



République Tunisienne  
\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*  
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la  
Recherche Scientifique  
\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*  
Université de Monastir  
\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*\_\*  
Ecole Nationale d'Ingénieurs de Monastir



# THÈSE

Présentée par

**Ameni TRIGUI**

Pour obtenir le grade de

**DOCTEUR**

Spécialité: Génie Énergétique

## Étude des écoulements dans les artères sténosées

Soutenue le 28 juillet 2021 devant le jury composé de :

M. Abdelmajid JEMNI	<i>Professeur</i>	<i>ENIM, Monastir</i>	<b>Président</b>
M. Zied DRISS	<i>Professeur</i>	<i>ENIS, Sfax</i>	<i>Rapporteur</i>
M. Habib FARHAT	<i>Maître de conférences</i>	<i>ISSAT, Sousse</i>	<i>Rapporteur</i>
M. Jean-Christophe BERA	<i>Professeur</i>	<i>Univeristé Lyon I</i>	<i>Examineur</i>
M. Bruno GILLES	<i>Maître de conférences</i>	<i>Univeristé Lyon I</i>	<i>Invité</i>
M. Maher BEN CHIEKH	<i>Professeur</i>	<i>ENIM Monastir</i>	<i>Directeur de thèse</i>





**À MON DIRECTEUR DE THÈSE**

**MONSIEUR Maher Ben Chiekh**

*J'exprime tout d'abord mon estime et ma profonde gratitude à mon Directeur de thèse **Mr Maher Ben Chiekh**, Professeur à L'Ecole Nationale d'Ingénieur de Monastir (ENIM) qui m'avait fait l'honneur de diriger cette thèse et qui avait assuré avec patience, compréhension et compétences le bon déroulement de ce travail.*

*Je remercie Monsieur **Jean Christophe Béra & Monsieur Bruno GILLES**, qui ont énormément contribué à ce travail. Ils m'ont accueilli dans leur laboratoire de recherche*

*LABTAU, U1032 de l'INSERM de LYON*

*Je les remercie pour leur disponibilité, leur encadrement, et leurs précieuses aides.*

**À MON PRÉSIDENT DE THÈSE**

**MONSIEUR LE PROFESSEUR *Abdelmajid JEMNI***

*Je remercie tout particulièrement*

*Monsieur **Abdelmajid JEMNI**, Professeur à l'Ecole Nationale d'Ingénieurs de Monastir*

*(ENIM) d'avoir accepté de présider mon jury de thèse et d'examiner aussi ce travail. Et je*

*tiens à vous remercier pour le meilleur accueil que vous m'avez réservé.*

*Veillez croire à l'expression de ma grande admiration et mon profond respect.*

**À MES RAPPORTEURS**

**ET MON EXAMINATEUR DE THÈSE**

*Mes vifs remerciements s'adressent à Monsieur **Habib FARHAT.**, Maitre de conférences à*

*ISSAT Sousse et Monsieur **Zied DRISS**, Professeur à ENIS Sfax ., pour l'honneur qu'ils*

*m'ont fait en acceptant la lourde tâche de rapporter ce travail de recherche.*

*Mes chaleureux remerciements s'adressent à Mr **Jean Christophe Béra**, professeur,*

*Université de Lyon I pour avoir accepté de se joindre à ce jury comme examinateur de thèse.*

*Veillez accepter, cher professeur, l'assurance de mon profond respect.*

*À MES CHERS COLLÈGUES  
ET TOUTE L'ÉQUIPE DE LESTE*

*Je remercie également tous mes collègues doctorants et membres du laboratoire LESTE (ENIM). Je remercie tous mes amis, en particulier, **Ramzi RZIG, Insaf MEHREZ, Mehdi bel Haj brahim, Fatma BOUZGAROU, et Abir YEHIA** pour leur gentillesse, leur disponibilité et leurs conseils qu'ils m'ont prodigués.*

*Je vous respecte énormément...*



*A DHIA, AMER et à tout le staff du Laboratoire LESTE.*

**À MA FAMILLE ET A TOUS CEUX QUE J'AIME**

*Merci à mon père **Zouhir** de m'avoir toujours soutenue dans mes études, de m'avoir encouragée dans ma vie.*

*Merci à ma mère **Soumaya** d'avoir toujours été là pour m'encourager et m'aider à continuer. Merci à tous les membres de ma famille pour leur soutien et leur intérêt pour mes études.*

*Merci à mes deux sœurs **Ines**, et **Fatma** pour les bons moments passés ensemble autour d'un jeu.*

*Merci à mon mari **Skander**, et ma fille **Selima** pour les bons moments passés ensemble.*

*A tous ceux que j'aime. Ils sont nombreux, qu'ils trouvent ici l'expression de mon respect et mon affection. Je prie Dieu pour qu'il vous alloue bonne santé, bonheur et longue vie.*



## *Résumé*

Ce travail est une contribution à l'étude dynamique des écoulements sténosés, dans le contexte des maladies cardiovasculaires et plus particulièrement de l'athérosclérose.

Les études ont été réalisées dans le cas d'un fluide newtonien (expérimentalement de l'eau), en écoulement continu ou pulsé, à travers une conduite cylindrique présentant un rétrécissement local de 50% ou 75% en diamètre. Un dispositif expérimental a été mis en œuvre pour effectuer des mesures de champs de vitesse par Vélocimétrie par Imagerie de Particules (PIV), pour capter la dynamique moyenne et pulsée de l'écoulement. Dans la configuration pulsée, une analyse en moyenne de phase a été effectuée pour analyser la dynamique des structures périodiques de l'écoulement. Des simulations numériques, mettant en œuvre un modèle de turbulence  $k-\omega$ , ont permis de compléter et élargir l'étude expérimentale. Les résultats obtenus ont permis d'identifier différents phénomènes hydrodynamiques mis en jeu. Nous avons notamment étudié l'influence du degré de sténose sur les profils de vitesse axiale et de perte de charge. Dans le cas d'écoulement pulsé, nous avons tracé, en fonction de la phase du cycle de pulsation, les évolutions de la zone de recirculation post-sténotique et des tourbillons générés. La bonne cohérence entre les résultats expérimentaux et numériques sur la dynamique de l'écoulement a permis d'envisager l'utilisation des simulations numériques pour apporter des informations complémentaires qui pourront être utiles pour l'application à la sténose vasculaire. Nous avons ainsi pu examiner les taux de cisaillement à la paroi pour différents nombres de Reynolds de l'écoulement. Par ailleurs, des simulations numériques de l'interaction fluide-structure dans une configuration de parois déformables modélisant une artère ont été initiées.

***Mots clés :*** *conduite sténosée, vélocimétrie par image de particule, mécanique des fluides numérique, contrainte de cisaillement pariétal, interaction fluide-structure.*

## *Abstract*

This work is a contribution to the dynamic study of stenotic artery, in the context of cardiovascular diseases and more particularly atherosclerosis. The studies were carried out in the case of a Newtonian fluid (experimentally water), in continuous or pulsed flow, through a cylindrical pipe exhibiting a local narrowing of 50% or 75% in diameter. An experimental device was implemented to perform velocity field measurements by Particle Imaging Velocimetry (PIV), to capture the mean and pulsed dynamics of the flow. In the pulsed configuration, phase averaging analysis was performed to analyze the dynamics of periodic flow structures. Numerical simulations, implementing a  $k-\omega$  turbulence model, made it possible to complete and extend the experimental study. The results obtained made it possible to identify various hydrodynamic phenomena involved. We notably studied the influence of the degree of stenosis on the axial velocity and pressure drop profiles. In the case of the pulsed flow, we have plotted, as a function of the phase of the pulsation cycle, the changes in the post-stenotic recirculation zone and the vortices generated. The good consistency between the experimental and numerical results on flow dynamics made it possible to consider the use of numerical simulations to provide additional information that may be useful for the application to vascular stenosis. We were thus able to examine the shear rates at the wall for different Reynolds numbers of the flow. In addition, numerical simulations of the fluid-structure interaction in a configuration of deformable walls modeling an artery have been initiated.

***Keywords:*** *stenotic pipe, particle image velocimetry, computational fluid mechanics, wall shear stress, fluid-structure interaction.*





# Table des matières

<b>INTRODUCTION GENERALE .....</b>	<b>1</b>
<b>CHAPITRE I: CONTEXTE MEDICAL ET TECHNIQUE .....</b>	<b>5</b>
<b>I.1 Contexte biomédical .....</b>	<b>6</b>
<b>I.2 Rhéologie du sang .....</b>	<b>9</b>
<b>I.3 Ecoulement sanguin à travers une sténose .....</b>	<b>16</b>
<b>I.4 Modélisation basée sur la mécanique des fluides .....</b>	<b>19</b>
I.4.1 Rappel de la mécanique des fluides.....	19
I.4.2 Principe général de conservation.....	19
I.4.3 L'équation de continuité .....	20
I.4.4 Bilan de quantité de mouvement- Équation de Navier stokes .....	20
I.4.5 Équation de Bernoulli.....	21
I.4.6 Nombre de Reynolds.....	21
<b>I.5 Mise en équation du profil de l'écoulement en amont de la sténose .....</b>	<b>22</b>
I.5.1 Modèle stationnaire.....	23
I.5.2 Modèle instationnaire.....	23
<b>CHAPITRE II: CARACTERISATION DYNAMIQUE DE L'ECOULEMENT A TRAVERS UNE STENOSE A PAROI RIGIDE : APPROCHE NUMERIQUE ET EXPERIMENTALE ....</b>	<b>30</b>
<b>A-APPROCHE EXPRIMENTALE .....</b>	<b>31</b>
<b>II.1 Dispositif expérimental .....</b>	<b>31</b>
II.1.1 Technique de mesure par PIV .....	32
II.1.2 La cuve d'eau .....	39
II.1.3 Le générateur laser .....	39
II.1.4 Le système optique .....	40
II.1.5 La caméra rapide.....	40
II.1.6 Conception des tubes sténosés et fabrication .....	41
II.1.7 Prise de pression .....	41
II.1.8 Pompe péristaltique.....	42
<b>B-APPROCHE NUMERIQUE .....</b>	<b>42</b>
<b>II.2 Simulation numérique .....</b>	<b>42</b>
II.2.1 Géométrie .....	46
II.2.2 Paramètres du solveur et conditions aux limites.....	47
II.2.3 Détermination de la taille de maillage .....	49
<b>CHAPITRE III: CARACTERISATION PAR VOIES NUMERIQUE ET EXPERIMENTALE D'UN ECOULEMENT STENOSE DANS UN TUBE A PAROI RIGIDE .....</b>	<b>54</b>

III.1	Caractérisation de l'écoulement en régime stationnaire .....	54
III.2	Résultats de la caractérisation de l'écoulement en régime pulsé.....	65
<b>CHAPITRE IV: CARACTERISATION NUMERIQUE DE L'ECOULEMENT STENOSE AU TRAVERS D'UNE PAROI ELASTIQUE.....</b>		<b>79</b>
<b>A-VALIDATION DE L'INTERACTION FLUIDE-STRUCTURE .....</b>		<b>80</b>
IV.1	Géométrie du modèle.....	80
IV.2	Equations régissant la mécanique du fluide et de la structure .....	81
IV.3	Les conditions aux limites des domaines fluide et structure .....	82
IV.4	Les propriétés fluide-structure .....	83
IV.5	Simulations numériques FSI.....	84
IV.6	Critère d'analyse.....	86
IV.7	Profil de vitesse .....	88
<b>B-FSI POUR NOTRE CONFIGURATION.....</b>		<b>91</b>
IV.8	Profiles de vitesse à l'entrée.....	91
IV.9	Déplacement du maillage .....	92
IV.10	Contrainte de cisaillement.....	94
<b>CONCLUSION ET PERSPECTIVES.....</b>		<b>96</b>

# Liste des figures

Figure I-1. Coupe schématique du cœur [1].....	6
Figure I-2. (A) Angiographie pré-stent montrant 75% d'occlusion de l'artère iliaque commune droite; (B) angiographie post-stent associée à un soulagement immédiat des maux de dos et des jambes [3].....	7
Figure I-3. Structure de la paroi artérielle [6].....	8
Figure I-4. vue en coupe de la paroi artérielle [12].....	9
Figure I-5 Comportement rhéofluidifiant du sang[17].....	10
Figure I-6. Allure des lois de comportement (D'après Johnston et al [19].....	11
Figure I-7 Différentes phases du cycle cardiaque .....	13
Figure I-8. Profil de vitesse $u(r,t)$ à différents instants en fonctions de $\alpha$ : a) $\alpha=0.1$ et b) $\alpha=10$ .....	14
Figure I-9.Effet du nombre de Wormesley sur les écoulements pulsatiles .....	15
Figure I-10.Visualisation de l'écoulement pour une occlusion de 50% en diamètre réduction a) $Re=500$ ,b) $Re=1000$ ,c) $Re=2000$ [29-30].....	17
Figure I-11 Comportement de l'écoulement suite à une sténose réalisé à l'aide d'une expérience in vitro .....	17
Figure I-12. Classification des zones du flux poststénotique pour la sténose axisymétrique de 75% de réduction en surface : Modèle Ohja et al(1989)[31].....	18
Figure I-13. Exemple de forme torique dans une conduite sténotique en écoulement turbulent .....	22
Figure I-14.Repère écoulement en cylindre .....	24
Figure I-15. Fonction de Bessel.....	25
Figure II-1. Système PIV de mesure et dispositif expérimental : système PIV: (a) système optique, (b) générateur laser, (c) camera CMOS, (d) PC d'acquisition des données. ....	32
Figure II-2.Schéma de la configuration expérimentale .....	32
Figure II-3.Principe de la technique PIV 2D.....	33
Figure II-4.Images de concentrations différentes en particules pour l'étude de l'écoulement dans un tube d'échangeur thermique a) peu dense, b) bon ensemencement pour la PIV, c)très dense.....	36
Figure II-5. Choix de particules:exemples d'images pour deux diamètres de particules: a) 50 $\mu\text{m}$ , b) 5 $\mu\text{m}$ .....	36
Figure II-6. Exemples d'images enregistrées pour des sténoses de: (a) 50% de réduction en diamètre (b) 75% de réduction en diamètre .....	37
Figure II-7. Caractéristiques géométriques des modèles en silicone (a) 50% réduction de diamètre(b) 75% réduction de diamètre .....	41
Figure II-8.Capteur de pression in situ.....	41
Figure II-9.Pompe péristaltique.....	42
Figure II-10 : Les modèles visqueux proposés par FLUENT .....	43
Figure II-11. Géométries des deux modèles :a) 50% de réduction de diamètre b) 75% de réduction de diamètre.....	47
Figure II-12. Etape de la simulation numérique et de la comparaison numérique VS experimental.....	49
Figure II-13. Script du programme C pour définir la vitesse à l'entrée .....	49

Figure II-14. Maillage du modèle géométrique : a) 50% de réduction de diamètre b) 75% de réduction de diamètre.....	50
Figure II-15. Convergence du maillage, dans le cas de la réduction du diamètre de 75% et $Re=85$ : comparaison de la vitesse axiale simulée su l'axe du tube pour différentes maillages M1, M2 et M3 et comparaison avec les résultats expérimentaux.....	51
Figure II-16. Champ simulé par rapport au champ expérimental (en écoulement stationnaire) aux dimensions réelles .....	51
Figure III-1. Profil de vitesse à l'entrée $Re=300$ .....	54
Figure III-2. Exemple de ligne de courant pour 75% de réduction en diamètre en expérimentale pour $Re=300$ .....	55
Figure III-3. Contours de la vitesse axiale pour $Re = 1125$ pour le cas 50% de sténose de réduction en diamètre (haut) et pour $Re=264$ pour le cas d'une sténose de 75% de réduction en diamètre (bas). .....	57
Figure III-4 Évolution des profils transversaux de la vitesse axiale moyenne selon l'axe du tube pour différentes Reynolds, dans le cas de 75% de réduction en diamètre : comparaison des profils expérimentaux (points) et numériques (trait continu), pour: a) $Re=85$ , b) $Re=264$ , c) $Re=405$ .....	58
Figure III-5. Evolution des profils transversaux de la vitesse axiale moyenne selon l'axe du tube pour différents Reynolds, dans le cas de 50% de réduction en diamètre, en approche expérimentale : a) $Re=520$ b) $Re=937$ c) $Re=1152$ .....	60
Figure III-6. Schémat des zones d'expansion du jet libre .....	61
Figure III-7 Largeur du jet estimée à partir des résultats des deux approches expérimentale (EXP) et numérique (CFD) : a) $Re=85$ et b) $Re=264$ pour 75% de réduction en diamètre.....	62
Figure III-8 Auto-similarité des profils transeversaux de l'écoulement pour $Re=85$ .....	63
Figure III-9 Chutes de pression en fonction du nombre de Reynolds pour les deux approches numérique et expérimentale .....	64
Figure III-10 Contrainte de cisaillement maximale en fonction du nombre de Reynolds .....	65
Figure III-11 Évolution de la composante axiale à l'entrée pour les différentes fréquences cardiaques .....	66
Figure III-12 Contours des moyennes de phases de la vitesse (mesures) et (simulations) pour le cas d'une sténose de 75% de réduction en diamètre et 69bpm : a) $t/T=0$ , b) $t/T=1/6$ , c) $t/T=2/6$ , d) $t/T=3/6$ , e) $t/T=4/6$ , and f) $t/T=5/6$ . .....	71
Figure III-13 Composante de la contrainte de cisaillement paritale pour le cas de sténose de 75% de réduction en diamètre a) $t/T=0$ , b) $t/T=1/6$ , c) $t/T=2/6$ , d) $t/T=3/6$ , e) $t/T=4/6$ , and f) $t/T=5/6$ . .....	73
Figure III-14 Lignes de courants obtenues aux différentes phases pour la sténose de 50%... 74	
Figure III-15 Lignes de courants obtenues aux différentes phases pour la sténose de 75%... 75	
Figure III-16 Structures tourbillonnaires inférieures et supérieures (a) sténose de 50% de réduction de diamètre (b) sténose de 75% .....	76
Figure IV-1. Géométrie du modèle .....	80
Figure IV-2. Evolution de la vitesse axiale à l'entrée .....	82
Figure IV-3 Evolution de la vitesse au cours de 5 cycles cardiaques au niveau du cente de la sténose .....	82
Figure IV-4 Principe du couplage FSI.....	86
Figure IV-5 Déformation de la paroi pour le cas de 70% de réduction en diamètre, obtenue en phase systolique: a) répartition des contraintes, b) répartition des déplacements radiaux et c) répartition des déplacements axiaux. ....	88

<i>Figure IV-6 profil de vitesse : a) pour <math>x/D=0</math>, b) pour <math>x/D=1</math> et c) pour <math>x/D=2</math>.....</i>	<i>90</i>
<i>Figure IV-7. Profil de la vitesse axiale à l'entrée, .....</i>	<i>92</i>
<i>Figure IV-8. Cartographie de l'intensité du déplacement au moment systolique <math>t=T_2</math>, pour une sténose de 50% de réduction en diamètre .....</i>	<i>92</i>
<i>Figure IV-9. Evolution du déplacement du maillage tout au long du tube sténosé. (cas de la sténose à 50% de réduction en diamètre) .....</i>	<i>93</i>
<i>Figure IV-10. Variation de la contrainte de cisaillement pariétale le long de la distance axiale pour les modèles rigides et flexible à différents instants .....</i>	<i>95</i>

# Liste des tableaux

<i>Tableau I-1 Quelques modèles rhéologiques pour le sang (Johnston et al., 2004)[19].....</i>	<i>12</i>
<i>Tableau III-1 Valeurs de la vitesse moyenne pour les différents nombre de Reynolds considérés.....</i>	<i>55</i>
<i>Tableau III-2 Battement cardiaque 60bpm .....</i>	<i>67</i>
<i>Tableau III-3 Battement cardiaque 69bpm .....</i>	<i>67</i>
<i>Tableau III-4 Battement cardiaque 90bpm .....</i>	<i>67</i>





# Nomenclatures

<i>AVC</i>	<i>Accident Vasculaire Cérébral</i>
<i>OMS</i>	<i>Organisation Mondiale de Santé</i>
<i>VIH</i>	<i>Virus de l'Immunodéficience Humaine</i>
<i>SIDA</i>	<i>Syndrome d'Immunodéficience Acquis</i>
<i>HIFU</i>	<i>Ultrasons Focalisés de haute intensité</i>
<i>PIV</i>	<i>Vélocimétrie par Imagerie de Particules</i>
<i>VG</i>	<i>ventricule gauche</i>
<i>OG</i>	<i>Oreillette Gauche</i>
<i>ATP</i>	<i>Angioplastie transluminale percutanée</i>
<i>LEAD</i>	<i>Lower Extremely Arterial Disease</i>
<i>LDL</i>	<i>Low Density Lipoprotein</i>
<i>LEE</i>	<i>Limitante Élastique Externe</i>
<i>ANSYS</i>	<i>ANALYSIS SYSTEM</i>
<i>CFD</i>	<i>Computational Fluid Dynamics</i>
<i>EXP</i>	<i>Expérimentale</i>
$\omega$	<i>Pulsation</i>
$\mu$	<i>Viscosité dynamique</i>
$Re$	<i>Nombre de Reynolds</i>
$\mathcal{R}$	<i>Rayon du tube</i>
$\mathcal{D}$	<i>Diamètre du tube</i>
$t$	<i>Temps</i>
$\overset{=}{\sigma}$	<i>Tenseur des contraintes</i>
$\alpha$	<i>Nombre de Wormesley</i>
$\mathcal{A}$	<i>Section</i>
$g$	<i>Accélération de pesanteur</i>

$r$	<i>Composante radiale</i>
$z$	<i>Composante axiale</i>
$\theta$	<i>Composante azimutale</i>
$x$	<i>Abscisse</i>
$y$	<i>Ordonnée</i>
$b$	<i>Largeur du jet</i>
$U_{ct}$	<i>Vitesse au centre</i>
$u$	<i>Vitesse axial</i>
$v$	<i>Vitesse radiale</i>
$L$	<i>Dimension caractéristique de la conduite</i>
$\phi$	<i>Entité Physique</i>
$\mathcal{V}$	<i>Domaine de contrôle</i>
$S$	<i>Terme source</i>
$\Delta P$	<i>Perte de charge</i>
$A$	<i>Amplitude de signal</i>
$u_m$	<i>Vitesse moyenne</i>
$u_r$	<i>Vitesse radiale</i>
$u_\theta$	<i>Vitesse azimutale</i>
$u_z$	<i>Vitesse axiale</i>
$\Re$	<i>Partie réelle d'un nombre complexe</i>
$\tilde{a}$	<i>Coefficient de Fourier</i>
$Q$	<i>Débit Volumique</i>

### *Opérateurs Mathématiques*

$\vec{\nabla}$	<i>Opérateur NABLA</i>
$\vec{\nabla} \cdot$	<i>Opérateur divergence</i>
$\Delta$	<i>Opérateur Laplacien</i>



# Introduction Générale

Les maladies cardiovasculaires et coronariennes, qui constituent un ensemble de troubles affectant le cœur et les vaisseaux sanguins, sont aujourd'hui une cause majeure de décès dans le monde entier et bien évidemment dans les pays de revenu limité (revenu faible ou intermédiaire plus des trois quarts des décès et les pays développés). Chaque année, il meurt plus de personnes en raison de maladies cardio-vasculaires que toute autre cause. L'estimation est de 17.7 millions de décès dus aux maladies cardiovasculaires, soit 31% de la mortalité mondiale totale, parmi lesquels 7.4 millions sont dus à une cardiopathie coronarienne et 6.7 millions à un accident vasculaire cérébral (AVC) et ce d'après l'organisation mondiale de santé (OMS, chiffres 2015) [1]. L'OMS tire la sonnette d'alarme et estime que dans les années à venir, les AVC constitueront un problème majeur de santé en Afrique subsaharienne et seront la première cause de mortalité et de morbidité devant le VIH/SIDA [2].

L'AVC est ce que l'on appelle souvent familièrement une "attaque" cérébrale. Parfois l'atteinte est beaucoup moins importante. Le rétrécissement (sténose) carotidien est la principale cause d'A.V.C.

Par ailleurs, la diminution de la section des artères, (couramment définie par le terme sténose), généralement provoquée par dépôt de plaque d'athérome, provoque une mauvaise irrigation des tissus (ischémies des tissus). Par exemple, l'athérosclérose de l'artère iliaque externe, une artère qui vascularise les membres inférieurs et une partie de la paroi abdominale antérieure, peut provoquer son rétrécissement ou son occlusion, provoquant l'insuffisance du flux sanguin vers les membres inférieurs [3]. Il existe deux techniques opératoires à disposition du chirurgien: la technique chirurgicale ayant comme objectif d'atteindre l'artère malade par des incisions cutanées pour la nettoyer ou pour effectuer un pontage (dérivation du flux sanguin artériel au-delà de l'obstacle), et la technique endovasculaire, qui consiste à poser un stent recouvert de tissu synthétique (angioplastie). Les interventions chirurgicales ou médicamenteuses présentent des carences et des risques divers, tels que le risque de blessure des artères traitées où le risque d'allergie lié à l'usage des produits iodés. Dans le cas général, les résultats des interventions chirurgicales sont globalement bons, avec cependant un risque de réinstallation d'un nouveau rétrécissement (resténose) dans tout le système artériel [4].

Face à ces enjeux de santé, une connaissance approfondie des écoulements sanguins est essentielle afin d'identifier les relations entre les écoulements et les maladies qui se forment sur les artères. Cette même connaissance de la physique des écoulements pourrait également fournir une clé pour la conception et le développement de solutions innovantes.

Pour ces raisons, de nombreuses recherches ont été effectuées sur les artères sténosées, où la connaissance de la physique de l'écoulement est d'un grand intérêt dans la compréhension du mécanisme de formation de la plaque d'athérome et du durcissement des parois artérielles. Par ailleurs, l'écoulement au voisinage de la sténose influence largement la majorité des techniques thérapeutiques envisagées. Par exemple, si on propose d'appliquer des ultrasons focalisés de forte intensité (HIFU) pour détruire un caillot obstruant un vaisseau [5], cet écoulement peut entraîner les résidus solides du caillot dans le champ ou hors du champ d'action des HIFU [6], ce qui peut engendrer le risque d'une embolie secondaire [7].

Dans la majorité des cas d'études, il est impératif de comprendre les mécanismes qui régissent les écoulements sténosés, afin d'estimer la contrainte de cisaillement pariétale et la perte de charge engendrée par la sténose, et ce pour différents degrés d'obstruction. Ainsi, la présente thèse a été entreprise pour étudier les effets hydrodynamiques dans un modèle de tube présentant une sténose de différentes sévérités et soumis à un écoulement continu puis pulsatile à l'entrée. Deux degrés de sévérité, à savoir 50% et 75% de réduction en diamètre, sont retenus pour cette étude.

Les approches expérimentale et numérique sont les outils de base de cette étude afin d'explorer l'effet des paramètres qui entrent en jeu (le régime de l'écoulement, les modèles de sténose, etc...) et évaluer leurs impacts sur la contrainte de cisaillement au niveau de la paroi. La capacité de la Vélocimétrie par Imagerie de Particules (PIV) à caractériser la dynamique des écoulements est exploitée et couplée à la simulation numérique afin d'élargir l'étendue de l'étude et d'accéder aux propriétés de la dynamique des fluides dans la zone de la sténose.

Le manuscrit de la présente thèse comporte 4 chapitres.

Le premier chapitre est consacré à la présentation de l'état de l'art concernant les écoulements sténosés et le contexte médical.

Le second chapitre est dédié en première étape à l'approche expérimentale, la construction des modèles, la mise en place du dispositif expérimental et la méthodologie du travail. On y détaille l'appareillage expérimental, et la technique de mesure des champs de vitesses par Vélocimétrie par Imagerie de Particules (PIV). Dans une seconde étape, l'approche numérique est détaillée et les équations de l'hydrodynamique sont exposées.

Le troisième chapitre présente les résultats des deux approches expérimentale et numérique. En premier lieu, on est dans la validation de la technique PIV dans des modèles de sténoses imprimés en 3D en silicone, en fonction des paramètres mis en œuvre, notamment le choix de particules d'ensemencement dans la zone sténosée. En second lieu, on étudie numériquement les deux cas de sténose à 50% et 75% d'occlusion en diamètre, pour lesquels on s'appliquera à déterminer le cisaillement et estimer la perte de charge provoquée par la sténose. L'écoulement à la sortie de la contraction est, lui-même caractérisé et ses propriétés sont comparées à celles de l'écoulement de type jet.

Le dernier chapitre concerne l'étude des sténoses qui présentent un caractère élastique. La mise en place de l'approche numérique, qui est d'ailleurs assez complexe, est présentée. Les premiers résultats, qui sont très probants, sont exposés.

### **Bibliographie**

- [1] Mackay, J., & Mensah, G. A. (2004). The atlas of heart disease and stroke. World Health Organization.
- [2] Belo, M. (2017). Bilan d'activité de la ligue franco-africaine contre les AVC. *Revue Neurologique*, 173, S190-S191.
- [3] Bekken, J., Jongsma, H., Ayez, N., Hoogewerf, C. J., Van Weel, V., & Fioole, B. (2015). Angioplasty versus stenting for iliac artery lesions. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (5).
- [4] Chiu, D., Krieger, D., Villar-Cordova, C., Kasner, S. E., Morgenstern, L. B., Bratina, P. L., & Grotta, J. C. (1998). Intravenous tissue plasminogen activator for acute ischemic stroke: feasibility, safety, and efficacy in the first year of clinical practice. *Stroke*, 29(1), 18-22.
- [5] Kang, C., Gwon, S., Song, C., Kang, P. M., Park, S. C., Jeon, J., ... & Lee, D. (2017). Fibrin-targeted and H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>-responsive nanoparticles as a theranostics for thrombosed vessels. *Acs Nano*, 11(6), 6194-6203.
- [6] Pajek, D., Burgess, A., Huang, Y., & Hynynen, K. (2014). High-intensity focused ultrasound sonothrombolysis: the use of perfluorocarbon droplets to achieve clot lysis at reduced acoustic power. *Ultrasound in medicine & biology*, 40(9), 2151-2161.

[7] Dick, A., Neuerburg, J., Schmitz-Rode, T., Alliger, H., SCHMID-SCHÖNBEIN, H. O. L. G. E. R., & GÜNTHER, R. W. (1998). Thrombolysis of mural thrombus by ultrasound: an experimental in vitro study. *Investigative radiology*, 33(2), 85-90.







## **Chapitre I: Contexte médical et technique**

Ce chapitre est dédié aux travaux récents et antérieurs sur la thématique abordée dans cette thèse. Dans un premier lieu, on présente le contexte médical d'occlusion des artères ainsi que le mécanisme de formation de la plaque d'athérome. Dans un deuxième lieu, on détaille la formulation d'un modèle théorique basé sur la mécanique des fluides des écoulements dans les artères sténosées. Enfin, on présente les équations régissant les phénomènes dans le cas spécifique de cette étude.

### I.1 Contexte biomédical

Le cœur est formé d'une infinité de fibres musculaires accordées à des cavités : oreillettes et ventricules. Ces fibres musculaires se contractent simultanément (myocardiques) permettant l'éjection du sang en dehors de ces cavités. Le ventricule gauche (VG) avec les fibres qui le constituent, joue un rôle principal en se raccourcissant, dans la réduction du volume sanguin qui permet en conséquence l'éjection du sang dans l'aorte. Le sens de l'écoulement sanguin est contrôlé par des valves unidirectionnelles : lors de la contraction du VG (phase systolique), en conséquence le sang ne s'écoule pas en amont vers l'oreillette gauche (OG) ; en revanche, lors de la phase de remplissage du ventricule (phase diastolique), le phénomène de reflux de sang n'intervient pas en fonctionnement normal de la valve. Le sang circule ensuite sous l'entraînement du VG dans les artères puis les capillaires pour l'échange avec des cellules de l'organisme. La figure I.1 présente une coupe schématique du cœur.

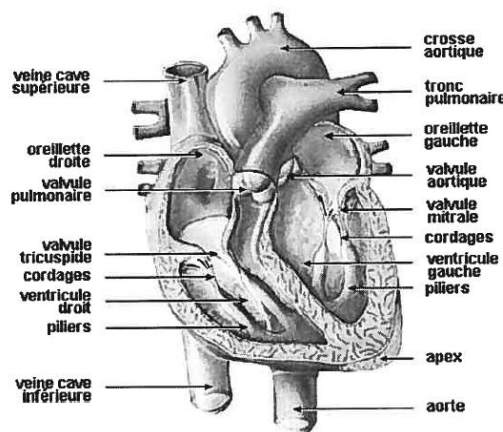


Figure I-1. Coupe schématique du cœur [1]

Le rythme cardiaque moyen est de 72 battements par minute. La durée d'un cycle est estimée à 800 ms : une durée de 300 ms pour la systole et 500 ms pour la diastole [2]. Le débit moyen d'un adulte est aux alentours de 5 L/min.

L'artère iliaque est l'artère responsable de l'approvisionnement en sang oxygéné des membres inférieurs. Elle se situe au niveau de l'abdomen, sous l'ombilic, et devant les os du bassin. L'accumulation des dépôts de graisse dans l'artère iliaque fait rétrécir son diamètre provoquant une insuffisance d'oxygénation normale du membre. Sous ces conditions, et au cours d'un effort (marche ou bien course), les besoins musculaires en oxygène augmentent et l'apport sanguin supplémentaire par le sang n'est plus fourni en cas d'une artère rétrécie. Cette affection est dénommée artériopathie oblitérante de l'artère iliaque. L'angioplastie transluminale percutanée (ATP; dilatation de l'artère par ballonnet) et la mise en place d'un stent (mise en place d'un petit treillis cylindrique) est un traitement endovasculaire d'utilisation fréquente (figure I.2).

