par mm^3 avec une durée de vie de 120 jour

- **Globule blanc :**

Ce sont des cellules incolores nucléées, elle est grossièrement sphérique et dotée d'un noyau. Elle joue un rôle central dans la défense de l'organisme contre les infections, Avec une Durée de vie de 6 à 18 heures dans le sang et de 4 à 5 jours dans les tissus.

- **Plaquettes sanguines :**

Ces des cellules de très petites tailles de forme discoïdale, rondes ou ovales, avec un nombre varie de 200 000 à 400 000 / mm³.les plaquettes sont importantes pour la congélation de sang pour arrêter l'hémorragie.

- **Plasma :**

Le plasma est la partie liquide du sang, et le liquide jaunâtre. Il sert à transporter les cellules sanguines à travers le corps.

I.4.3 Les vaisseaux sanguins :

D'après la [figure I.4.2] il existe trois grande famille des vaisseaux sanguin : els artère, les capillaires et les vaines. [12]

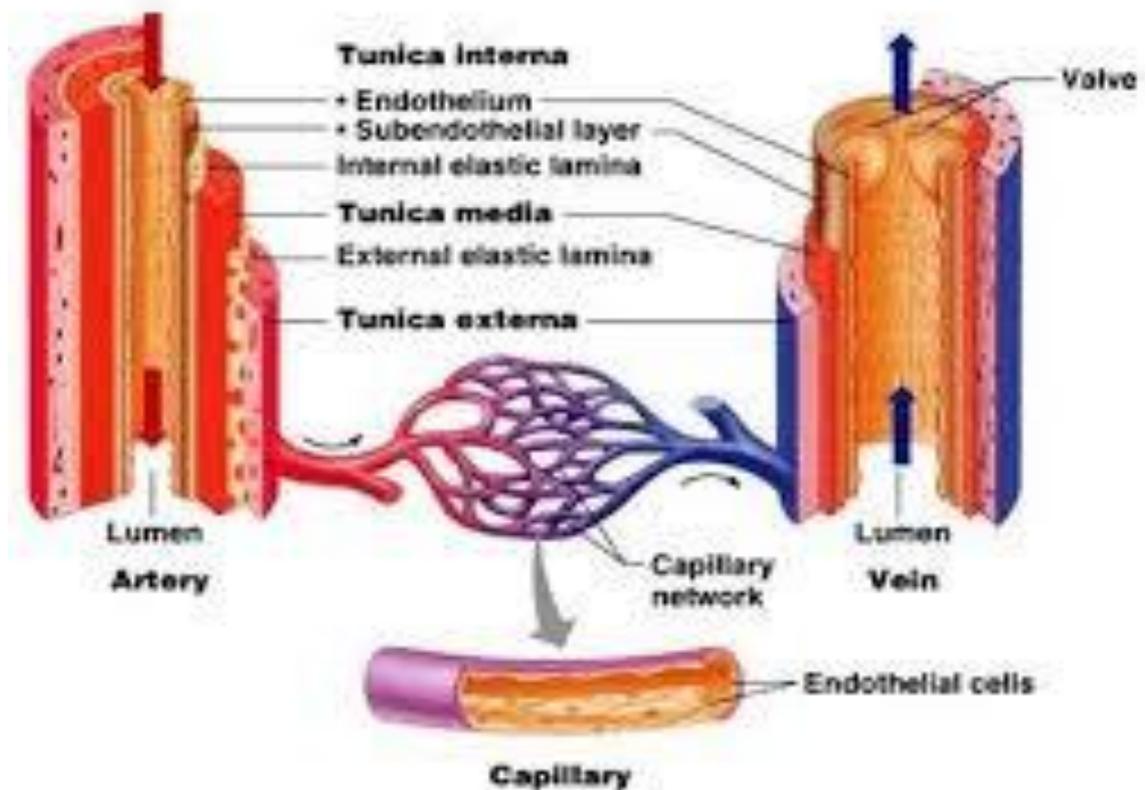


Figure I.3 : Caractéristiques générales des vaisseaux sanguins. [13]

I.4.3.1 Les artères:

Les artères ces des vaisseaux sanguins conduisent le sang ver les organes. Il existe deux types des artères : Les artères élastiques et les artérioles.

Les artères élastiques sont des grosses artères situées près du cœur. Leur rôle principal est de transporter le sang loin de cœur. Les artérioles sont les plus petites artères de faible diamètre situé dans les tissus avant les capillaires. Leur rôle est de contrôler le débit sanguin vers les capillaires d'un tissu.

Les parois des artères sont constituées de trois couches : l'intima, la média et l'adventice.

Intima : Elle est constituée d'un épithélium monocouche de cellules endothéliales. Elle mesure 1 à 2 μ d'épaisseur, et forme une barrière entre le sang et les tissus.

Média : Elle est formée de cellules musculaires lisses et des fibres élastines.

Adventice : Elle contient principalement des fibres de collagène qui protègent et fixent les vaisseaux.

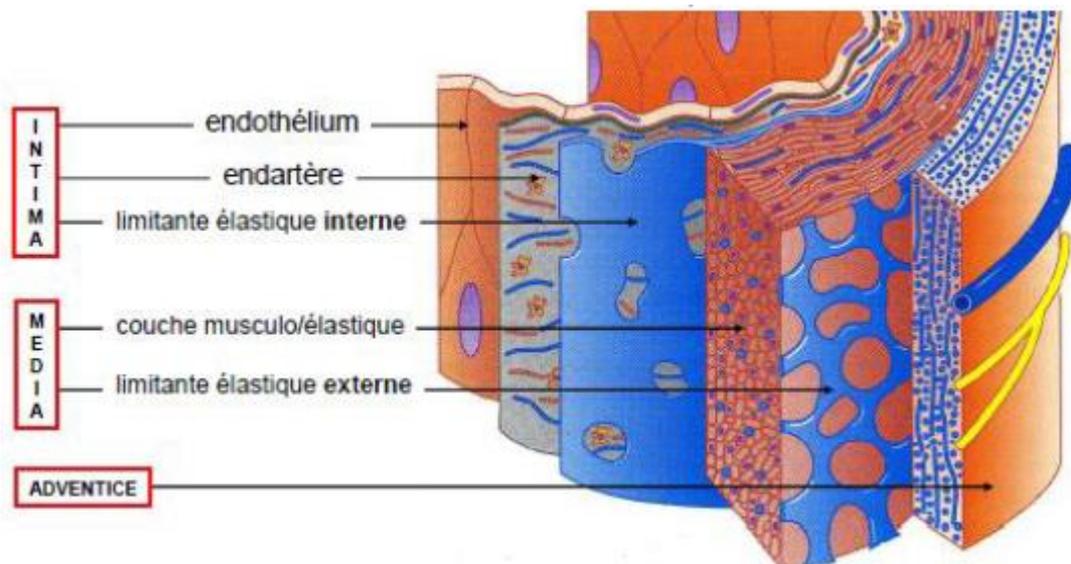


Figure I.4 : structure générale de la paroi artérielle. [14]

I.4.3.2 Les capillaires:

Ce sont des vaisseaux très fins (5 à 2 μ) et très nombreux (3000 / cm² de peau) Dans ces vaisseaux, circule le sang, il s'égoutte lentement. Les capillaires constituent un réseau intermédiaire entre les artères et les veines. Ils sont constitués d'une seule couche de cellules. La paroi est très fine ce qui permet une diffusion très rapide des substances dissoutes (lieu d'échanges avec les cellules très riches) Les capillaires sont extensibles, ils constituent 7000 m² de surface d'échange entre le sang et les tissus, par exemple les globules blancs vont pouvoir traverser leur paroi et jouer ainsi un rôle dans les réactions de défense des tissus.

