



HAL
open science

Modélisation de la compliance de l'aorte dans le cas de pathologies de type anévrisme

Yufei Wang

► **To cite this version:**

Yufei Wang. Modélisation de la compliance de l'aorte dans le cas de pathologies de type anévrisme. Mécanique [physics.med-ph]. Université de Bourgogne, 2015. Français. NNT : 2015DIJOS038 . tel-01271049

HAL Id: tel-01271049

<https://theses.hal.science/tel-01271049v1>

Submitted on 8 Feb 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

SPIM

Thèse de Doctorat



école doctorale sciences pour l'ingénieur et microtechniques

UNIVERSITÉ DE BOURGOGNE

Modélisation de la compliance de l'aorte dans le cas de pathologies de type d'anévrisme

Soutenue par :

■ Wang Yufei

Le 7 Novembre 2015

Jury

Stéphane AVRIL, Professeur, Ecole des Mines de St Etienne..... Rapporteur
Olivier BOUCHOT, PU-PH, Université de Bourgogne-Franche Comté Membre du jury
Patrick DELASSUS, Senior lecturer, Galway Mayo Institute of Technology, Irlande Membre du jury
Jean François FONTAINE, Professeur, Université de Bourgogne-Franche Comté, Directeur de Thèse
David JOANNIC, Maître de Conférences, Université de Bourgogne-Franche Comté, Co-Directeur de Thèse
Alain LALANDE, MCU-PH, Université de Bourgogne-Franche Comté, Membre du jury
Elie MOUSSEAUX, PU-PH, Hôpital Européen Georges Pompidou, Président du jury
Patrick SEGERS, Professeur, Ghent University, Belgique Rapporteur

Remerciement

Cette thèse, l'aboutissement de trois années de travail, a été réalisée au sein du Laboratoire Electronique, Informatique et Image (Le2i) à l'Université de Bourgogne-Franche Comté. Les travaux nécessaires pour la réaliser n'auraient pu être possibles sans l'aide et la patience de nombreuses personnes. Je tiens à remercier très chaleureusement tous ceux qui, de près ou de loin, y ont contribué.

En premier lieu, j'adresse tout particulièrement ma reconnaissance à mon directeur de thèse, Jean-François FONTAINE et à co-encadrant David JOANNIC qui m'ont donné l'opportunité de travailler sur ce sujet. Grâce à leur encadrement, leurs nombreux conseils et leur soutien constant tout au long de ma thèse, ce travail n'a cessé de s'améliorer au fil du temps.

Je remercie également M. Alain LALANDE, du laboratoire Le2i (site de Dijon) qui a apporté ses compétences et son expertise dans le domaine de l'IRM ainsi que M. Patrick JUILLION, ingénieur du laboratoire Le2i (site d'Auxerre), qui a passé beaucoup de temps et donné son savoir-faire pour la réalisation de nombreuses d'expérimentations et sans qui cette thèse n'aurait pu être réalisée.

Je tiens à remercier M. Stéphane AVRIL, Professeur à l'École des Mines de Saint-Étienne, et M. Patrick Segers, Professeur à l'Université de GAND de m'avoir fait l'honneur d'être les rapporteurs de ce travail.

Je tiens également à remercier nos partenaires, les membres du laboratoire de Gmedtech du Galway-Mayo Institute of Technology à Galway en Irlande, en particulier M. Patrick DELASSUS, M. Paul FAHY, M. Petre STEFANOV et M. Florian STEFANOV pour leur accueil chaleureux et leur aide qui m'a permis de mener à bien cette étude.

Je remercie également le centre Hospitalier Universitaire de Dijon, notamment M. Olivier BOUCHOT pour son soutien et ses conseils dans le domaine de la chirurgie cardiovasculaire.

Je remercie la mairie d'Auxerre, le conseil régional de Bourgogne et le Fond européen de développement régional (*FEDER*) pour leur soutien financier à cette thèse.

Je remercie M. Alan KEMERONES et M. Richard OUNG de l'équipe Energétique/moteur du Laboratoire DRIVE de l'ISAT et M. Michel MATTIEU de l'entreprise Danielson à Magny-court, pour leur aide précieuse dans le cadre de l'utilisation du dispositif de PIV.

J'aimerais remercier les membres de l'entreprise Abaqsys Ingénierie d'Auxerre pour leur partage d'expérience sur la simulation numérique, en particulier M. Christophe MAROT.

J'adresse mes remerciements à toute l'équipe du laboratoire Le2i du site d'Auxerre pour tous les échanges techniques, scientifiques ainsi que pour leur sympathie et leur accueil chaleureux pendant ces trois ans de thèse.

Pour le meilleur, je tiens à remercier ma famille, mes amis et tout particulièrement mes parents pour leur amour et leur soutien sans faille tout au long de ces années. Sans eux je n'aurais pas été ce que je suis.