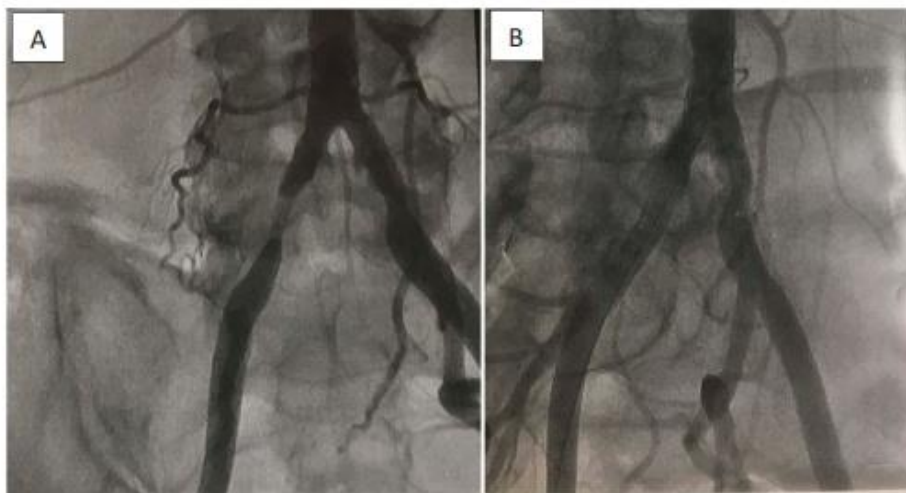


Figure I-2. (A) Angiographie pré-stent montrant 75% d'occlusion de l'artère iliaque commune droite; (B) angiographie post-stent associée à un soulagement immédiat des maux de dos et des jambes [3]

Les maladies artérielles des membres inférieurs (LEAD, Lower Extremity Arterial Disease) sont très répandues affectant plus de 200 millions de personnes dans le monde [4]. Cette prévalence a augmenté entre l'année 2000 et l'année 2010 de 25% essentiellement dans les pays à revenu faible et moyen. Ainsi, la connaissance du mécanisme de formation de la plaque d'athérome est primordiale sur la voie de recherche de remèdes envisageables.

### I.1.1 Processus d'apparition de la plaque athérosclérose

L'apparition de la plaque d'athérosclérose est un phénomène important en relation avec l'écoulement dans les artères. La contrainte de cisaillement est en fonction de la nature de la plaque. L'athérosclérose est un sujet d'actualité. Il s'agit d'une pathologie inflammatoire de la paroi artérielle.

Le premier affecté est l'endothélium vasculaire qui est une couche formée par des cellules plates et polarisées dont la face apicale est en contact direct avec la lumière artérielle du vaisseau. L'agression initiale de l'endothélium est produite par des agents chimiques dont principalement les lipoprotéines athérogènes LDL et la fumée de tabac. La première évolution correspond à l'absorption de LDL oxydées par les macrophages sous-endothéliaux dont il résulte l'élaboration de cellules spumeuses (type I), dont l'agglomération constitue les stries lipidiques (type II). La mort de ces cellules provoque le dépôt de cholestérol dans l'intima artérielle [5]. La figure I.3 montre les différentes composantes d'une paroi artérielle. La couche qui subit l'agression par LDL est l'endothélium.

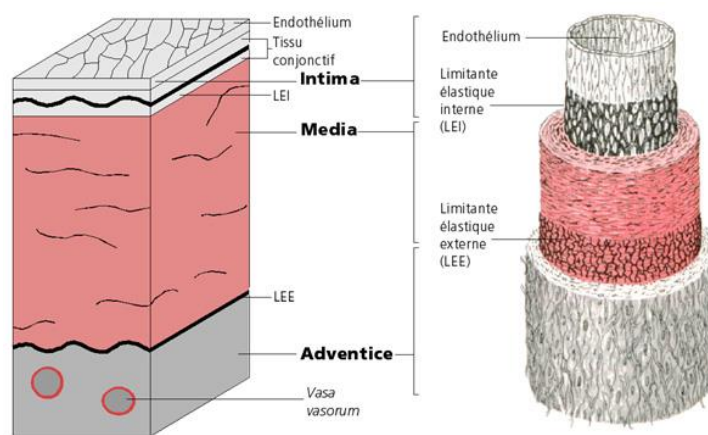


Figure I-3. Structure de la paroi artérielle [6]

Les facteurs mécaniques interviennent dans la naissance de l'athérosclérose par le fait que cette maladie survienne notamment au niveau des singularités géométriques où l'écoulement est perturbé, à titre d'exemple les bifurcations carotidiennes [7-8].

En dehors des singularités, les forces de pression appliquées par l'écoulement du sang sont tangentes à la paroi. En revanche, une composante normale peut s'ajouter en présence d'une bifurcation. La conséquence de cette pression est l'inflammation de la paroi artérielle. Ce phénomène, semblable à une érosion de la paroi, engendre des lésions athérosclérotiques des plaques. Une infiltration de lipide de la couche media vers l'intima se produit [9, 10,11].

### I.1.2 Approche biomécanique

La rupture de la plaque fibreuse résulte particulièrement des forces mécaniques appliquées sur la plaque et bien évidemment la chape fibreuse (voir figure I.4 [12]) car c'est elle qui se rompt sous la pression exercée par le sang ou en cas de cisaillement important. Les études les plus récentes montrent que les modèles mécaniques, avec pour paramètres la géométrie de la plaque, le comportement mécanique de la plaque, et les sollicitations mécaniques de la plaque mettent en évidence les aspects mécaniques associés à la rupture d'une plaque d'athérome [13]. La résolution mécanique de ce problème n'a pas de technique universelle bien précise.

Les études dans la littérature sont analytiques, expérimentales ou numériques. La voie numérique, en résolvant les équations mécaniques, donne accès au champ de contraintes dans la plaque, et au champ de déformation dans la plaque et l'écoulement du sang. Les analyses de ces grandeurs physiques prévoient les scénarios de rupture et permettent d'avoir une meilleure analyse de nouveaux critères de diagnostic, quantitatifs ou qualitatifs.

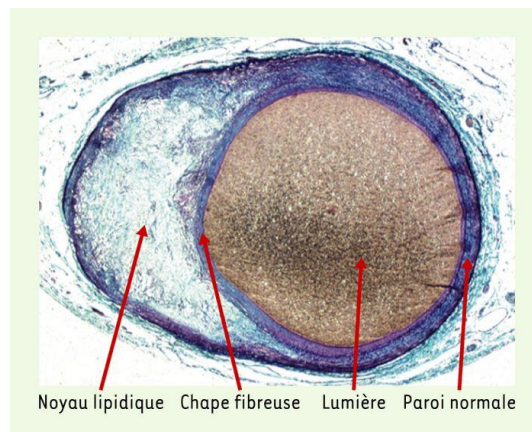


Figure I-4. vue en coupe de la paroi artérielle [12]

### I.2 Rhéologie du sang

Les fluides sont généralement classés en deux grands types à savoir les fluides Newtoniens et les fluides non Newtoniens. Les fluides Newtoniens sont ceux qui présentent une relation linéaire entre la contrainte et la déformation. Par conséquent, la viscosité dynamique d'un fluide Newtonien est indépendante du temps et de la déformation. Les fluides dans lesquels la relation entre la contrainte et la déformation est complexe, sont dits non Newtoniens.

Mandal [14] explique en outre, sur la base des recherches de Thurston et al [15-16], que le sang contient un nombre de particules et de cellules en suspension dans le plasma qui interagissent les uns avec les autres de manière significative au point de compliquer la modélisation en deux phases.

Le sang peut donc être considéré, d'un point de vue mécanique, comme une suspension de cellules déformables (globules rouges) dans un fluide newtonien (plasma). Des résultats expérimentaux prouvent la dépendance de la viscosité du sang au taux de cisaillement voir (figure I.5). Ces résultats prouvent le comportement non Newtonien du sang : la relation de proportionnalité entre la contrainte de cisaillement et le taux de cisaillement n'est plus vérifiée [17].

Le sang est une suspension de globules rouges, globules blancs et plaquettes dans le plasma. Il a été démontré que l'attribution d'un comportement newtonien au sang n'est valide que lorsque les taux de cisaillement sont supérieurs à  $100 \text{ s}^{-1}$ , qui ont tendance à se produire dans les artères plus grandes [17-18]. Dans la plupart des cas, les modèles de sang non newtoniens fourniraient une représentation précise du comportement du flux sanguin dans les artères, en particulier pour les conditions des artères sténosées.

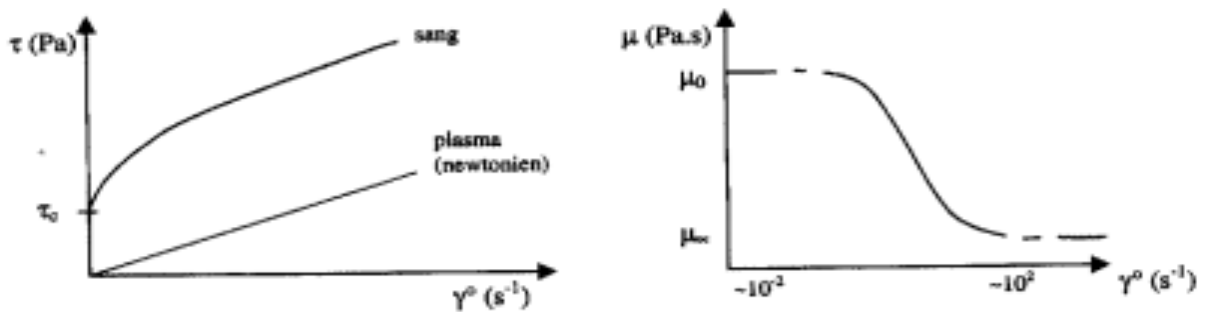


Figure I-5 Comportement rhéofluidifiant du sang[17]

Le sang présente donc une propriété viscoélastique, qui est également une condition transitoire dans la gamme de fréquences d'état physiologique commun. Cela a suscité un intérêt de recherche important en essayant de déterminer les propriétés mécaniques utiles à utiliser dans les calculs analytiques et simulations. Mandal [14], note que la propriété viscoélastique du sang varie rapidement à mesure que le taux de cisaillement augmente.

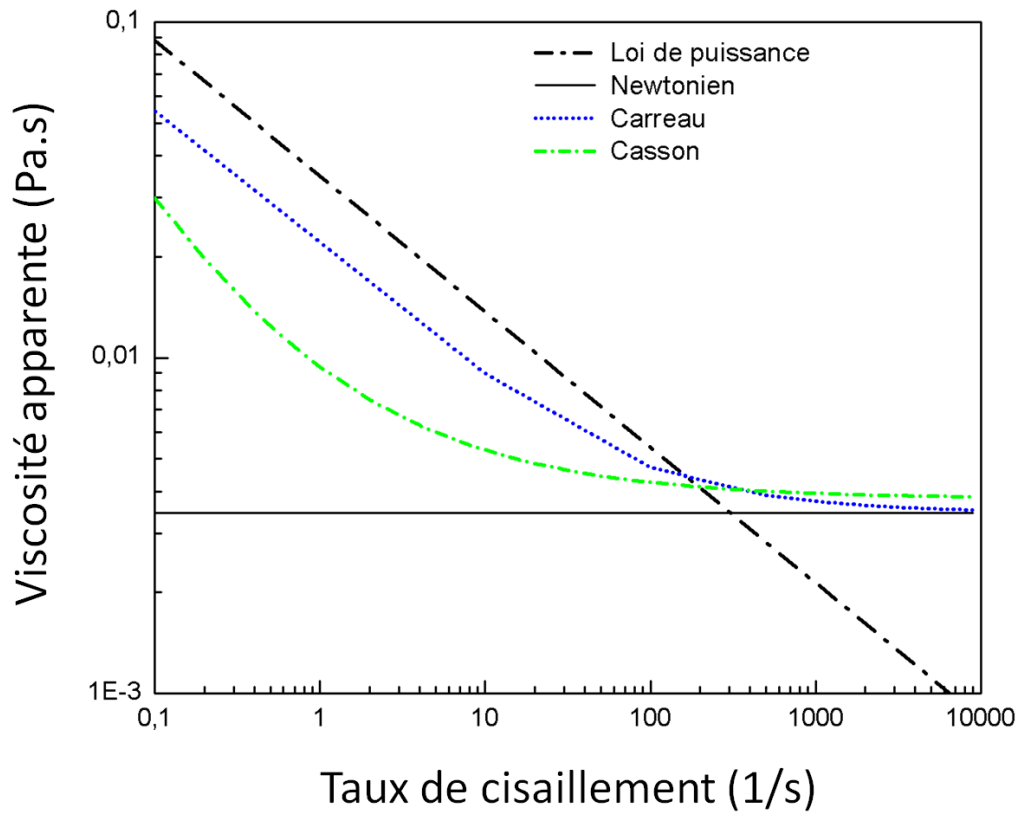


Figure I-6. Allure des lois de comportement (D'après Johnston et al [19])

Aux valeurs d'hématocrite physiologique (l'hématocrite est la fraction volumique), cet effet n'est pas significatif, ce qui suggère que ce comportement non newtonien est d'importance secondaire pour le sang en écoulement pulsatile. Cela engendre un amincissement par cisaillement, qui est une propriété du sang qui n'est pas transitoire et donc présentée dans le flux sanguin normal à tous les taux de cisaillement jusqu'à  $100 \text{ s}^{-1}$ , où le flux devient de nature newtonienne.

La figure I.6 et le tableau I.1 illustrent les différents modèles rhéologiques pour le sang établi par Johnston et al [19].



Tableau I-1 Quelques modèles rhéologiques pour le sang (Johnston et al., 2004)[19]

Modèles rhéologiques du sang	Viscosité apparente
Modèle newtonien	$\mu = 0,00345 \text{ Pa.s}$
Modèle de Carreau Cho and kensey(1991)[20]	$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \left[ 1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{\frac{n-1}{2}}$ avec $\mu_0 = 0,056 \text{ Pa.s}$ , $\mu_{\infty} = 0,00345 \text{ Pa.s}$ $\lambda = 3.313 \text{ s}$ et $n = 0,3568$
Loi de puissance Cho and kensey(1991)[20]	$\mu = \mu_0 (\dot{\gamma})^{n-1}$ $\mu_0 = 0,056 \text{ Pa.s}$ , $n = 0,6$
Loi de puissance généralisée Ballyk et al(1993)[21]	$\lambda(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} \Delta\mu \exp \left[ - \left( 1 + \frac{ \dot{\gamma} }{a} \right) \right] \exp \left( \frac{-b}{ \dot{\gamma} } \right)$ $n(\dot{\gamma}) = n_{\infty} \Delta n \exp \left[ - \left( 1 + \frac{ \dot{\gamma} }{c} \right) \right] \exp \left( \frac{-d}{ \dot{\gamma} } \right)$ avec $\mu_{\infty} = 0,00345 \text{ Pa.s}$ , $n_{\infty} = 1$ , $\Delta\mu = 0,25$ , $\Delta n = 0,45$ $a = 50, b = 3, c = 50, d = 4$
Modèle de Casson Fung(1997)[22]	$\mu = \left[ \left( n^2 J_2 \right)^{1/4} + 2^{-1/2} \tau_y^{1/2} \right]^2 J_2^{-1/2}$ $ \dot{\gamma}  = 2\sqrt{J_2}$ $\tau_y = 0,1(0,625H)^3$ $n = n_0 (1-H)^{-2.5}$ Avec $n = 0,012 \text{ Pa.s}$ , $H = 0,37$

### I.2.1 L'écoulement sanguin pulsé

Le fonctionnement pulsé du cœur confère également à l'écoulement sanguin un caractère pulsé. La pression et la vitesse du sang dans les artères varient donc d'une manière périodique. La systole dure à peu près un tiers de la période inter battements (figure I-7). La pression motrice moyenne diminue cependant régulièrement de l'aorte (100 mmHg) aux capillaires (25mmHg). Dans l'aorte, on peut considérer un gradient de pression de 900 Pa/m.

Les artères possèdent des propriétés mécaniques particulières exploitant ce caractère pulsatoire appelé l'effet Windkessel [23] : elles sont capables de se distendre lors de l'éjection sanguine (systole) en stockant sous forme de pression une partie de l'énergie mécanique fournie au sang par le cœur et en la libérant ensuite au cours de la diastole.

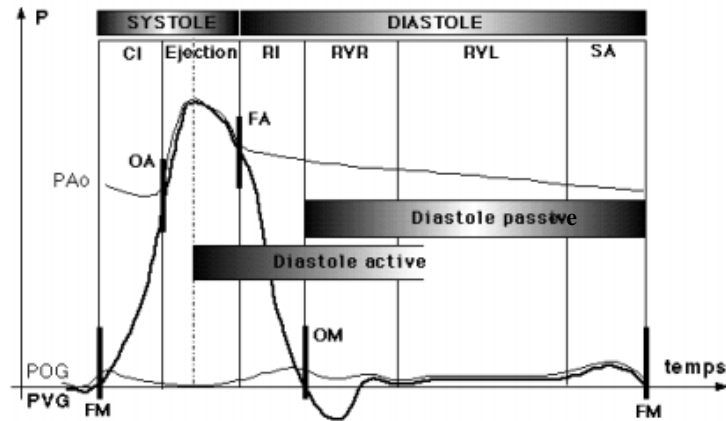


Figure I-7 Différentes phases du cycle cardiaque

### I.2.2 Effet du nombre de Womersley sur l'écoulement

Différentes méthodes ont été utilisées pour modéliser l'écoulement du sang pendant des années, mathématiquement, numériquement et expérimentalement [24-25]. Cette section traite d'abord d'une description de la solution analytique de l'écoulement pulsatile, et est suivie d'une revue d'une partie de la littérature sur la modélisation du sang. Le terme non dimensionnel important qui rend compte des forces d'inertie et les forces visqueuses est connu sous le nom de nombre de Womersley et peut être considéré comme un rapport entre les forces instationnaires et visqueuses sur l'écoulement. Le nombre de Womersley est un paramètre sans dimension  $\alpha$  d'expression :  $\alpha = R\sqrt{\rho\omega / \mu}$ .

Si l'on calcule le nombre de Womersley en différents points du système cardiovasculaire, on trouve qu'il varie d'un bout à l'autre, en partant du haut d'échelle,  $15 < \alpha < 25$  dans les grandes artères près du cœur, puis une réduction à  $\alpha < 5$  pour les plus petits capillaires situés plus en aval. La nature des profils de vitesse générés par la solution dépend fortement de  $\alpha$ . Loudon & Tordesillas [25] donnent une description détaillée du nombre de Womersley et son utilité dans la description du caractère pulsatile de l'écoulement.

La figure I.8 présente les profils de vitesse typiques de l'oscillation de l'écoulement de différents nombres de Womersley : elle montre quelques profils de vitesse pour  $\alpha = 10$  et  $\alpha = 0,1$ . Pour  $\alpha = 10$ , on remarque l'effet de la pulsativité sur les profils, lesquels présentent un maximum en dehors de l'axe du tube.

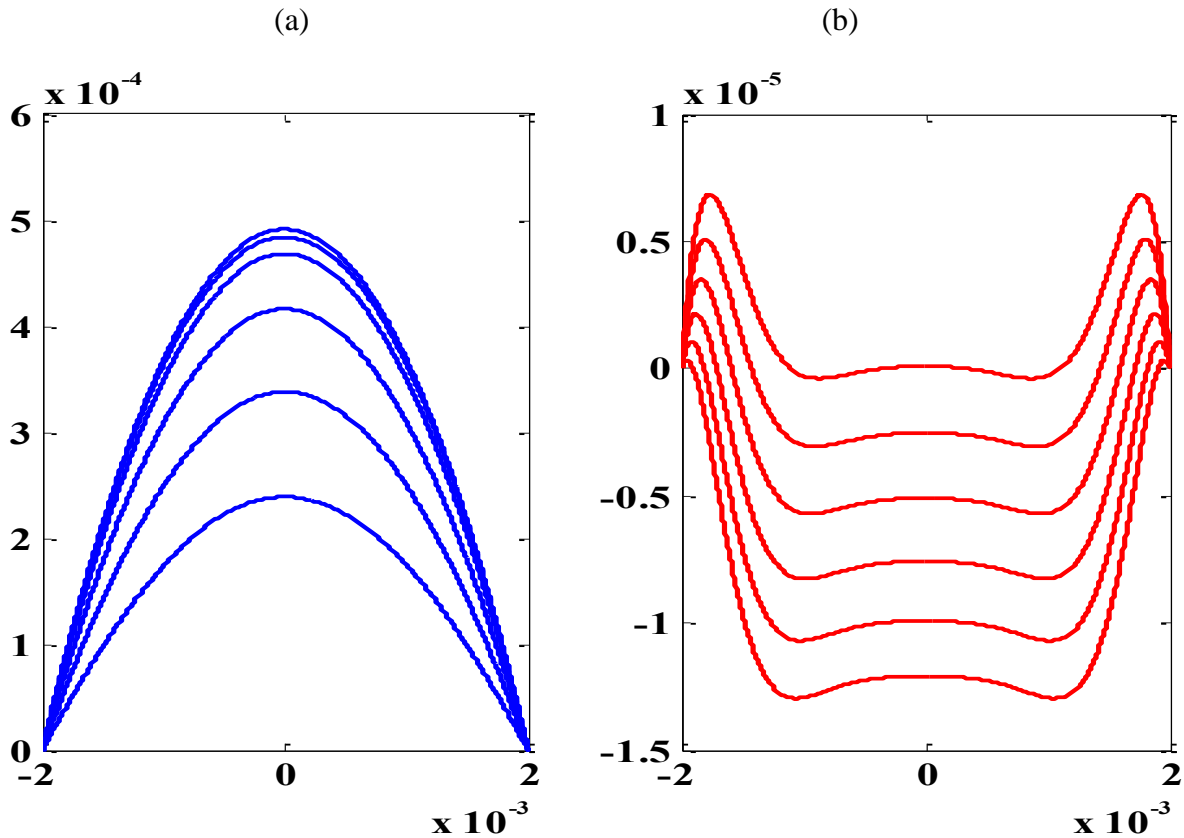


Figure I-8. Profil de vitesse  $u(r,t)$  à différents instants en fonctions de  $\alpha$  : a)  $\alpha=0.1$  et b)  $\alpha=10$

Sur les figures I.9, nous pouvons voir comment le nombre de Womersley représente le temps de développement de la couche limite déterminée par la viscosité du fluide en relation avec la longueur de la période d'impulsion. De cette façon, les différents nombres de Womersley présentent différents comportements près de la paroi. Lorsque le nombre de Womersley s'approche de zéro, les forces visqueuses dominent et les profils de vitesse se rapprochent de la solution de Poiseuille. Dans ce régime d'écoulement, le débit oscille en phase avec le gradient de pression. Cette oscillation synchronisée devient de plus en plus déphasée à mesure que le nombre de Womersley augmente à 10, comme dans les artères plus grosses. Au-delà de 10, les forces instables dominent et on voit que le développement de la couche limite au cours d'un cycle d'impulsion ne s'étend que sur une courte distance de la paroi du tube.

Dans ce régime pulsatile, les profils de vitesse deviennent plus plats, en particulier sur l'axe du tube. Bien que l'application de la solution de Womersley soit limitée par le fait que seules de très courtes distances de géométries de tube unidimensionnelles existent dans le système cardiovasculaire, le nombre de Womersley représente un caractère utile de caractérisation de l'écoulement dans les artères. Nous savons qu'en considérant l'écoulement dans les plus grandes artères, nous traitons à des nombres de Womersley entre 10 et 25, et qu'en considérant l'écoulement plus en aval dans les artères, artérioles et capillaires plus petits, nous avons  $\alpha < 10$ .

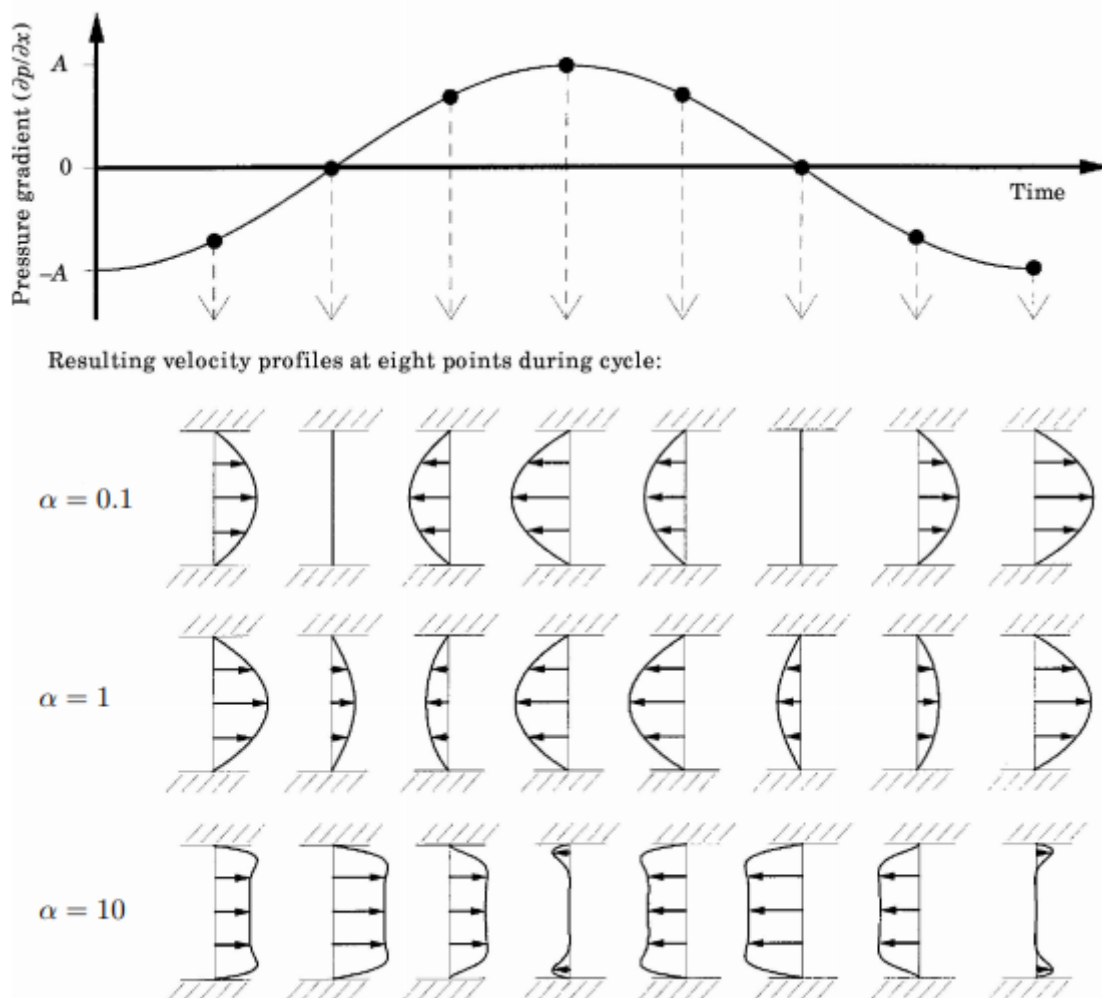


Figure I-9. Effet du nombre de Womersley sur les écoulements pulsatiles

### I.3 Ecoulement sanguin à travers une sténose

Les vaisseaux sténotiques ont généralement été modélisés comme des tubes présentant une constriction. Une des premières études sur l'écoulement stationnaire dans une géométrie idéalisée était celle de Clark [26], qui a mesuré la chute de pression dans plusieurs modèles de sténose, présentant ainsi différents degrés d'obstruction de conduite. Ensuite, la théorie de base de l'écoulement continu a été étendue à l'étude de l'écoulement pulsé.

La majorité des travaux sur l'écoulement régulier dans une sténose, avait pour objet d'identifier les méthodes pour détecter les plaques artérioscléreuses. L'idée était que les sténoses créeraient des instabilités ou des perturbations présentant des fréquences particulières qui pourraient ensuite être détectées. Tobin & Chang [27] ont examiné les spectres de pression de paroi en écoulement sténosé de sévérité d'occlusion de 75% en section et plus, afin d'identifier les fréquences dans l'écoulement qui pourraient aider à caractériser la sténose. Ils ont prouvé l'existence d'une couche de cisaillement turbulente en aval de la sténose. Cependant, ils n'ont pas identifié de nombre de Reynolds critique, ni décrit la transition de l'écoulement. Un autre exemple dans les travaux antérieurs est, le travail de Cassanova & Giddens (1978)[28], qui étudie une sténose de 75% de degré d'occlusion en section. Les Reynolds critiques n'ont pas été déterminées, mais les chercheurs ont donné une description de la forme d'instabilité de l'écoulement avec la technique de "dye visualisation" (visualisation par un colorant des lignes de courant) qui montre l'apparition d'instabilité similaire à celle de Kelvin-Helmholtz. Le travail présenté par Cassanova & Giddens [28] a été repris par Ahmed & Giddens(1983a) et Ahmed & Giddens (1983b)[29-30] où un écoulement régulier de sténose a été exploré expérimentalement en utilisant l'anémométrie laser Doppler. Les profils de vitesse ont été mesurés et présentés pour une sténose présentant différentes sévérités de 25, 50 et 75%. Des nombres de Reynolds de 500, 1000 et 2000 ont été testés.

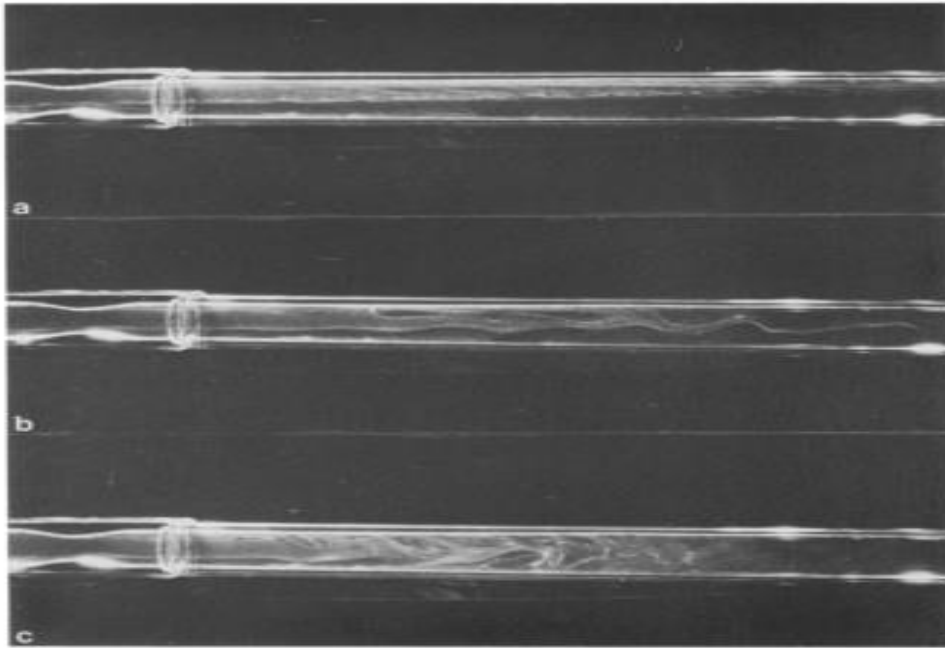


Figure I-10. Visualisation de l'écoulement pour une occlusion de 50% en diamètre réduction a)  $Re=500$ , b)  $Re=1000$ , c)  $Re=2000$  [29-30]

Les travaux [29-30] ont mis en évidence à travers la figure I.10, le développement d'une zone de recirculation qui se forme en aval de l'occlusion. D'après les profils de vitesse, la variation de l'étendue en aval de la zone de recirculation est importante ainsi que l'importance de la vitesse du fluide pour une sévérité d'occlusion plus élevée.

Tous les résultats expérimentaux donnés par ces chercheurs montrent que la sténose (selon le degré de sévérité) change complètement le comportement de l'écoulement dans les vaisseaux sanguins (figure I.11) : zone de séparation et de recirculation de l'écoulement, accélération juste après la contraction, création de la turbulence, chute de pression et modification du taux de cisaillement. Ces conséquences indésirables augmentent la résistance à l'écoulement et provoquent la fatigue cardiaque.

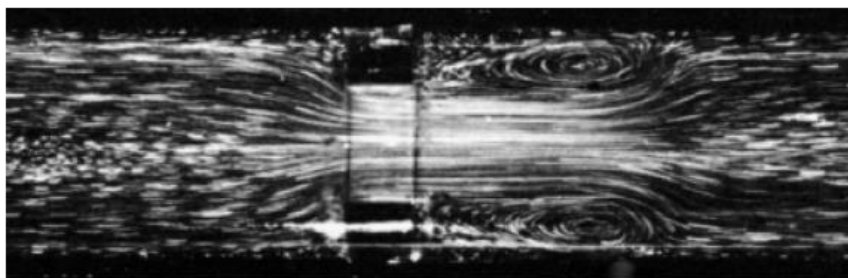


Figure I-11 Comportement de l'écoulement suite à une sténose réalisé à l'aide d'une expérience in vitro

Ohja et al [31] ont divisé la région poststénotique en quatre zones. Ces quatre zones sont identifiées dans la figure I.11. Dans la région du jet stable, trois vortex de type Kelvin-Helmholtz, des enroulements, ont été observés. Dans la région de transition, ces vortex ont perdu leur symétrie, conduisant à leur effondrement dans la région turbulente. Cette région turbulente s'étendait sur tout le diamètre du tube et trois diamètres axialement. La relaminarisation de l'écoulement s'est produit en n'importe où au-delà de 7,5 diamètres en aval du blocage. Les classifications donnent une bonne caractérisation générale d'une sténose expérimentale en écoulement pulsatile et sont cohérentes avec les observations concernant les instabilités d'Ahmed & Giddens[32]. Différentes formes de constrictions ont été utilisées. Cependant, la forme la relation cosinus [29, 30, 32] est la plus répandue. Cette dernière est retenue dans ce travail.