La distribution des liquides des capillaires vers les tissus environnants dépend des différentes pressions qui existent dans les capillaires et les vénules (capillaire veineux) Normalement, les liquides passent dans les veines mais si les capillaires sont distendus, la diffusion augmente et l'excédent de filtration sera drainé par le système lymphatique.

I.4.3.3 Les veines :

Les veines ramènent le sang de la périphérie vers le cœur, elles sont très dilatables et peuvent servir de réservoir sanguin. La plupart des veines suivent les trajets des artères et se trouvent même souvent incluses dans une même gaine de protection. Elles portent le même nom que les artères auxquelles elles se rapportent sauf les gros troncs qui pénètrent dans le cœur (veines caves) sauf le système qui relie le mésentère au foie (veine porte) sauf les veines de surface de la cuisse (les saphènes) Des veines dites perforantes relient les veines superficielles aux veines profondes. Dans l'endothélium, les veines comportent des veines ou des petites valvules qui empêchent le reflux.

Le retour veineux est du : aux résidus de la force propulsive systolique (lors de la systole) cardiaque

- A la dépression abdominale qui provient des mouvements respiratoires du diaphragme
- A l'écrasement de la semelle veineuse lors de la marche
- Aux messages musculaires des veines profondes lors de la marche
- A la retenue valvulaire

I.6 Modèles rhéologique :

I.6.1 Modèle de la loi de puissance :

Appelés aussi *Oswald-de-Waele* (1925) : c'est une loi de puissance, décrites par les relations :

$$\tau = k \left(\dot{\gamma}^n \right) \quad (1.7)$$

Ou k représente la consistance du fluide et n l'indice de fluidification. Cette loi décrit le cas des fluides à comportement indépendant du temps, qui peuvent présenter un comportement rheofluidifiant ou rheopaississant. Lorsque $n < 1$ (rheofluidification) h décroît quand $\dot{\gamma}$ croît. Dans le cas contraire quand, $n > 1$ (rheopaississement), h croît avec $\dot{\gamma}$. Pour $n = 1$, on retrouve le fluide Newtonien. [1]

I.6.2 Modèles de cross :

Ce modèle, comme celui de Carreau-Yassuda, tient compte des limites du comportement rhéologique. Aux faibles contraintes de cisaillement, on observe généralement un comportement Newtonien, avec un plateau de viscosité appelée viscosité a cisaillement nul et désignée par « η_0 » (Pa.s). Aux cisaillements élevés, un deuxième plateau apparait et la viscosité est appelé viscosité a cisaillement infini désigné par « η_∞ » (Pa.s). Le modèle de Cross s'écrit :

$$\frac{\eta - \eta_\infty}{\eta_0 - \eta_\infty} = \frac{1}{1 + (\lambda\gamma)^n} \quad \text{(I.8)}$$

I.6.3 Modèle de Bingham :

Pour les liquides binghamiens, autrement dit ; liquides plastiques idéal, la tension de cisaillement varie linéairement avec la vitesse de cisaillement mais, à la différence des fluides newtoniens, il est nécessaire d'appliquer une force minimale pour mettre le fluide en mouvement. Cette force correspond à la tension limite (critique) de cisaillement τ_0 . L'équation rhéologique d'état de ce modèle est caractérisée par deux constantes (τ_0, η_B).[19]

Avec τ_0 : le seuil d'écoulement (Contrainte de seuil) en Pa.

$$\tau = \tau_0 + \eta_B \dot{\gamma} \quad \text{(I.9)}$$

η_B : Viscosité plastique (de Bingham) déduite à partir de la pente de la courbe représentante

$$\tau = f(\dot{\gamma}) \text{ en Pa.s} \quad \text{(I.10)}$$

Remarque : si $\tau < \tau_0 \Rightarrow \dot{\gamma} = 0$.

I.6.4 Modèle de Herschel-Bulkley :

Le modèle d'Herschel-Bulkley est celui permettant de décrire la plupart des fluides plastiques, la courbe d'écoulement de tels fluides finit par devenir rectiligne au- delà d'une certaine contrainte critique appliquée. L'équation rhéologique de ce modèle est donnée par la formule suivante [20] :

$$\tau = \tau_0 + k \dot{\gamma}^n \quad \text{(I.11)}$$

Avec τ : Contrainte seuil (Pa)

k : Indice de consistance (Pa.sn)

n : Indice d'écoulement (-)

I.6.5 Modèle de Casson :

La viscosité est donnée par :

$$\eta = \left[\left(\eta^2 \frac{|\dot{\gamma}^*|}{2} \right)^{\frac{1}{2}} + 2^{\frac{-1}{2}} \frac{1}{\tau^{\frac{1}{2}}} \frac{|\dot{\gamma}^*|^{\frac{-1}{2}}}{2} \right] \quad (\text{I.12})$$

Où τ est une fonction du taux d'hématocrite

I.6.6 Modèle de Carreau :

Permet de décrire la viscosité apparente d'un fluide non-newtonien. Ce modèle permet l'ajustement d'un rhéogramme sur toute la gamme de cisaillement.

La viscosité est donnée par :

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) \left(1 + \left(\lambda \dot{\gamma}^* \right)^2 \right)^{\frac{n-1}{2}} \quad (\text{I.13})$$

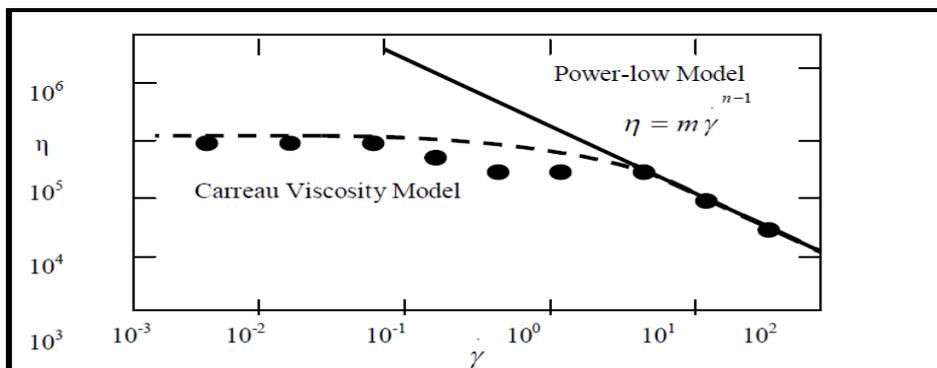


Figure I.7 : Modèle de Carreau. [21]

2I.6.7 Modèle de Sisko :

$$\tau = \varepsilon_1 \dot{\gamma} + \varepsilon_2 \left(\dot{\gamma} \right)^n \quad (\text{I.14})$$

Avec : $\varepsilon_1, \varepsilon_2$ et n sont trois constant du modèle.