Sommaire

Introduction	1
Chapitre I : Anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) - aspects anatomique et physiologique ..	5
1 Le système cardiovasculaire	5
1.1 Le cœur	6
1.2 Les vaisseaux sanguins	8
1.2.1. Les artères.....	8
1.2.2. Les veines et les capillaires	11
1.3 Le sang.....	11
2 Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA).....	14
2.2. Données anatomiques	15
2.3. Techniques actuelles de détection d'AAA	16
2.4. Traitement chirurgical de l'AAA.....	16
2.5. Critères décisionnels d'intervention clinique.....	17
3 Conclusion	19
Chapitre II : Etat de l'art - modélisation de l'aorte.....	21
1 Identification de l'écoulement sanguin.....	22
2 Identification des propriétés matérielles de l'aorte	23
2.1. Caractérisation expérimentale.....	24
2.1.1. Essais uni-axiaux	24
2.1.2. Test biaxial	27
2.1.3. Propriétés du thrombus.....	29
2.2. Synthèse des propriétés mécanique des anévrismes de l'aorte	33
3 Modèles de comportement	34
3.1. Définition des différentes grandeurs tensorielles.....	34
3.2. Lois de comportement.....	35

3.3.	Expression des modèles hyperélastiques isotropes	36
3.4.	Expression des modèles hyperélastiques anisotropes	37
3.5.	Choix d'un modèle.....	38
4	Modélisation expérimentale et numérique en vue de la prédiction de la rupture d'AAA.....	40
4.1.	Aspects géométriques	40
4.1.1.	Epaisseur.....	40
4.1.2.	Forme.....	41
4.2.	Etudes des effets de la circulation sanguine.....	42
4.2.1.	Etudes expérimentales	42
4.2.2.	Etudes numériques avec interaction fluide/solide	45
4.3.	Etat de contrainte et prédiction de la rupture	46
4.3.1.	Etudes expérimentales	47
4.3.2.	Modélisation et simulation numérique	49
5	Conclusion	52
Chapitre III : Ingénierie d'un banc d'essai en vue de l'inter-comparaison de mesures effectuées par IRM, par stéréovision et par PIV		
53		
1.	Introduction.....	53
2.	Développement d'un dispositif de simulation du système cardiovasculaire in vitro	54
2.1.	Constituants : La pompe, les tuyaux et le liquide	55
2.2.	Dipositif de mise en place des fantômes ou aquarium.....	57
2.3.	Contrôle des paramètres physiologiques.....	57
2.3.1.	Capteur de pression	57
2.3.2.	Débitmètre	58
2.4.	Validation des caractéristiques du banc	59
2.4.1.	Validation du profil de pression	59
2.4.2.	Conditions de mesure	60
2.5.	Synthèse	61
3.	Mesures de déformation.....	61

3.1.	Mesure de déformation par stéréovision.....	62
3.1.1.	Stéréovision : généralités.....	62
3.1.2.	Protocole de mesure	63
3.1.3.	Calibrage des caméras	64
3.1.4.	Qualification du mouchetis.....	67
3.1.4.1.	Critères quantitatifs	67
3.1.4.2.	Exemple d'application.....	68
3.1.5.	Qualification de la mesure par stéréovision	71
3.1.5.1.	Mesure sur échantillon plan.....	71
3.1.5.2.	Mesure sur fantôme cylindrique en silicone.....	72
3.1.6.	Synchronisation du système de mesure par stéréovision.....	74
3.1.6.1.	Synchronisation des caméras.....	74
3.1.6.2.	Cadence de mesure	74
3.2.	Mesure par IRM.....	77
3.2.1.	IRM : Généralité.....	77
3.2.2.	Choix de la séquence cinétique d'IRM pour la mesure anatomique	78
3.2.3.	Pratique de mesure	79
3.3.	Validation métrologique du processus de mesure de déformation in vitro.....	80
3.3.1.	Conditions de mesures.....	80
3.3.2.	Résultats d'expérimentation par stéréovision.....	81
3.3.3.	Résultats d'expérimentation par IRM.....	83
3.3.4.	Comparaison des résultats	83
4.	Mesure d'écoulement : flux et vitesse.....	85
4.1.	Mesure avec le dispositif P.I.V	85
4.1.1.	Principe de la vélocimétrie par images de particules (PIV)	85
4.1.2.	Dispositif pratique de PIV	86
4.2.	Mesure du flux par IRM flux 2D	88
4.2.1.	Principe d'IRM Flux 2D.....	88

4.2.2.	Mesure de flux dans le fantôme cylindrique en verre.....	89
4.3.	Résultats des mesures du flux pour le fantôme d'AA en verre.....	89
4.3.1.	Résultats de mesure par PIV.....	89
4.3.2.	Comparaison des résultats des mesures par PIV et par l'IRM	90
4.3.3.	Validation du protocole métrologique sur l'étude de flux.....	91
5.	Conclusion	93
Chapitre IV : Etude expérimentale sur fantôme d'AAA axisymétrique in vitro.....		94
1.	Introduction.....	94
2.	Description des fantômes	94
3.	Expérimentation de mesure de déformation du fantôme d'AAA axisymétrique in vitro	96
3.1.	Choix de l'objectif de la caméra	Erreur ! Signet non défini.
3.2.	Essais sous pression statique.....	97
3.3.	Essais sous pression dynamique	100
3.3.1.	Application au fantôme simple à épaisseur constante	100
3.3.1.1.	Présentation de résultats obtenus par IRM	100
3.3.1.2.	Présentation de résultats obtenus par stéréovision.....	101
3.3.1.3.	Comparaison des résultats obtenus par les deux techniques de mesure	103
3.3.2.	Application au fantôme simple à épaisseur variable	104
3.3.3.	Etudes de l'influence de l'écoulement sur le niveau de déformation.....	105
4.	Expérimentation d'étude du flux in vitro pour le fantôme d'AAA axisymétrique	106
4.1.	Résultats issus des mesures par PIV	106
4.2.	Résultats issus de mesure par IRM	111
4.3.	Comparaison des résultats issus d'IRM Flux 4D et PIV.....	114
5.	Conclusion	117
Chapitre V : Etude numérique sur le fantôme d'AAA axisymétrique.....		118
1.	Introduction.....	118
2.	Numérisation du fantôme.....	118