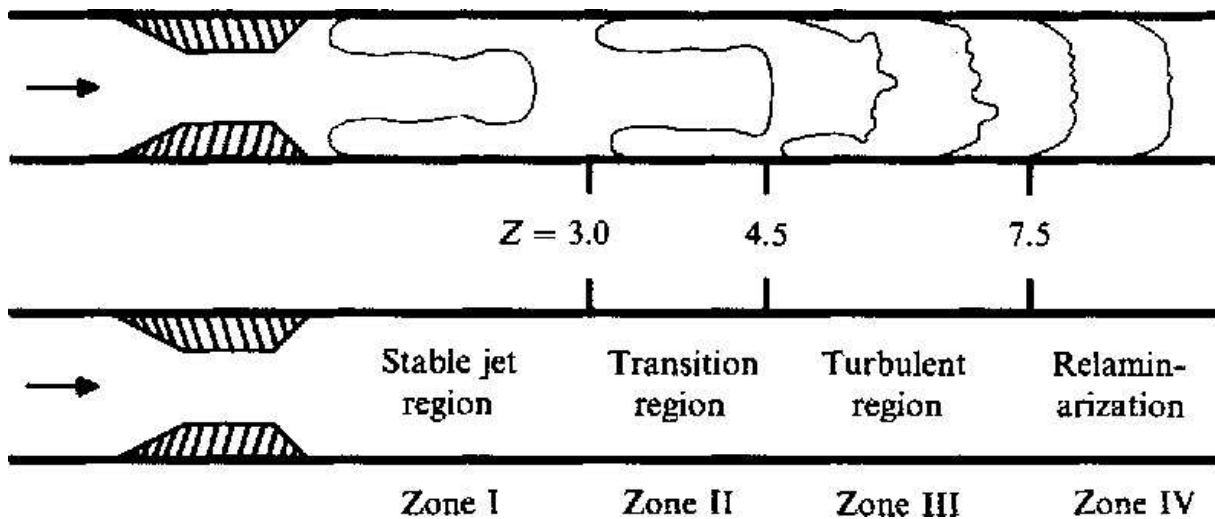


Figure I-12. Classification des zones du flux poststénotique pour la sténose axisymétrique de 75% de réduction en surface : Modèle Ohja et al(1989)[31]

Les travaux que Abdallah et Huang [33], Varghese et Frankel [34], ont réalisé durant les 3 dernières décennies, sont consacrés aux écoulements sanguins dans les artères sténosées.

## I.4 Modélisation basée sur la mécanique des fluides

### I.4.1 Rappel de la mécanique des fluides

La recherche scientifique est extrêmement orientée vers la compréhension des mécanismes conduisant à la fragilisation d'une plaque d'athérome et sa rupture. La mécanique des fluides peut répondre à une partie de cette problématique. On commence tout d'abord par le principe général de conservation afin d'étudier les équations de la masse, de la quantité de mouvement et de l'énergie.

### I.4.2 Principe général de conservation

D'une manière générale, le principe de conservation d'une entité physique  $\phi$  entraînée à la vitesse  $\vec{v}$ , dans un domaine de contrôle  $V$  d'enveloppe  $\partial V$  et de surface  $A$  sur laquelle on définit la normale sortante  $\vec{n}$ , s'écrit:

$$\frac{d}{dt} \int_V \phi \, dV + \int_{\partial V} \phi \vec{v} \cdot \vec{n} \, dA = \int_V S \, dV \quad (\text{I-1})$$

La variation dans le volume de référence en fonction du temps  $t$  est égale à ce qui sort ou ce qui rentre plus ce qui est créé ou disparaît dans le volume au travers du terme source  $S$  prit positif dans le cas de production. En appliquant le théorème de flux divergence, le terme surfacique est remplacé par un terme volumique:

$$\frac{d}{dt} \int_V \phi \, dV + \int_V \vec{\nabla} \cdot (\phi \vec{v}) \, dV = \int_V S \, dV \quad (\text{I-2})$$

ensuite, par la règle de Leibniz,

$$\int_V \left[ \frac{\partial \phi}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\phi \vec{v}) - S \right] dV = 0 \quad (\text{I-3})$$

ce qui implique que le facteur intégrant est nul,



$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\phi \vec{v}) = S \quad (\text{I-4})$$

### I.4.3 L'équation de continuité

Le bilan de masse s'écrit en remplaçant  $\phi$  par  $\rho$  dans l'équation (4) où  $\rho$  est la masse volumique du milieu matériel. Les sources volumiques et surfaciques sont nulles  $S=0$ .

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{v}) = 0 \quad (\text{I-5})$$

### I.4.4 Bilan de quantité de mouvement- Équation de Navier stokes

Le bilan de quantité de mouvement, qui exprime la relation fondamentale de la dynamique, est déterminé en appliquant l'équation (2) de conservation à la quantité de mouvement volumique  $\rho \vec{v}$ . Dans la relation fondamentale de la dynamique, les sources et flux de quantité de mouvement s'apparentent aux forces appliquées au système. Les forces de volume appliquées seront limitées dans notre étude à la seule force de pesanteur. Les forces de surface appliquées sur A peuvent s'écrire sous la forme du tenseur des contraintes de Cauchy  $\sigma$ .

$$\int_V \left[ \frac{\partial(\rho \vec{v})}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{v} \otimes \vec{v}) \right] dV = \int_V \left[ \rho \vec{g} + \overrightarrow{\text{div}} \overline{\sigma} \right] dV \quad (\text{I-6})$$

en bilan local, on obtient :

$$\frac{\partial(\rho \vec{v})}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{v} \otimes \vec{v}) = \rho \vec{g} + \overrightarrow{\text{div}} \overline{\sigma} \quad (\text{I-7})$$

Dans le cas d'un fluide newtonien, il existe une relation linéaire et isotrope entre les contraintes et les taux de déformations. Pour un fluide newtonien incompressible, la loi de comportement s'écrit:

$$\underline{\underline{\sigma}} = \mu \left( \underline{\underline{\nabla}} \underline{\underline{v}} + \underline{\underline{\nabla}}^T \underline{\underline{v}} \right) - p \underline{\underline{I}} \quad (\text{I-8})$$

où  $\mu$  est la viscosité dynamique du fluide en (Pa.s) et  $p$  est la pression statique,  $\underline{\underline{I}}$  représentant le tenseur unitaire.

#### I.4.5 Équation de Bernoulli

L'équation de Bernoulli peut être considérée comme un principe de conservation d'énergie mécanique adapté aux fluides parfaits et incompressibles, en mouvement. L'énergie mécanique, ou « charge » notée  $E_T$ , est la responsable de l'écoulement. La charge est la somme de trois types d'énergie qui sont l'énergie cinétique  $E_c$ , l'énergie potentielle de pesanteur  $E_{pz}$  et l'énergie potentielle de pression  $E_{pp}$ .

$$E_c + E_{pz} + E_{pp} = E_T \quad (\text{I-9})$$

En régime permanent, on retrouve ainsi l'équation de Bernoulli sur une ligne de courant :

$$\frac{1}{2} \rho v^2 + \rho g z + p = Cte \quad (\text{I-10})$$

En suivant une particule dans son mouvement entre deux instants, si l'énergie se conserve, on a donc :

$$\frac{1}{2} \rho v_1^2 + \rho g z_1 + p_1 = \frac{1}{2} \rho v_2^2 + \rho g z_2 + p_2 \quad (\text{I-11})$$

Dans le cas où on aurait une dégradation de l'énergie mécanique vers les petites échelles thermiques, la charge  $E_T$  permet le suivi de la dissipation le long de l'écoulement.

#### I.4.6 Nombre de Reynolds

En mécanique des fluides, on peut distinguer deux types d'écoulement: l'écoulement laminaire qui s'identifie par un nombre de Reynolds faible et le régime turbulent où ce nombre est élevé. Un écoulement qui alterne entre les deux régimes est dit en transition.

Pour un écoulement laminaire, les lignes de courant sont des courbes fixes dans l'espace et au cours du mouvement. Plus en détail, les couches de fluide glissent les unes sur les autres sans passage d'une couche à l'autre. Dans les écoulements turbulents, les particules du fluide suivent une trajectoire plus aléatoire.

Lorsqu'il y a un obstacle dans l'écoulement fluide, des tourbillons se forment. La turbulence joue un rôle décisif dans les écoulements sténosés. En effet, un décollement de l'écoulement se produit, des tourbillons se forment. En conduite axisymétrique, ces tourbillons vont présenter une forme torique. Cet écoulement turbulent est schématisé sur la figure I.13. Si les vitesses continuent à augmenter, l'écoulement en aval de la sténose devient très perturbé et de larges zones de recirculations se développent.

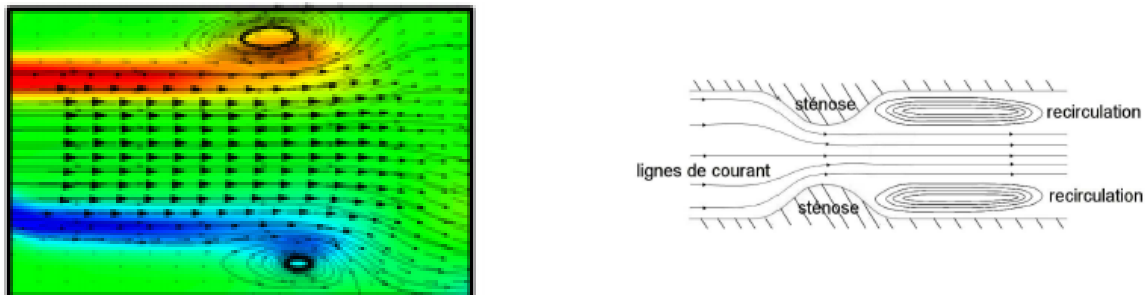


Figure I-13. Exemple de forme torique dans une conduite sténotique en écoulement turbulent

Le nombre de Reynolds est le seul nombre sans dimension pour différencier les écoulements. Ce nombre de Reynolds exprime le rapport entre l'inertie convective du fluide et le cisaillement au sein de celui-ci. Il s'exprime par :

$$Re = \frac{\rho v L}{\mu} \quad (I-12)$$

où  $v$  désigne une vitesse caractéristique de l'écoulement en conduite,  $L$  désigne une dimension caractéristique de la conduite, comme le diamètre pour un cylindre circulaire  $D$ .

### I.5 Mise en équation du profil de l'écoulement en amont de la sténose

On distingue deux modèles : le modèle stationnaire et le modèle pulsatile.

### I.5.1 Modèle stationnaire

Le modèle stationnaire est le plus simple pour décrire l'écoulement stationnaire ou l'écoulement en continu d'un fluide newtonien, incompressible dans un tube indéformable de rayon  $R$ . Ce fluide est soumis à un gradient de pression  $\Delta P/L$ . Le médecin Français J.L.M Poiseuille [35], est le premier qui a déterminé ce type d'écoulement en conduite cylindrique. La résolution de l'équation de Navier Stokes mène au profil de vitesse parabolique connu sous sa forme :

$$u_z(r) = \frac{\Delta P R^2}{4\mu L} \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right) = 2u_m \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right) \quad (\text{I-13})$$

où  $u_m$  représente la vitesse moyenne de l'écoulement. Le profil parabolique est en général valable tant que le nombre de Reynolds ne dépasse pas 2200. Le débit correspondant s'écrit :

$$Q = \pi R^2 u_m = \frac{\pi R^4 \Delta P}{8\mu L} \quad (\text{I-14})$$

### I.5.2 Modèle instationnaire

Le deuxième modèle est le modèle instationnaire incompressible des écoulements physiologiques en conduite indéformable. Certains auteurs [36, 37, 38] utilisent le modèle simplifié de l'écoulement donné par l'équation :

$$u_z(t) = u_m (1 + A \sin \omega t) \quad (\text{I-15})$$

où  $A$  représente l'amplitude du signal et  $\omega$  la pulsation.

Le problème de ce modèle est qu'il est incomplet, puisqu'il ne tient pas en compte la condition de non glissement à la paroi à l'entrée du domaine de calcul en numérique (autrement dit que le fluide ne glisse pas sur la surface solide). Le choix du profil de vitesse à l'entrée nécessite donc des précautions particulières pour son établissement hydrodynamique. D'autres études récentes [39, 40, 41] adaptent un modèle d'écoulement pulsé plus réaliste qui tient en compte la condition de non-glissement. Ce profil est de la forme suivante :

$$u_z(r,t) = 2u_m(t) \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right) \quad (\text{I-16})$$

où  $u_m(t)$  représente la vitesse moyenne instationnaire de l'écoulement.

La figure I.14 montre l'écoulement de ce profil en coordonnées cylindrique.

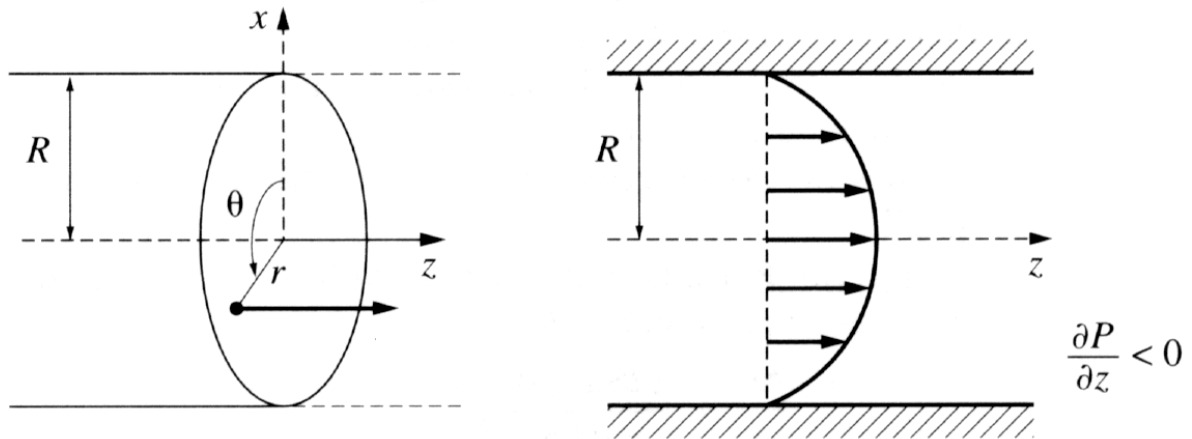


Figure I-14. Repère écoulement en cylindre

L'équations de Navier-Stokes en coordonnées cylindriques d'un écoulement caractérisé par un champ de vitesses  $u(r,t)$  est de la forme suivante :

$$\begin{cases} \frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot \vec{u} = \frac{1}{r} \frac{\partial (r u_r)}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{\partial u_z}{\partial z} = 0 \\ \rho \left[ \frac{du_z}{dt} \right] = -\frac{\partial P}{\partial z} + \mu \left[ \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial u_z}{\partial r} \right) \right] \end{cases} \quad (\text{I-17})$$

La solution de cette équation pour un gradient de pression oscillant est de type :

$$-\frac{\partial P}{\partial z} = \Re \{ \tilde{a} e^{i\omega t} \} \quad (\text{I-18})$$

Elle a été donnée par Womersley [42] puis par Atabek and Chang [43].

Dans ces conditions, pour satisfaire les équations de Stokes, la vitesse cherchée sous la même forme que le gradient de pression a pour expression:

$$u_z(r,t) = \Re \left\{ \frac{\tilde{a}}{i\rho\omega} \left( 1 - \frac{J_0(i^{3/2}\alpha r/R)}{J_0(i^{3/2}\alpha)} \right) e^{i\omega t} \right\} \quad (\text{I-19})$$

avec  $\Re$  désigne la partie réelle d'une quantité complexe,  $i^2 = -1$ ,  $\tilde{a}$  désigne le coefficient de Fourier à la pulsation  $\omega$ ,  $J_0$  est la fonction de Bessel de première espèce d'ordre zéro, et le paramètre sans dimension  $\alpha$  désigne le nombre de Wormesley ( $\alpha = R\sqrt{\rho\omega/\mu}$ ).

$$J_n(x) = \sum_{p=0}^{\infty} \frac{(-1)^p}{p!(n+p)!} \left(\frac{x}{2}\right)^{2p+n} \quad (\text{I-20})$$

$J_0(x) = \sum_{p=0}^{\infty} \frac{(-1)^p}{p!p!} \left(\frac{x}{2}\right)^{2p}$  : est la fonction de Bessel de première espèce d'ordre zéro

On représente sur la figure I.15 la fonction de Bessel jusqu'à ordre 2.

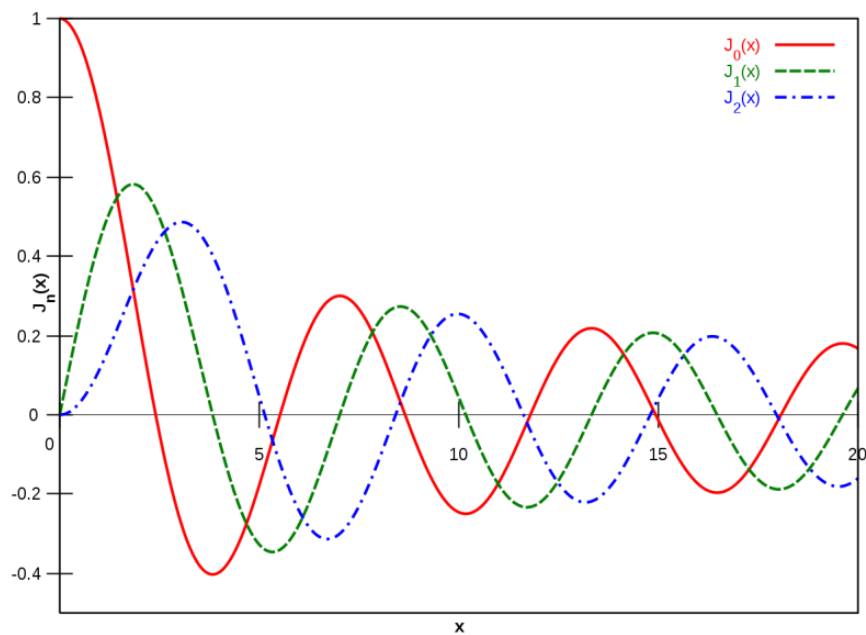


Figure I-15. Fonction de Bessel

Un nouveau problème qui se pose dans l'équation (I-19) est la détermination au préalable des composantes du gradient de pression qui est difficile à mesurer. Deux points de prise de pression artérielle sont nécessaires pour effectuer la prise de pression différentielle en dynamique en utilisant des capteurs de pression. Étant donné que le signal de débit est périodique, une décomposition en série de Fourier est alors possible :

$$u_m(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\omega t) + b_n \sin(n\omega t) \quad (\text{I-21})$$

Avec,  $\omega = 2\pi/T$ , les amplitudes  $a_n$  et  $b_n$  sont telles que :

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T u_m(t) dt \text{ et } b_0 = 0 \text{ pour } n=0 \quad (\text{I-22})$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T u_m(t) \cos(n\omega t) dt \text{ et } b_n = \frac{2}{T} \int_0^T u_m(t) \sin(n\omega t) dt \text{ pour } n \geq 1 \quad (\text{I-23})$$

## Conclusion

Examiner les effets hydrodynamiques dans un modèle de tube présentant une sténose pourrait améliorer les solutions thérapeutiques existantes et permettre de développer d'autres solutions innovantes. L'intérêt de comprendre les propriétés de la dynamique des fluides dans la région de sténose a été exposé et les différentes approches utilisées dans les travaux antérieurs ont fait l'objet de ce premier chapitre.

## Bibliographie

- [1] Garcia, D. (2003). Application du concept de perte de charge au diagnostic écho cardiographique des sténoses aortiques.
- [2] Vander, A. J., Sherman, J. H., & Luciano, D. S. (1998). Human physiology: the mechanisms of body function (No. 612 V228h). New York, US: McGraw-Hill, 1990.
- [3] Huml, E. L., Davies, R. A., Kearns, G. A., Petersen, S. M., & Brismée, J. M. (2018). Common iliac artery occlusion presenting with back and leg pain: case report and differential diagnosis considerations for neurogenic/vascular claudication.

- [4] Aboyans, V., Sevestre, M. A., Desormais, I., Lacroix, P., Fowkes, G., & Criqui, M. H. (2018). Epidemiology of lower extremity artery disease. *Presse medicale (Paris, France: 1983)*, 47(1), 38-46.
- [5] Duriez, P. (2004). Mécanisme de formation de la plaque d'athérome. *La revue de médecine interne*, 25, S3-S6.
- [6] KAHLE W, LEONHARDT H, PLATZER W Anatomie. Tome 2, viscères. 2 éd.Paris : Flammarion Médecine-Sciences, 1990.
- [7] Marshall, I., Zhao, S., Papathanasopoulou, P., Hoskins, P., & Xu, X. Y. (2004). MRI and CFD studies of pulsatile flow in healthy and stenosed carotid bifurcation models. *Journal of biomechanics*, 37(5), 679-687.
- [8] Nguyen, K. T., Clark, C. D., Chancellor, T. J., & Papavassiliou, D. V. (2008). Carotid geometry effects on blood flow and on risk for vascular disease. *Journal of biomechanics*, 41(1), 11-19.
- [9] Grønholdt, M. L. M., Nordestgaard, B. G., Bentzon, J., Wiebe, B. M., Zhou, J., Falk, E., & Sillensen, H. (2002). Macrophages are associated with lipid-rich carotid artery plaques, echolucency on B-mode imaging, and elevated plasma lipid levels. *Journal of vascular surgery*, 35(1), 137-145.
- [10] Lipinski, M. J., Frias, J. C., & Fayad, Z. A. (2006). Advances in detection and characterization of atherosclerosis using contrast agents targeting the macrophage. *Journal of nuclear cardiology*, 13(5), 699-709.
- [11] Carr, S., Farb, A., Pearce, W. H., Virmani, R., & Yao, J. S. (1996). Atherosclerotic plaque rupture in symptomatic carotid artery stenosis. *Journal of vascular surgery*, 23(5), 755-766.
- [12] Mallat, Z., & Tedgui, A. (2004). Apoptose et syndromes coronariens aigus. *M/S: médecine sciences*, 20(3), 298-303.
- [13] Belzacq, T., Avril, S., Leriche, E., & Delache, A. (2012). A numerical parametric study of the mechanical action of pulsatile blood flow onto axisymmetric stenosed arteries. *Medical engineering & physics*, 34(10), 1483-1495.
- [14] Mandal, P. K. (2005). An unsteady analysis of non-Newtonian blood flow through tapered arteries with a stenosis. *International Journal of Non-Linear Mechanics*, 40(1), 151-164.
- [15] Berger, S. A., & Jou, L. D. (2000). Flows in stenotic vessels. *Annual review of fluid mechanics*, 32(1), 347-382.
- [16] Thurston, G. B. (1973). Frequency and shear rate dependence of viscoelasticity of human blood. *Biorheology*, 10(3), 375-381



- [17] Pedley, T. J. (1980). *The Fluid Mechanics of Large Blood Vessels*. Cambridge University Press.
- [18] Thurston, G. B. (1972). Viscoelasticity of human blood. *Biophysical journal*, 12(9), 1205-1217.
- [19] Johnston, B. M., Johnston, P. R., Corney, S., & Kilpatrick, D. (2004). Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations. *Journal of biomechanics*, 37(5), 709-720.
- [20] Cho, Y. I., & Kensey, K. R. (1991). Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows. *Biorheology*, 28(3-4), 241-262
- [21] Ballyk, P. D., Steinman, D. A., & Ethier, C. R. (1994). Simulation of non-Newtonian blood flow in an end-to-side anastomosis. *Biorheology*, 31(5), 565-586.
- [22] YC Fung. *Biomechanics : circulation*. Springer, 1997.
- [23] Frank, O. (1990). The basic shape of the arterial pulse. First treatise: mathematical analysis. *Journal of molecular and cellular cardiology*, 22(3), 255-277.
- [24] Taylor, C. A., & Draney, M. T. (2004). Experimental and computational methods in cardiovascular fluid mechanics. *Annu. Rev. Fluid Mech.*, 36, 197-231.
- [25] Loudon, C., & Tordesillas, A. (1998). The use of the dimensionless Womersley number to characterize the unsteady nature of internal flow. *Journal of theoretical biology*, 191(1), 63-78.
- [26] Clark, C. (1976). The fluid mechanics of aortic stenosis—I. Theory and steady flow experiments. *Journal of biomechanics*, 9(8), 521-528.
- [27] Tobin, R. J., & Chang, I. D. (1976). Wall pressure spectra scaling downstream of stenoses in steady tube flow. *Journal of Biomechanics*, 9(10), 633-640.
- [28] Cassanova, R. A., & Giddens, D. P. (1978). Disorder distal to modeled stenoses in steady and pulsatile flow. *Journal of biomechanics*, 11(10-12), 441-453.
- [29] Ahmed, S. A., & Giddens, D. P. (1983). Flow disturbance measurements through a constricted tube at moderate Reynolds numbers. *Journal of biomechanics*, 16(12), 955-963.
- [30] Ahmed, S. A., & Giddens, D. P. (1983). Velocity measurements in steady flow through axisymmetric stenoses at moderate Reynolds numbers. *Journal of biomechanics*, 16(7), 505-516.
- [31] Ojha, M., Cobbold, R. S., Johnston, K. W., & Hummel, R. L. (1989). Pulsatile flow through constricted tubes: an experimental investigation using photochromic tracer methods. *Journal of fluid mechanics*, 203, 173-197.
- [32] Ahmed, S. A., & Giddens, D. P. (1984). Pulsatile poststenotic flow studies with laser Doppler anemometry. *Journal of biomechanics*, 17(9), 695-705.

- [33] Abdallah, S. A., & Hwang, N. H. (1988). Arterial stenosis murmurs: an analysis of flow and pressure fields. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 83(1), 318-334.
- [34] Varghese, S. S., & Frankel, S. H. (2003). Numerical modeling of pulsatile turbulent flow in stenotic vessels. *J. Biomech. Eng.*, 125(4), 445-460.
- [35] JL Poiseuille. *Recherches expérimentales sur le mouvement des liquides dans les tubes de très-petits diamètres*. Imprimerie Royale, 1844.
- [36] T Seo, LG Schachter, and AI Barakat. Computational study of fluid mechanical disturbance.
- [37] AI Barakat and ET Cheng. Numerical simulation of fluid mechanical disturbance induced by intravascular stents. In *Proceedings of the 11th International Conference on Mechanics in Medicine and Biology*, pages 2–5, 2000.
- [38] TD Kim, TW Seo, and AI Barakat. Numerical simulations of fluid mechanical interactions between two abdominal aortic branches. *Korea-Australia Rheology Journal*, 16(2) :75–83, 2004.
- [39] G Coppola and C Caro. Arterial geometry, flow pattern, wall shear and mass transport : potential physiological significance. *Journal of The Royal Society Interface*, pages rsif–2008, 2008.
- [40] CC O'Brien, VB Kolachalama, TJ Barber, A Simmons, and ER Edelman. Impact of flow pulsatility on arterial drug distribution in stent-based therapy. *Journal of Controlled Release*, 168(2) : 115–124, 2013.
- [41] VB Kolachalama, AR Tzafiriri, DY Arifin, and ER Edelman. Luminal flow patterns dictate arterial drug deposition in stent-based delivery. *Journal of Controlled Release*, 133(1) :24–30, 2009.
- [42] Womersley, J. R. (1955). Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known. *The Journal of physiology*, 127(3), 553-563.
- [43] Atabek, H. B., & Chang, C. C. (1961). Oscillatory flow near the entry of a circular tube. *Zeitschrift für angewandte Mathematik und Physik ZAMP*, 12(3), 185-201.





**Chapitre II: Caractérisation dynamique de  
l'écoulement à travers une  
sténose à paroi rigide :  
approche numérique et  
expérimentale**

On rappelle que notre objectif dans cette thèse, est d'étudier les écoulements sténosés et les phénomènes hydrodynamiques qui sont mis en jeu dans un milieu liquide.

Dans ce chapitre on présente tout d'abord la méthode expérimentale qu'on a adoptée comme outil de caractérisation de la dynamique des écoulements étudiés. La caractérisation des écoulements en conduite sténosée a été effectuée à l'aide de la méthode de Vélocimétrie à Imagerie de particules (PIV).

La mise en place de chaque composant du dispositif est ensuite décrite. Dans un second lieu, l'approche numérique employée dans ce travail est introduite. L'implémentation du modèle numérique sous l'environnement CFD utilisé est exposée.

## **A-APPROCHE EXPERIMENTALE**

### **II.1 Dispositif expérimental**

La figure II.1 montre l'ensemble de l'appareillage expérimental mis en place. Il est constitué de deux parties essentielles : le montage expérimental siège de l'écoulement en conduite sténosée et le dispositif optique de mesure par la technique de (PIV). La première partie comprend principalement la génération de l'écoulement en mode stationnaire ou pulsé et le système de circulation de l'eau dans les conduites. Depuis un réservoir, l'eau circule par gravitation dans des tuyaux en silicone traversant une cuve où ces conduites sont raccordées à un modèle de conduite sténosée. La conception du modèle de sténose a été réalisée sous le logiciel SOLIDWORKS, avant que le tube sténosé soit imprimé en 3D par une société chinoise spécialisée dans le développement, la fabrication et la vente de produits en silicone imprimés en 3D [1]. Des capteurs de pression sont installés de part et d'autre de la sténose afin de déterminer la chute de pression.

La deuxième partie, ou dispositif optique, comprend un montage optique constitué par un assemblage de lentilles et de miroirs permettant de guider le faisceau laser de la chaîne de mesure PIV vers la zone d'étude.

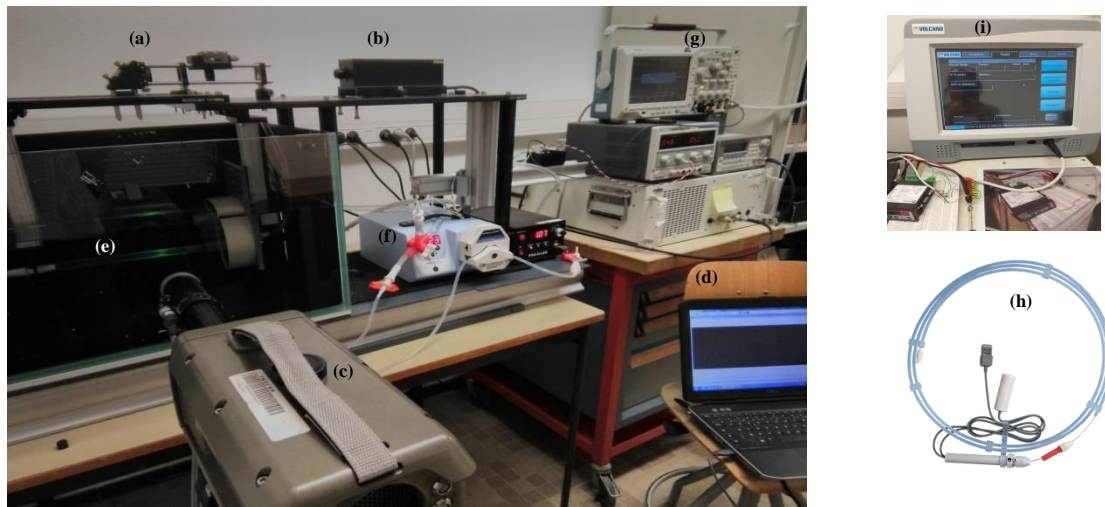


Figure II-1. Système PIV de mesure et dispositif expérimental : système PIV: (a) système optique, (b) générateur laser, (c) caméra CMOS, (d) PC d'acquisition des données.

Dispositif expérimental: (e) modèle de silicone immergé dans la cuve, (f) pompe péristaltique, (g) oscilloscope de surveillance de pression, (h) conducteur vasculaire de cathéter, (i) IFR Volcano (mesure de pression).

La chaîne PIV est constituée, d'une caméra rapide CMOS (Complementary Metal-Oxide-Semi Conductor), qui permet d'enregistrer des doublets d'images, un générateur laser, et un ordinateur pour l'acquisition des données et leurs traitements. La figure II.2 donne la disposition des différentes composantes de cette chaîne.

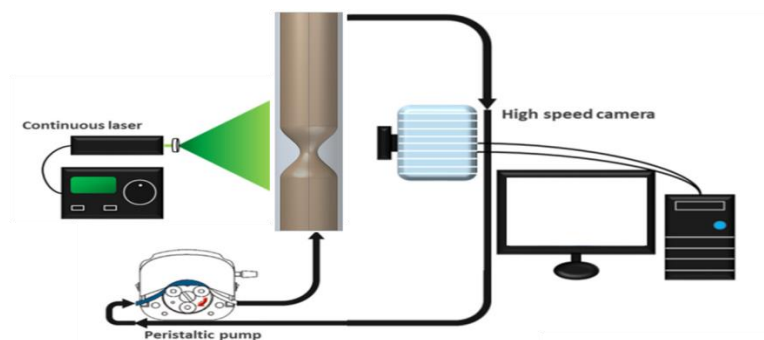
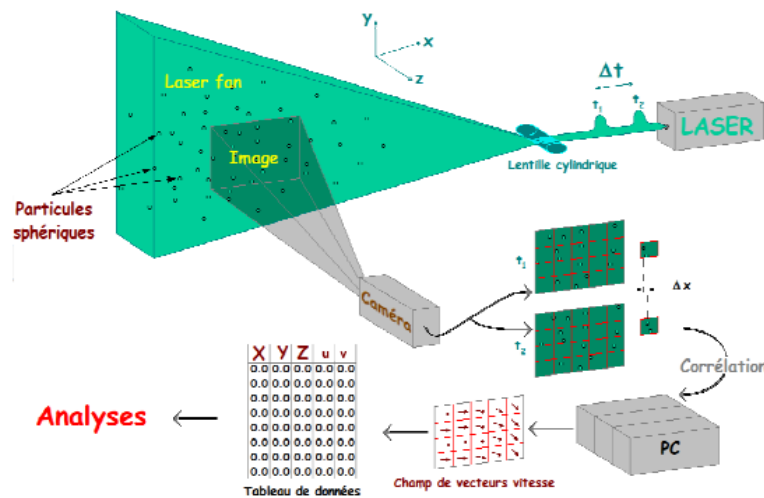


Figure II-2. Schéma de la configuration expérimentale

### II.1.1 Technique de mesure par PIV

La figure II.3 illustre le schéma de principe de cette technique de mesure par PIV-2D.



*Figure II-3.Principe de la technique PIV 2D.*

La PIV désigne une technique d'imagerie optique de mesure de champ de vitesses en déterminant les déplacements des particules solides (appelés traceurs) dans un écoulement de fluide sur un court intervalle de temps, et ceux-ci en prennent deux images successives d'un plan éclairé dans cet écoulement. De cette façon, la vitesse peut être déterminée par mesure du déplacement des particules.

Pour la PIV-2D, un plan de lumière vient éclairer la zone d'écoulement souhaitée et rendre visibles les particules à la caméra. Les particules diffusent la lumière reçue. Cette lumière est généralement une lumière laser (qui va permettre de réaliser un plan fin de lumière), émise en mode pulsé ou continu. La succession des lentilles permet d'ajuster la longueur et l'épaisseur du plan de focalisation.