Pour le modèle Newtonien $n=1$, en peut exprimer les fluides rhéoépaississants et rhéofluidifiants en variant n .

Ces modèles de Carreau et de Sisko donnent une description bien adaptée au comportement du sang.

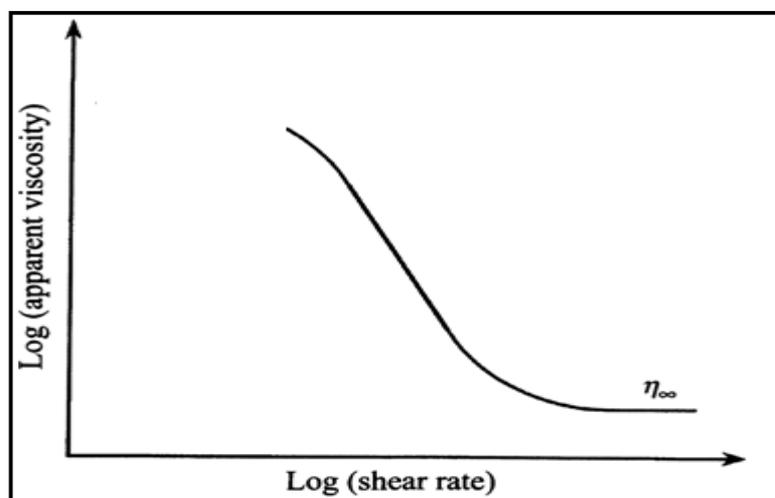


Figure I.8: Modèle de Sisko. [22]

I.7 : synthèse bibliographique :

R. Manimaran [23] a fait une simulation numérique d'un écoulement non newtonien sans les sténoses artérielles avec 48% d'occlusion superficielle. Le modèle de fluide non newtonien est sélectionné pour le flux sanguin comme le même problème a été résolu auparavant avec Modèle fluide newtonien. Trois modèles rhéologiques non newtonien comprenant ; le modèle de carreau, le modèle d'Herschel Bulkley et le modèle de loi de puissance.

Les enquêtes sont également effectuées sur la chute de pression à différents nombres de Reynolds. L'étude de R. Manimaran à révéler que la chute de pression à travers une artère sténoses est pratiquement insensible aux irrégularités de surface aux faibles nombre de Reynolds, tandis que les caractéristiques d'écoulement sont observées et discutées à un niveau

numéros de Reynolds. Ainsi il à conclu que les effets non newtoniens affaiblissent la déformation de la configuration, de la distribution de pression et de l'effort de cisaillement.

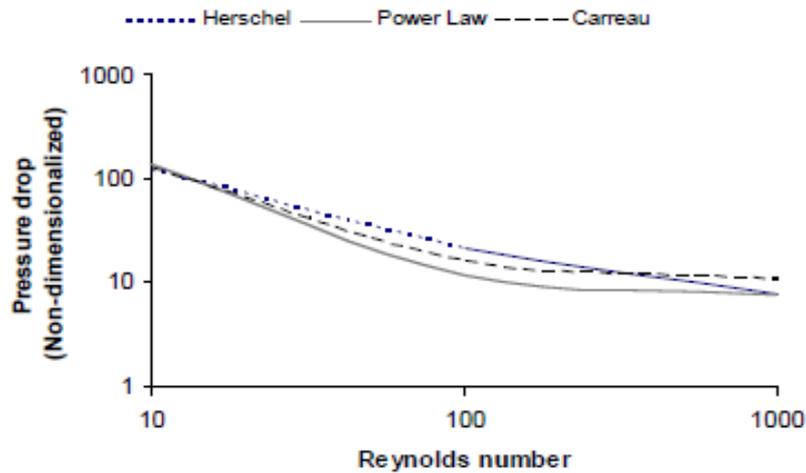


Figure I.9 : Chute non dimensionnelle en fonction du nombre de Reynolds pour différents modèles de viscosité. [24]

Carreau-Yasuda [25] ont fait l'étude sur le flux sanguin en tant que flux de fluide non newtonien, ont analysé numériquement le comportement dynamique du fluide, en considérant le Non-Newtonien, hypothèses d'écoulement en régime permanent et entièrement développées (sans fluctuations de vitesse à l'entrée).

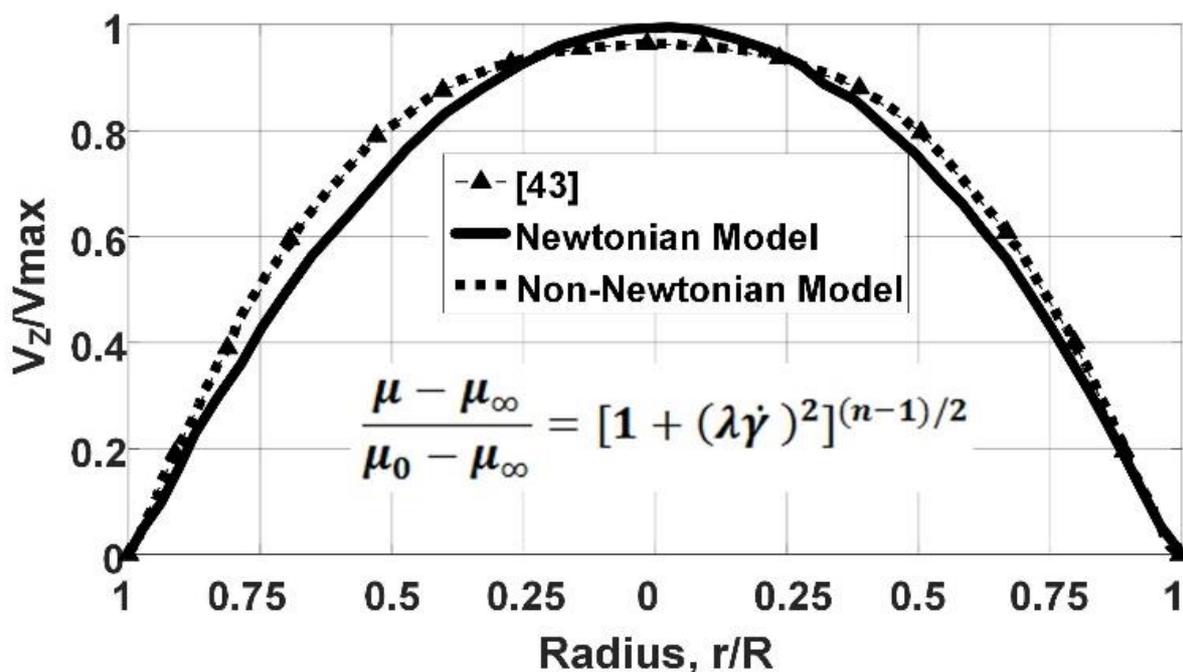


Figure I.10 : Comparaison des résultats de simulation de fluides newtoniens et non newtoniens. [25]

Bird 1987 [26] à exprimer que si la viscosité non newtonienne, un scalaire, dépend du tenseur de vitesse de déformation, alors elle doit ne dépendent que de ces combinaisons particulières de composants du tenseur qui ne sont pas dépendant du système de coordonnées.

Analytiquement l'existence de ce déphasage dans un écoulement pulsé en imposant un simple gradient de pression sous une forme harmonique.