3.	Identification des coefficients du modèle.....	119
3.1	Dispositif de l'essai.....	120
3.2	Lois de comportement et identification des paramètres matériels.....	121
4.	Modélisation et simulation du comportement d'AAA sous chargement statique.....	125
4.1.	Génération du maillage.....	126
4.2.	Propriété du matériau.....	126
4.3.	Conditions aux limites.....	127
4.4.	Analyse et interprétation des résultats.....	127
5.	Modélisation et simulation du comportement d'AAA sous chargement de flux dynamique.....	129
5.1.	Paramètres de configuration de la simulation.....	130
5.1.1.	Définition de maillage dans Ansys CFX®.....	130
5.1.1.1	Type de maillage.....	130
5.1.1.2	Contrôle de la qualité de maillage.....	131
5.1.1.3	Densité de maillage.....	132
5.1.1.4	Génération de maillage.....	133
5.1.2.	Configuration du temps.....	134
5.1.3.	Critères de convergence itérative.....	135
5.1.4.	Conditions aux limites.....	135
5.2.	Analyse et interprétation des résultats.....	136
6.	Modélisation et simulation numérique fluide-solide du comportement d'AAA.....	138
6.1.	Configuration du modèle solide.....	139
6.2.	Configuration du modèle fluide.....	140
6.3.	Analyse et interprétation des résultats.....	141
7.	Comparaison des résultats de la simulation et de l'expérimentation pour le fantôme d'AAA axisymétrique.....	145
7.1.	Comparaison des résultats d'évolution du flux.....	145
7.2.	Comparaison des résultats de déformations de la paroi.....	146
8.	Conclusion.....	148

Chapitre VI : Proposition de protocole pour une aide au diagnostic et vérification sur un fantôme réaliste	149
1. Introduction.....	149
2. Protocole d'aide au diagnostic	149
3. Modèle réaliste d'AAA	151
4. Expérimentation sur le fantôme réaliste.....	153
4.1. Application de stéréovision sur le fantôme réaliste	154
4.2. Application d'IRM flux 4D sur le fantôme réaliste	155
5. Simulations sur le fantôme réaliste	158
5.1. Résultats de la simulation CFD sur le fantôme réaliste	158
5.2. Comparaison des champs de vitesse mesurés par flux 4D et calculés numériquement sur le fantôme réaliste.	161
5.3. Résultats de la simulation solide sur le fantôme réaliste.....	163
5.4. Comparaison des résultats de la simulation solide et de stéréovision.....	165
6. Conclusion	168
Conclusions générales et Perspectives	169
Conclusions générales	169
Perspectives.....	171
Bibliographie.....	173
Annexe I : Formulation mathématique du calibrage.....	181
Annexe II : Nombre de Womersley	183
Annexe III : Etude expérimentale par stéréovision sur un fantôme d'AAA réaliste avec thrombus	184

Introduction

L'aorte est l'artère principale du système cardiovasculaire. Elle commence à partir du ventricule gauche du cœur et descend jusqu'au l'abdomen. L'aorte abdominale est la partie de l'artère qui se situe entre le diaphragme et les artères iliaques gauche et droite. L'Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA) est une pathologie, définie par une dilatation localisée et permanente de l'artère, et qui concerne plus de 8.8% des personnes âgées [Nor2004][Nor2007].

Actuellement, lorsqu'un patient présente une dilatation de l'aorte impliquant l'éventualité d'une intervention chirurgicale en raison du risque de rupture, la décision thérapeutique est prise en fonction du rapport des diamètres de l'artère au niveau de l'anévrisme et à proximité de celui-ci. Pour déterminer ces diamètres, il est généralement procédé à un examen par imagerie médicale (Echographie, Tomographie, IRM,...). On constate cependant que le diagnostic ne peut pas se contenter d'une mesure dimensionnelle simple face aux risques induits: d'une part, passée une certaine excroissance, le risque de rupture peut atteindre 50% mais d'autre part plus de 5% des interventions chirurgicales provoquent le décès du patient [Abo2009]. D'autres paramètres de mesure, comme la compliance de l'artère, peuvent être à la base de la décision d'une intervention chirurgicale. La compliance correspond à une définition précise utilisée par les cardiologues : c'est une grandeur qui permet de caractériser l'aptitude à la déformation, décrivant la capacité de l'aorte à se distendre sous l'influence de la pression sanguine. Elle est déterminée soit sur une section donnée, soit de manière globale au niveau d'un tronçon. De notre point de vue cette notion est insuffisante car, généralement, dans le cas d'un anévrisme, la rupture est très localisée du fait de la complexité de la forme de celui-ci. Il est donc nécessaire d'étendre sa définition à une grandeur localisée non pas au niveau d'une section mais à un endroit précis de la paroi. Les moyens de diagnostics seront d'autant plus fiables qu'ils pourront détecter la compliance localisée. D'un point de vue mécanique, la détermination de la compliance se transforme donc en la mesure de l'élasticité pariétale aortique localisée. L'élasticité n'est pas un paramètre mesurable directement. Donc, la problématique revient à la détermination de la déformation locale de la paroi aortique sous la sollicitation hémodynamique.

La résolution de ce problème reste complexe. En effet, les sollicitations mécaniques dépendent de l'écoulement du sang, des organes environnants l'artère, des propriétés matérielles de l'artère et de la géométrie de l'anévrisme qui sont spécifiques à chaque patient. A l'heure actuelle, beaucoup de travaux numériques et expérimentaux sont effectués mais peu d'études ont permis la corrélation de leurs résultats à ceux issues des techniques d'imageries médicales servant à l'aide au diagnostic.