Des séries de deux images sont acquises et ensuite traitées. Elles sont découpées en zones d'interrogation, des ensembles restreints de pixels. Le couple "intervalle de temps entre les deux images" et "taille de la zone d'interrogation" doit permettre d'observer un déplacement suffisant des particules, Le déplacement global de chaque zone d'interrogation est obtenu par une corrélation spatiale entre les deux images successives enregistrées. La méthode donne ainsi accès à un champ des projections de la vitesse de l'écoulement dans le plan laser. La méthode est de ce fait couramment désigné comme PIV 2D :2-dimensions 2-composantes.

## Caractérisation dynamique de l'écoulement à travers une sténose à paroi : rigide approche numérique et expérimentale | Étude des écoulements dans les artères sténosées

La vélocimétrie par image de particules mesure le déplacement moyen des particules introduites dans l'écoulement. Il est donc essentiel que celui-ci suit correctement le fluide. Leur taille doit être suffisamment petite afin d'éviter leur sédimentation et pour assurer qu'elles ne possèdent pas une vitesse propre, différente de celle de convection des particules fluides ; et de plus, il est nécessaire qu'elles n'interagissent pas entre elles. D'un autre côté, les traceurs doivent aussi diffuser suffisamment la lumière de la nappe laser qui vient illuminer l'écoulement, car la mesure repose sur la captation de la lumière diffusée par un capteur CCD placée perpendiculairement à la nappe laser. Cela interdit donc l'usage de particules de diamètre trop faible.

Il est important de noter que l'image enregistrée d'une particule est normalement plus grande que sa taille théorique, facteur de grossissement compris. En effet, dans cette gamme de diamètres de particules, la dimension de l'image est principalement déterminée par la diffraction de l'optique de réception (objectif) utilisé. Soit  $d_i$  le diamètre effectif de l'image de la particule, il nous est donné par la relation suivante :

$$d_i = \sqrt{M^2 \times d_p^2 + d_{Diff}^2} \quad (\text{II.1})$$

avec :

$M$  : l'agrandissement linéaire de l'optique ou le grossissement, ( $M = \text{dimension de l'image} / \text{dimension de l'objet}$ ),

$d_p$  : diamètre de la particule,

$d_{Diff}$  : diamètre de l'image de diffraction des particules :

$$d_{Diff} = 2,44 \times (1+M) \times f_o \times \lambda \quad (\text{II.2})$$

avec :

$\lambda$  : longueur d'onde du laser

$f_o$  : ouverture numérique de l'optique  $f_o = \frac{f}{D_a}$



où :

$f$  : distance focale de l'objet

$D_a$  : ouverture de l'objet

Ainsi, la dimension de l'image d'une particule de  $1\ \mu\text{m}$  est typiquement de l'ordre de  $15\ \mu\text{m}$ . Notons aussi que pour un grandissement proche de 1 et de petits traceurs, le diamètre de l'image est donné approximativement par l'expression de  $d_{Diff}$ .

Un autre facteur important est la concentration des traceurs au sein de l'écoulement. Si elle est trop élevée, les particules sont difficilement discernables sur les enregistrements. En ce qui concerne la technique PIV, la concentration est telle que les images individuelles des particules sont visibles. Néanmoins si la concentration est trop faible, les particules ne seront pas distribuées partout ; il est alors difficile de connaître la distribution de vitesse en tout point du champ étudié. Il faut donc ajuster la concentration des traceurs de telle sorte qu'elle soit la plus élevée possible tout en restant en mode PIV. En pratique, la concentration est de  $10^{10}$  à  $10^{11}$  particule par  $m^3$ .

La concentration maximale  $C$  pour assurer de bonnes mesures PIV est donnée par la relation ci-dessous :

$$\sqrt{\frac{1}{\Delta z \times C}} \gg \frac{d_i}{M} \quad (\text{II.3})$$

avec :

$\Delta z$  : épaisseur de la tranche lumineuse,

$d_i$  : diamètre de l'image de la particule,

$M$  : agrandissement.

Nous présentons ci-après sur la figure II.4 trois concentrations de particules différentes dont seule la seconde conduit à une bonne détermination du champ de vitesse en PIV.

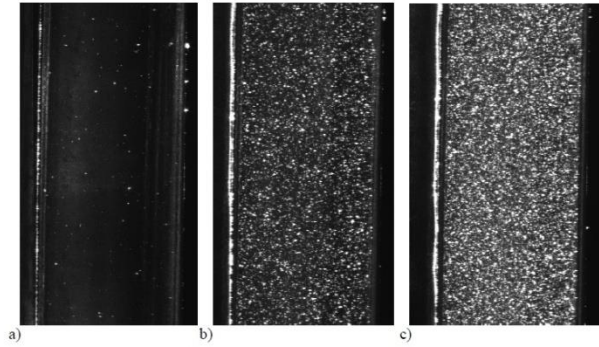


Figure II-4. Images de concentrations différentes en particules pour l'étude de l'écoulement dans un tube d'échangeur thermique a) peu dense, b) bon ensemencement pour la PIV, c) très dense.

Une étude de la qualification de la technique dans une configuration voisine de la nôtre a déjà été réalisée par Haj Slama et al [2].

Avant de commencer à utiliser l'outil PIV, la première étape est l'ensemencement du fluide par les particules traceuses. Des tests préliminaires de la taille des particules en fonction de leur densité dans l'écoulement sont nécessaires pour la bonne résolution des champs de vitesses.

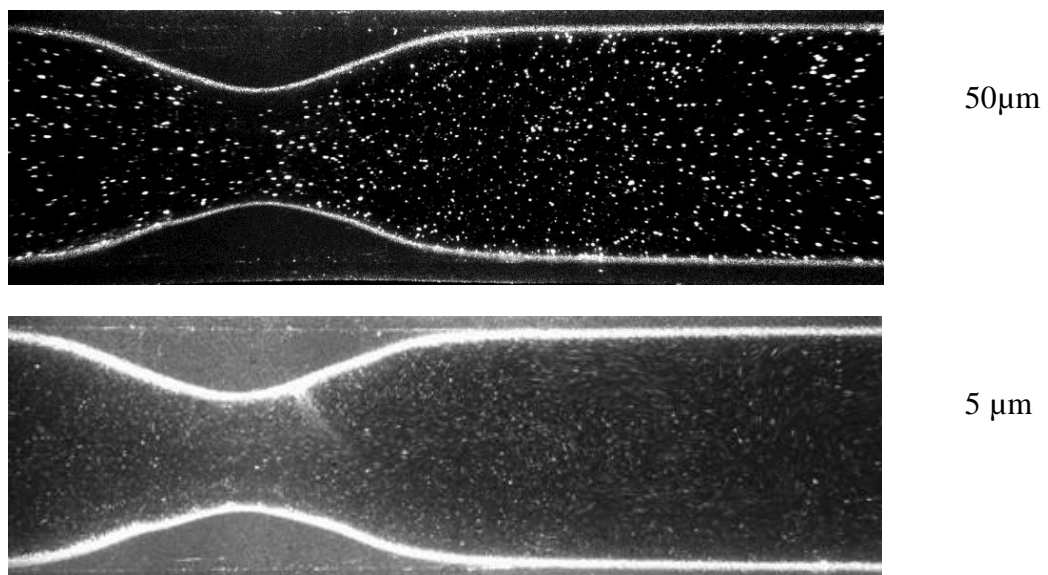


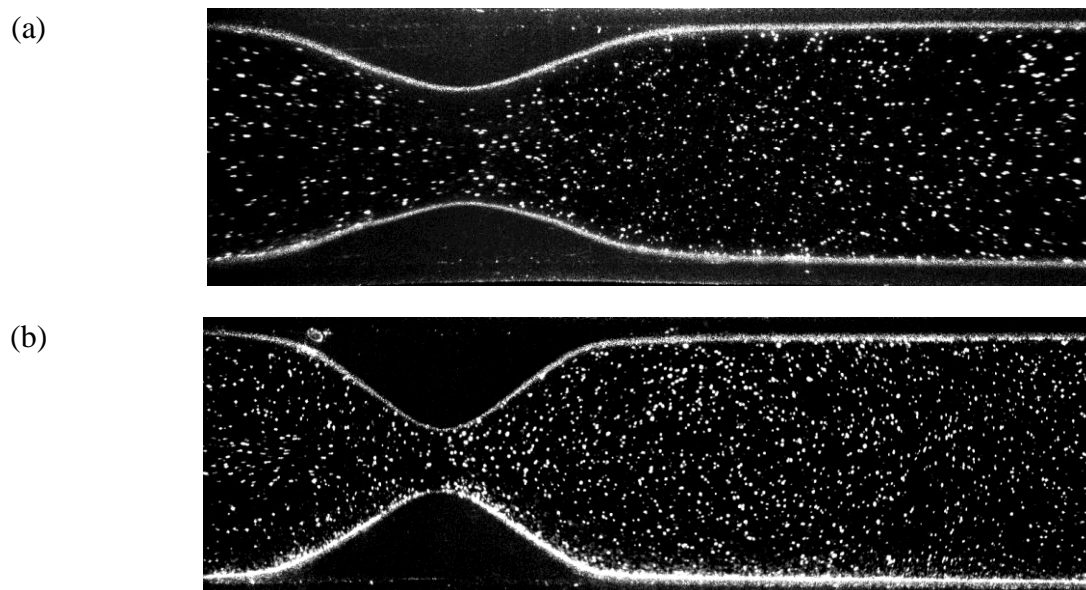
Figure II-5. Choix de particules: exemples d'images pour deux diamètres de particules: a) 50  $\mu\text{m}$ , b) 5  $\mu\text{m}$

## Caractérisation dynamique de l'écoulement à travers une sténose à paroi : rigide approche numérique et expérimentale | Étude des écoulements dans les artères sténosées

La figure II.5, montre une comparaison préliminaire sur le choix de particules. La mesure de champ de vitesses des deux séries de mesures, figure II.5 a) avec des particules des diamètres moyens de  $50 \mu\text{m}$  et la figure II.5 b) avec des diamètres moyens de  $5 \mu\text{m}$ , relèvent des vecteurs de vitesses erronées près de la paroi de la sténose pour le cas II.5 b). Cela nous amène à conclure qu'il vaut mieux travailler avec les grosses particules.

Dans ce travail, les particules fluorescentes choisies sont des particules de polyamide (dont le diamètre choisi est donc de l'ordre de  $50 \mu\text{m}$ ) : leur densité est d'environ  $1000 \text{ kg/m}^3$ , valeur très proche de celle de l'eau. Cette considération limite la sédimentation des particules.

La source laser illumine toutes les particules suivant un plan vertical médian au modèle. La caméra est placée en perpendiculaire à la nappe laser et elle enregistre une zone du plan du laser. La figure II.6a et II.6b montre deux images obtenues à l'aide de la caméra respectivement pour une réduction en diamètre de 50% et de 75%.



*Figure II-6. Exemples d'images enregistrées pour des sténoses de: (a) 50% de réduction en diamètre (b) 75% de réduction en diamètre*

## Caractérisation dynamique de l'écoulement à travers une sténose à paroi : rigide approche numérique et expérimentale | Étude des écoulements dans les artères sténosées

Le traitement des enregistrements consiste en l'analyse de deux images successives ou doublet d'images. Les images sont divisées en petites zones d'interrogation. L'une des zones d'interrogation de la première image est comparée à la seconde zone en appliquant une technique de corrélation qui donne le déplacement moyen de l'ensemble des particules captées sur la fenêtre d'interrogation. Connaissant l'intervalle de temps et le déplacement  $\Delta \vec{x}$ , on peut accéder dans chaque zone d'interrogation aux composantes de vitesse par la relation :

$$\vec{v} = \frac{\Delta \vec{x}}{\Delta t} \quad (\text{II.4})$$

Cet enchaînement est répété pour toutes les fenêtres d'interrogation de la paire d'image, ce qui fournit le champ de vitesse dans la zone d'étude.

Pour réaliser ces tâches, des scripts déjà écrits sous MATLAB ont été utilisés. Ces routines sont accessibles pour une utilisation gratuite sous le nom « PIVlab open source » [3], développées par William Thielicke.

Il est à noter qu'un prétraitement des images brutes est nécessaire avant de commencer l'extraction des champs de vitesse. Tout d'abord on commence par améliorer le contraste, réduire le bruit qui figure dans les images, et on effectue une homogénéisation des intensités d'images des particules. Nous avons procédé à deux prétraitements dans notre cas : une égalisation du contraste qu'on l'appelle CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) et l'application d'un filtre pour l'élimination du bruit de fond.

La méthode CLAHE est un prétraitement introduit par Pizer et al [4]. Le principal avantage de cette procédure est qu'elle s'applique sur de petites divisions d'image qu'on l'appelle des tuiles, afin de déterminer l'effet de la distribution d'intensité gaussienne du faisceau laser. Dans cette méthode, le contraste de ces petites divisions d'image est obtenu par l'égalisation d'histogrammes. Les zones à faibles et fortes expositions sont alors lissées en utilisant une interpolation bilinéaire, ce qui permet une image sans limites visibles entre les divisions d'image.

Ce procédé augmente de façon significative la probabilité de vecteurs valides dans les images brutes [5].

Pour le bruit dans les images, on utilise un filtre adaptatif de type « winner2 », afin de minimiser l'erreur quadratique moyenne entre une image avec bruit et une autre avec un bruit moins intense.

Les images sont ensuite découpées en zones d'interrogation. Les routines MATLAB utilisent un algorithme de Transformé de Fourier Rapide (FFT). Cet algorithme est couramment utilisé en traitement numérique de signal pour la transformation des données discrètes du domaine temporel vers un domaine fréquentiel. Il présente un avantage majeur de coût de calcul faible en termes de temps en comparaison avec d'autres algorithmes de résolution spatiale.

La FFT facilite le calcul de l'inter corrélation. En effet, la TF (Transformée de Fourier) d'un produit de corrélation de deux images  $x$  et  $y$  se réduit à un simple produit des transformées de Fourier des deux images :

$$TF(\text{corrélation}(x,y))=TF(x) TF(y)^* \text{ (où } * \text{ désigne le conjugué du signal complexe)} \quad (\text{II.5})$$

### **II.1.2 La cuve d'eau**

Les expériences ont été menées dans une cuve de 96 litres d'eau dégazée et filtrée (taux d'oxygène dissous  $< 2\text{mg.l}^{-1}$ ). La construction de cette cuve a été réalisée par des parois en verre recouvertes de plaques en aluminium peintes en noir mat (pour éviter toutes réflexions de la lumière du laser, sauf la paroi en face pour permettre l'accès optique à la caméra. Des supports de fixations de tube ont été plongés dans la cuve pour réduire toutes sollicitations mécaniques et éviter le déplacement des deux extrémités du tube en silicone.

### **II.1.3 Le générateur laser**

La source laser de la chaîne de mesure PIV est de type CHANGCHUN NEW INDUSTRIES OPTOELECTRONICS MGL-F\*532-2W) de longueur d'onde égale à 532 nm. Cette source fonctionne en mode continu ou pulsé et génère un faisceau lumineux de 2mm de diamètre. Le mode continu est utilisé, mais le laser est coupé entre les enregistrements. Tous les enregistrements durent aux alentours de quelques secondes pour éviter un échauffement du tube par le laser.

#### **II.1.4 Le système optique**

Le faisceau laser passe par une série de lentilles (THORLABS): une lentille concave de diamètre égale à 25.4 mm et d'une longueur focale égale à 75mm, une autre lentille convexe de même diamètre et de longueur focale égale à 125mm, un miroir plan, et deux lentilles cylindriques de diamètre égale à 25.4 mm et de longueur focale égale à 50 mm et d'un miroir pour convertir le faisceau à la fin en une feuille laser de 20 cm de longueur et 250  $\mu\text{m}$  d'épaisseur. Le plan laser déjà généré permettra d'éclairer la zone d'intérêt de notre étude qu'on appellera, la zone focale ou la zone de visualisation de l'écoulement.

#### **II.1.5 La caméra rapide**

L'écoulement dans le circuit estensemencé par des particules de polyamide approximativement sphériques, et qui ont déjà démontré une bonne efficacité dans les liquides. La manipulation de ces particules est d'autant plus sûre qu'elles sont non toxiques et non polluantes pour l'eau. Comme on l'a vu précédemment, la taille de ces particules de l'ordre de plusieurs microns (de l'ordre de 50 microns) engendre une forte diffusion de la lumière laser [6] et leur avantage réside aussi dans leur densité qui est proche de la densité de l'eau. La caméra rapide utilisée est de type VISION RESEARCH PHANTOM V12.1. Elle est capable d'enregistrer l'écoulementensemencé par les particules grâce à la lumière qu'elles diffusent. Les images enregistrées sont de résolution 1280x400 pixels. La fréquence d'acquisition choisie est de 400 images par seconde pour la sténose de 50% de réduction en diamètre, et 1500 images par seconde pour la sténose de 75% car l'écoulement devient plus rapide dans ce cas.

Des images de résolution 1280 x 400 pixels ont été acquises, correspondant à un champ de vision de 3,84 x 1,2 cm. L'acquisition d'images a été optimisée pour capturer la vitesse de l'écoulement au niveau de la sténose, ce qui a conduit à une cadence de 400 images par seconde avec un temps d'exposition de 2,5 ms pour le tube de réduction de 50% de diamètre et à une cadence de 1500 images par seconde avec un temps d'exposition de 0,67 ms pour le tube de réduction à 75%.



### II.1.6 Conception des tubes sténosés et fabrication

La figure II.7 montre les modèles en silicone imprimés. Leur conception a été réalisée sur le logiciel SOLIDWORKS. L'étape finale est de transmettre les fichiers de la structure de l'artère sous forme de fichiers STEP, à fournir à la société « TRENDOMED company » pour l'impression en 3D.

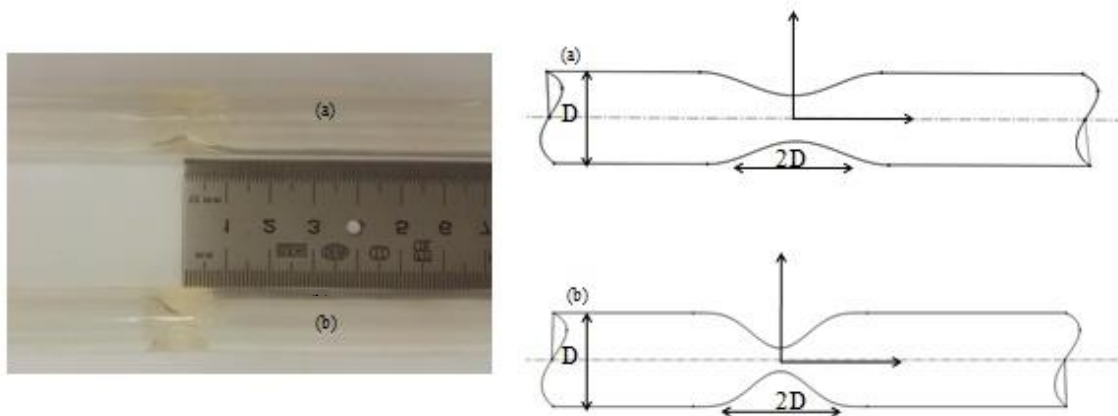


Figure II-7. Caractéristiques géométriques des modèles en silicone (a) 50% réduction de diamètre (b) 75% réduction de diamètre

### II.1.7 Prise de pression

La perte de charge est la perte de pression liée à la dissipation visqueuse. Pour les sténoses, la perte de charge engendre une variation non linéaire de la charge totale. Ces pertes singulières prennent de l'ampleur devant les pertes linéaires. L'appareil IFR Volcano peut permettre une mesure de la pression en chaque point du tube à l'aide d'une sonde de prise de pression qu'on peut faire glisser à l'intérieur du tube. Le dispositif mis en œuvre est montré sur la figure II.8.



Figure II-8. Capteur de pression in situ

### II.1.8 Pompe péristaltique

La figure II.9 montre le modèle de pompe de circulation utilisée. Cette pompe facilite l'utilisation de tuyauterie en silicone. Elle permet à l'utilisateur une grande gamme de débits. La commande numérique fournit un relevé précis de vitesse de rotation de la tête de pompe, qui donne la fréquence de pulsation et, en fonction du diamètre du tube, le débit moyen.

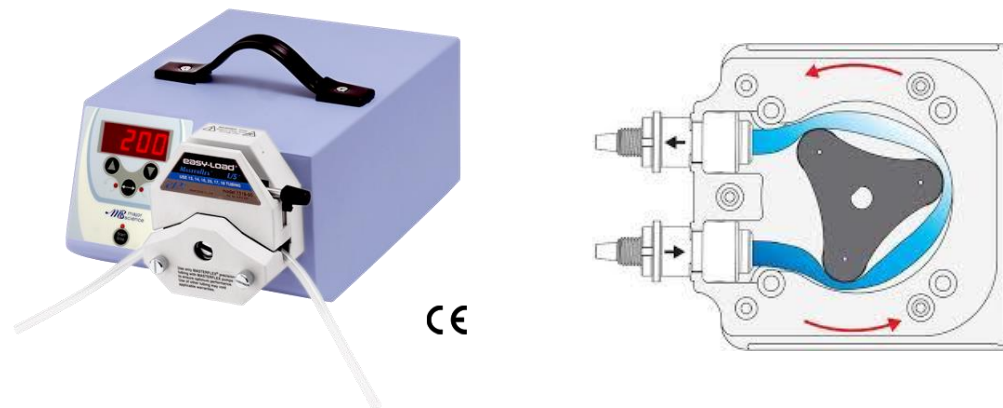


Figure II-9. Pompe péristaltique

## B-APPROCHE NUMERIQUE

### II.2 Simulation numérique

Les simulations numériques ont été effectuées sur le logiciel de simulation ANSYS 15.0 multi physique, largement employé pour la mécanique des fluides, le transfert de chaleur et de masse, les réactions chimiques et d'autres phénomènes complexes. Le but était dans un premier lieu de valider les expériences réalisées sur deux modèles utilisés dans l'expérience et dans un deuxième lieu, d'élargir l'étude à d'autres géométries plus complexes. Le solveur est basé sur la méthode des volumes finis.

Pour résoudre le système d'équations qui gouvernent l'écoulement, FLUENT propose plusieurs modèles qui se basent sur la viscosité (moléculaire et/ou turbulente). Le choix d'un modèle revient au choix du type du problème traité ainsi qu'à la nature de l'écoulement. La figure II.10 illustre les modèles utilisés.





Figure II-10 : Les modèles visqueux proposés par FLUENT

FLUENT propose les modèles :

- ❖ idéal (« inviscid »), qui néglige l'effet de la viscosité ;
- ❖ laminaire (« laminar »), destiné aux écoulements laminaires ;
- ❖ Spalart et Allmaras (« Spalart-Allmaras »), basé sur une seule équation, un modèle de turbulence de 1<sup>er</sup> ordre basé sur le concept de la viscosité turbulente ;
- ❖  $k - \varepsilon$  (« k-epsilon»), pour les écoulements fortement turbulents basés sur 2 équations de conservation de l'énergie cinétique massique turbulente  $k$  et de la dissipation  $\varepsilon$ , basé également sur le concept de la viscosité turbulente qui est déterminé à 2 équations ;
- ❖  $k - \omega$  (« k-omega »), pour les écoulements turbulents à bas nombre de Reynolds de 1<sup>er</sup> ordre dont la viscosité turbulente est déterminée par les équations de conservation  $k$  et de la dissipation turbulente  $\omega$ , basés sur 2 équations ;
- ❖ Reynolds (« Reynolds Stress »), basé sur le modèle de turbulence de 2<sup>nd</sup> ordre.

Les modèles  $k - \omega$ ,  $k - \varepsilon$  et celui de Spalart et Allmaras sont de 1<sup>er</sup> ordre basés sur la détermination de la viscosité turbulente  $\mu_t$  donnée à partir du tenseur de Reynolds par la relation basée sur l'hypothèse de Boussinesq :

$$R_{ij} = -\overline{\rho u'_i u'_j} = \mu_t \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij} \quad (\text{II.5})$$

alors que le modèle des tensions de Reynolds est un modèle de 2<sup>nd</sup> ordre, où les composantes du tenseur de Reynolds sont déterminées à partir des équations qui régissent les tensions de Reynolds.

Puisque notre problème est caractérisé par un faible nombre de Reynolds (entre 100 et 2000), l'écoulement peut être laminaire ou transitoire. Nous nous limitons alors au modèle laminaire et au modèle turbulent  $k - \omega$  qui est recommandé pour la simulation des écoulements à bas nombre de Reynolds.

Concernant le modèle laminaire, l'écoulement est gouverné par l'équation de continuité et les trois équations de quantité de mouvement suivante :

\* Equation de continuité: 
$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (\text{II.6})$$

\* Equation de transport: 
$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho u_i) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) \quad (\text{II.7})$$

Le modèle de 1<sup>er</sup> ordre  $k - \omega$  est basé sur la décomposition de Reynolds ( $u = \bar{u}_i + u_i'$ ) pour aboutir aux équations de continuité et de quantité de mouvement moyennées ainsi que les équations de l'énergie cinétique turbulente  $k$  et de la dissipation  $\omega$  données par :

\* Equation de continuité moyennée : 
$$\frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_i} = 0 \quad (\text{II.8})$$

\* Equations de quantité de mouvement moyennées : 
$$\quad (\text{II.9})$$

$$\frac{\partial}{\partial x_j}(\rho \bar{U}_i \bar{U}_j) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + (\mu + \mu_t) \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) \right)$$

\* Equation de l'énergie cinétique turbulente: 
$$\quad (\text{II.10})$$

$$\frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \Gamma_k \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) + G_k - Y_k + S_k$$

\* Equation de la dissipation turbulente:

$$\frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \omega u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \Gamma_\omega \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right) + G_\omega - Y_\omega + S_\omega \quad (\text{II.11})$$

avec :

- $G_k, G_\omega$  : représentent respectivement la production de k (due au gradient de vitesse) et la production de  $\omega$ .
- $\Gamma_k, \Gamma_\omega$  : représentent respectivement le terme diffusif de k et de  $\omega$ .
- $Y_k, Y_\omega$  : représentent respectivement la dissipation de k et de  $\omega$ .
- $S_k, S_\omega$  : représentent respectivement le terme source de k et de  $\omega$ .

Dans l'environnement ANSYS-FLUENT, il existe six variantes du modèle  $k - \omega$ . Ces variantes vérifient le même système d'équations mais elles diffèrent par les constantes qui figurent dans les équations du modèle. Le sous-modèle  $k - \omega$  Standard (« standard -  $\omega$  ») noté "ST" a été utilisé dans ce travail.

Dans ce cas:

$$\Gamma_k = \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \quad \text{et} \quad \Gamma_\omega = \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\omega}$$

où  $\mu_t = \alpha^* \frac{\rho k}{\omega}$  est la viscosité turbulente où  $\alpha^*$  est un coefficient qui correspond à une correction pour les faibles nombres de Reynolds. Ce coefficient est donné par la relation :

$$\alpha^* = \left( \frac{0,024 + \frac{\rho k}{6\mu\omega}}{1 + \frac{\rho k}{6\mu\omega}} \right)$$

Pour les nombres de Reynolds assez élevés on a  $\alpha^* = 1$ .

$$G_k = -\rho \overline{u_i' u_j'} \frac{\partial \bar{u}_i}{\partial x_j} \quad \text{et} \quad G_\omega = \alpha \frac{\omega}{k} G_k$$

où  $\alpha$  est un coefficient qui correspond à une correction pour les faibles nombres de Reynolds. Il est donné par la relation :

$$\alpha = \frac{0,52}{\alpha^*} \left( \frac{0,024 + \frac{\rho k}{6\mu\omega}}{1 + \frac{\rho k}{6\mu\omega}} \right)$$

Pour les nombres de Reynolds assez élevés on prend  $\alpha = 1$ .

$$Y_k = \rho\beta^*fk\omega$$

où  $f$  est une fonction qui dépend de  $k$  et  $\beta^*$  est un coefficient qui correspond à une correction pour les faibles nombres de Reynolds. Il est donné par la relation :

$$\beta^* = 0,09 \left( \frac{\frac{4}{15} + \left(\frac{\rho k}{8\mu\omega}\right)^4}{1 + \left(\frac{\rho k}{8\mu\omega}\right)^4} \right)$$

Pour les nombres de Reynolds assez élevés  $\beta^* = 0,09$ .

$$D'autre part Y_\omega = \rho\beta f^* \omega^2$$

### II.2.1 Géométrie

Les modèles géométriques de notre simulation, reprennent les dimensions des tubes de sténoses expérimentaux qui sont deux modèles déjà imprimés : un cas de sténose à 50% de réduction en diamètre et l'autre à 75% de réduction.

L'artère de sténose est simplifiée en un modèle de tube de sténose axisymétrique. Les fantômes de sténose sont représentés sur la figure II.11. Ces modèles sont basés sur une forme cosinus avec une réduction de 50% et de 75% du diamètre de la section transversale, selon la loi suivante pour la valeur du rayon le long du tube :

$$R(x) = \begin{cases} \frac{D}{2} \left( 1 - \frac{s_0}{4} \left( 1 - \cos \left( \frac{2\pi(x-x_1)}{x_2-x_1} \right) \right)^2 \right) & \text{if } x_1 < x < x_2 \\ \frac{D}{2} & \text{if not} \end{cases} \quad (\text{II.12})$$

## Caractérisation dynamique de l'écoulement à travers une sténose à paroi : rigide approche numérique et expérimentale | Étude des écoulements dans les artères sténosées

où  $D=11$  mm est le diamètre intérieur de la partie saine du tube,  $s_0=0.5$  ou  $0.75$  est, le coefficient de réduction de diamètre,  $x$  est la coordonnée axiale (avec  $x=0$  au col de la sténose),  $x_1=1D$  et  $x_2=-1D$ . La longueur de la région sténosée est donc  $2D$ . La longueur totale du modèle est de  $27D$  avec une longueur en amont de la sténose de  $12D$ . La paroi externe des tubes est un cylindre circulaire de diamètre 13 mm, l'épaisseur de la paroi sauf dans la région sténotique étant de 1 mm, et le module d'Young du silicone utilisé a été mesuré à 2 MPa, ce qui garantit que nous pouvons négliger toute déformation de la paroi.

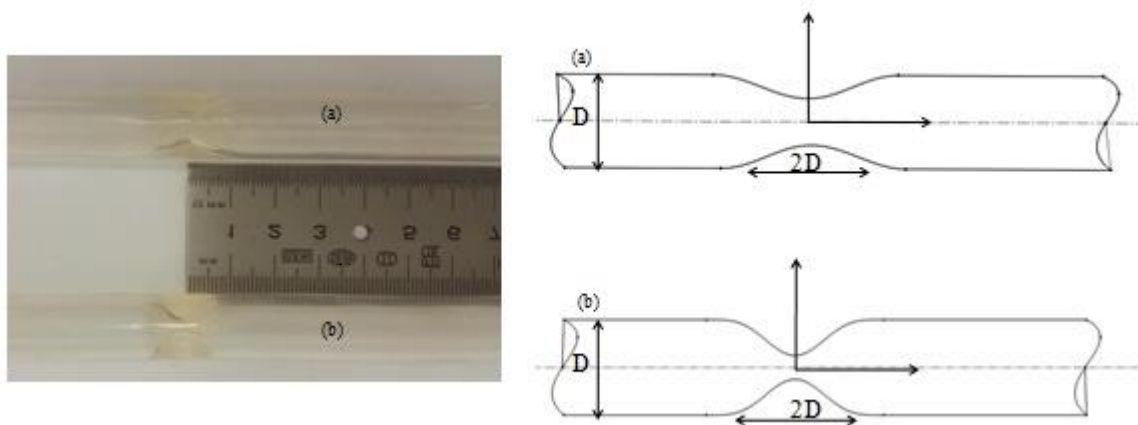


Figure II-11. Géométries des deux modèles : a) 50% de réduction de diamètre b) 75% de réduction de diamètre

### II.2.2 Paramètres du solveur et conditions aux limites

Les deux géométries implémentées dans le solveur ANSYS-fluent, sont en 3D, et la simulation est effectuée en 3D : aucune condition de symétrie n'a été prise en considération. Les conditions prises en compte sur les côtés entrée et sortie sont respectivement « Inlet » pour définir une vitesse de profile de Poiseuille selon le mode d'écoulement continu ou pulsé, et « Outlet » pour définir une pression nulle à la sortie, ce qui va créer l'écoulement. Une autre condition aux limites de type mur « Wall » sur l'ensemble de la surface extérieure du modèle traduit bien évidemment la condition de non glissement c-à-d que la vitesse tangentielle à une surface solide est nulle, ou bien tout simplement que le fluide ne glisse pas sur la surface solide.

Pour les conditions d'écoulement stationnaire, la vitesse d'entrée a été décrite par la loi de Poiseuille :

$$u(r) = 2u_m \left( 1 - \left( \frac{r}{R} \right)^2 \right) \quad (\text{II.13})$$

où  $u_m$  est la vitesse moyenne,  $r$  la coordonnée radiale, et  $R=D/2$ , le rayon de la partie saine.

Pour l'entrée d'écoulement pulsatile, un profil de vitesse dépendant du temps a été considéré :

$$u(r,t) = 2u_m(t) \left( 1 - \left( \frac{r}{R} \right)^2 \right). \quad (\text{II.14})$$

La vitesse à l'entrée qui induit l'écoulement est introduit dans les équations du solveur. Elle a été construite numériquement à partir des données expérimentales de la vitesse à l'entrée. De ce fait, il a fallu créer un interfaçage et introduire des programmes UDF (User Defined Function) écrits en langage C++ qui peuvent être chargés d'une manière dynamique avec le solveur Fluent.

Un schéma qui explique la démarche de l'insertion de la vitesse d'entrée dans le solveur, est illustré sur la figure II.12, et la figure II.13 montre l'écriture du programme UDF.

On a donc supposé que l'écoulement était incompressible, Newtonien, et que la paroi du tube artériel était rigide sans possibilité de glissement. Le régime laminaire a été considéré pour la condition d'entrée parce que  $Re < 2000$ . Toutefois, la présence de la sténose génère des comportements dans l'écoulement comme la recirculation, le rattachement à la paroi et la couche limite en développement. De plus, la nature pulsatile de l'écoulement du flux sanguin favorise la transition post-sténotique à la turbulence. Dans cette étude, un flux sténotique stationnaire ou pulsatile est simulé à l'aide de deux équations de Reynolds moyennées Navier-Stokes (RANS). On utilise le modèle  $k-\omega$  turbulence qui est recommandé pour les configurations d'écoulement transitoire, en particulier pour les écoulements limités par les murs.