M. Mahfoud et S. Benhadid [27] ont contribué à l'étude des écoulements isothermes des fluides viscoélastiques dans une contraction brusque de rapport 4 : 1 et à symétrie planaire. Ils ont utilisé un dispositif conçu pour une étude expérimentale, par vélocimétrie laser à effet Doppler, de l'influence de cette singularité sur l'organisation de l'écoulement. Ils ont caractérisé l'écoulement isotherme au moyen des profils de vitesse et des taux de fluctuation et ils ont examiné l'influence du nombre de Reynolds sur ces profils de vitesse. Ils ont aussi étudié les pertes de charge régulière et singulière dans la contraction brusque

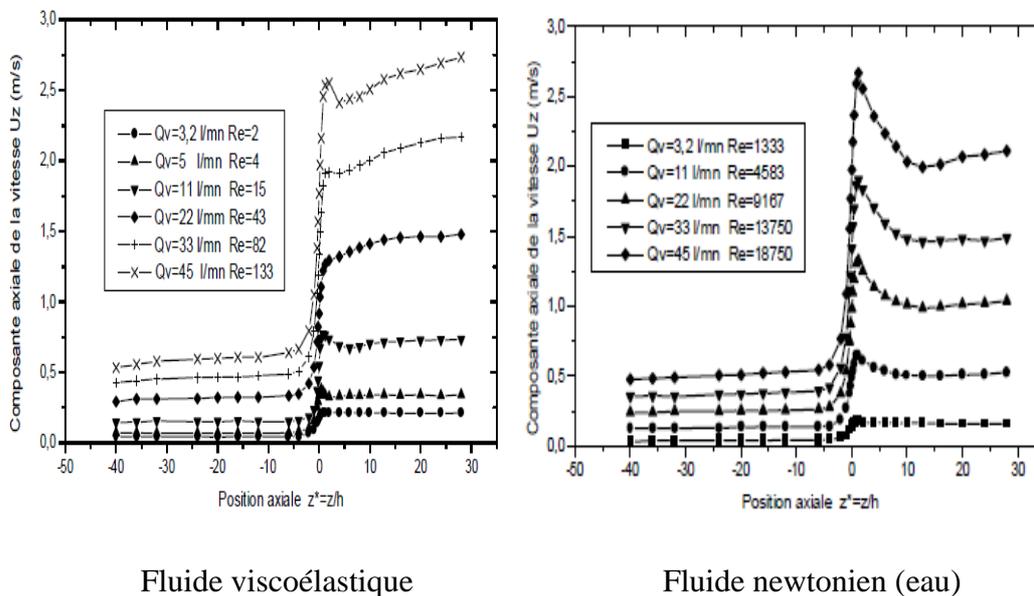


Figure I.12 : Evolution de la composante axiale $U_z(0,0, z^*)$ le long de la vaine. [28]

I.8 Conclusion :

Dans le présent de ce chapitre nous avons fait une récapitulation bibliographique générale et des définitions pour les différents écoulement et modèles d'écoulements.

La qualité des fluides dépend du contrôle de l'écoulement sur leur comportement mécanique, alors Pour cette raison nous avons fait des recherches sur les écoulements (fluides newtonien et non newtonien).

I. Introduction :

Le mouvement de la particule fluide peut être défini par la vitesse des particules qui passent en un point donné de l'espace. La description eulérienne consiste donc à définir les grandeurs

Physique en des cas point fixes.

Nous nous plaçons dans ce qui suit en représentation eulérienne, la vitesse V est déterminée par ces composantes u, v, w .

Pendant une durée dt , la distance parcourue par la particule s'exprime, en projection sur les axes, par :

$$\begin{cases} dx = udt \\ dy = vdt \\ dz = wdt \end{cases} \quad \text{II.1}$$

D'où :

$$dt = \frac{dx}{u} + \frac{dy}{v} + \frac{dz}{w} = \text{cste} \quad \text{II.2}$$

L'équation de la ligne de courant est obtenue avec la résolution de l'équation différentielle.

II.2. Equation de continuité :

Soit un tube de courant dans lequel l'écoulement peut être considéré comme unidimensionnel (1D).

- Le fluide est incompressible ($\rho = \text{cste}$).
- l'écoulement est permanent ($\frac{\partial}{\partial t} = 0$)

Visualisons par la pensée, dS_1 et dS_2 deux sections transversales droites, situées aux abscisses x_1 et x_2 respectivement

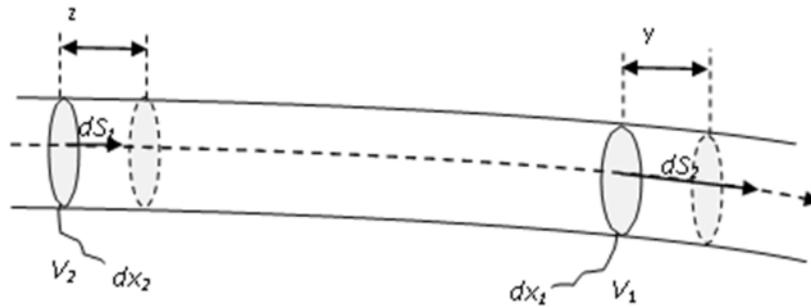


Figure II.1 Tube de courant

On notera V_1 et V_2 les vitesses du fluide sur les section respective dS_1 et dS_2 . Durant le temp dt le fluide qui traverse dS_1 et dS_2 avance respectivement de $dx_1 = V_1 dt$ et $dx_2 = V_2 dt$.

Dans l'hypothèse d'un fluide incompressible, et lorsque le régime est permanent, d'après le principe de conservation de masse la masse du fluide qui traverse une section du tube par unité de temps $\frac{dm}{dt}$ est constante. C'est-à-dire que la masse dm_1 qui traverse la section dS_1 pendant le même laps de temps dt .

$$\frac{dm_1}{dt} = \frac{dm_2}{dt} = \frac{dm}{dt} = \text{cste} \quad \text{II.3}$$

Pendant un temps dt les masse qui traversent, respectivement, dS_1 et dS_2 :

$$\begin{aligned} dm_1 &= \rho(dS_1 \cdot dx_1) = \rho \cdot dS_1 \cdot V_1 dt \\ dm_2 &= \rho(dS_2 \cdot dx_2) = \rho dS_2 \cdot v_2 dt \end{aligned} \quad \text{II.4}$$

Avec :

$$dq_m = \frac{dm}{dt}$$

dq_m Est le débit massique qui traverse le tube de courant.

On peut aussi écrire, puisque ($dm = \rho dV$) :

$$\frac{1}{\rho} \frac{dm}{dt} = \frac{dV}{dt} = dS_1 \cdot V_1 = dS_2 \cdot V_2 = dQ_V \quad \text{II.5}$$

C'est l'équation de continuité d'un écoulement de fluide incompressible.

$$\text{Avec : } dQ_V = \frac{dV}{dt} \quad \text{II.6}$$

dQ_V est le volume du tube de courant.

Dans le cas de l'hypothèse du fluide parfait ou fluide non-visqueux, la vitesse est uniforme sur toute la section de la conduite, donc l'équation de continuité peut s'écrire après intégration :

$$Q_V = S_1 \cdot V_1 = S_2 \cdot V_2 = \text{cste} \quad \text{II.7}$$

Cette relation montre que le produit de la section par la vitesse est constant tout au long d'une conduite.