C'est dans ce contexte que se situent les travaux de ma thèse, réalisée en collaboration, à la fois avec le CHU de Dijon où ont été effectuées toutes les expérimentations à l'aide d'IRM et le laboratoire GMedTech, GMIT (Galway-Mayo Institute of Technology) en Irlande qui nous a fourni les répliques ainsi que leur savoir-faire dans le domaine cardio-vasculaire.

Les travaux, menés sur des fantômes de diverses formes in Vitro, avaient pour finalité, d'une part, de construire une méthodologie métrologique pour aider les médecins à comprendre et à valider les mesures d'IRM à l'aide d'autres dispositifs de mesure, d'autre part, de permettre d'améliorer les méthodes de diagnostic des pathologies de type d'anévrisme de l'aorte abdominale. Le principe de ces travaux est donc de mettre en place la modélisation expérimentale in Vitro dans un cadre métrologique et de corrélérer les résultats au long d'un cycle reproduisant les conditions hémodynamiques à ceux issus de différentes techniques de mesure ainsi que de modélisations numériques.

Pour prendre en compte le problème dans sa globalité, non seulement l'évolution de la déformation, représentant l'élasticité de l'aorte, doit être étudiée mais aussi l'évolution du flux sollicitant. De ce fait, dans le cadre métrologique, plusieurs dispositifs de mesure tels que par la stéréovision, par la mesure des vitesses par images de particules (PIV), par l'IRM en mode cinétique mais aussi en flux 2D et flux 4D ont été employés. Diverses modélisations numériques ont aussi été réalisées pour vérifier les résultats obtenus. Compte tenu de ces éléments, les travaux entrepris et leurs objectifs associés peuvent être définis en 3 phases:

- construire un banc d'essai adéquat à toutes ces techniques de mesure pour différentes répliques (fantômes) et valider sa faisabilité, la difficulté de cette phase étant le nombre des éléments à prendre en compte pour répondre aux limitations de chaque dispositif de mesure,
- définir et réaliser un processus métrologique sur fantôme d'AAA axisymétrique in vitro et identifier l'influence des paramètres importants sur la déformation ou la contrainte dans la paroi,
- appliquer ce processus à un fantôme réaliste et proposer un protocole pour améliorer l'aide au diagnostic

Le rapport s'articule donc autour de 4 parties regroupant 6 chapitres pour répondre à ces objectifs, comme suit :

- La première partie porte sur les études bibliographiques. Elle concerne chapitre I et II.
 - ⇒ le Chapitre I décrit les aspects anatomiques et physiologiques des anévrismes de l'aorte abdominale (AAA). Nous introduisons d'abord le système cardiovasculaire pour connaître les aspects environnementaux de l'aorte. Ensuite, nous abordons les aspects pathologique et géométrique des anévrismes. Puis nous présentons les pratiques actuelles d'aider aux diagnostics et les critères utilisés aujourd'hui pour définir le niveau de la pathologie.
 - ⇒ le chapitre II présente l'état de l'art sur la modélisation de l'aorte. Nous y décrivons différentes études récentes déjà réalisées sur la modélisation d'aorte et les AAA. Au début de chapitre, les sollicitations mécaniques exercées sur l'aorte sont définies pour fixer les paramètres à rechercher dans l'étude bibliographique. Dans la suite de ce chapitre, nous synthétisons différentes études concernant le sang, les propriétés matérielles ainsi que les modélisations numériques et expérimentales sur la détermination des contraintes et l'évolution du flux dans les artères.

- La deuxième partie est consacrée à la construction et la validation de banc d'essai à l'aide des fantômes simples
 - ⇒ Le chapitre III explique l'ingénierie d'un banc d'essai permettant l'inter-comparaison des systèmes IRM avec la stéréovision et la PIV et répond ainsi au premier objectif du travail. Dans un premier temps, tous les éléments du banc d'essai conçu et réalisé sont présentés. Toutes les limitations dépendantes des différents dispositifs de mesure, en particulier celles liées à l'IRM sont considérées. Puis, l'étape de validation de la méthodologie métrologique par l'intercomparaison des résultats des mesures de déformation par la stéréovision et l'IRM est abordée par une application sur un fantôme cylindrique en silicone. La technique de mesure par stéréovision est décrite et l'évaluation de l'incertitude de mesure est effectuée tandis que la séquence d'écho de gradient à l'état d'équilibre avec gradients équilibrés (SSFP en anglais) est choisie pour la mesure morphologique par IRM. Enfin, une étude sur l'évolution du flux est développée par l'analyse du profil de vitesse d'un cycle simulé, dans un fantôme cylindrique en verre à l'aide du dispositif de PIV et de l'IRM. L'ensemble de ces résultats est confronté dans une démarche métrologique.
- La troisième partie expose des résultats de modélisations expérimentales et numériques sur fantôme d'AAA axisymétrique. Elle regroupe les chapitres IV et V:
 - ⇒ Le chapitre IV présente une étude expérimentale menée sur le fantôme d'AAA axisymétrique in vitro. Dans ce chapitre, les expérimentations sur un fantôme déformable en silicone d'AAA axisymétrique sont décrites en utilisant le banc d'essai conçu, tout d'abord afin de pratiquer notre méthodologie et puis comprendre les paramètres importants pour le traitement du problème et pour la modélisation numérique. Les résultats obtenus expérimentalement par les mesures de stéréovision, PIV et IRM sur ces fantômes simples d'AAA sont exposés.
- Le chapitre V développe l'étude numérique sur le fantôme d'AAA axisymétrique. Ce chapitre présente en détail la mise en œuvre des simulations par méthodes des éléments finis sur des modèles d'anévrismes axisymétriques prenant en compte différents types de modélisations mécaniques (modélisation de comportement solide, de comportement fluide et fluide-solide couplés). Les résultats de différentes modélisations sont comparés et ensuite corrélés avec ceux obtenus expérimentalement. Par ailleurs, nous présentons l'identification de la loi de comportement du silicone qui compose les fantômes utilisés pour la simulation. L'ensemble des travaux de cette partie permet de mieux comprendre les enjeux de la problématique. Ces travaux fournissent un support et un embryon de méthodologie pour l'amélioration du diagnostic traitant d'une pathologie anévrismale.
- Enfin, la 4^{ème} partie présente une étude menée sur un fantôme réaliste d'AAA à la géométrie complexe
 - ⇒ Le chapitre VI expose une proposition de protocole pour une aide au diagnostic et sa vérification sur un fantôme réaliste. Dans ce chapitre, nous décrivons tout d'abord la constitution d'un protocole pour le diagnostic basé sur les résultats trouvés dans la partie