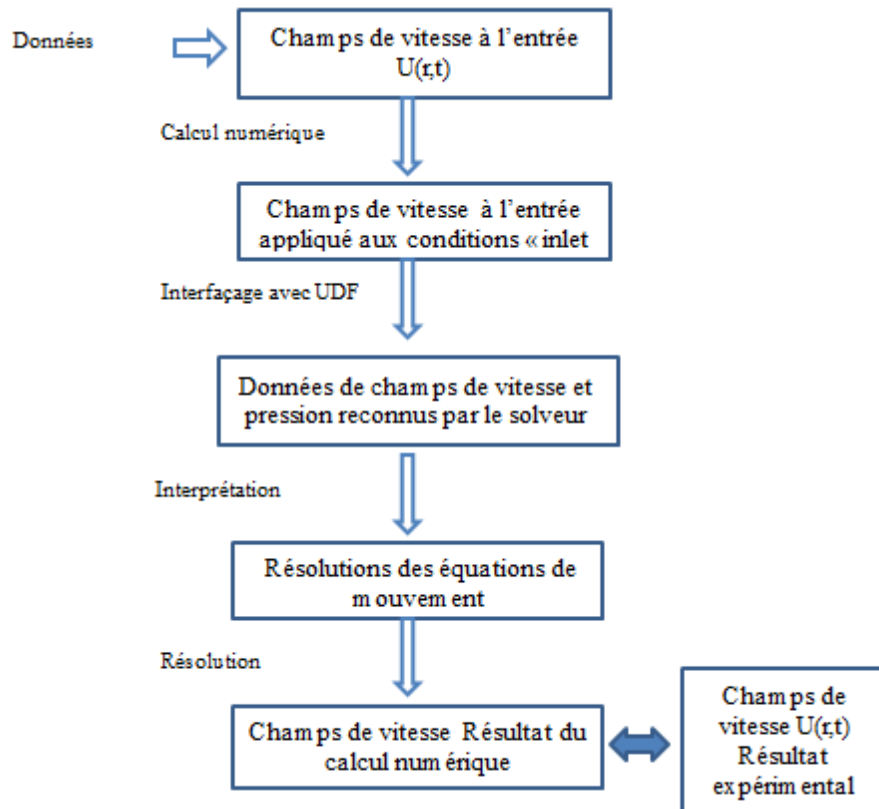


Figure II-12. Etape de la simulation numérique et de la comparaison numérique VS expérimental

```

#include "udf.h" /* must be at the beginning of every UDF you write */
#define a0 0.06303
#define a1 -0.0178
#define b1 0.07572
#define w 7.151
DEFINE_PROFILE(x_velocity,thread,index)
{
  real x[ND_ND]; /* this will hold the position vector */
  real y,time;
  real z;

  face_t f;
  time = CURRENT_TIME;
  begin_f_loop(f,thread) /* loops over all faces in the thread passed
                          in the DEFINE macro argument */
  {
    F_CENTROID(x,f,thread);
    y = x[1];
    z = x[2];
    F_PROFILE(f,thread,index) =2*((a0+a1*cos(time*w) +b1*sin(time*w))/4)*(1-1*y*y /
(0.0055*0.00550)-1*z*z/(0.0055*0.00550));
  }
  end_f_loop(f,thread)
}
  
```

Figure II-13. Script du programme C pour définir la vitesse à l'entrée

### II.2.3 Détermination de la taille de maillage

La figure II.14 illustre un maillage de grille des deux tubes de sténose. La sténose est située entre 1D en amont et 1D en aval de la constriction, et est modélisée par l'équation précédente (II.12).

## Caractérisation dynamique de l'écoulement à travers une sténose à paroi : rigide approche numérique et expérimentale | Étude des écoulements dans les artères sténosées

Conformément au dispositif expérimental, le diamètre interne du tube sanguin est de 11 mm et le diamètre minimum de la sténose est égal à la moitié ou au quart du diamètre nominal du vaisseau, sans excentricité. Les simulations CFD ont été effectuées à l'aide du logiciel ANSYS Fluent. Les équations NS ont été résolues par la méthode semi-implicite des équations liées à la pression (SIMPLE), qui a été largement utilisée pour calculer les problèmes d'écoulement visqueux incompressible. Dans l'algorithme SIMPLE, les équations de pression et de quantités de mouvement étaient toutes deux discrétisées dans des schémas du second ordre. Les grilles de calcul de tous les cas sont des sélections Quad/Maps structurelles et distribuées de manière non uniforme. Près de la paroi du tube et de la sténose, les nœuds de la grille sont plus denses que les autres régions, de sorte que la simulation peut capturer l'écoulement et les caractéristiques hydrodynamiques dans la sténose.

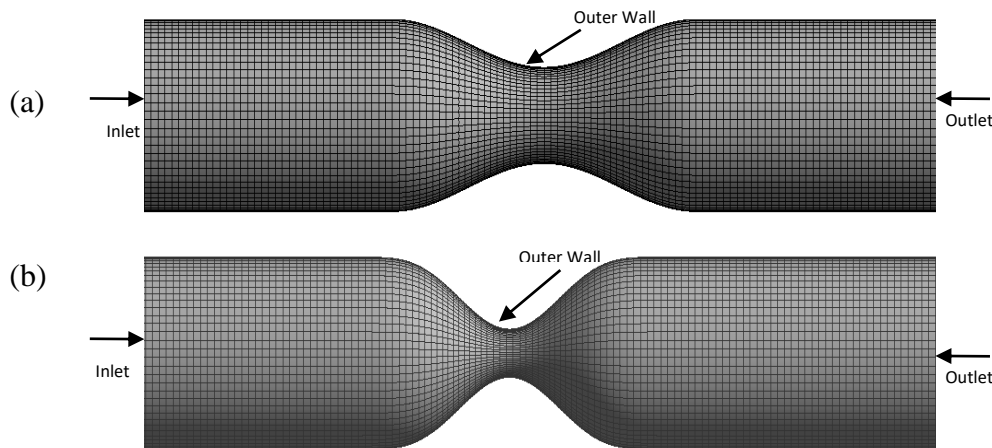


Figure II-14. Maillage du modèle géométrique : a) 50% de réduction de diamètre b) 75% de réduction de diamètre

Pour vérifier l'indépendance des résultats vis-à-vis du raffinement du maillage, différents maillages ont été testés. L'étude de convergence de grille est illustrée sur la figure II.15 pour l'écoulement stationnaire, dans le cas de la réduction de diamètre de 75%. Nous avons comparé le profil de vitesse sur l'axe du tube, normalisée par la vitesse maximale en aval de la sténose à  $Re=85$ . Il n'y a pas d'influence du nombre de cellules au-delà de 1410953 nœuds (maillage M2). Cette taille est donc utilisée par la suite dans notre étude. L'erreur maximale entre le résultat de la simulation CFD et les expériences était d'environ 7.5%. La même procédure a été suivie dans le cas de la réduction de diamètre de 50%. Le maillage sélectionné comprenait finalement un nombre total de nœuds qui était de 337386 pour le cas de réduction de diamètre de 50% et de 1410953 pour le cas de 75%.



## Caractérisation dynamique de l'écoulement à travers une sténose à paroi : rigide approche numérique et expérimentale | Étude des écoulements dans les artères sténosées

Pour toutes les simulations, les conditions aux limites étaient les mêmes et sont illustrées à la figure II.14.

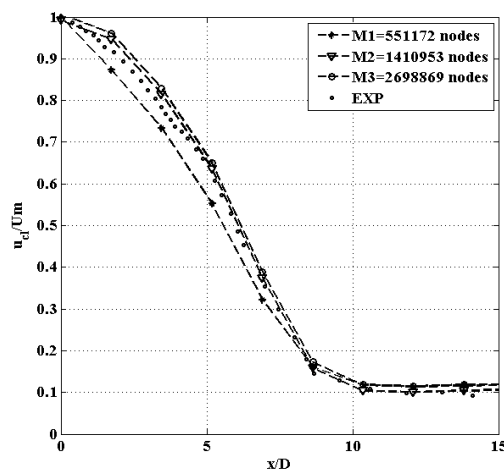


Figure II-15. Convergence du maillage, dans le cas de la réduction du diamètre de 75% et  $Re=85$  : comparaison de la vitesse axiale simulée su l'axe du tube pour différents maillages M1, M2 et M3 et comparaison avec les résultats expérimentaux.

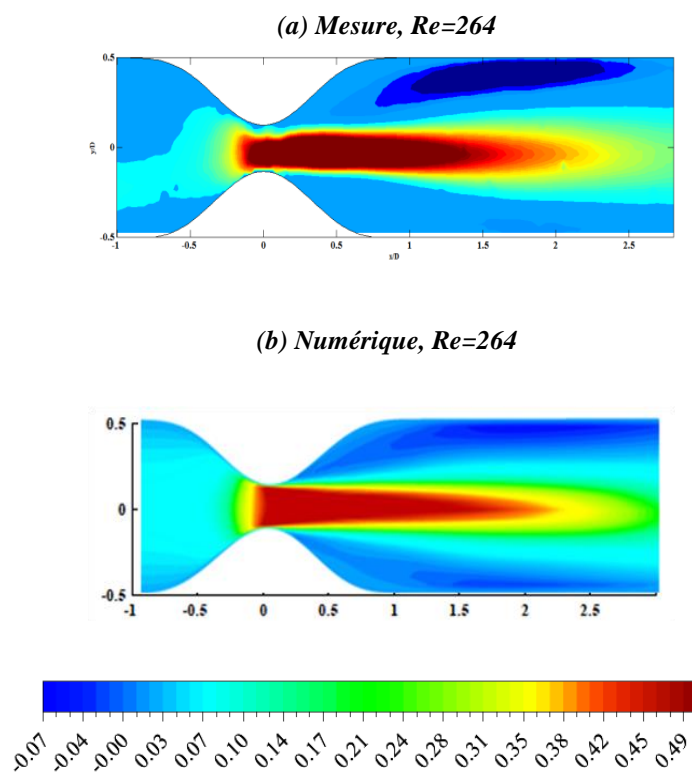


Figure II-16. Champ simulé par rapport au champ expérimental (en écoulement stationnaire) aux dimensions réelles

La figure II.16 donne un exemple de comparaison de la simulation à une image réelle c-à-d de l'expérience pour le cas d'une sténose de 75% de diamètre de réduction à  $Re=85$ .

## **Conclusion**

Dans ce chapitre, on a détaillé la méthodologie du travail et les approches numérique et expérimentale mises en œuvre pour étudier les phénomènes hydrodynamiques générés dans des conduites sténotiques. Les paramètres à utiliser dans nos configurations d'écoulements sténotiques ont été définis, en ce qui concerne l'utilisation de la technique de PIV que la méthode numérique de simulations.

## **Bibliographie**

- [1] Ningbo Trando 3D Medical Technology Co., Ltd, <https://www.trando-med.com/>
- [2] Slama, R. B. H. (2018). Écoulements générés en milieu fluide par une onde ultrasonore focalisée: streaming acoustique et écoulement de particules solides (Doctoral dissertation, Université de Lyon).
- [3] Thielicke, W., & Stamhuis, E. (2014). PIVlab—towards user-friendly, affordable and accurate digital particle image velocimetry in MATLAB. *Journal of open research software*, 2(1).
- [4] Pizer, S. M., Amburn, E. P., Austin, J. D., Cromartie, R., Geselowitz, A., Greer, T., ... & Zuiderveld, K. (1987). Adaptive histogram equalization and its variations. *Computer vision, graphics, and image processing*, 39(3), 355-368.
- [5] Shavit, U., Lowe, R. J., & Steinbuck, J. V. (2007). Intensity capping: a simple method to improve cross-correlation PIV results. *Experiments in Fluids*, 42(2), 225-240.
- [6] DANTEC Dynamics, SAFEX® Fog Generator Systems, “Safe Seeding for Flow Visualisation and LDA Applications”





**Chapitre III: Caractérisation par voies  
numérique et expérimentale  
d'un écoulement sténosé dans  
un tube à paroi rigide**

Le chapitre précédent a permis l'introduction des deux approches numérique et expérimentale adoptées. Le modèle de turbulence, les conditions aux limites, l'appareillage expérimental, les outils de mesures, et le choix des particules d'ensemencement de l'écoulement adaptées à la forte épaisseur de silicone du tube qui est au niveau de la sténose, ont été fixés et argumentés.

Dans ce chapitre, on présente les résultats de la caractérisation expérimentale et de la simulation numérique CFD de l'écoulement dans la conduite sténosée étudiée.

### III.1 Caractérisation de l'écoulement en régime stationnaire

#### III.1.1 Profils de la composante axiale de la vitesse

Les deux approches numérique et expérimentale ont été mises en œuvre dans le cas d'un écoulement stationnaire. Pour les simulations numériques, un profil de vitesse parabolique de type Poiseuille est imposé à l'entrée comme le montre la figure III.1. Ensuite, pour obtenir différents Reynolds, on a juste fait varier le débit (ou la vitesse maximale du profil qui est le double de la vitesse moyennes débitante).

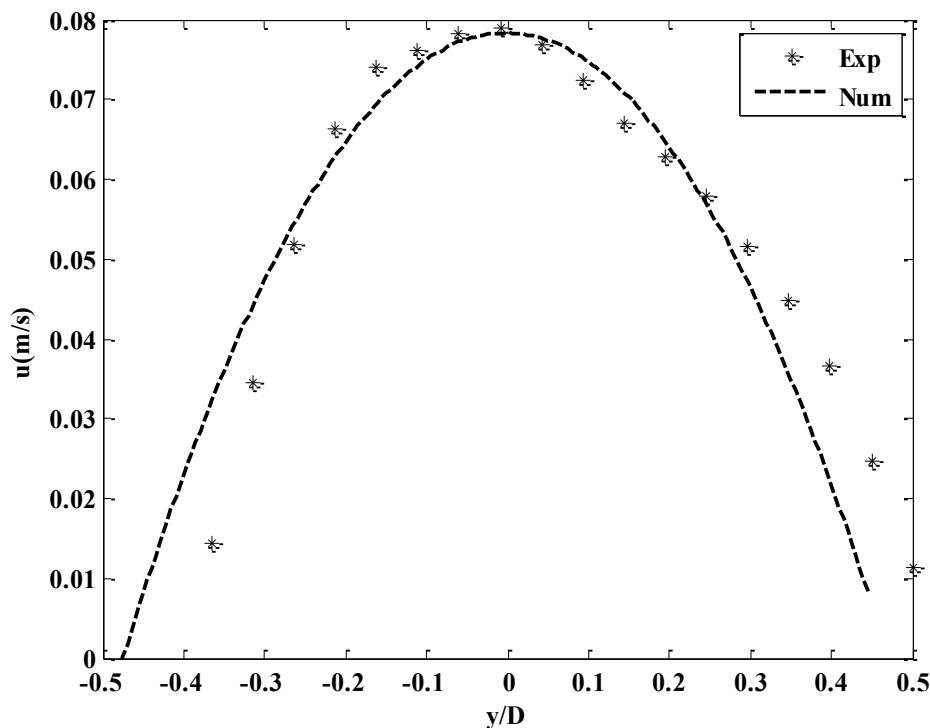


Figure III-1. Profil de vitesse à l'entrée  $Re=300$

## Caractérisation par voies numérique et expérimentale d'un écoulement sténosé dans un tube à paroi rigide | Étude des écoulements dans les artères sténosées

Au niveau de la contraction, le fluide est accéléré (figure III.2) et il y a formation d'un jet dont la composante axiale est de l'ordre de 4 et 16 fois la vitesse moyenne  $u_m$  respectivement dans le cas de 50% et 75% de réduction en diamètre.

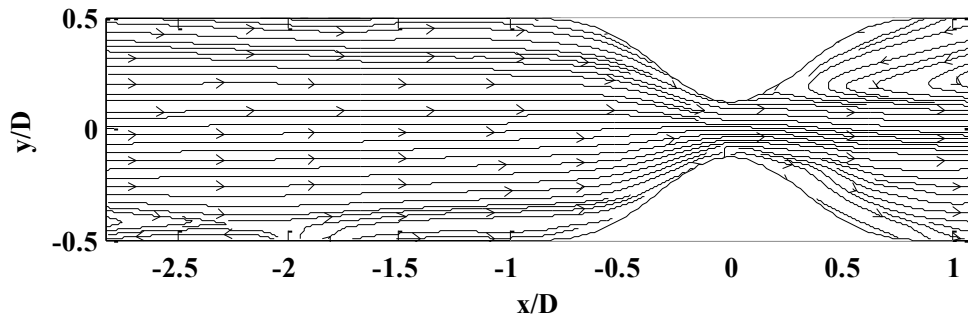


Figure III-2. Exemple de ligne de courant pour 75% de réduction en diamètre en expérimentale pour  $Re=300$

Des mesures de PIV ont été également effectuées pour une gamme de Reynolds (basé sur le diamètre d'entrée) entre 85 et 1125. Le tableau III.1 ci-dessous récapitule les différentes valeurs de la vitesse moyenne à l'entrée du tube en fonction des nombres de Reynolds étudiés.

Tableau III-1 Valeurs de la vitesse moyenne pour les différents nombre de Reynolds considérés.

<b>50%</b>	<b><math>Re</math></b>	<b>520</b>	<b>937</b>	<b>1125</b>
	<b><math>u_m</math>(m/s)</b>	0.0619	0.1116	0.1340
<b>75%</b>	<b><math>Re</math></b>	<b>85</b>	<b>264</b>	<b>405</b>
	<b><math>u_m</math>(m/s)</b>	0.0101	0.0314	0.0482

La figure III.3 fournit des exemples de contours de vitesse axiale obtenus à partir de mesures PIV et de simulations CFD. En raison du comportement d'écoulement incompressible du fluide, l'écoulement s'accélère à travers la sténose, donnant lieu à d'importants gradients de vitesse.

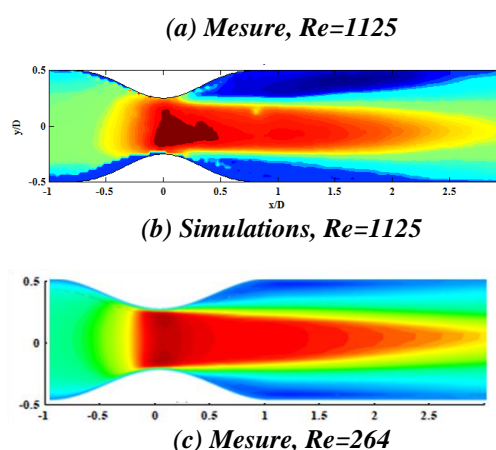
## Caractérisation par voies numérique et expérimentale d'un écoulement sténosé dans un tube à paroi rigide | Étude des écoulements dans les artères sténosées

On note la séparation du fluide de la paroi juste après la sténose au niveau de l'élargissement et, par conséquent, une zone de recirculation prend naissance. L'écoulement se rattache à la paroi après une distance  $X_R$  caractéristique de la zone de recirculation. Cette zone de recirculation augmente en taille lorsque la vitesse du jet augmente, car la source principale de l'impulsion pour l'écoulement d'inversion est la contrainte de cisaillement.

Les vitesses élevées au niveau de la sténose sont maintenues dans la section aval immédiate, en raison du comportement de type jet. Le flux conserve son caractère de jet même jusqu'à  $x = 3D$ . Au-delà de ce point, l'écoulement subit une décélération progressive.

Le comportement de type jet, la séparation de l'écoulement et la recirculation sont les phénomènes les plus importants dans la région post-sténotique, comme le précisent toutes les précédentes études sur les écoulements sténotiques [1-2].

En comparant les expériences et les simulations de la figure III.3, un bon accord entre les deux cartographies de vitesse est constaté, bien que certaines limitations des mesures de PIV près des parois de sténose sont à remarquer. Dans cette région, l'amplitude de la vitesse est clairement sous-estimée, ce qui s'explique tout simplement par la courbure des parois des tubes qui gêne la propagation de la lumière du laser. Par ailleurs, les simulations fournissent des contours axisymétriques alors que les profils de vitesse obtenus expérimentalement relèvent que le pic de la vitesse n'est pas exactement situé au centre du tube, indiquant que le jet créé en aval de la sténose est significativement asymétrique.



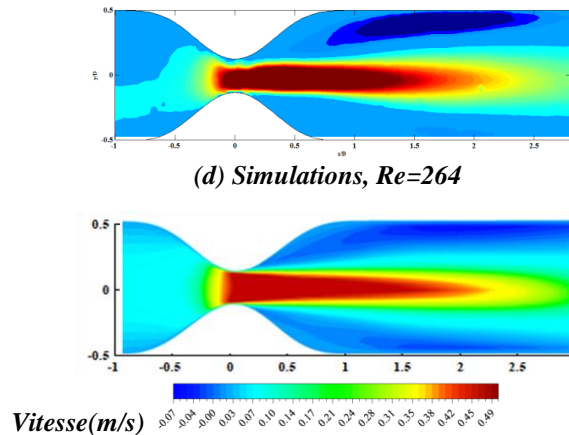


Figure III-3. Contours de la vitesse axiale pour  $Re = 1125$  pour le cas 50% de sténose de réduction en diamètre (haut) et pour  $Re=264$  pour le cas d'une sténose de 75% de réduction en diamètre (bas).

Cette asymétrie serait causée par une légère imprécision dans l'usinage du fantôme au niveau de la région de sténose et des tolérances des tubes d'entrée et de sortie. A noter que dans la configuration d'une sténose des artères, on retrouvera nécessairement des dissymétries géométriques, qui génèrent intrinsèquement des comportements d'écoulement métastables.

### III.1.2 Les profils de vitesse transversaux

Pour une sténose ayant 75% de diamètre de blocage, on représente pour trois Reynolds  $Re=85$ ,  $264$  et  $405$  les profils transversaux obtenus par les deux approches expérimentale et numérique. La figure III.4 montre une comparaison des simulations et des mesures expérimentales en traçant les profils de vitesse transversaux en fonction de  $x/D$  entre  $0.1$  et  $2.5$ .

Tous les résultats sont en bon accord. Les erreurs sont dues à l'insuffisance de la lumière laser au niveau du blocage. En effet, la couche de silicone épaisse ne permettra pas d'avoir des mesures exactes au voisinage des parois de la sténose.



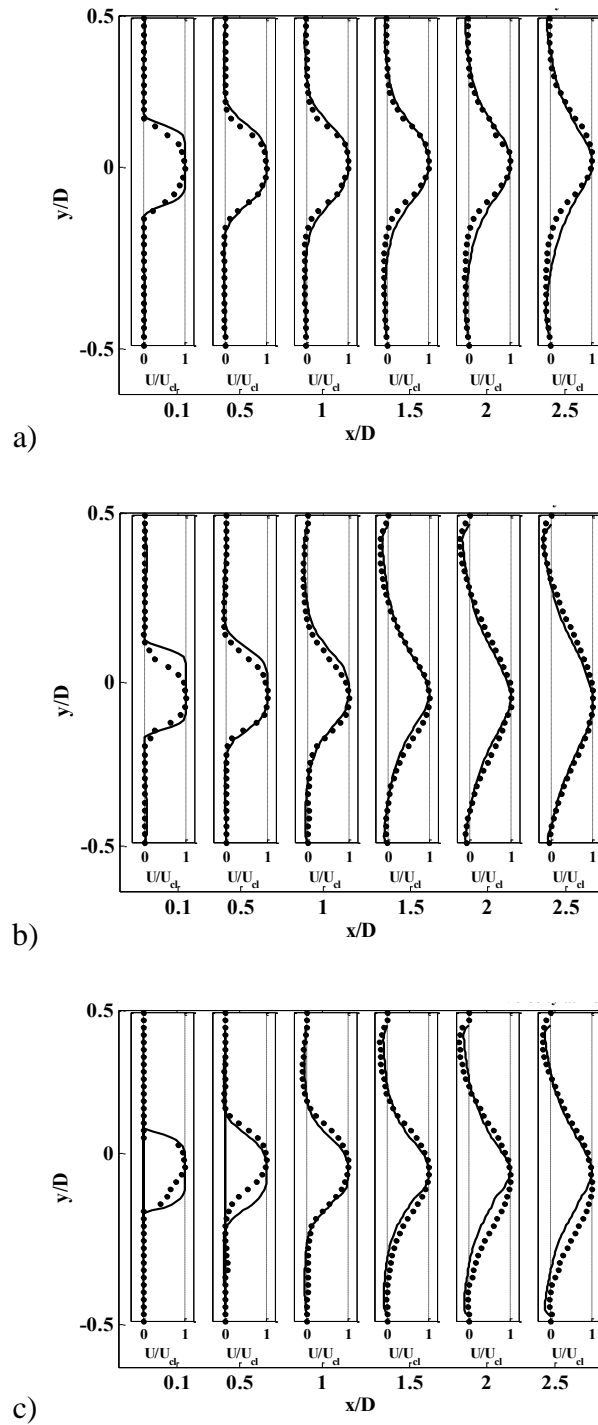
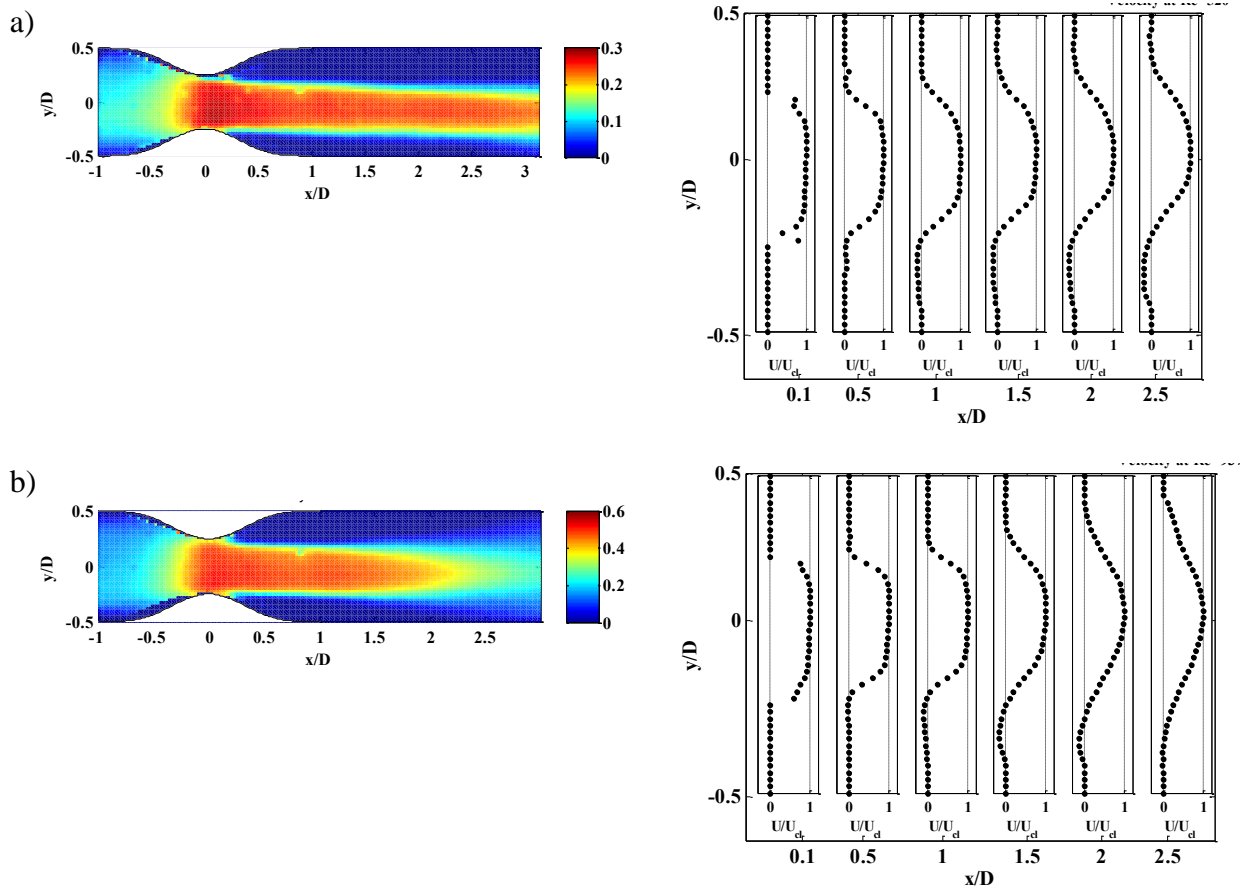


Figure III-4 Évolution des profils transversaux de la vitesse axiale moyenne selon l'axe du tube pour différentes Reynolds, dans le cas de 75% de réduction en diamètre : comparaison des profils expérimentaux (points) et numériques (trait continu), pour: a)  $Re=85$ , b)  $Re=264$ , c)  $Re=405$

## Caractérisation par voies numérique et expérimentale d'un écoulement sténosé dans un tube à paroi rigide | Étude des écoulements dans les artères sténosées

La figure III.5 présente les profils de vitesse transversaux et les contours de vitesse axiale pour le cas d'une sténose à 50% de réduction en diamètre. On peut remarquer que, pour cette configuration, la largeur du jet est plus importante que dans la configuration précédente.

Au niveau de la contraction le fluide accélère pour atteindre une vitesse qui vaut plus que 4 fois la vitesse moyenne  $u_m$ . La séparation du fluide de la paroi s'achève après une distance de  $x=2.3 D$  pour  $Re=937$  (figure III.4 a), où l'écoulement reprend son contact avec la paroi du tube. Le long de cette distance, l'écoulement se comporte comme un jet. Cette distance dépend du nombre de Reynolds, pour  $Re=520$  (cf figure III.4) a, cette valeur n'est pas déterminée parce qu'elle sort de la zone d'investigation en dépassant  $x=3D$ .



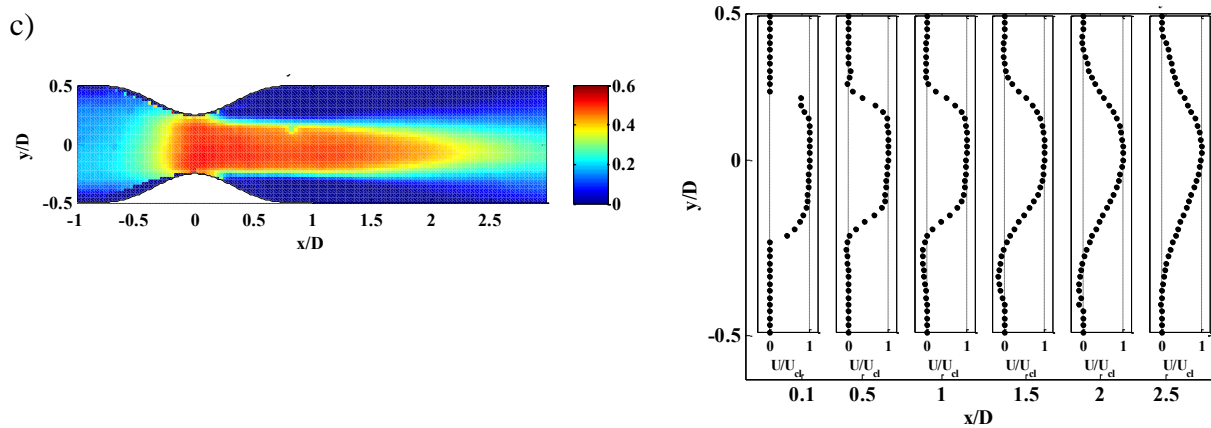


Figure III-5. Evolution des profils transversaux de la vitesse axiale moyenne selon l'axe du tube pour différents Reynolds, dans le cas de 50% de réduction en diamètre, en approche expérimentale : a)  $Re=520$  b)  $Re=937$  c)  $Re=1152$

### III.1.3 Similarité de l'écoulement avec celui d'un jet

Pour l'écoulement de type jet issu de la sténose, le fluide se met en mouvement dans la direction longitudinale du tube. L'écoulement est induit par un cisaillement entre le fluide mis en mouvement et le fluide environnant. Cet écoulement est similaire à un écoulement de type jet. Le jet dont on parle ici est le jet circulaire libre qui présente certaines caractéristiques conventionnelles définie.

On commence tout d'abord par définir le jet circulaire libre qui est un jet tridimensionnel axisymétrique : le jet part d'une ouverture circulaire et associe avec le fluide environnant de même nature. Dans ce type d'écoulement, la composante radiale de vitesse est négligeable par rapport à la composante longitudinale c-à-d dans la direction de l'écoulement moyen. Il est aussi à noter que ce type de jet est distingué par une couche limite. Il existe deux formes de jet circulaire libre, en fonction du régime laminaire ou turbulent. Quelque soit le régime, de très nombreuses recherches portent sur ces jets depuis les années 1944[3-4].

De nombreux expérimentateurs comme Wagnanski, Fielder en 1969 [5] et Abramovich en 1963[6] évoquent la propriété selon laquelle la pression statique du jet reste constante partout dans l'écoulement.

On distingue, d'après la littérature, trois zones du jet qui figure dans la (cf.figure III.6).

## Caractérisation par voies numérique et expérimentale d'un écoulement sténosé dans un tube à paroi rigide | Étude des écoulements dans les artères sténosées

La première zone est un cône potentiel ou encore cœur potentiel : un cône de vitesse uniforme dans la zone 1 de la figure III.6. Le fluide poursuit l'écoulement sans cisaillement et il n'atteint pas les couches limites.

Les paramètres de cette zone sont le rayon du cône potentiel et le rayon du jet en fonction de la position axiale.

La deuxième région est une zone de transition : le jet n'est plus uniforme. Cette région se caractérise par une diminution de la vitesse axiale. Les paramètres caractérisant cette région sont la profondeur du jet et la vitesse au centre sur l'axe.

La dernière zone est la zone d'auto-similarité où la vitesse axiale continue à diminuer jusqu'à ce que le régime sera établi. Les profils transversaux de vitesse deviennent auto-similaires.