Puisque : ($\rho = dm/dV$) :

$$dq_m = \rho \cdot dQ_V \quad \text{II.8}$$

II.3. Généralisation :

Imaginons un parallélépipède de volume élémentaire dV tel que : ($dV = dx \cdot dy \cdot dz$).

A l'instant t le parallélépipède contient une masse de fluide égale à :

$$dm_t = \rho dV = \rho \cdot dx \cdot dy \cdot dz \quad \text{II.9}$$

Après un laps de temps dt cette masse devient :

$$dm_{t+dt} = \left(\rho + \frac{\partial \rho}{\partial t} dt \right) dx \cdot dy \cdot dz$$

D'une part, la variation de masse durant cet instant est de :

$$dm_{t+dt} - dm_t = \frac{\partial \rho}{\partial t} dt \cdot dx \cdot dy \cdot dz$$

D'une autre part, si nous nous intéressons à la variation de la masse fluide traversant les différentes faces du parallélépipède pendant la durée dt , c'est-à-dire la différence de masse entre ce qui rentre et ce qui sort pendant le temps dt . Nous pouvons procéder de la sorte :

Suivant l'axe x :

On définit le débit massique suivant x :

$$Q_{\text{massique}} = \rho \cdot Q_{\text{volumique}} = \rho u \cdot dy \cdot dz \quad \text{II.10}$$

La différence de masses fluide entrant par la face de gauche et sortant par la face de droite

Pendant l'intervalle du temps dt est donné par :

$$(\rho u \cdot dy \cdot dz - \left[\rho V_x + \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} dx \right] dy \cdot dz) dt = - \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} dx \cdot dy \cdot dz \cdot dt \quad \text{II.11}$$

Suivant l'axe y :

$$(\rho v \cdot dx \cdot dz - \left[\rho V_y + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} dy \right] dx \cdot dz) dt = - \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} dx \cdot dy \cdot dz \cdot dt \quad \text{II.12}$$

Suivant l'axe z :

$$(\rho w \cdot dx \cdot dy - \left[\rho V_z + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} dz \right] dx \cdot dy) dt = - \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} dx \cdot dy \cdot dz \cdot dt \quad \text{II.13}$$

II.4. Les écoulements non newtoniens dans une conduite :

II.4.1. Modèle d'Herschel-Bulkley :

En régime laminaire : les couches de liquide s'écoulent concentriquement les unes sur les autres sans qu'il y ait de mélange : il n'existe pas de composante de vitesse normale à la direction de l'écoulement. L'écoulement d'un fluide à seuil dans une conduite cylindrique est caractérisé par la présence d'une zone iso vitesse au centre de l'écoulement et d'une zone à gradient de vitesse au voisinage de la paroi. Le matériau est considéré comme un solide indéformable dans la première zone et un fluide cisailé dans la seconde.

En régime dynamique établi, l'écoulement d'un fluide de Herschel-Bulkley est décrit par :

$$T = T_0 + k \left(\frac{\partial z}{\partial r} \right)^n \quad \text{II.14}$$

$$T_{ZR} = \frac{\partial P}{\partial r} \frac{r}{2} = T_0 + k \left(\frac{\partial V_z}{\partial r} \right)^n \quad \text{II.15}$$

II.4.2. Modèle de loi de puissance :

L'écoulement de loi de puissance décrit par :

II.4.2.1. Profile de vitesse :

$$v_z(r) = \frac{nR}{n+1} \left(\frac{dP}{dz} \frac{R}{2K} \right)^{\frac{1}{n}} \quad \text{II.16}$$

Le profil de vitesse peut être exprimé en terme de vitesse moyenne v_{moy} qui est donné par :

II.4.2.2. Vitesse moyenne :

$$v_m = \left(\frac{nR}{3n+1} \right) \left(\frac{dP}{dz} \frac{R}{2k} \right)^{\frac{1}{n}} \quad \text{II.17}$$

II.4.2.3. La vitesse maximale :

$$v_{zmax} = \left(\frac{nR}{n+1} \right) \left(\frac{TP}{k} \right)^{\frac{1}{n}} \quad \text{II.18}$$

Conclusion : dans ce chapitre nous avons étudié les lois physiques régissant l'écoulement des fluides et aide à reconnaître les causes et les effets de ces écoulements afin de déterminer leurs paramètres caractéristiques comme le champ de pression ou le champ de vitesse en tenant compte des différentes propriétés du fluide telles que la densité et la viscosité et principalement les relations existantes entre elles dans différentes situations.

Chapitre III :
Procédure numérique et
résultats.

III.1 Introduction

Ce chapitre est consacré premièrement à l'étude numérique réalisée. Nous présenterons la démarche à suivre pour modéliser l'écoulement dans un canal, et les étapes de notre simulation. Nous passerons à présenter nos résultats numériques et analytiques.

Section 1 : Procédure numérique

III.2 Principales étapes de la modélisation

Dans ce qui suit, nous allons essayer de résumer le processus suivit de notre conception, l'accent a été mis sur les différentes étapes de calcul numérique. Elle se présente comme une procédure robuste pour la prédiction et la compréhension des phénomènes associés à la résolution des équations de Navier-Stokes, qui régissent la mécanique des fluides

III.2.1 Construction de la géométrie

On se propose d'étudier le comportement dynamique d'un fluide visqueux newtonien et incompressible en 2D dans un canal rectangulaire, de longueur $L=5m$ et de diamètre $D=0.2m$.

Le fluide considéré est le sang.

La masse volumique $\rho = 1060kg^3 / m^3$

La viscosité dynamique $\mu = 0.003kg / m.s$

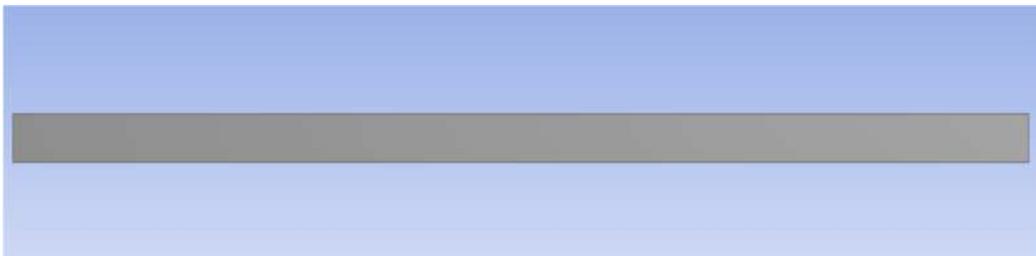


Figure III.1 : Présentation d'une géométrie rectangulaire.

III.2.2 Maillage

Le domaine physique est discrétisé en un domaine de calcul suivant un maillage uniforme en 2D dans les deux directions, horizontale et verticale, figure (III.2). Notre maillage était composé de 10000 mailles structurées. Ce n'est certes pas un nombre très important (il existe des maillages à plusieurs millions de mailles ; ils sont donc bien plus précis), mais il était suffisant pour nous au niveau du rapport qualité/temps.

Les frontières du domaine coïncident avec les faces des volumes de contrôle, ce qui facilite l'incorporation des conditions aux limites.