Introduction

précédente. Le protocole proposé est basé sur une mesure par séquences IRM puis une reconstruction solide et enfin une modélisation afin d'obtenir les déformations pariétales. Cette modélisation peut être solide ou avec interaction fluide/structure. Ensuite, nous présentons et comparons les résultats de l'évolution de flux dans un fantôme réaliste obtenus expérimentalement par IRM en flux 4D et par modélisation numérique en simulation fluide (CFD : Computational Fluid Dynamic). Ceci permet d'établir si une modélisation solide ou avec interaction fluide/structure est nécessaire. Elle donne également les conditions de sollicitation du fluide sur la paroi. Au final, nous revenons sur la vérification de notre protocole par la comparaison des déformations déterminées par modélisation, sur la base des images cinétiques IRM, et aux résultats issus d'expérimentation sur la base de mesure par stéréovision.

Chapitre I : Anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) - aspects anatomique et physiologique

Les maladies cardiovasculaires sont parmi les principales causes de mortalité dans le monde. Ainsi, en France, la mortalité cardiovasculaire représente environ 147 000 décès chaque année [Lac2009]. Ces maladies constituent un ensemble de troubles affectant le cœur et les vaisseaux sanguins que l'on distingue de la manière suivante :

- les maladies touchant les vaisseaux sanguins alimentant le cœur, le cerveau ou les membres, dénommées respectivement cardiopathies coronariennes, maladies cérébraux-vasculaires provoquant des AVC (accidents vasculaires cérébraux), les artériopathies périphériques ;
- les maladies inflammatoires ou infectieuses, causées par une bactérie streptocoque, affectant le muscle et les valves cardiaques appelées cardiopathies rhumatismales ;
- les maladies dues à des malformations cardiaques congénitales ;
- les thromboses veineuses profondes (obstruction des veines des jambes par un caillot sanguin, susceptible de se libérer et de migrer vers le cœur).

Dans le cadre de ce travail de thèse, nous nous intéressons à l'anévrisme de l'aorte abdominale (AAA), faisant partie de la première famille de cette classification.

L'objet du présent chapitre est l'étiologie de l'AAA et de son évolution à travers une présentation générale du système cardio-vasculaire et une caractérisation des aspects anatomiques et physiologiques liés à la maladie.

1 Le système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire humain est, en soi, un système complexe qui joue un rôle indispensable au bon fonctionnement de l'organisme. Le schéma de la figure I.1 en est une représentation de sa structure et de son fonctionnement. Il est constitué du cœur, muscle cardiaque faisant office de pompe pour assurer la propulsion du sang et de vaisseaux sanguins irriguant le corps pour en assurer l'écoulement [Mar2004].

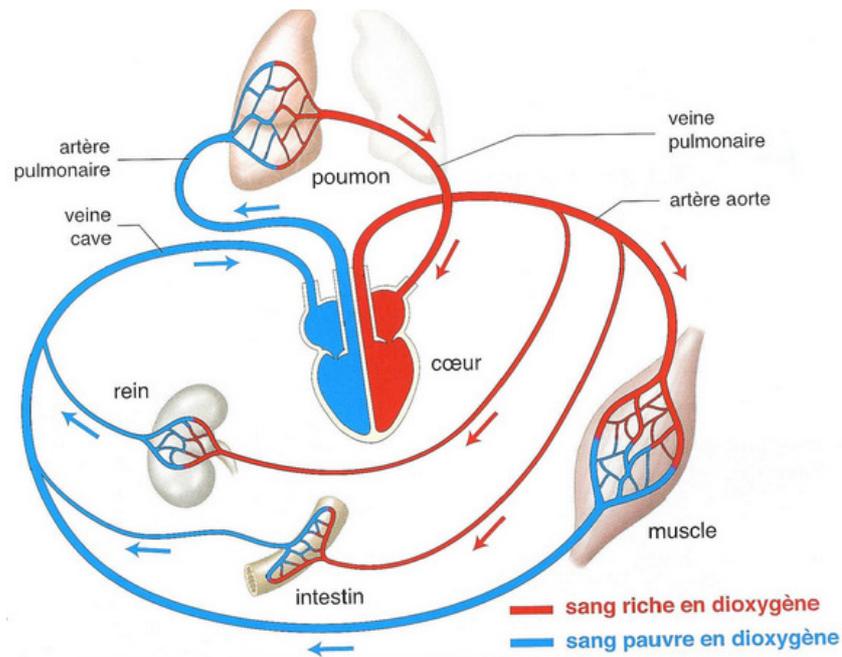


Figure I.1 : Le système cardiovasculaire¹.