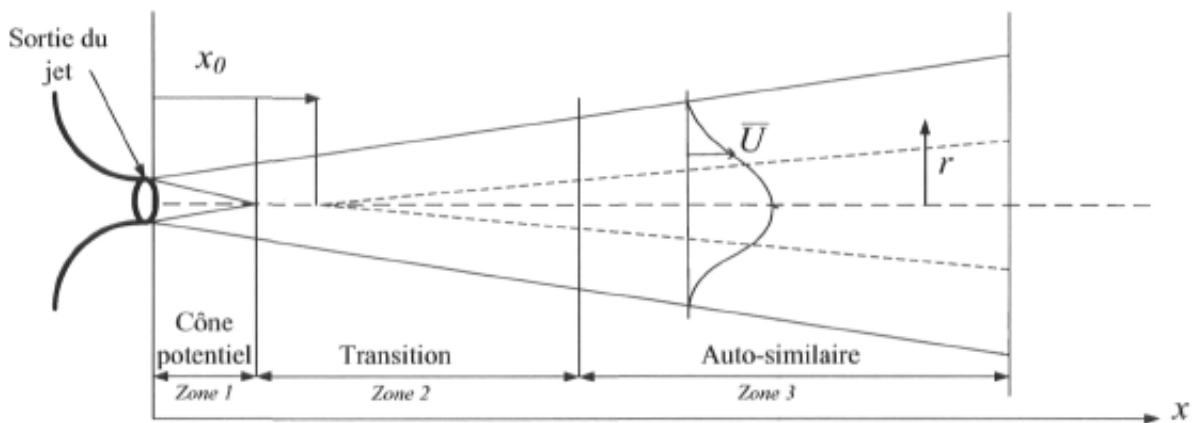


Figure III-6. Schémat des zones d'expansion du jet libre

L'étude des paramètres caractérisant le jet nous permet d'identifier le type du jet, qu'il soit circulaire, axisymétrique, plan libre etc. Ces paramètres sont reliés à la position axiale par rapport à la position radiale du jet. Les paramètres sont :

-L'altitude de la vitesse au centre de l'axe du jet

-La largeur du jet à mi-hauteur : c'est la distance entre deux positions radiales où la vitesse axiale atteint les 50% de la vitesse maximale au centre de l'axe.

## Caractérisation par voies numérique et expérimentale d'un écoulement sténosé dans un tube à paroi rigide | Étude des écoulements dans les artères sténosées

L'écoulement à travers la sténose est semblable à un écoulement de type jet. La largeur de ce jet peut être estimée par la largeur totale à mi-hauteur du profil de la composante transversale de vitesse. La figure III.7 illustre cette largeur pour les mesures expérimentales et les résultats des simulations CFD pour  $Re=85$  et  $Re=264$ , dans le cas d'une sténose de 75% de réduction en diamètre.

Les données expérimentales sont présentées comme la moyenne sur toute la durée de l'enregistrement et comprennent les barres d'erreur qui indiquent l'écart type des résultats. Les courbes en pointillés de la figure III.7 représentent la régression linéaire des données et les valeurs du coefficient de corrélation linéaire sont indiquées. La largeur du jet augmente de façon monotone avec la distance en aval. La largeur du jet augmente à peu près à une vitesse constante avec le nombre de Reynolds. La pente est de 0,017 pour  $Re=85$  et atteint 0,05 pour  $Re=264$ .

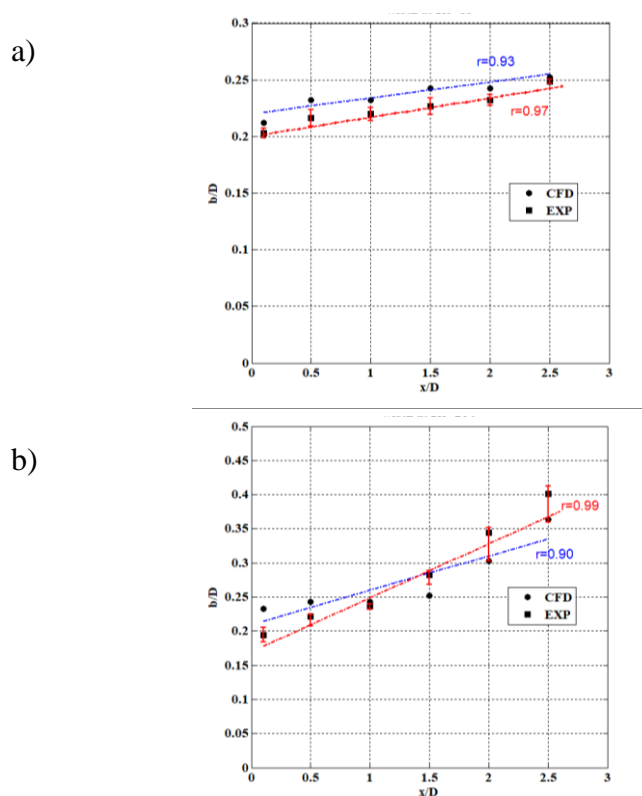


Figure III-7 Largeur du jet estimée à partir des résultats des deux approches expérimentale (EXP) et numérique (CFD) : a)  $Re=85$  et b)  $Re=264$  pour 75% de réduction en diamètre.

## Caractérisation par voies numérique et expérimentale d'un écoulement sténosé dans un tube à paroi rigide | Étude des écoulements dans les artères sténosées

Par la suite, on trace la courbe de similitude (voir figure III.8) de la vitesse axiale (adimensionnée par la vitesse du centre du tube  $U_{c1}$ : vitesse au centre) et ce pour différentes positions en aval allant de  $x/D=0.1$  à 2.5.

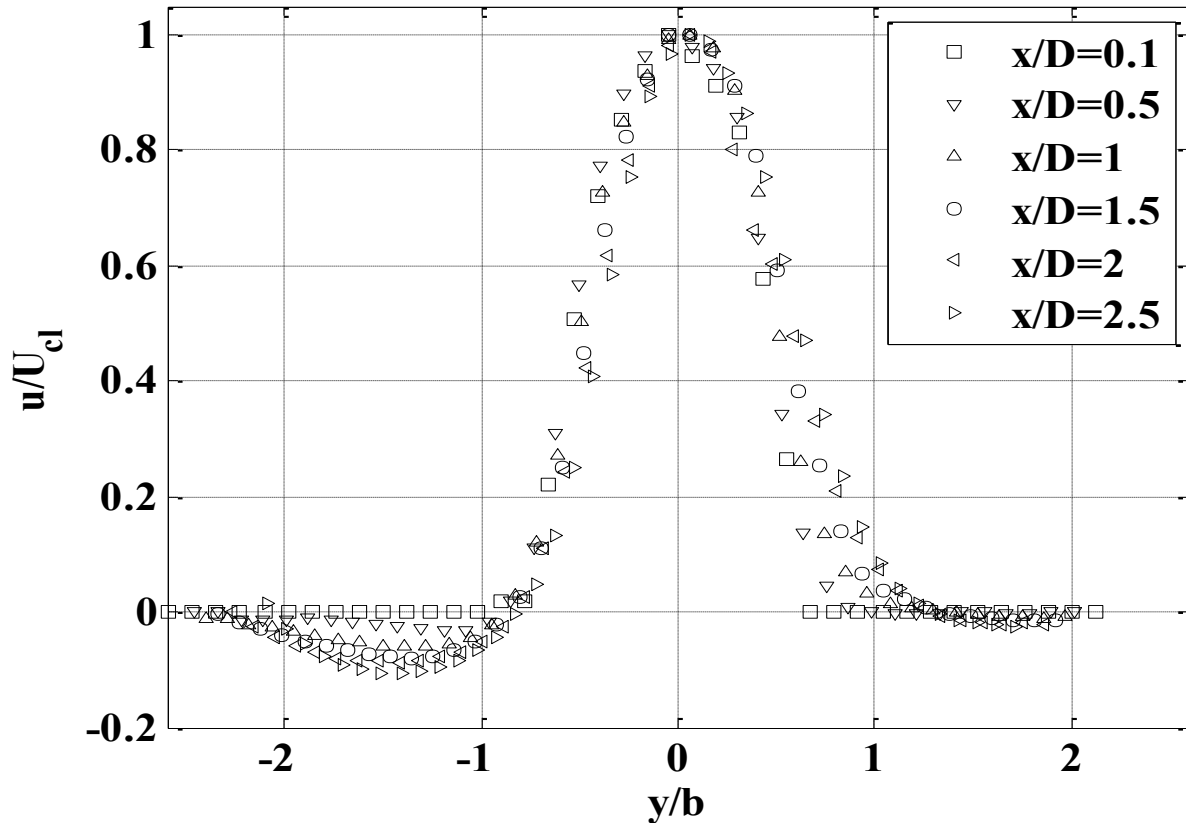


Figure III-8 Auto-similarité des profils transversaux de l'écoulement pour  $Re=85$

### III.1.4 Profil de pression

Pour un débit constant et dans des tubes sans sténose, la courbe débit-pression est linéaire. Cependant, en présence d'une sténose, le débit pour une pression artérielle donnée est abaissé en raison des pertes de charge importantes générées par la sténose, notamment pour une sténose sévère. A titre d'illustration, dans nos expériences pour la pression maximale considérée à l'entrée, la valeur du nombre de Reynolds d'entrée égale à 1125 pour une sténose à 50% de réduction en diamètre chute à 400 pour le cas de la sténose de 75%. La figure III.9 illustre les chutes de pression au niveau de la sténose en fonction du nombre de Reynolds, obtenues par voies expérimentale et numérique.

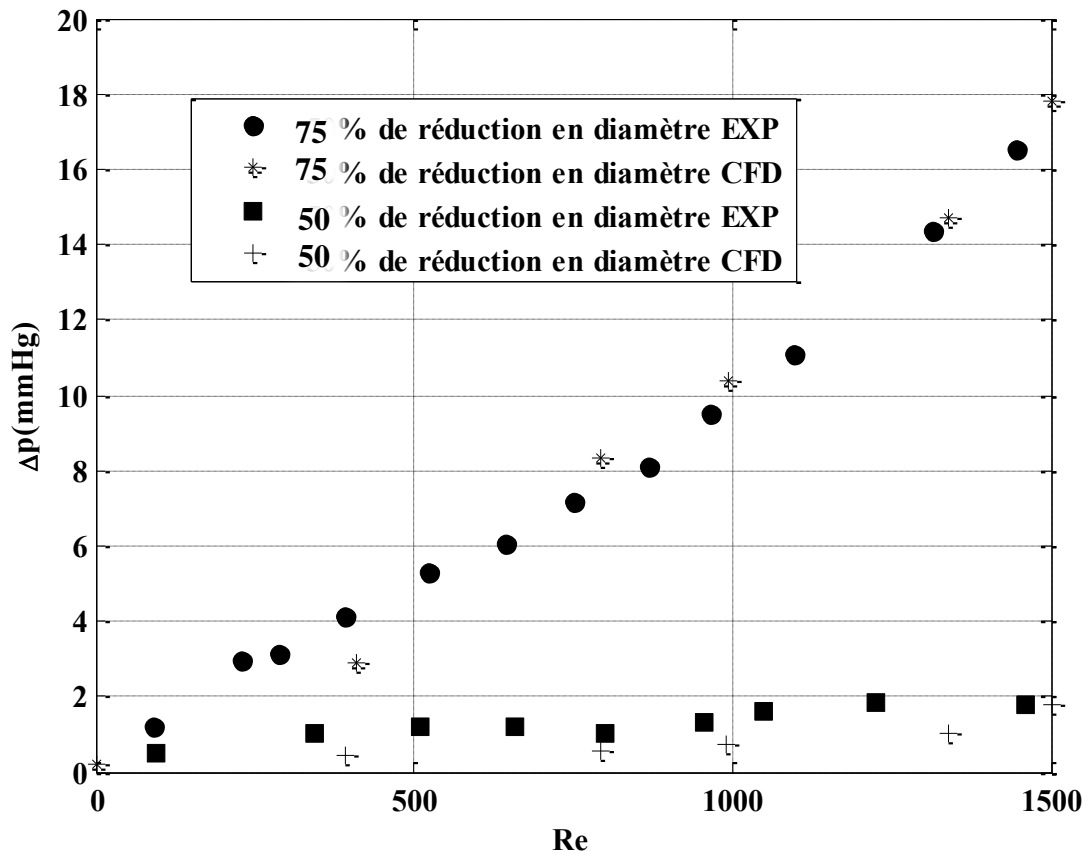


Figure III-9 Chutes de pression en fonction du nombre de Reynolds pour les deux approches numérique et expérimentale

### III.1.5 La contrainte de cisaillement

L'approche numérique permet la détermination de la contrainte de cisaillement en paroi, qui est une grandeur difficile à obtenir par notre approche expérimentale (à cause du problème de validité des mesures PIV en proche paroi). La figure III.10 représente la contrainte de cisaillement maximale en paroi (à la frontière de chaque modèle numérique).

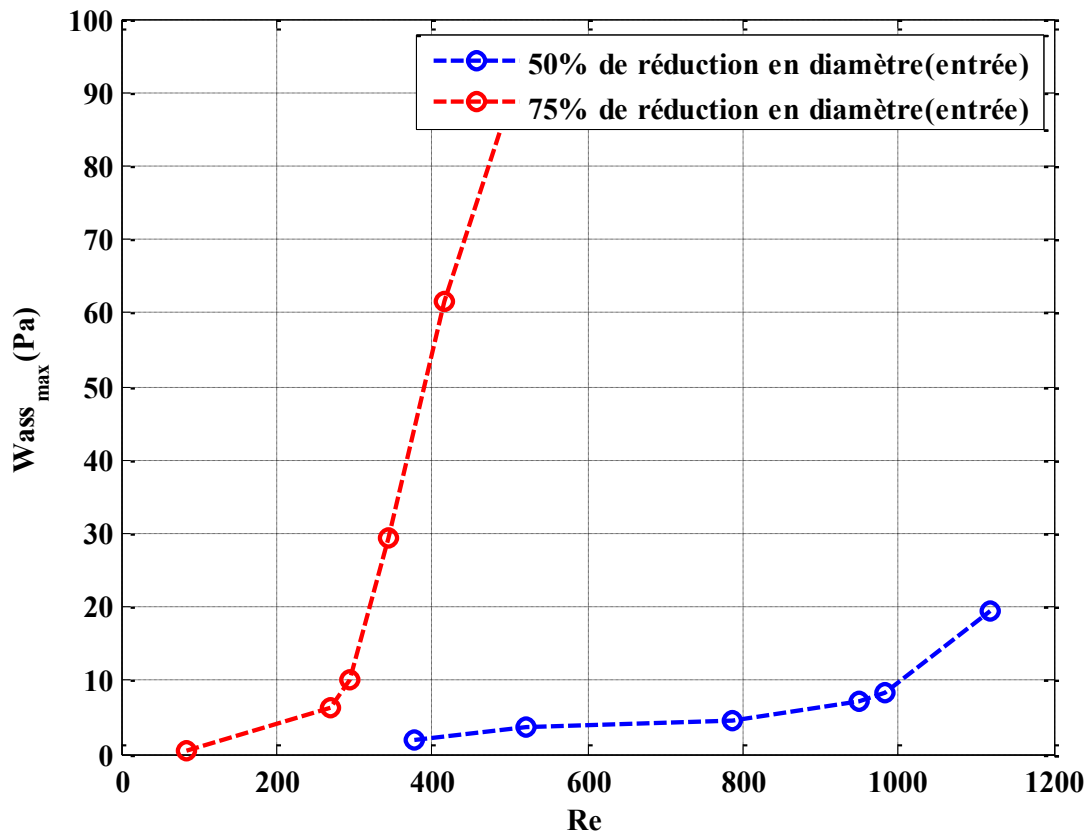


Figure III-10 Contrainte de cisaillement maximale en fonction du nombre de Reynolds

### III.2 Résultats de la caractérisation de l'écoulement en régime pulsé

Contrairement aux tests effectués dans la première partie, nous devons désormais tenir compte de la variable temps qui caractérise l'instantanéité de l'écoulement. On se charge alors d'identifier les conditions aux limites nécessaires pour notre travail.

Concernant la géométrie et les dimensions du modèle utilisé nous allons garder les mêmes caractéristiques que nous avons déjà définies dans la partie précédente dans le cadre d'un écoulement stationnaire. Seule la condition qui caractérise la vitesse à l'entrée est désormais une fonction du temps.



### III.2.1 Profils de vitesse à l'entrée

En raison du caractère pulsatoire du sang, le débit et la pression varient en fonction du temps. Pour définir le débit sanguin dans la présente étude, le nombre de Reynolds est calculé en utilisant la vitesse moyenne dans le temps du profil de vitesse à l'entrée, qui donne dans nos expériences (sur un écoulement d'eau) un nombre de Reynolds de 118, 132 et 170, respectivement, pour 60bpm 69bpm et 90bpm. Les battements cardiaques 60 bpm, 69bpm et 90bpm correspondent respectivement à une période de 1 s, 0,87 s et 0,66 s. La figure III.11 illustre la variation axiale de la vitesse d'entrée expérimentale à différents battements cardiaques, adimensionnée par la vitesse moyenne (moyenne sur un cycle) pour mettre en évidence la variation de la forme de vitesse à l'entrée. Les écoulements pulsés d'entrée sont bien périodiques, approximativement (mais non parfaitement) sinusoïdaux avec une valeur moyenne non nulle. Par ailleurs, nous notons que l'écoulement in vivo dans une artère iliaque commune humaine a une composante diastolique négative, phénomène que notre système peut reproduire (avec une vitesse légèrement négative en  $t=3T/4$  sur la figure III-11).

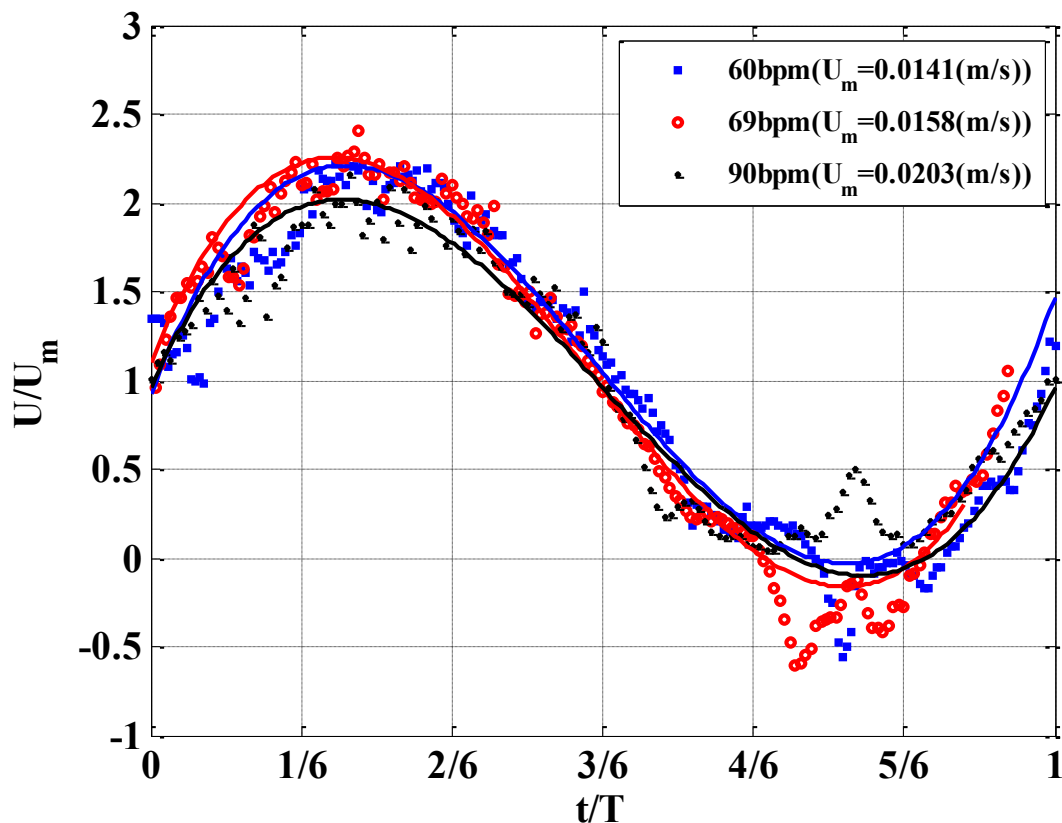


Figure III-11 Évolution de la composante axiale à l'entrée pour les différentes fréquences cardiaques

**Caractérisation par voies numérique et expérimentale d'un écoulement sténosé dans un tube à paroi rigide | Étude des écoulements dans les artères sténosées**

Les amplitudes de pulsation ajustées à partir de la figure III.11 sur des courbes sinusoïdales sont de 1,22, 1,4 et 1,15 respectivement pour 60, 69 et 90 bpm. Ces amplitudes sont ensuite injectées dans les simulations numériques, en tant qu'amplitudes de la composante sinusoïdale de la vitesse d'entrée. Les Tableaux III.2, III.3 et III.4 donnent le nombre de Reynolds basé sur la vitesse moyenne de phase à différents instants du cycle de l'écoulement pulsatile.

Tableau III-2 Battement cardiaque 60bpm

<b>Angle de phase(degree)</b>	<b>0</b>	<b>60</b>	<b>120</b>	<b>180</b>	<b>240</b>	<b>300</b>
<b>Angle de phase(rad)</b>	<b>0</b>	$\frac{\pi}{3}$	$\frac{2\pi}{3}$	$\pi$	$\frac{4\pi}{3}$	$\frac{5\pi}{3}$
<b>Instant</b>	<b>0</b>	$\frac{T}{6}$	$\frac{T}{3}$	$\frac{T}{2}$	$\frac{2T}{3}$	$\frac{5T}{6}$
<b>Re</b>	<b>137</b>	<b>143</b>	<b>78</b>	<b>46</b>	<b>47</b>	<b>105</b>

Tableau III-3 Battement cardiaque 69bpm

<b>Angle de phase(degree)</b>	<b>0</b>	<b>60</b>	<b>120</b>	<b>180</b>	<b>240</b>	<b>300</b>
<b>Angle de phase(rad)</b>	<b>0</b>	$\frac{\pi}{3}$	$\frac{2\pi}{3}$	$\pi$	$\frac{4\pi}{3}$	$\frac{5\pi}{3}$
<b>Instant</b>	<b>0</b>	$\frac{T}{6}$	$\frac{T}{3}$	$\frac{T}{2}$	$\frac{2T}{3}$	$\frac{5T}{6}$
<b>Re</b>	<b>154</b>	<b>221</b>	<b>24</b>	<b>34</b>	<b>50</b>	<b>183</b>

Tableau III-4 Battement cardiaque 90bpm

<b>Angle de phase(degree)</b>	<b>0</b>	<b>60</b>	<b>120</b>	<b>180</b>	<b>240</b>	<b>300</b>
<b>Angle de phase(rad)</b>	<b>0</b>	$\frac{\pi}{3}$	$\frac{2\pi}{3}$	$\pi$	$\frac{4\pi}{3}$	$\frac{5\pi}{3}$
<b>Instant</b>	<b>0</b>	$\frac{T}{6}$	$\frac{T}{3}$	$\frac{T}{2}$	$\frac{2T}{3}$	$\frac{5T}{6}$
<b>Re</b>	<b>252</b>	<b>200</b>	<b>56</b>	<b>27</b>	<b>82</b>	<b>184</b>

### III.2.2 Le nombre de Womersley

On sait que le cœur pompe le sang d'une manière périodique (sous forme de battement) mais son fonctionnement dépend de l'état physiologique de l'homme (peur, joie, colère...) ainsi que son effort physique (travail dure, sport, aucun effort...). Notre travail a été réalisé en tenant compte de cette condition du rythme cardiaque qui change selon l'état physiologique, en prenant 3 rythmes : 60bpm, 69bpm et 90bpm. Les auteurs se sont limités à utiliser un écoulement pulsé "approximativement" sinusoïdale de type Womersley. Cette simplification a été également considérée par Ahmed et Giddens [7] dans leur caractérisation par voie expérimentale des écoulements pulsatiles dans un conduit ayant une contraction (sténose) réalisée en 1984.

Dans la plupart des travaux précédents sur le flux pulsatile, le nombre de Womersley ( $\alpha = R\sqrt{\frac{\omega}{\nu}}$ ) est considéré comme le paramètre de fréquence principal. Le nombre de Womersley peut caractériser une large gamme de configurations de flux artériel physiologiques réelles. Typiquement, le débit dans les artères plus grandes correspond à des nombres de Womersley entre 10 et 20. Dans cette étude, le nombre de Womersley correspond à 12, 12,8 et 14,8, respectivement, pour 60 bpm, 69 bpm et 90 bpm.

### III.2.3 Contours de vitesse en chaque phase de l'écoulement

Pour développer une idée complète de la dynamique de l'écoulement à la sténose, des simulations CFD et des mesures expérimentales sont illustrées sous la forme de contours de la moyenne de phase de vitesse axiale sur la figure III.12, et ce pour différents moments du cycle cardiaque pour un battement cardiaque 69 bpm, ce qui correspond à une fréquence de 1,15 Hz et une période de 0,87 s pour le cas ayant une réduction en diamètre de 75%.

## Caractérisation par voies numérique et expérimentale d'un écoulement sténosé dans un tube à paroi rigide | Étude des écoulements dans les artères sténosées

L'écoulement est cyclique. Un post-traitement visant à extraire des moyennes de phases a été élaboré. Une moyenne de phase est une moyenne d'ensemble effectuée sur plusieurs champs au même instant dans le cycle.

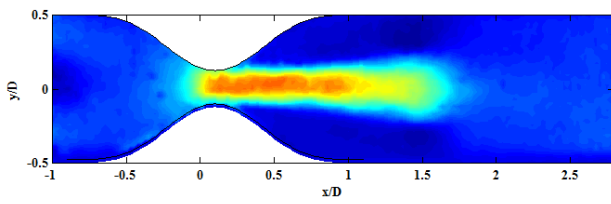
Dans cette étude, des écoulements sténotiques pulsatiles sont aussi simulés à l'aide de modèles de Navier-Stokes (RANS) moyennés par Reynolds à deux équations. De nombreux auteurs [8,9] ont étudié l'effet du modèle de turbulence sur les résultats. Il a été constaté que le modèle de turbulence  $k-\omega$  à faible nombre de Reynolds offre un bien meilleur accord avec les mesures expérimentales, en ce qui concerne la prédiction du débit moyen dans la région de sténose, y compris les aspects de formation et convection de tourbillons.

La figure III.12 montre les contours de la moyenne de phase de vitesse axiale dans le plan du tube x-y et pour différents temps du cycle et ce pour les résultats CFD et les mesures expérimentales. Les courbes de niveau montrent un bon accord entre l'expérience et la simulation. Au-delà de la phase d'accélération moyenne, l'écoulement en amont ressemble presque au profil parabolique observé dans le cas stationnaire. Au temps systolique  $t/T=0$  et comme dans le cas d'un écoulement régulier, le débit s'accélère rapidement à travers la sténose créant un profil en forme de bouchon au niveau de la sténose avec des vitesses de pointe atteignant 16 fois la vitesse axiale maximale à l'entrée 0,036 m/s. Le jet sténotique et la région de séparation qui se forment immédiatement en aval de la sténose s'étendent au-delà de 2,5D.

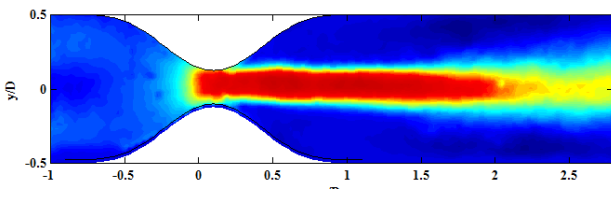
À  $t/T = 0$ , le cycle est proche de la systole maximale et un écoulement uniforme peut être observé, avec un noyau central de vitesse importante, entouré de zones de recirculation. À  $t/T = 3/6$ , le cycle a atteint le pic de diastole, et la majeure partie du fluide se déplace dans le sens inverse. C'est ainsi que le flux sanguin physiologique a agi au rythme normal par minute estimé à 69 bpm. Encore une fois, un noyau de fluide en mouvement rapide est observé (maintenant sur le côté gauche de la sténose) à  $t/T = 3/6$ . Les zones de recirculation du fluide sont visibles de part et d'autre du noyau et en aval de la sténose.

*Experiences*

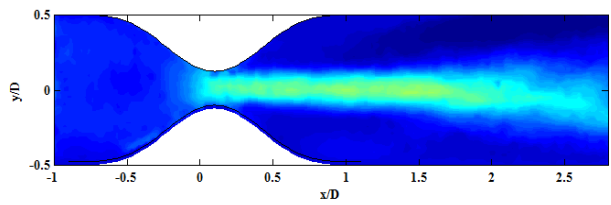
(a)  $t/T=0$



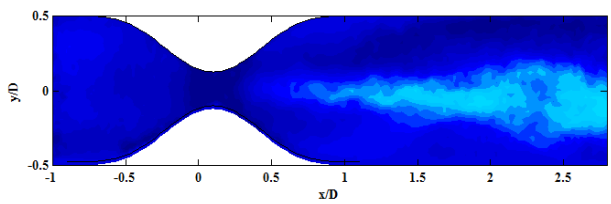
(b)  $t/T=1/6$



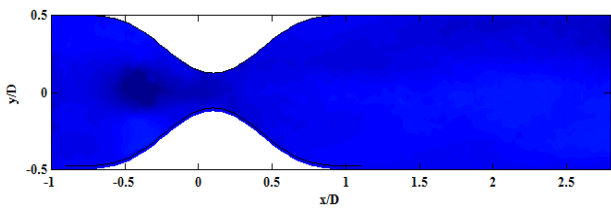
(c)  $t/T=2/6$



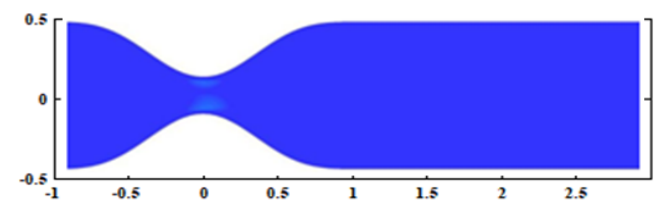
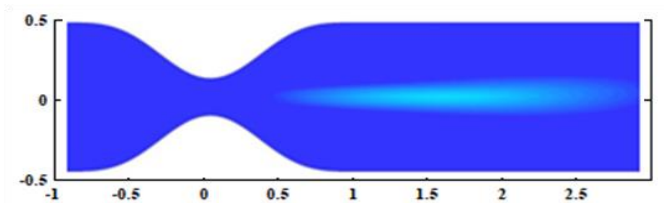
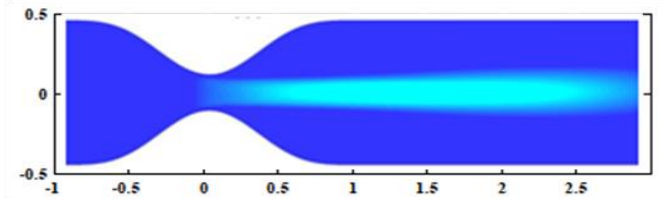
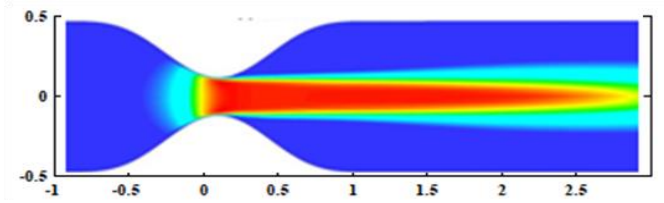
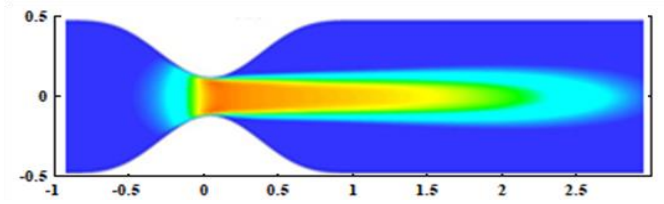
(d)  $t/T=3/6$



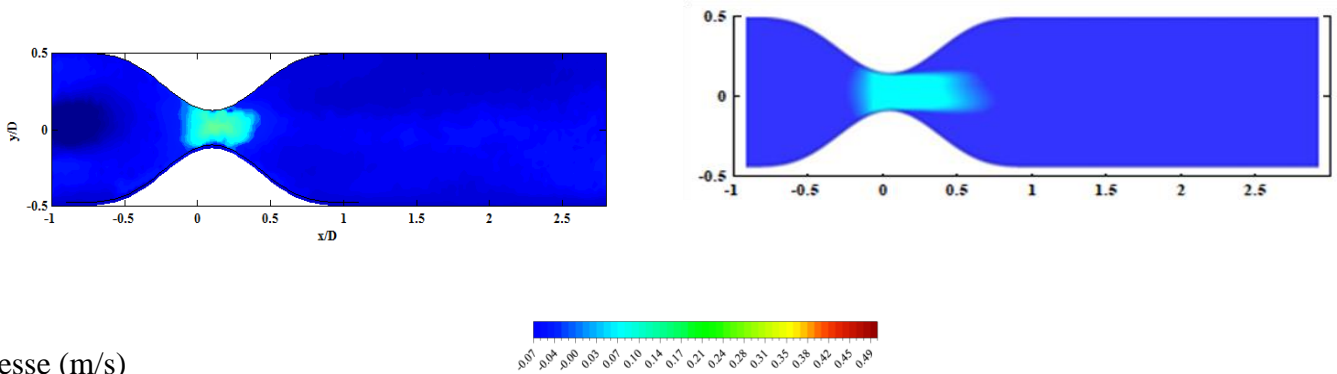
(e)  $t/T=4/6$



*Simulations*



(f)  $t/T=5/6$



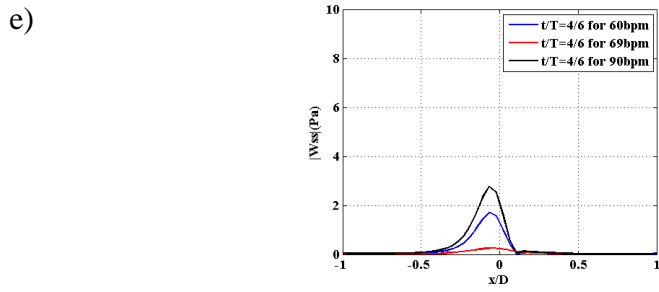
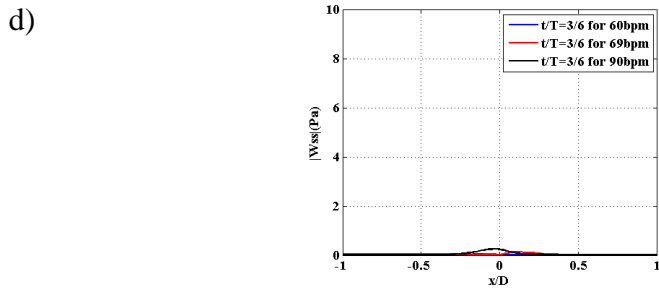
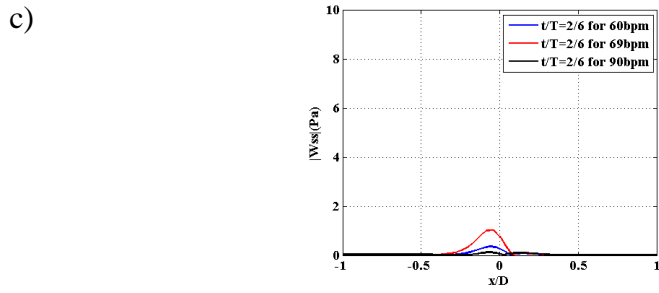
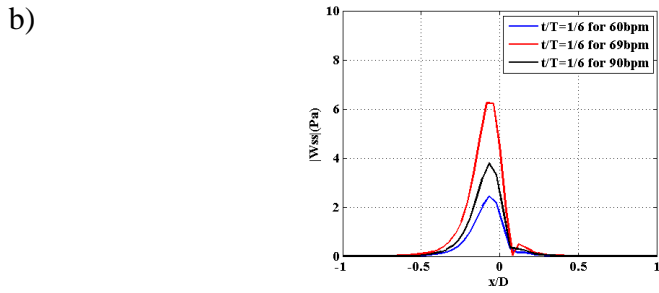
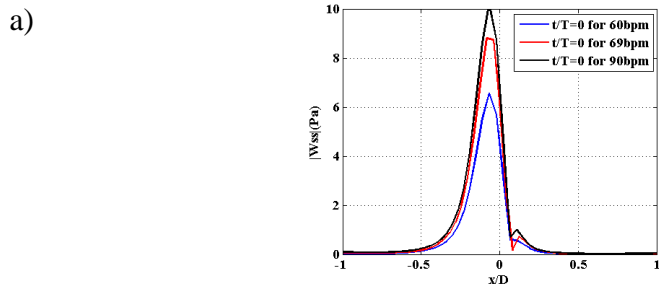
vitesse (m/s)

Figure III-12 Contours des moyennes de phases de la vitesse (mesures) et (simulations) pour le cas d'une sténose de 75% de réduction en diamètre et 69bpm : a)  $t/T=0$ , b)  $t/T=1/6$ , c)  $t/T=2/6$ , d)  $t/T=3/6$ , e)  $t/T=4/6$ , and f)  $t/T=5/6$ .