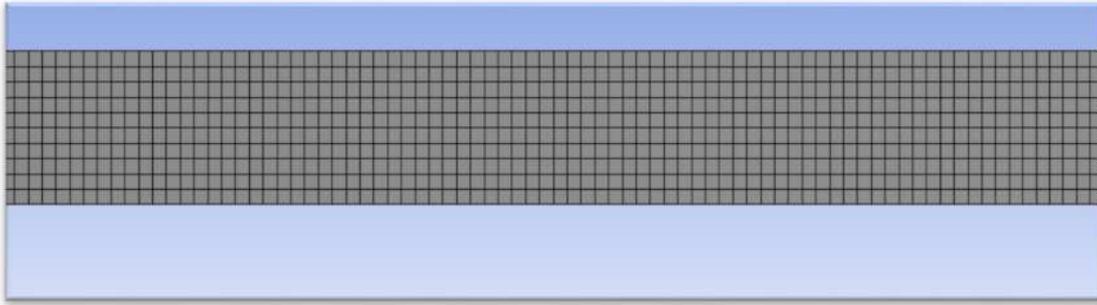


Figure III.2 : Maillage d'une grille uniforme avec 20x500.

III.2.3. Condition aux limites :

Une fois que nous avons représenté la géométrie du système étudié, nous devons fixer des conditions aux limites du système.

a. Condition de vitesse à l'entrée :

La distribution des variables de tous écoulements doit être spécifiée aux frontières d'entrée.

- La vitesse d'écoulement de fluide à l'entrée du canal suivant la direction (x) :

Cette condition consiste à fixer une vitesse d'écoulement à l'entrée. Dans plusieurs applications, la condition de pression à l'entrée rend la convergence des calculs plus lente, il est conseillé dans ces cas d'appliquer la condition de vitesse à l'entrée. Pour les calculs des écoulements incompressibles.

- **La condition de pression à la sortie :**

Cette condition permet d'imposer une valeur de la pression à la sortie du canal. Le processus de convergence devient plus rapide lorsqu'une valeur de la pression à la sortie est imposée.

Section 2 : Résultats

III.3 Validation

La validation préalable est nécessaire afin qu'on puisse élaborer des comparaisons justes et objectives des résultats obtenus par nos simulations numériques, avec les autres résultats expérimentaux ou analytiques.

III.4 Répartitions de vitesse

III.4.1 Profil de vitesse des trois fluides.

Les simulations sont conduites pour une vitesse axiale $u=0,0005\text{m/s}$ correspondant à un $Re=1500$ et une viscosité de $0,003\text{Pa.s}$. La solution analytique du profil de vitesse pour les fluides en régime laminaire établi est donnée par la relation :

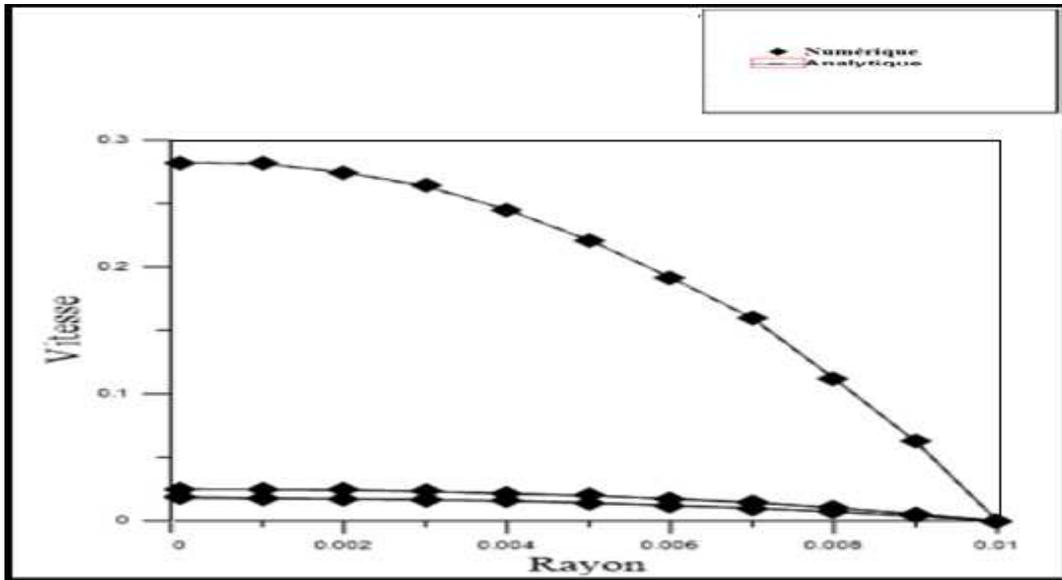


Figure III.5 : profils des vitesses des fluides.

Sur la figure ci-dessus nous présentons le profil de vitesse simulé des fluides non newtoniens (sang) en écoulement dans une conduite à une vitesse débitante $u=0.0005$ (m/s) (régime laminaire). Nous retrouvons clairement l'allure parabolique des trois profils de vitesse des fluides newtonien, fluide Herchel-bulkley et fluide loi de puissance. Sur la même figure nous traçons les profils des vitesses obtenues analytiquement et numérique.

En conclusion, les résultats de simulation dans le cas d'une conduite montrent une bonne concordance avec les résultats analytiques et numérique ce qui veut dire un bon ajustement entre les résultats analytique et numérique. Ainsi, les résultats de notre étude sont vérifiés.

III.5 : Compteur des vitesses pour différents fluides :

III.5.1 : compteur de vitesse fluide newtonien :

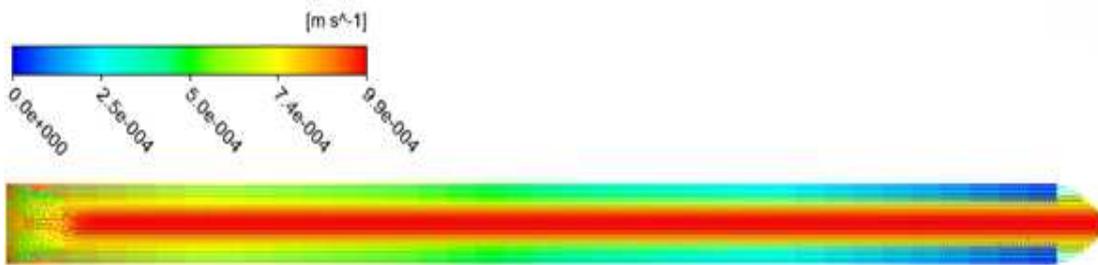


Figure III.6 : contour de vitesse.

D'après cette figure III.6 compteur de vitesse, on constate que la vitesse reste maximale au milieu de notre canal, diminue progressivement à la proche de la paroi cela nous indique que le frottement de fluide au paroi.

III.5.2 : Compteur de vitesse fluide Herchel bulkly :

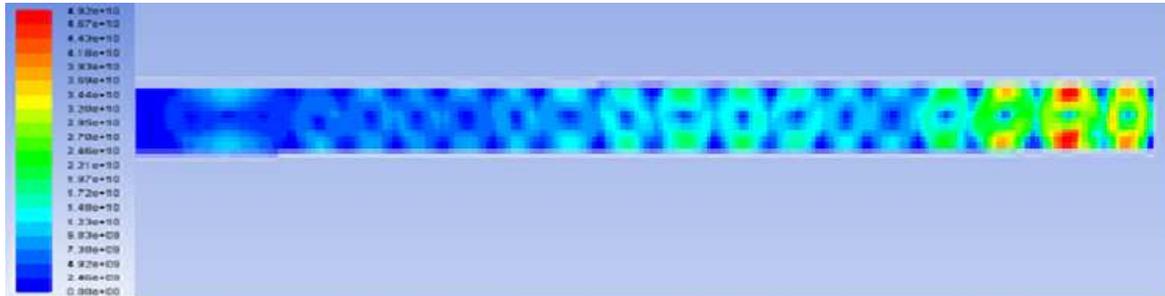


Figure III.7 : : Compteur de vitesse.