1.1 Le cœur

Comme le montre la figure I.1, le cœur est divisé en deux parties appelées cœur droit et cœur gauche. Chaque partie comprend deux chambres ou cavités cardiaques :

- l'une, appelée oreillette, sorte de réservoir recevant le sang,
- l'autre appelée ventricule, faisant office de pompe à sang pour le redistribuer soit vers les poumons, soit vers les autres organes du corps.

Le sens de circulation du sang est toujours le même et est assuré grâce à quatre valves cardiaques appelées respectivement valve tricuspide, valve pulmonaire, valve mitrale et valve aortique [Mar2004]. Le sang entre dans l'artère pulmonaire depuis les veines caves inférieure et supérieure, transite dans l'oreillette droite puis est éjecté par le ventricule droit. De façon similaire, le sang parvient au cœur gauche via les quatre veines pulmonaires, transite dans l'oreillette gauche, puis est éjecté dans le corps par le ventricule gauche. La valve tricuspide empêche le reflux de sang depuis le ventricule droit vers l'oreillette droite et la valve pulmonaire prévient le reflux depuis l'artère pulmonaire vers le ventricule droit. La valve mitrale empêche le reflux de sang depuis le ventricule gauche vers l'oreillette gauche et la valve aortique prévient le reflux depuis l'aorte vers le ventricule gauche.

Le cœur, dont le rôle est de fournir de l'énergie mécanique nécessaire à la continuité de la circulation du sang dans l'ensemble des vaisseaux sanguins du corps, se contracte en moyenne 70 fois par minute, propulsant

¹ [http : //www.ikonet.com/fr/ledictionnairevisuel/static/qc/coeur](http://www.ikonet.com/fr/ledictionnairevisuel/static/qc/coeur)

chaque jour quelques 8000 litres de sang dans le système cardiovasculaire, soit environ 90ml/s pour un équivalent de 100 000 battements cardiaques journaliers.

Dans la littérature on parle de pression systolique pour désigner la poussée du sang dans les artères élastiques au moment de la contraction du ventricule. La poussée du sang dans les artères est alors à son maximum, soit l'équivalent de 120 mm Hg. En reprenant leur forme initiale, la pression interne des artères élastiques diminue graduellement jusqu'à la contraction suivante, c'est la pression diastolique en moyenne de 80 mm Hg.

Le cycle cardiaque au repos est composé pour 1/3 du temps de la systole (phase systolique ou de contraction) et pour 2/3 de la diastole (phase diastolique ou de relaxation). Le tableau I.1 nous donne, pour un sujet, la fréquence cardiaque au cours d'une phase de repos et de sport violent. Comme la fréquence est sujette à de grandes variations cycliques, fonction de nombreux paramètres (l'âge, l'état physiologique et pathologique, ...), on note de grandes différences entre ces deux phases.

Fréquence cardiaque (battements/min)	75 bpm (phase de repos)	200 bpm (phase de sport)
Durée d'un cycle(s)	0,80	0,30
Durée de la systole(s)	0,27	0,16
Durée de la diastole(s)	0,53	0,14

Tableau I.1 : Evolution du cycle cardiaque pour un sujet au repos (à gauche) ou en plein effort (à droite) [Chr2010].

Afin de décrire plus précisément le cycle cardiaque, les ondes de pression et de débit dans l'aorte, générées par le cœur, sont illustrées sur la figure I.2 [Ene2011]. Lorsque le cœur se contracte, la pression augmente rapidement dans le ventricule gauche au début de la phase systolique. Lorsque la pression ventriculaire est supérieure à la pression aortique, la valve aortique s'ouvre (point 1), le sang est éjecté, et la pression aortique augmente. Vers le milieu de la phase d'éjection, la pression ventriculaire devient inférieure à la pression aortique et l'éjection décélère (point 2). C'est le début de la phase diastolique liée au relâchement du cœur. C'est à ce moment que le débit et la pression commencent à diminuer. Le point 3 est associé à une pression maximale en raison de réflexions d'ondes rencontrées surtout pour le cas de personnes âgées ou hypertendues. Le point 4 représente la fermeture de la valve aortique. La pression aortique tombe plus lentement car le canal vasculaire élastique sert de réservoir au sang. La première vague de la pression systolique propage le sang si rapidement dans les artères qu'il atteint les branches principales de l'arbre d'artères et les vaisseaux de résistance (artérioles) en une fraction de seconde. Les points de branchement et les vaisseaux de résistance renvoient partiellement la vague, à travers une onde de pression atténuée remontant jusqu'à l'arbre artériel. Ceci correspond au point 5 (fin de cycle).

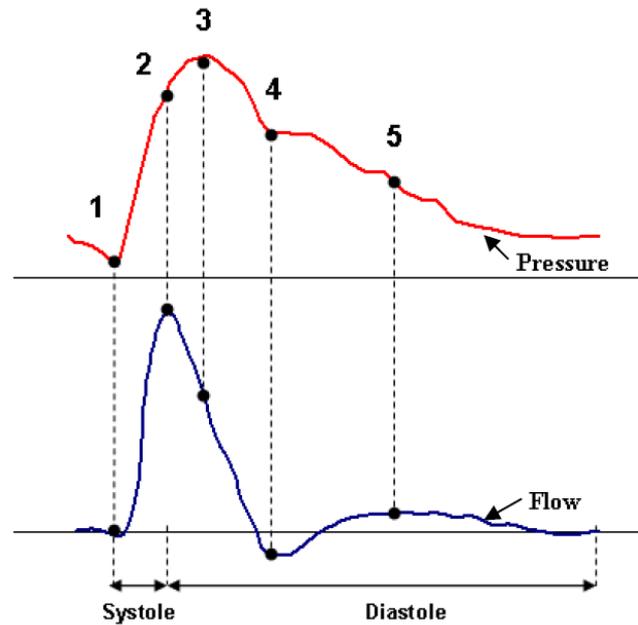


Figure 1.2 : Confrontation des courbes de pression sanguine (en haut) et de débit (en bas) au cours d'un cycle cardiaque [Ene2011].