### III.2.4 La contrainte de cisaillement

La figure III.13 montre l'évolution temporelle au cours d'un cycle de la variation de la contrainte de cisaillement de paroi à travers  $x = -1D$  et  $x = 1D$ . Pendant la phase d'accélération et même au début de la décélération, les vitesses importantes à la sténose donnent des niveaux de contrainte pariétale extrêmement élevés. Pour la phase d'accélération au niveau de la sténose, on trouve une valeur inférieure à 9 Pa dans le cas de 69 bpm. Au débit minimum, les valeurs de la sténose sont inférieures à 2 Pa, mais celles-ci augmentent de nouveau lorsque le débit recommence à accélérer à  $t / T = 5/6$  (environ 2 Pa).

L'existence d'une région de faible contrainte de cisaillement pariétal peut engendrer le développement d'artériosclérose. Huh et coll. [10] ont rapporté des résultats de simulations numériques similaires (dans un vaisseau qui représente deux sténoses successives) et ils ont relevé une valeur de 9 Pa comme valeur de la contrainte de cisaillement maximale à la paroi de la sténose.



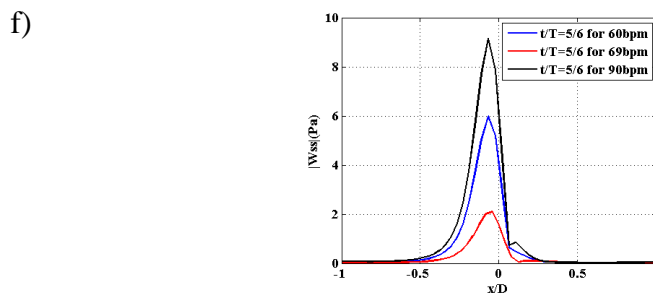


Figure III-13 Composante de la contrainte de cisaillement pariétale pour le cas de sténose de 75% de réduction en diamètre a)  $t/T=0$ , b)  $t/T=1/6$ , c)  $t/T=2/6$ , d)  $t/T=3/6$ , e)  $t/T=4/6$ , and f)  $t/T=5/6$ .

La contrainte de cisaillement à la paroi est toujours plus grande pour le cas de battement de cœur le plus rapide (90 bpm) sauf pour les phases  $t/T = 1/6$  et  $t/T = 2/6$ . Elle atteint respectivement 6 Pa et 3,5 Pa pour les 69bpm et 90 bpm pour la phase  $t / T = 1/6$ .

### III.2.5 Lignes de courants

Les figures III.14-III.15 montrent que le développement d'un écoulement inversé sur de petites zones se produit en amont de la sténose, au moment où le jet est présent (à la phase  $t/T = 3/6$ ). Le jet au centre de la sténose continue à se déplacer avec une vitesse négative en même temps qu'un flux positif est à nouveau imposé en amont de la sténose. Pour  $t/T = 3/6$ , le fluide englobe le jet au centre, créant des tourbillons de chaque côté du jet s'écoulant dans une direction positive car il n'est pas assez rapide pour vaincre l'inertie du fluide avec cette vitesse négative.

Pour la phase de vitesse maximale  $t/T=0$ , le centre du tourbillon est situé à  $x/D=1$  pour de 50% de réduction en diamètre (Fig.III.14 (a)) et  $x/D=1,3$  pour une réduction de 75% Fig.III.15 (a). Ensuite, pour la phase  $t/T = 1/6$ , le centre du vortex est situé à  $x/D=1,7$  pour 50% de réduction en diamètre (figure III.14 b) et  $x/D=2$  pour 75% de réduction de diamètre (Fig.III.15 (b)).

Aux phases  $t/T=4/6$  et  $t/T=5/6$ , il n'y a plus de structure de tourbillons visible en amont de la sténose pour la réduction de 50% en diamètre, contrairement à la réduction de 75% où le centre des tourbillons est situé à  $x/D=-0,3$  (phase  $t/T=4/6$  Fig.III. 15(e)) et à  $x/D=-0,7$  (phase  $t/T = 5/6$  Fig.III. 15 f). Cela est dû à la réduction de la section transversale qui est plus élevée dans le cas 75% par rapport au 50%.



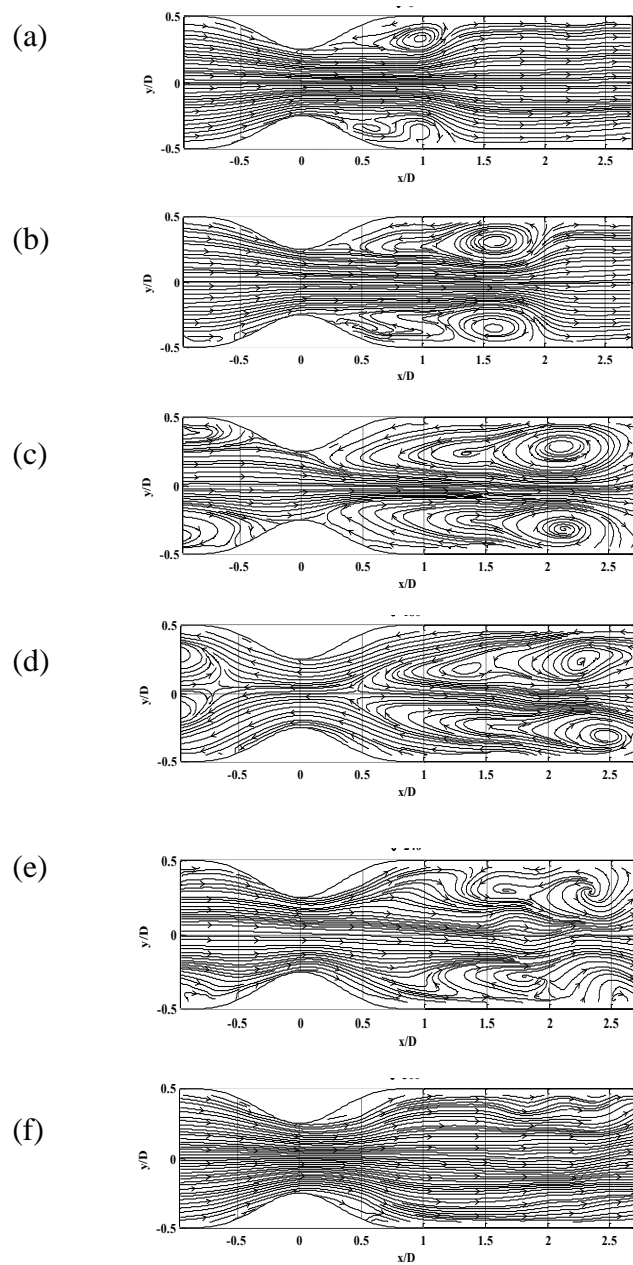


Figure III-14 Lignes de courants obtenues aux différentes phases pour la sténose de 50%  
 $t/T=0$ , b)  $t/T=1/6$ , c)  $t/T=2/6$ , d)  $t/T=3/6$ , e)  $t/T=4/6$ , and f)  $t/T=5/6$ .

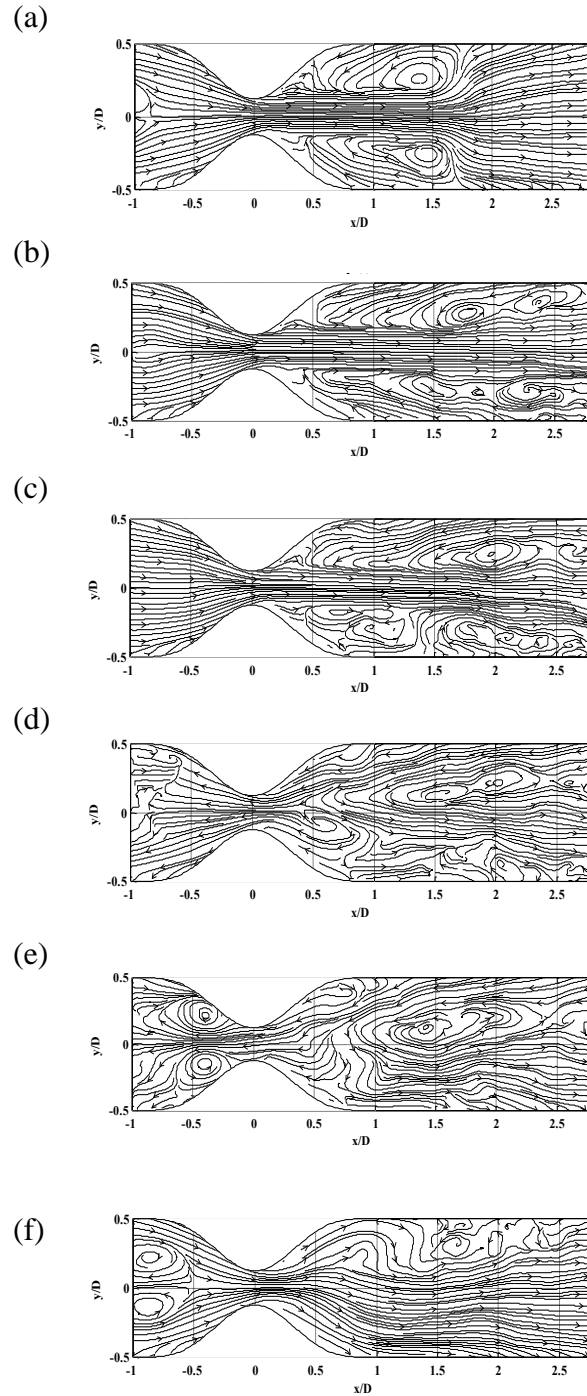


Figure III-15 Lignes de courants obtenues aux différentes phases pour la sténose de 75%  
 $t/T=0$ , b)  $t/T=1/6$ , c)  $t/T=2/6$ , d)  $t/T=3/6$ , e)  $t/T=4/6$ , and f)  $t/T=5/6$ .

### III.2.6 Profil de déplacement des centres tourbillonnaires

Les centres des structures tourbillonnaires sont représentés sur la figure III. 16. Comme on est en coupe sur une géométrie axisymétrique, il apparait des tourbillons des deux côtés supérieur et inférieur. Ces tourbillons sont plus proches de la paroi dans le cas de la réduction de diamètre de 75% par rapport à la réduction en diamètre 50%. Ce même phénomène est obtenu pour les différents rythmes de battement cardiaques.

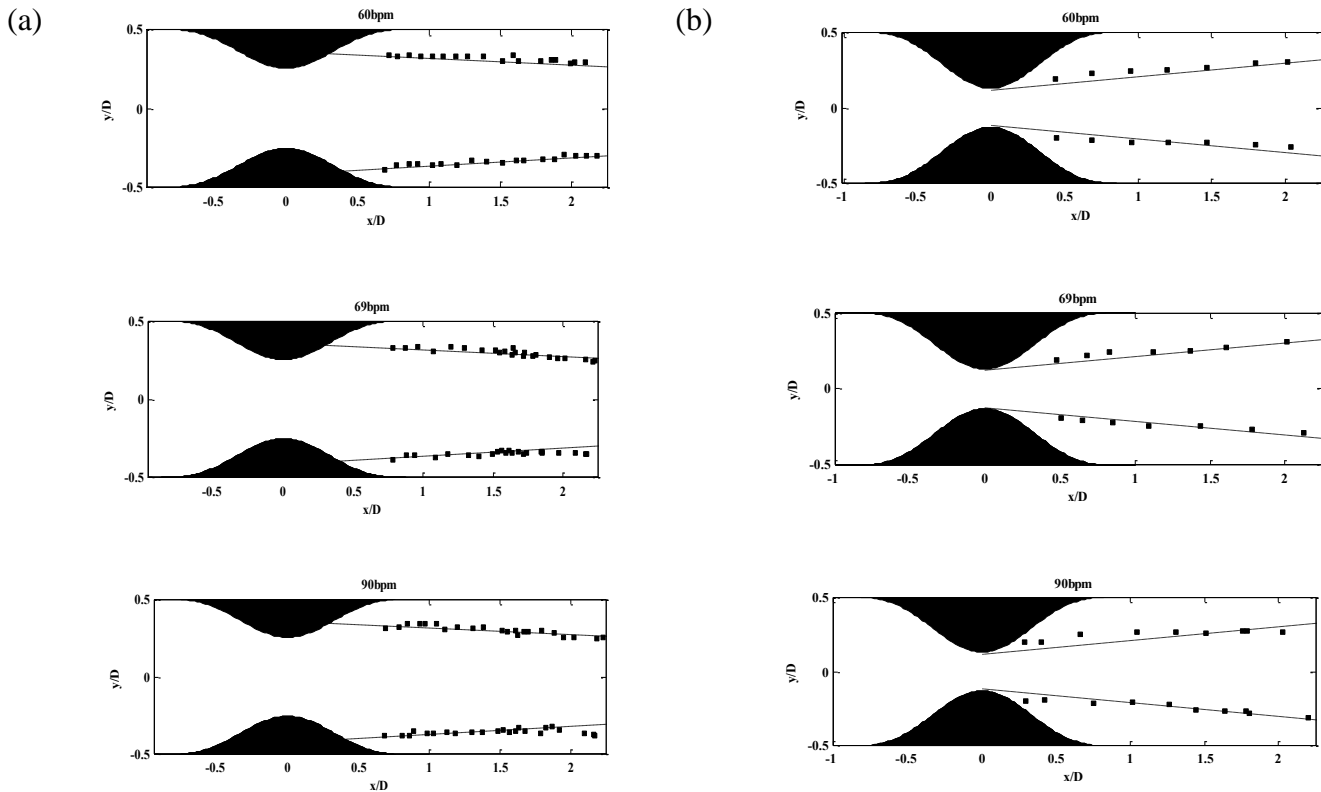


Figure III-16 Structures tourbillonnaires inférieures et supérieures (a) sténose de 50% de réduction de diamètre (b) sténose de 75%

## Conclusion

Dans le présent travail, des écoulements sanguins axisymétriques 3D de sténose de 50 % et 75 % de réduction de diamètre ont été étudiés expérimentalement et numériquement. Les études expérimentales et numériques ont été réalisées sur des écoulements stables et pulsatiles.

La comparaison des profils de vitesse expérimentaux et numériques montre que les simulations de turbulence de premier ordre de type  $k-\omega$  shear-stress-transport fournissent un modèle pertinent de l'écoulement qui joue un rôle critique dans le développement local de l'athérosclérose et qui ne peut pas être déduit directement du champ de vitesse expérimental en raison des erreurs expérimentaux près de la paroi.

Une analyse temporelle de la structure de l'écoulement en moyenne de phase a été mise en œuvre pour les deux réductions de diamètre. Les images de visualisation de l'écoulement par nappe laser et les résultats de la CFD ont montré les structures d'écoulement complexes induites par la constriction, y compris un flux central qui est présent de chaque côté de la sténose pour différents points de la sténose à différents moments du cycle. Les contraintes de cisaillement de la paroi, évaluées numériquement, varient à la fois dans le temps et dans l'espace entre presque zéro et 9 Pa pour une sténose de 75% de réduction de diamètre à une pulsation de 69 bpm. Des tourbillons sont observés en aval de la sténose et il a été montré que leurs centres progressent linéairement mais soit vers l'axe du tube pour une sténose de 50% de diamètre, soit vers les parois, pour le cas de réduction de 75%.

## Bibliographie

- [1] Ghalichi, F., Deng, X., De Champlain, A., et al. (1998). Low Reynolds number turbulence modeling of blood flow in arterial stenoses. *Biorheology*, 35(4, 5), 281-294.
- [2] Ryval, J., Straatman, A. G., Steinman, D. A. (2003, May). Low Reynolds number modeling of pulsatile flow in a moderately constricted geometry. In 11th annual conference of the CFD society of Canada, Vancouver.
- [3] Squire, H. B., & Truncer, J. (1944). Round jets in a general stream. AERONAUTICAL RESEARCH COUNCIL LONDON (UNITED KINGDOM)

- [4] Schlichting, H., & Engineer, A. (1955). *Boundary Layer Theory, Etc.* London; Verlag G. Braun: Karlsruhe; Karlsruhe printed.
- [5] Wygnanski, I., & Fiedler, H. (1969). Some measurements in the self-preserving jet. *Journal of Fluid Mechanics*, 38(3), 577-612.
- [6] Abramovich, G. N. (1963). *The theory of turbulent jets*,(1963). R411, 541.
- [7] Ahmed, S. A., & Giddens, D. P. (1984). Pulsatile poststenotic flow studies with laser Doppler anemometry. *Journal of biomechanics*, 17(9), 695-705.
- [8] Varghese, S. S., Frankel, S. H. (2003). Numerical modeling of pulsatile turbulent flow in stenotic vessels. *J. Biomech. Eng.*, 125(4), 445-460.
- [9] Tan, F. P. P., Soloperto, G., Bashford, S., et al. (2008). Analysis of flow disturbance in a stenosed carotid artery bifurcation using two-equation transitional and turbulence models. *Journal of biomechanical engineering*, 130(6).
- [10] Huh, H. K., Choi, W. R., Ha, H., et al. (2016). Flow characteristics around proximal and distal stenoses in a series of tandem stenosed vessels. *Journal of biomechanics*, 49(13), 2960-2967.





**Chapitre IV: Caractérisation numérique de  
l'écoulement sténosé au travers  
d'une paroi élastique**

Dans le présent chapitre, l'interaction fluide-structure a été étudiée numériquement afin d'analyser l'action du fluide sur les parois des artères sténosées.

Dans une première étape, nous allons présenter la géométrie adoptée ainsi que les conditions aux limites appliquées. Dans une deuxième étape, les principaux résultats obtenus seront exposés. Une comparaison avec le cas de la paroi rigide précédemment étudié est présentée et analysée.

## A-Validation de l'interaction fluide-structure

### IV.1 Géométrie du modèle

Pour cette étude, on a adopté dans un premier temps la géométrie étudiée par Valencia et al [1] représentée dans la figure IV.1 et ce afin de pouvoir valider nos résultats avec cette référence et ce dans l'objectif de maîtriser et valider la procédure de simulation de l'interaction fluide structure. Par la suite, l'étude sera élargie aux géométries qui ont fait l'objet de la première partie de ce travail. Le modèle est toujours axisymétrique et la sténose commence à partir d'une forme de sinus dans la direction longitudinale. Dans la configuration de Valencia et al [1], la lumière artérielle est de rayon interne 1,84 mm et l'épaisseur de la paroi est de 0,32 mm.

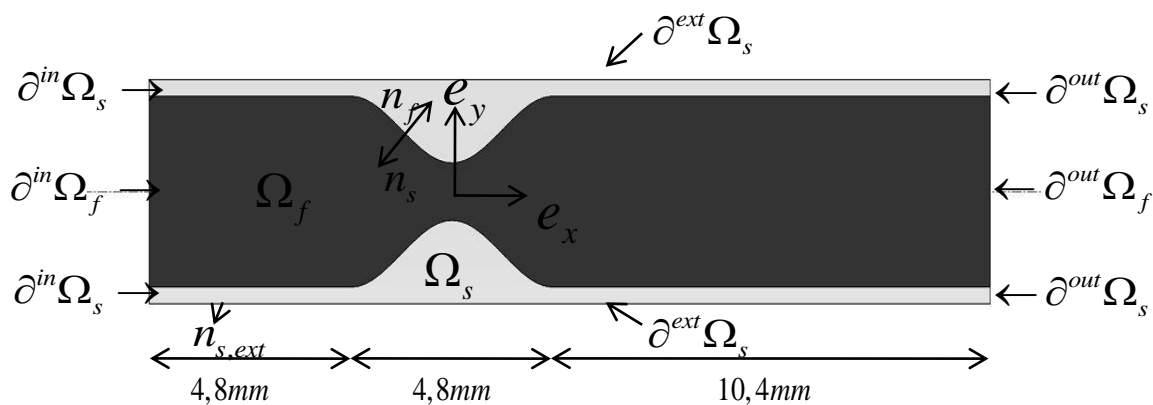


Figure IV-1. Géométrie du modèle



## IV.2 Equations régissant la mécanique du fluide et de la structure

Dans cette partie, on considère à l'entrée un écoulement pulsatile dans un tube axisymétrique d'un fluide visqueux non newtonien et incompressible avec une pulsation  $\omega = 2\pi f$ . Le champ de vitesse du fluide noté  $\vec{v}_f$  et le champ de pression  $p$  sont reliés par les équations de Navier-Stokes écrites dans le cas d'un écoulement instationnaire et incompressible en utilisant la Formulation Arbitraire Lagrangienne Eulérienne ALE [2], où le solide est décrit par une formulation Lagrangienne et le fluide par une formulation Eulérienne en utilisant un maillage dynamique.

Les équations sont données par :

$$\begin{cases} \nabla \vec{v}_f = 0 \\ \rho_f \frac{\partial \vec{v}_f}{\partial t} + \rho_f (\vec{v}_f - \vec{w}) \cdot \nabla \vec{v}_f - \nabla \cdot \overline{\overline{\sigma}}_f = 0 \end{cases} \text{ dans } \Omega_f \quad (\text{IV-1})$$

où  $\rho_f$  est la densité du fluide,  $\vec{w}$  la vitesse de maillage reliée à la formulation ALE,  $\sigma_f$  le tenseur de contrainte de Cauchy dans le domaine fluide  $\Omega_f$ .

Pour la partie structure, le vecteur de déplacement noté  $\vec{u}_s$  et le tenseur de contrainte de Cauchy noté  $\overline{\overline{\sigma}}_s$  de la partie structure, par rapport à la configuration de référence, obéissent à la relation :

$$\rho_s \frac{\partial^2 \vec{u}_s}{\partial t^2} - \nabla \cdot \overline{\overline{\sigma}}_s = 0 \text{ dans } \Omega_s \quad (\text{IV-2})$$

où  $\Omega_s$  est le domaine structure,  $\rho_s$  est la densité des constituants dans le domaine structure, qui est assimilé à un domaine isotrope et homogène.

### IV.3 Les conditions aux limites des domaines fluide et structure

Les conditions aux limites du domaine fluide sont identiques à celles utilisées par Valencia et al.[1], un profil de vitesse de type Womersley est imposé à l'entrée du domaine fluide alors qu'une pression nulle est imposée à la sortie. La variation de la vitesse en fonction du temps est écrite en utilisant la décomposition en transformée de Fourier comme on l'a déjà expliqué dans le chapitre I. Le calcul numérique est effectué sur 5 périodes. La figure IV.2 représente l'évolution de la vitesse axiale à l'entrée en fonction du temps.

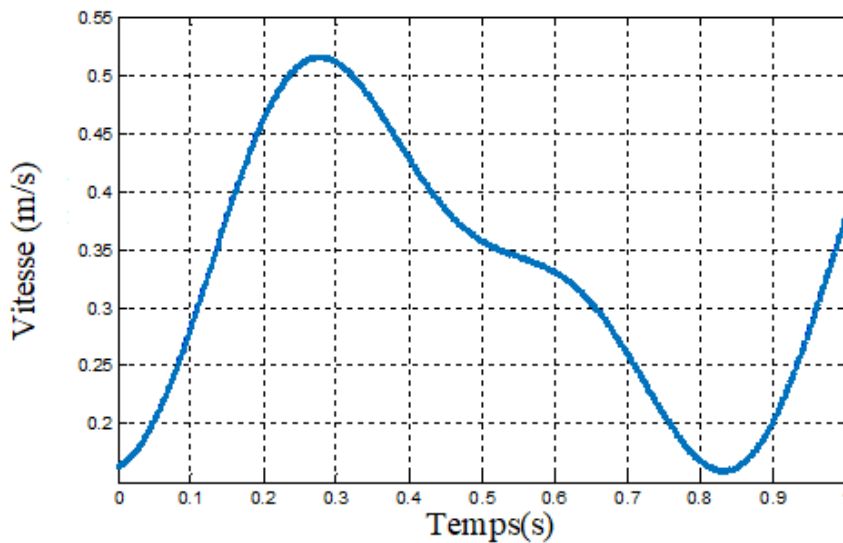


Figure IV-2. Evolution de la vitesse axiale à l'entrée

La figure IV.3 montre l'évolution de la vitesse au cours de 5 périodes au niveau de la sténose

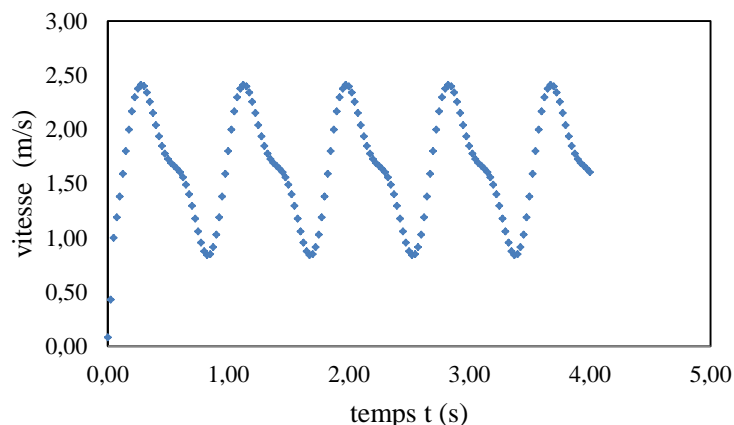


Figure IV-3 Evolution de la vitesse au cours de 5 cycles cardiaques au niveau du centre de la sténose

Pour la partie structure, à l'interface fluide-structure, du domaine élastique de l'artère, le vecteur déplacement  $\vec{u}_s$  et le tenseur de Cauchy  $\overline{\overline{\sigma}}_s$  par rapport à la configuration de référence obéissent aux conditions suivantes :

$$\begin{cases} \overline{\overline{\sigma}}_s \vec{n}_{s,ext} = 0 \text{ sur } \partial^{ext}\Omega_s \\ \vec{u}_s \cdot \vec{e}_z = 0 \text{ sur } \partial^{in}\Omega_s \text{ et } \partial^{in}\Omega_s \end{cases} \quad (IV-3)$$

$\partial^{ext}\Omega_s$ ,  $\partial^{in}\Omega_s$ ,  $\partial^{in}\Omega_s$  et le vecteur normal  $\vec{e}_z$  sont montrés sur la figure VI.1.

A l'interface fluide-structure, la cinématique et les conditions dynamiques s'appliquent, assurant la continuité des champs de vitesse et de la contrainte normale, ce qui donne :

$$\begin{cases} \vec{v}_f = \frac{\partial \vec{u}_s}{\partial t} = \vec{w} \\ \overline{\overline{\sigma}}_s \vec{n}_s + \overline{\overline{\sigma}}_f \vec{n}_f = 0 \end{cases} \quad (IV-4)$$

#### IV.4 Les propriétés fluide-structure

Dans un fluide incompressible, et visqueux, l'expression du tenseur contrainte de Cauchy dépend linéairement de la vitesse de déformation, ce qui donne :

$$\overline{\overline{\sigma}}_f = -pI + \mu_f (\overline{\overline{\nabla}} \vec{v}_f + {}^t \overline{\overline{\nabla}} \vec{v}_f) \quad (IV-5)$$

Le modèle de fluide de type «Carreau» est choisi pour décrire le comportement rhéologique du fluide et la variation de sa viscosité avec la contrainte. Le modèle permet d'écrire :

$$\mu_f = \mu_{f\infty} + (\mu_{f0} - \mu_{f\infty}) \left[ 1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{(n-1)/2} \quad (IV-6)$$

avec  $\lambda=3,313s$ ,  $n=0,3568$ ,  $\mu_{f0}=0,056 \text{ kg/ms}$  et  $\mu_{f\infty}=0.00345 \text{ kg/ms}$ .

Le déplacement axial est nul aux deux extrémités du tube qui ont été fixées dans la direction axiale pour éviter que la conduite ne soit entraînée par le fluide. Une condition de pression statique initiale de 0,01 MPa a été considérée pour s'approcher des conditions physiologiques normales [1].

#### **IV.5 Simulations numériques FSI**

Les simulations d'interaction fluide-structure (FSI, pour Fluid-Structure Interaction) ont été réalisées en utilisant le solveur à base des éléments finis (FE, pour finite elements) disponible sous le logiciel multi-physiques ANSYS. Le modèle a été maillé en 14726 éléments pour le domaine fluide à dominance quadratique et en 8100 éléments pour le domaine structure. Le problème non-linéaire de couplage fluide structure a été discrétisé en utilisant l'algorithme de Newton-Raphson. Le maillage est raffiné à proximité de la paroi de l'artère pour prendre en compte la couche limite.

L'écoulement instationnaire du fluide, dans une artère sténosée et symétrique, est numériquement simulé en considérant dans un premier lieu le cas rigide de l'artère et en second lieu l'interaction fluide-structure pour une artère élastique. Pour ce dernier, un modèle élastique adéquat a été utilisé. On rappelle qu'un degré d'obstruction très élevé (de 75%) identique à celui utilisé par Valencia et al. [1] a été considéré. L'étude de la dynamique de l'écoulement à travers l'artère a permis l'accès aux profils de vitesse le long de l'artère ainsi qu'aux contraintes de cisaillement à la paroi.

Un algorithme de couplage est alors développé pour la mise en œuvre de cette interaction fluide-structure. Cet algorithme permet le transfert de champs de façon interactive. La figure IV.4 explique la technique de couplage. L'interaction fluide-structure est un couplage multi-physique entre les lois qui décrivent la dynamique des fluides et la mécanique des structures. Ce phénomène se caractérise par des interactions qui peuvent être stables ou oscillatoires, entre une structure déformable ou en mouvement et un écoulement de fluide environnant ou interne.

Lorsqu'un écoulement fluide rencontre une structure, des contraintes et des déformations sont exercées sur l'objet solide. Ces forces peuvent conduire à des déformations. Ces déformations peuvent être assez grandes ou très petites, en fonction de la pression et de la vitesse de l'écoulement et des propriétés du matériau de la structure.

Si les déformations de la structure sont assez faibles et que les variations dans le temps sont également relativement lentes, le comportement du fluide ne sera pas fortement affecté par la déformation, et on peut donc ne se préoccuper que des contraintes résultantes dans les pièces solides. Cependant, si les variations de temps sont rapides, supérieures à quelques cycles par seconde, alors même de petites déformations structurelles conduiront à des ondes de pression dans le fluide. Ces ondes de pression conduisent au rayonnement sonore des structures vibrantes. De tels problèmes peuvent être traités comme une interaction acoustique-structure, plutôt que comme une interaction fluide-structure.

Les simulations peuvent être classées comme couplées unidirectionnelles ou bidirectionnelles :

- Pour un couplage unidirectionnel, on considère que le domaine fluide est à peine affecté par les petites déformations structurelles qui en résultent. Cela permet de résoudre la CFD et l'analyse structurelle indépendamment avec transfert de données unidirectionnel : uniquement la pression est transférée du CFD au domaine structurel.
- Pour le couplage dans les deux sens, la déformation structurelle due à la pression du fluide affecte le champ d'écoulement et, par conséquent, le domaine fluide et la structure doivent être résolus simultanément avec des transferts de données bidirectionnelles. La pression est exportée de CFD vers l'analyse structurelle, et la déformation est transférée de l'analyse structurelle à l'analyse CFD pour mettre à jour la géométrie du domaine fluide à chaque couplage.