D'après la figure III.7 on remarque que la vitesse des particules de fluide non newtonien Herchel burkly est nulle a la rentre de la conduite ce qui est inversement proportionnelle avec la pression.

III.5.3 : Compteur de vitesse fluide Loi de puissance :

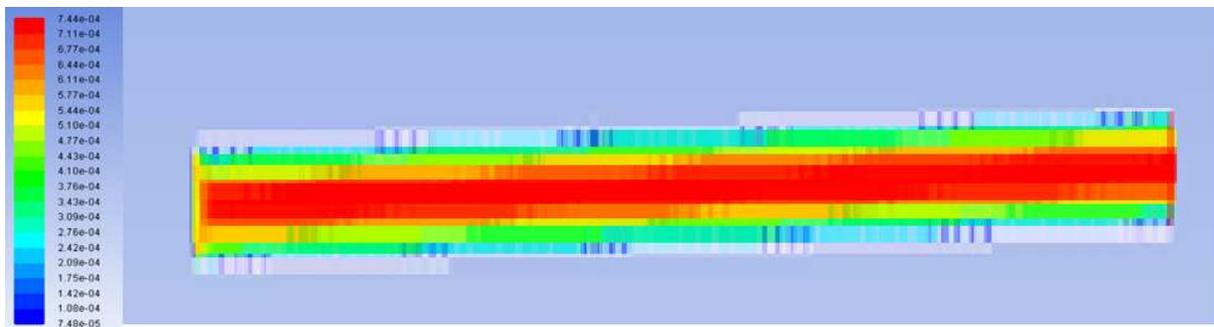


Figure III.8 : Compteur de vitesse.

On remarque dans la figure III.8 que La vitesse du fluide loi de puissance est maximale au milieu de la conduite, avec des adhérences a les parois on constate que la vitesse réduit.

III.6 : Compteur des pressions pour différents fluides :

III.6.1 : Compteur de pression fluide newtonien :

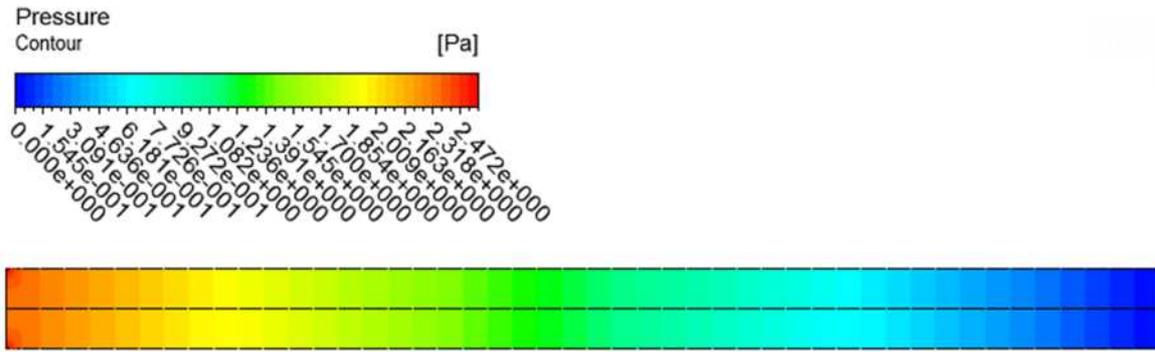


Figure III.9 : Compteur de pression.

D'après cette analyse, dans la figure III.9 on a remarqué que la pression a une relation improportionnelle avec la vitesse des fluides dans un canal, cela nous confirme nos études auparavant. On constate que la pression du fluide newtonien est augmentée au rentré du canal et sa diminuer à la sortie.

III.6.2 : Compteur de pression fluide Herschel bulkly :

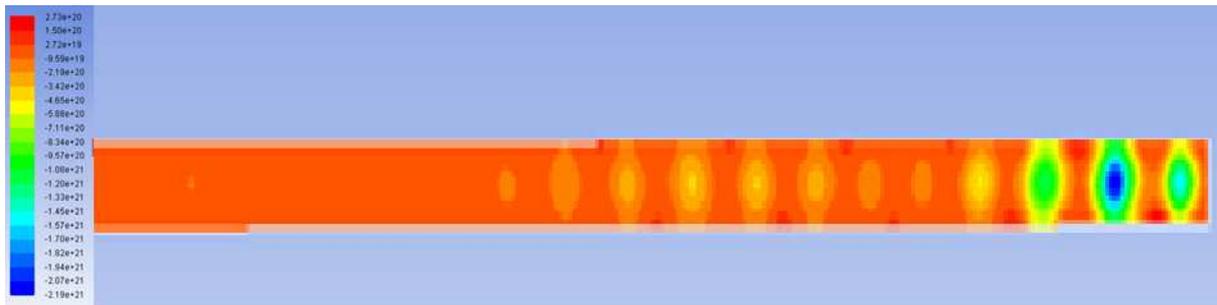


Figure III.10 : Compteur de pression.

D'après la Figure IV.10 on constate que le fluide d'Harchel burkly sa pression est maximale au debut de la conduite et elle diminue en fur et à mesure. On remarque que si la pression du fluide augmente la vitesse diminue.

III.6.3 : Compteur de pression fluide Loi de Puissance :

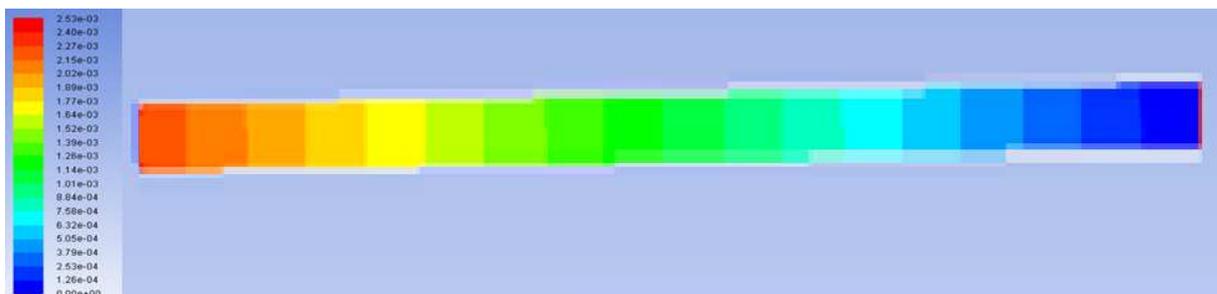


Figure III.11: compteur de pression.

D'après la figure IV.11 on remarque la pression du fluide de loi de puissance est augmenter à la rentrer du canal et sa se diminue à la sortie, on constate que les trois fluides se défaire de leur comportement d'écoulement.