1.2 Les vaisseaux sanguins

Le réseau sanguin est un réseau efférent, c'est à dire, constitué de vaisseaux partant du cœur, se ramifiant et diminuant de calibre au fur et à mesure qu'ils s'en éloignent. Trois catégories de vaisseaux sanguins sont dénombrées: les artères, les veines et les capillaires. Les trois types de vaisseaux se distinguent par leur structure et leur rôle.

1.2.1. Les artères

Une artère présente une paroi épaisse constituée de plusieurs couches de tissus musculaire ou élastique. Le sang circulant toujours sous pression dans les artères, le diamètre interne ou calibre de l'artère augmente sous l'afflux du sang pour diminuer au reflux. Selon leur fonction et donc leur composition tissulaire, on distingue les artères dites élastiques des artères musculaires ainsi que des artérioles [Lan2007].

Les artères élastiques, en raison de leur grande dimension et des propriétés d'élasticité de leurs tissus, participent à la conduction du sang et au maintien de la pression artérielle durant la diastole ventriculaire. Pendant cette phase, elles ont tendance à reprendre leur état initial en utilisant les énergies de déformation stockées pendant la phase systolique. En effet, lorsque le sang est propulsé depuis le ventricule gauche dans la crosse aortique, le volume éjecté pousse le sang qui est déjà dans l'aorte, lequel sang pousse celui qui est dans les artères puis en cascade dans les artérioles, les capillaires et les veines. Lors de la phase systolique, les artères se dilatent sous l'afflux du sang et lors de la phase diastolique, reflux du sang, elles se rétractent pour conserver un flux continu dans le système vasculaire.

Les artères musculaires, de taille moyenne, en raison de la grande quantité de cellules musculaires lisses dans leur paroi, sont plus contractiles c'est-à-dire capables de faire varier un diamètre en se contractant ou en se relâchant. Du point de vue anatomique, ces artères viennent à la suite des grosses artères élastiques. Elles se ramifient à partir des artères élastiques et distribuent le sang aux différents organes du corps.

Les artérioles sont des vaisseaux de petites tailles de 40 à 110 μm de diamètre. Elles forment un réseau à l'intérieur même d'un organe depuis une artère et débouchent sur les capillaires. De par leur contractilité, propriété des tissus à se contracter, elles participent à la distribution et à la régulation du sang à l'intérieur de l'organe ou du tissu.

L'aorte est l'artère principale du corps humain et fait donc partie des artères élastiques. Elle est directement connectée au ventricule gauche du cœur et s'étend jusqu'à l'abdomen. Comme le montre la figure I.3, l'aorte se divise en 4 zones. Les artères élastiques sont des artères de conduction ou de conservation de pression. Du fait de leur élasticité, ces artères se dilatent durant la phase systolique et se contractent pendant la phase diastolique pour maintenir la pression et assurer la continuité de l'écoulement du sang. Cette fonction de régulation peut être compromise en cas d'artériosclérose ; l'aorte perdant alors de son élasticité.

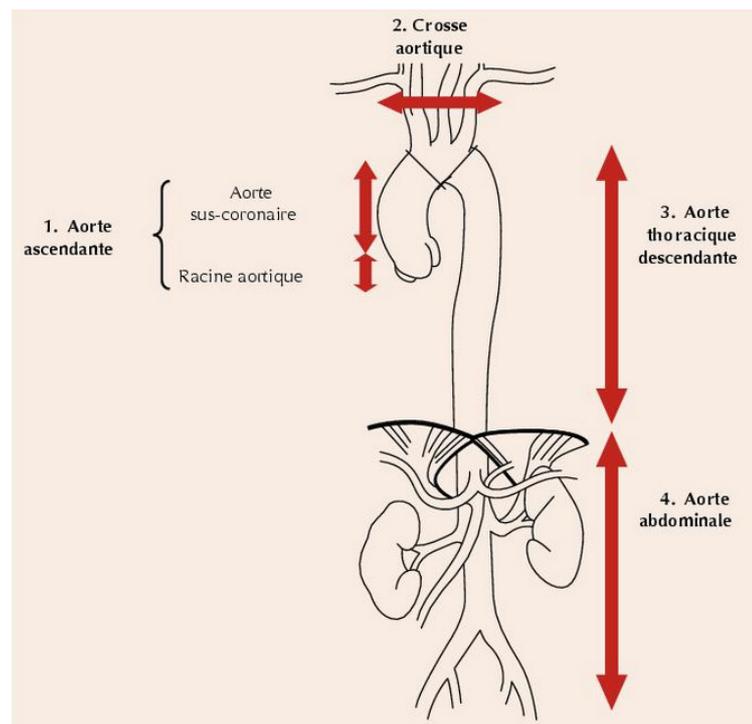


Figure I.3 : Segmentation de l'aorte : aorte ascendante (1) comprenant la racine aortique et l'aorte sus-coronaire, crosse aortique (2), aorte thoracique descendante (3), aorte abdominale (4) [Lan2007].