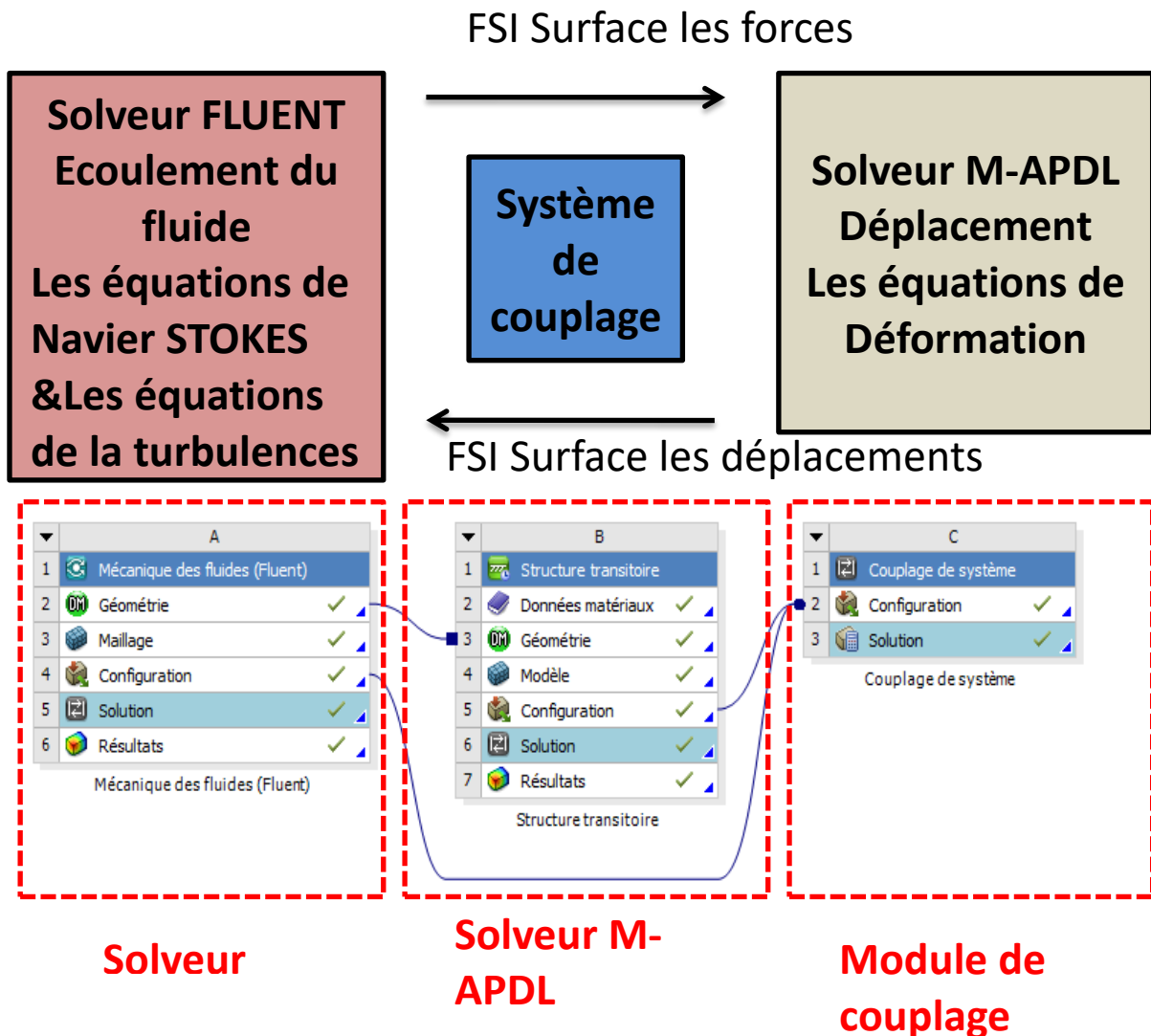


Figure IV-4 Principe du couplage FSI

#### IV.6 Critère d'analyse

La présente analyse se concentre sur le temps de la systole où les valeurs de la vitesse sont maximales. Deux critères sont discutés dans les résultats. Tout d'abord, la contrainte équivalente maximale de Von Mises, définie dans l'équation (IV.5), est choisie pour évaluer la vulnérabilité de la plaque:

$$\sigma_{\max}^{VM} = \text{Max}(\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1\sigma_2}) \quad (\text{IV-7})$$

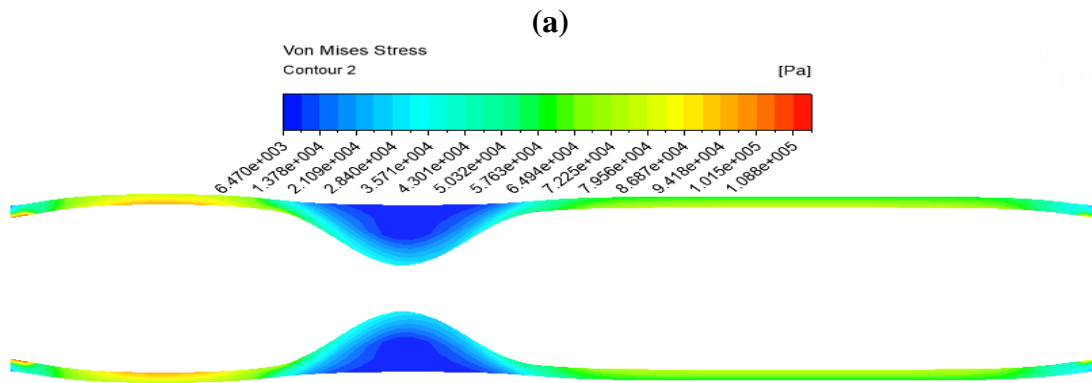
où  $\sigma_1$  et  $\sigma_2$  sont les contraintes principales dans les directions radiale et longitudinale.

Le deuxième critère prend en compte la contrainte de cisaillement de paroi maximale WSS, principalement associée à la formation, à la croissance et au remodelage de la plaque.

Les résultats obtenus à partir d'une analyse éléments-finis sont présentés sur la figure IV.5a), fournissant la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises sur la paroi, tracée dans la géométrie déformée durant la période systolique.

Une contrainte effective maximale de l'ordre de 100 kPa est obtenue (figure IV.5a), correspondant à des valeurs équivalentes à celles obtenues par Valencia et al. [1]. Cette répartition des contraintes avec un maximum au milieu de la partie amont du tube est évidemment liée aux conditions aux limites aux extrémités du tube.

La contrainte est maximale en amont de la sténose. Ceci explique que la déformation de l'artère est plus importante en amont qu'en aval de la sténose. Le déplacement maximal est d'environ 0,3 mm dans le sens radial (figure IV 5b) et de 0,05 mm dans le sens axial (figure IV.5c). La déformation s'effectue principalement dans la direction radiale plutôt qu'axiale. La géométrie et la lumière de la sténose ont des effets sur les caractéristiques de l'écoulement à travers la sténose, relevées dans le chapitre précédent, ainsi que sur le déplacement de la paroi et la contrainte effective à la paroi.



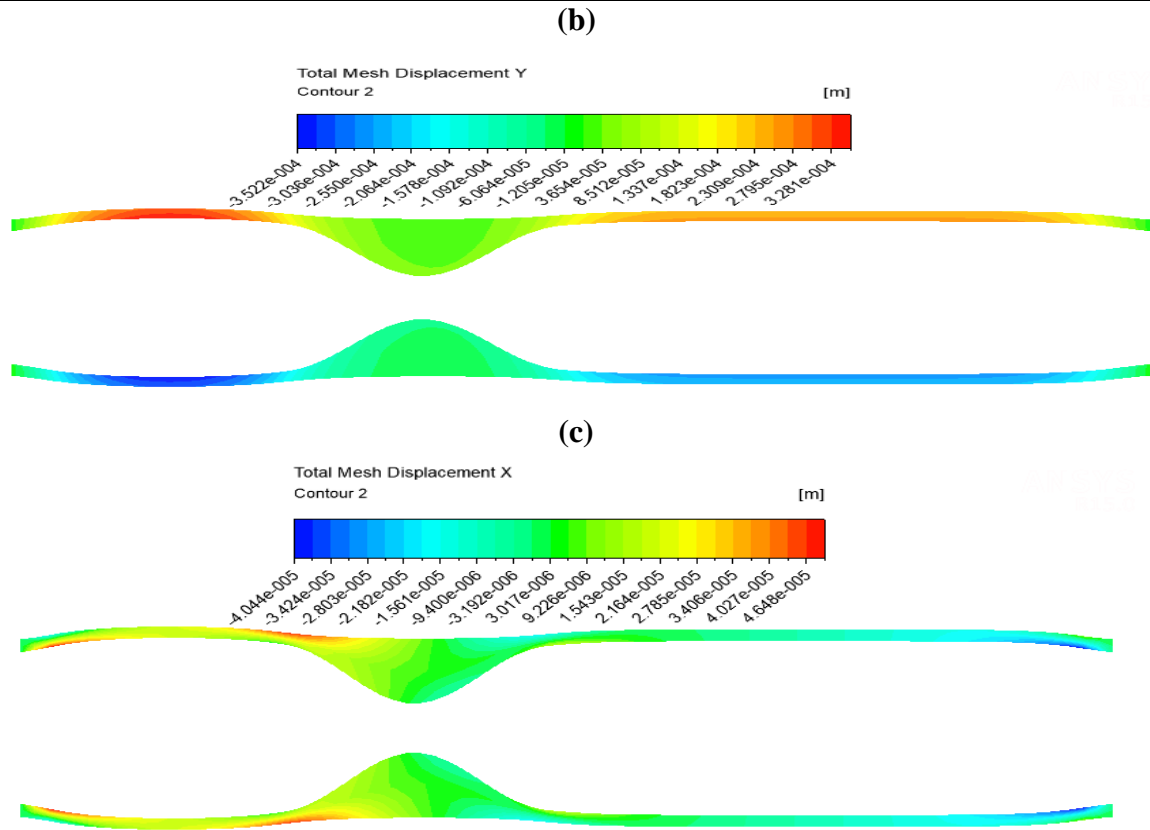


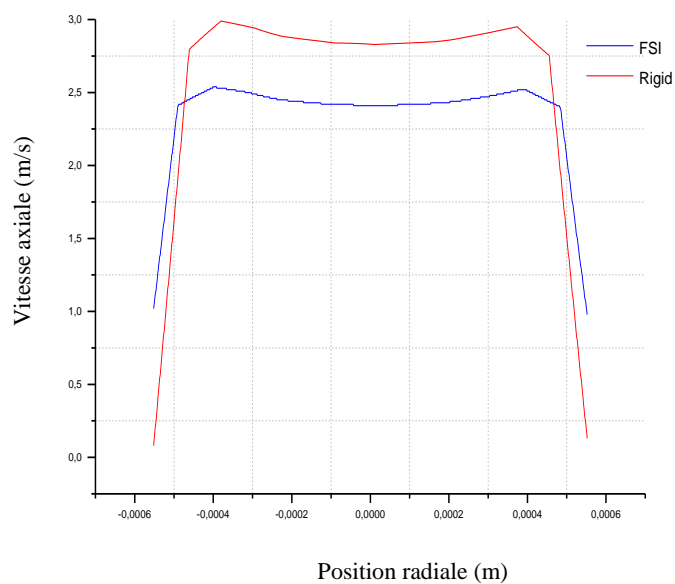
Figure IV-5 Déformation de la paroi pour le cas de 70% de réduction en diamètre, obtenue en phase systolique: a) répartition des contraintes, b) répartition des déplacements radiaux et c) répartition des déplacements axiaux.

#### IV.7 Profil de vitesse

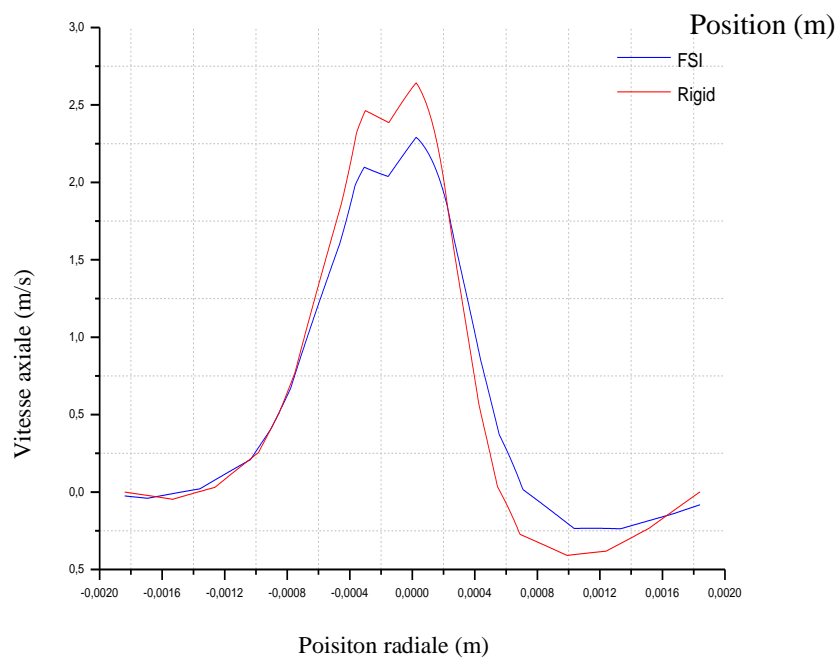
Une comparaison des résultats avec le tube rigide est illustrée dans la (figure IV.6). Il est clair que les profils sont similaires mais d'intensités différentes. Dans le cas rigide, les valeurs de la vitesse maximale sont environ 20% plus élevées que dans le cas d'une paroi flexible.



(a)



(b)



(c)

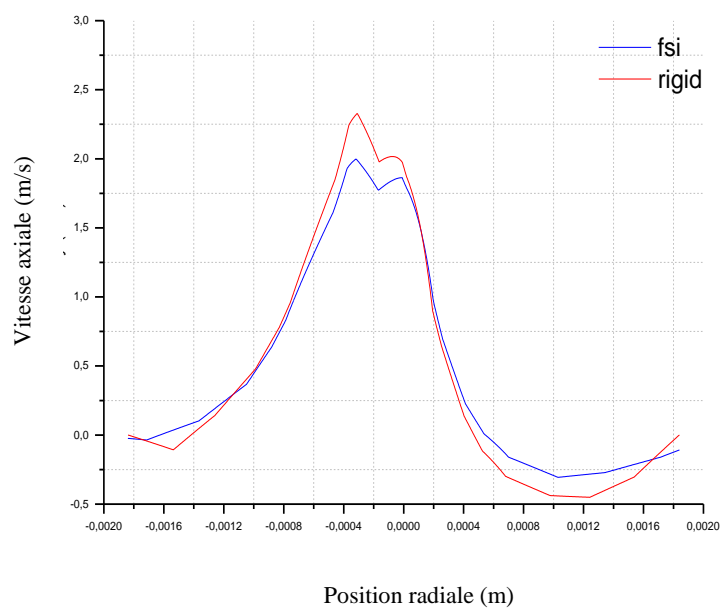


Figure IV-6 profil de vitesse : a) pour  $x/D=0$ , b) pour  $x/D=1$  et c) pour  $x/D=2$

## B-FSI pour notre configuration

### IV.8 Profils de vitesse à l'entrée

On reprend dans cette partie la géométrie étudiée dans la première partie de ce travail. Les premiers essais utilisant à l'entrée le profil expérimental décrit dans la section (chapitre I) n'ont pas été concluants. On a alors décidé de simplifier l'étude en adoptant à l'entrée un profil légèrement plus simple, voisin du profil expérimental. Il s'agit d'un profil parabolique et pulsatile de la vitesse à l'entrée donné par la fonction suivante :

A la sortie la pression est prise en charge (condition de pression de sortie). L'écoulement est considéré comme légèrement turbulent avec une faible intensité de turbulence de l'ordre de 2%.

Nous avons implémenté le modèle sous l'environnement ANSYS tout en identifiant les dimensions désirées. Le maillage utilisé est un maillage régulier de type Quad/Map. Ce choix paraît satisfaisant vu la simplicité de la géométrie considérée.

Il s'agit d'un profil parabolique et pulsatile de la vitesse à l'entrée donné par la fonction suivante :

$$\frac{u(r,t)}{u_c} = \left(1 - \left(\frac{r}{R}\right)^2\right) (1 + A \sin(\omega t)) \quad (\text{IV-8})$$

Un premier test a été réalisé avec les paramètres suivants :

$$A=2/3=0,6667. \quad \omega = \frac{2\pi}{T}.$$

$$u_c=0.198\text{m/s}, T=20\text{s}, R=5\text{mm}$$

La figure IV.7 illustre l'évolution du profil de la vitesse à l'entrée du conduit en fonction du temps. Ce profil à l'entrée correspond à un nombre de Reynolds basé sur la vitesse moyenne de 600.

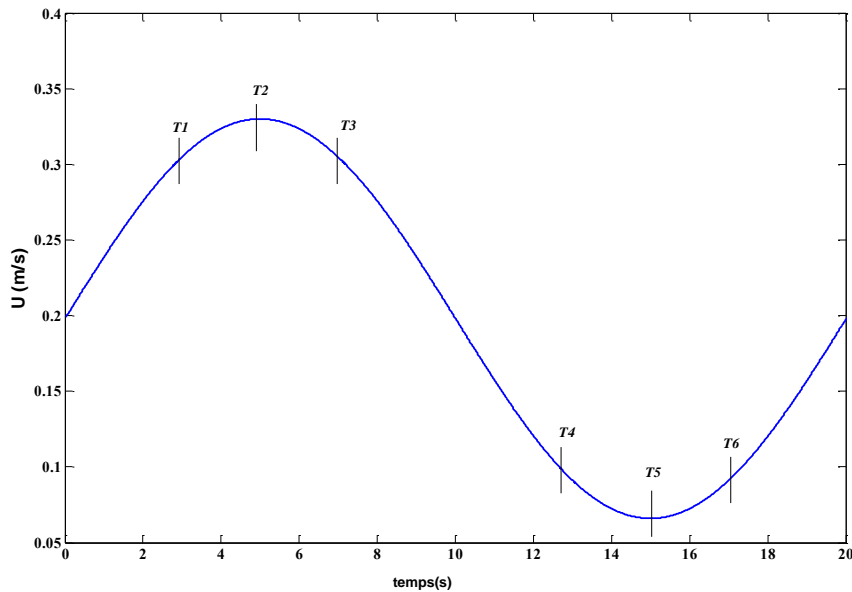


Figure IV-7. Profil de la vitesse axiale à l'entrée,

Les instants  $T_i, i=1,2...6$  sont des instants de référence auxquels les résultats sont obtenus

#### IV.9 Déplacement du maillage

Lorsqu'on considère les propriétés mécaniques de l'artère, la simulation numérique de la mécanique de fluides doit être couplée avec la mécanique des structures. Le maillage dans ce cas n'est pas fixe mais mobile. La figure IV.8 montre, à l'instant de la systole, la répartition du déplacement du maillage sur les parois de l'artère, qui sont des valeurs de l'ordre de grandeur de  $10^{-4}$  m. Ces résultats mettent en évidence que les déplacements sont submillimétriques.

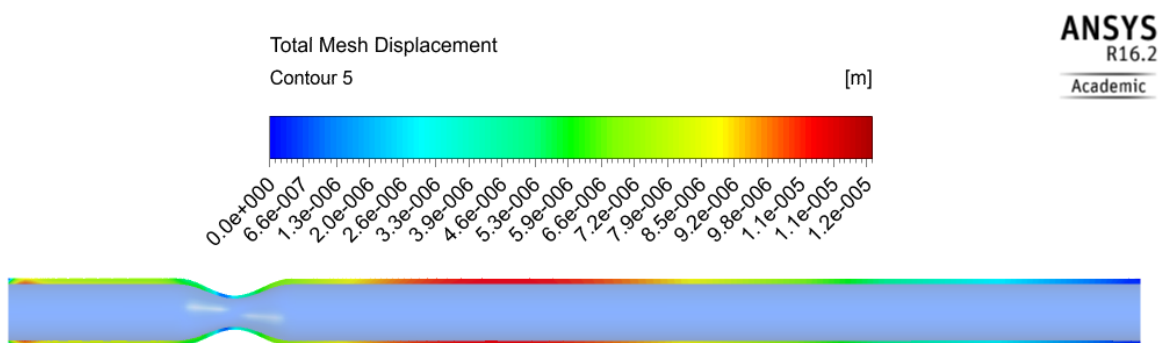


Figure IV-8. Cartographie de l'intensité du déplacement au moment systolique  $t=T2$ , pour une sténose de 50% de réduction en diamètre

La figure IV.9, qui reprend la figure précédente sous forme de profil de déplacement, montre un profil en deux lobes : la première avant la sténose et la deuxième après la sténose où le déplacement atteint un maximum de l'ordre de  $1.08 \cdot 10^{-5}$  m à une distance de  $x/D=4.5$ . La chute du déplacement de la paroi au centre de la sténose est due à la chute de la pression au col, due à une réduction de la section de l'écoulement.

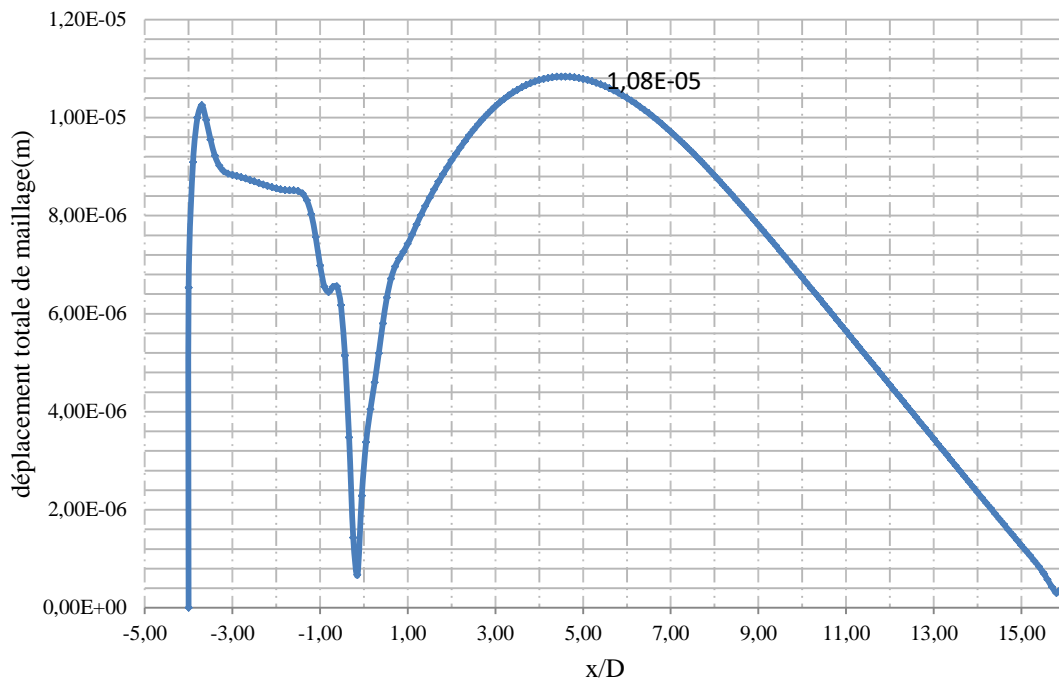
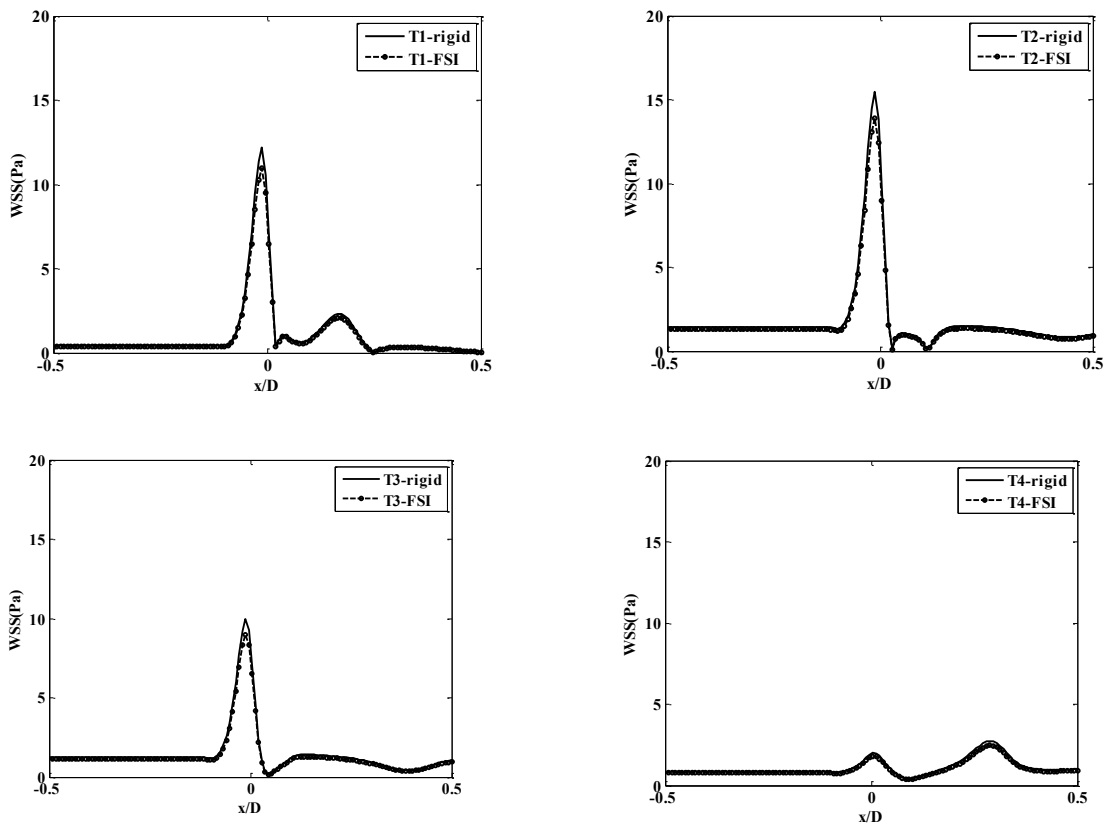


Figure IV-9. Evolution du déplacement du maillage tout au long du tube sténosé.(cas de la sténose à 50% de réduction en diamètre)

#### IV.10 Contrainte de cisaillement

La figure IV.10 donne l'évolution du taux de cisaillement sur la paroi le long du tube pour les différentes phases de l'écoulement périodique, et ce pour les deux cas de paroi rigide et déformable. La figure montre que les allures sont similaires et on n'a pas constaté de différences majeures à l'exception des intensités maximales qui se trouvent légèrement réduites dans le cas déformable. Comme pour le cas rigide déjà discuté dans le chapitre 3, dans le cas déformable le taux de cisaillement sur la paroi suit l'évolution de la vitesse au début de l'accélération. Toute augmentation de la vitesse engendre une croissance du taux de cisaillement au niveau de la contraction. A la fin de cette phase ( $T_1$ ) et lorsque l'écoulement atteint son pic, l'amplification par la contraction de la vitesse induit également d'intenses taux de cisaillement au niveau de la sténose.



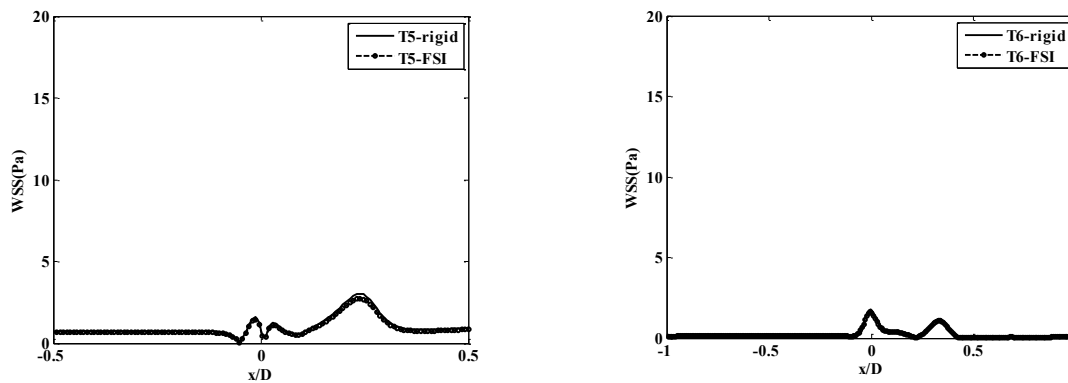


Figure IV-10. Variation de la contrainte de cisaillement pariétale le long de la distance axiale pour les modèles rigides et flexible à différents instants

Les effets de l'interaction fluide-paroi sur le modèle de sténose n'a pas changé la dynamique de l'écoulement à travers l'artère de manière significative. Comme suite, nous comptons tester des valeurs d'obstruction plus élevées (supérieur à 75%).

## Conclusion

Dans cette étude, une simulation numérique de l'interaction fluide-structure (FSI) dans une artère a été reprise de la littérature afin de maîtriser la procédure de simulation, et les résultats ont été comparés avec ceux d'une artère rigide. Un bon accord a été trouvé.

Dans une deuxième étape, la procédure de simulation FSI a été élargie à notre configuration de base. Les résultats ont été comparés en cas rigide et semblent être très probants.

## Bibliographie

- [1] Valencia, A., & Baeza, F. (2009). Numerical simulation of fluid–structure interaction in stenotic arteries considering two layer nonlinear anisotropic structural model. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 36(2), 137-142
- [2] Souli, M. H., Ouahsine, A., & Lewin, L. (2000). ALE formulation for fluid–structure interaction problems. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 190(5-7), 659-675.

# Conclusion et Perspectives

L'objectif de la présente thèse a été de décrire les caractéristiques et les comportements fondamentaux des écoulements sténotiques, afin de fournir des informations de base utiles pour l'étude d'écoulements plus proches de la réalité physiologique.

Le premier problème traité était l'écoulement d'entrée permanent à travers un canal axisymétrique sténosé. La deuxième partie a porté sur l'étude d'un écoulement de type pulsé, un tube droit contenant toujours une sténose axisymétrique. Les écoulements réguliers et pulsatiles à travers cette géométrie ont été étudiés.

Pour comprendre les conditions d'écoulement particulières qui peuvent être produites par la présence d'une sténose dans les artères, une solution numérique et expérimentale est obtenue pour un écoulement pulsatile dans un tube présentant une sténose. Le sang est approché par un modèle newtonien et la géométrie de la sténose est introduite en spécifiant le changement de la section transversale de l'artère sténosée. Les résultats pour la vitesse, la pression, la contrainte de cisaillement sont présentés. Ils sont comparés aux résultats de l'écoulement permanent ainsi qu'à ceux de l'écoulement dans un tube sténosé élastique. L'étude indique que les caractéristiques dynamiques de l'écoulement sont affectées par le pourcentage de sténose ainsi que par la géométrie de la sténose. La fréquence d'oscillation influence également la contrainte de cisaillement.

L'étude numérique des flux fluctuants sinusoïdaux permet de tirer les conclusions suivantes

- i)** La zone de recirculation dans l'écoulement pulsé change de taille avec le temps, en raison de la variation de la vitesse de l'écoulement avec le temps, en raison de la variation instantané du débit
- ii)** La décélération du débit dans les cycles pulsés tend à élargir la zone de recirculation.
- iii).** Les zones de recirculation préfèrent toujours se produire simultanément en proximal et en distal de la sténose quand le débit net instantané s'approche de zéro.



**iv)** les perturbations de l'écoulement deviennent plus sévères lorsque la taille de la sténose est plus élevée. Des impacts similaires, comme la chute de pression, et d'autres paramètres sont également constatés.

**v)** La variation du nombre de Reynolds peut grandement influencer le schéma d'écoulement. La contrainte de cisaillement à la paroi est plus élevée pour les nombres de Reynolds plus élevés que pour les Reynolds plus faibles.

**vi)** Par rapport aux autres paramètres, l'élasticité de la paroi de 50% de réduction de diamètre n'a pas d'influence significative sur les valeurs de la contrainte de cisaillement.

Comme perspectives, on souhaite étudier l'influence d'une onde ultrasonore sur l'écoulement sténosé en termes de changement de la dynamique de l'écoulement.

Les modèles de sténosés asymétriques font partie de nos perspectives.

Et concernant l'interaction fluide-structure, on est dans l'étude sur la composition des collagènes de l'artère afin de s'approcher du modèle mécanique approprié.



> Med Eng Phys. 2021 Apr;90:33-42. doi: 10.1016/j.medengphy.2021.02.006. Epub 2021 Feb 23.

## Experimental and numerical investigation of pulsed flows in a severe aortic stenosed model

Ameni Trigui<sup>1</sup>, Maher Ben Chiekh<sup>2</sup>, Jean Christophe Béra<sup>3</sup>, Bruno Gilles<sup>3</sup>

Affiliations + expand

PMID: 33781478 DOI: 10.1016/j.medengphy.2021.02.006

### Abstract

Steady and pulsatile aortic stenotic flows through stenosis tubes were experimentally and numerically investigated. The objective was the understanding of the fluid dynamics in arterial geometries most relevant in the context of atherosclerosis. Axisymmetric phantoms corresponding to significant artery stenosis of 50% in diameter and severe aortic stenosis of 75% were respectively machined from silicon. A water flow circuit was established, a steady flow was provided by gravity and a pulsed flow

FULL TEXT LINKS



ACTIONS



SHARE



PAGE NAVIGATION

< Title & authors



ScienceDirect

Journals & Books

View PDF:



Access through University of Monastir

Purchase PDF

### Outline

Highlights

Abstract

Keywords

Introduction

Methodology

Results and discussion

Conclusion

Declaration of Competing Interest

Acknowledgements

Ethical approval

References

How full outline

Figures (13)



Medical Engineering & Physics

Volume 90, April 2021, Pages 33-42



## Experimental and numerical investigation of pulsed flows in a severe aortic stenosed model

Ameni Trigui<sup>a</sup>, Maher Ben Chiekh<sup>a</sup>, Jean Christophe Béra<sup>b</sup>, Bruno Gilles<sup>b</sup>

<sup>a</sup> University of Monastir, ENIM, Laboratory of Thermal and Energy Systems Studies LESTE, LR99ES31, 5000, Monastir, Tunisia

<sup>b</sup> LabTAU, INSERM, Centre Léon Bérard, Université Lyon 1, Univ Lyon, F-69003 Lyon, France

Received 10 August 2020, Revised 1 February 2021, Accepted 20 February 2021, Available online 23 February 2021.



Trigui, A., Chiekh, M. B., Béra, J. C., & Gilles, B. (2021). Experimental and numerical investigation of pulsed flows in a severe aortic stenosed model. *Medical Engineering & Physics*, 90, 33-42