III.6 Conclusion :

Ce chapitre nous a tout d'abord permis de mieux comprendre la complexité de la modélisation d'un écoulement. Et nous à accorder la bonne caractérisation des écoulements qui est généralement réalisée par des logiciels commerciaux et de la bonne maîtrise numérique de ce genre d'écoulement.

Enfin on a obtenu les résultats, nous avons trouvé que la courbe de convergente est fiable, ainsi les profils des vitesses ce que on constate de plus en plus les vitesses augmentent en fonction le rayon, en revanche la pression inversement proportionnelle à la vitesse d'où nous découvrons la variation du comportement des fluides (Newtonien, Herchel-burkley et loi de puissance). Aussi dans la partie du logiciel commercial on a découvert que la contenance des fluides change d'un fluide a l'autre, ce qui nous confirme la diversité des fluides est juste.

Les simulations effectués dans ce chapitre pour but de comprendre mieux le comportement du fluide Newtonien et Herchel-burkley, le fluide de loi de puissance dans les filières plane, notamment à la sortie de la conduite.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] : **Sir William Harvey** De Motu Cardis et Sanguinis Animalibus (1578-1657)
- [2] : **Ahmed, S., Giddens, D.P.**, Pulsatile poststenotic flow studies with laser Doppler anemometry, *J. Biomech.*, 17, 695-705, 1984.
- [3] : **Aksouh. M., Zéraibi. N.** Etude de l'écoulement à seuil de contrainte à travers une sténose.
6ème séminaire international sur la physique énergétique Béchar 2002.
- [4] : **Aksouh. M., Zéraibi. N.** Simulation numérique de l'écoulement d'un fluide de Carreau à travers une dilatation artérielle. 7ème Journée Pédagogiques et Scientifiques, Institut de Physique-USTHB, Alger 2003.
- [5] : **Aksouh. M., Zéraibi. N.** Simulation numérique de l'écoulement sanguin à travers une obstruction artérielle. 6ème Congrès de Mécanique de Tanger, Maroc 2003.
- [6] : **Aksouh. M., Zéraibi. N.** Simulation numérique des fluides non-Newtoniens à travers des configurations complexes. 2nd International Symposium on Hydrocarbons and Chimestry. Ghradaia 2004.
- [7] : **Andrade, E.N. de C.**, *Nature*, 125, 309,1930.
- [8] : **Azuma, T. Fukushima, T.** Flow patterns in stenotic blood vessel models. *Biorheology*, 13, 337-354, 1976.
- [9] : **Bachelet.C., Dantan. P., Elaud. P.**, Rhéologie et thermorheologie des fluides complexes et biologiques. A15.détermination indirecte de la viscosité d'un fluide en écoulement dans une singularité(rétrissement).
- [10] : **Balar, L.H. and al.** Computer simulation of blood flow in the human arm. *J. Biomechanics*, 22, 691-697, 1989.
- [11] : **Bernardin. D.**, Introduction à la rhéologie des fluides approchés macroscopiques. Ecole de Printemps. GDR Matériaux Vitreux Mars 2000.
- [12] : **Berdar, P.A., Shmidi, J., Carrel, T.**, Possibilité de traitement chirurgical des anévrysmes et dissections aortiques thoraciques. *Forum Med Suisse* N° 3, 15 Janvier 2003-P39.
- [13] : **Bingham, E.C.**, Fluidity and plasticity, Mc Graw Hill, 1922.
- [14] : **Bluth and al.** Color flow Doppler in the evaluation of aortic aneurysms. *Jint, Angio*, 9,8-10, 1990.
- [15] : **Brown.D & Hung**, Computational and experimental investigations of two-dimensional Non-linear perstaltic flows. *J. Fluid. Mech.*1977.

- [16] : **Budwig, R., Elger, D., Hooper, H.** And Slippy, J. Steady flow in abdominal aortic aneurysm models. *J. Biomechanical Engineering, transactions of the ASME*, 115, 418-423, 1993.
- [17] : **Chien. S., et al.**, Effect of hematocrit and plasma proteins on human blood rheology at low shear rates. *J. Appl. Physics*. 21(1) : 81-87. 1966
- [18] : **Carreau, P.J., Ph. D.** Thesis, Univ. of Wisconsin, Madison, 1968.
- [19] : **Casson, N.**, Rheology of disperse systems, Pergamon, 1959.
- [20] : **Cross M.M.**, Polymer systems. Deformation and flow, Mc Millan, 1968.
- [21] : **Crowley, P.R. and A.S. Kitzes**, *Ind. Eng. Chem.*, 49,888,1957.
- [22] : **Damay. E.**, Rheology of blood cells in sickle cell disease. Presented to the graduate school of the university of Florid. 1997.
- [23] : **Dhatt, G. Touzot, G.**, Une présentation de la méthode des éléments finis. 2ème édition 1984.
- [24] : **Dauzat*, M., Deklunder**, G., Laroche***, JP., Vivens*, F., De Bray****, JM., Lopez*, FM.**, Bases d'interprétation des signaux Doppler. * CHU Nîmes, ** CHU Lille, *** CHU Montpellier, **** CHU Angers.
- [25] : **De Waele, A.**, *oil and Color Chem. Assoc. J.*, 6, 33, 1923.
- [26] : **Deshpande, M.D., Giddens, D.P., Mabon, R.F.** Steady laminar flow through modelled vascular stenoses. *J. Biomechanics*, 9, 165-174, 1976.
- [27] : **Drexler, D. J., and Hoffman, A. H.** Steady flow through several aneurysm models. *Proc. Of the Eleventh Annual Northeast Bioengineering Conference*, W. Kuklinski and W. Ohley. Eds., 147-150, 1985.
- [28] : **Duan Huo-Yuan, Liang Guo-Ping**, Analysis of some stabilized Low-order mixed finite element methods for Reissner- Mindlin plates. *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.* 191 (2001) 157-179.
- [29] : **Farhoul, M., Zine., A.M.**, A Mixed finit element method for ladyzhenskaya model. *Comput.Method. Appl. Mech. Engrg.* 191. (2002) 4497-4510.
- [30] : **Fermigier, C.**, ESPCI - Laboratoire d'Hydrodynamique et Mécanique Physique, 2002.
- [31] : **Frenandez, G., Hafez. M.**, Stable Finite element solution of the incompressible Navier- Stokes Equations using linear interpolations for velocity and pressure. *Comput. Methods. App. Mech. Engng*191 (2002)545-559.

Résumé

Ce mémoire est une étude numérique sur un écoulement Newtonien et non-Newtonien pulsé en présence d'accélération du corps. On a mis en évidence l'effet de certains paramètres ainsi que les conditions aux limites sur la vitesse adimensionnelle. Les équations de conservation de masse et de quantité de mouvement sont employées pour modéliser le problème. Pour la résolution numérique du problème posé on a utilisé des logiciels commerciaux.

Mots clés : écoulement, Newtonien, simulation numérique.

Abstract

This thesis is a numerical study of a pulsed Newtonian and non-Newtonian flow in the presence of body acceleration. The effect of some parameters and boundary conditions on the dimensionless velocity is highlighted. The conservation of mass and momentum equations are used to model the problem. For the numerical solution of the problem we used commercial software.

Key words: flow, Newtonian, numerical simulation.