Dans ce travail, nous nous intéresserons à l'aorte abdominale, partie de l'aorte comprise entre le diaphragme et les artères iliaques. Le diamètre normal de l'aorte abdominale sous rénale est généralement compris entre 1,5 et 2,2 cm chez la femme et entre 1,6 et 2,5 cm chez l'homme. Par contre, au fur et à mesure du vieillissement, ce diamètre a tendance à augmenter. Le tableau I.2 ci-dessous donne le diamètre sur plusieurs segments

aortiques le long de l'aorte pour les hommes et les femmes âgés de 70 ans [Wan2008]. On note bien que la partie supérieure de l'aorte présente des diamètres plus importants que la partie inférieure plus effilée.

Aortic segment	Mean outer diameter (mm)		% difference
	Men	Women	
Ascending	40 (39 – 41)	34 (33 – 35)	15.0
Descending	32 (32 – 33)	28 (27 – 28)	12.5
Supraceliac	30 (29 – 30)	27 (26 – 27)	35.0
Suprarenal	28 (27 – 29)	27 (26 – 27)	3.6
Infrarenal	24 (23 – 25)	22 (21 – 22)	8.3

Tableau I.2 : Diamètre de l'aorte pour des personnes âgées [Ene2011].

Au niveau de leur structure, les artères élastiques sont composées de trois couches appelées tuniques, cf. figure I.4. La première couche, interne à la paroi et au contact du sang, est appelée intima. Elle est composée d'un endothélium, couche d'épithélium simple, constituée de cellules plates s'imbriquant les unes aux autres. Elle constitue une surface lisse qui réduit au minimum la friction entre le sang et la paroi artérielle. Relativement épaisse, l'intima joue un rôle essentiel dans le contrôle de la vasomotricité (phase de contraction ou de dilatation de l'artère fonction de modifications du milieu intérieur) et la coagulation du sang.

La couche intermédiaire, appelée média, est composée des cellules musculaires lisses vasculaires (CMLV) et de constituants extracellulaires comme les fibres élastiques, les faisceaux et les fibrilles de collagène. L'activité de ce muscle est régie par des neurofibres vasomotrices du système nerveux sympathique. En fonction des besoins de l'organisme, les neurofibres permettent la vasoconstriction (réduction du calibre du vaisseau due à la contraction du muscle lisse) ou la vasodilatation (augmentation du calibre lors du relâchement du muscle). Généralement, elle est la plus épaisse dans les artères.

La couche externe des artères est appelée l'adventice. Relativement mince, elle est constituée d'un tissu conjonctif dense composée de fibres de collagène lâches et entrelacées. Son rôle est de protéger l'artère et de la relier aux structures environnantes.

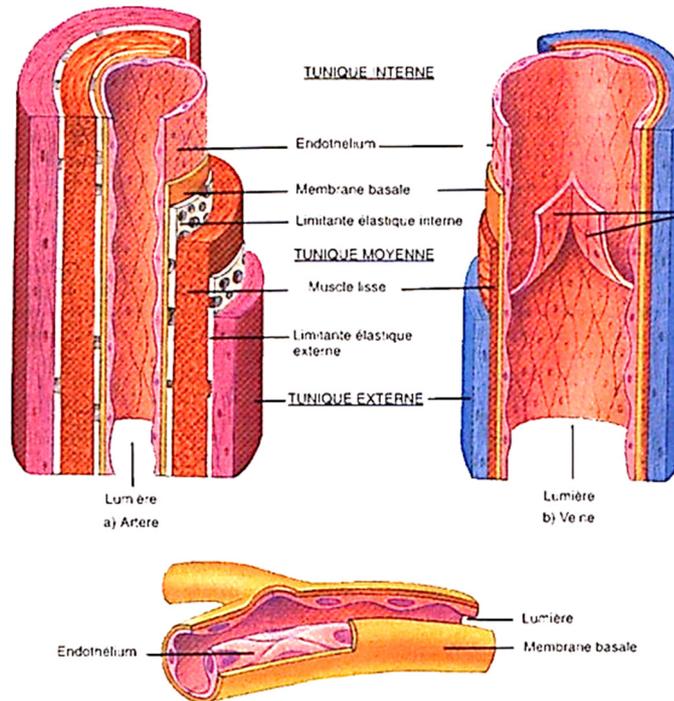


Figure I.4 : Structure d'une artère élastique normale ².

L'élasticité de la paroi artérielle est liée à la proportion d'élastine, de collagène et de cellules musculaires lisses contenues dans le matériau. Nous le précisons au chapitre II.

1.2.2. Les veines et les capillaires

Les veines sont des vaisseaux moins élastiques que les artères, qui n'offrent pas beaucoup de résistance à l'écoulement du sang vers le cœur. Elles ont pour but d'assurer le retour du sang depuis les organes et tissus vers le cœur. La faible musculature de leur paroi ne leur permet pas néanmoins d'exercer de pression dynamique pour faciliter la remontée du sang vers le cœur.

Les capillaires sont des tubes microscopiques, à la paroi très fine, reliant les artérioles aux veinules. Les échanges de substances entre le sang et le liquide interstitiel s'effectuent au niveau des capillaires.

1.3 Le sang

Le sang est un fluide mis en mouvement par le muscle cardiaque. Il permet, sur de longues distances, la distribution de nourriture (nutriments, molécules informatives...) aux cellules, assurant ainsi la vie cellulaire. En circulant, il permet également l'élimination rapide des déchets. En tant que tissu conjonctif, le sang contient des éléments cellulaires dits éléments figurés: les érythrocytes, communément appelés globules rouges, les leucocytes, communément appelés globules blancs et les plaquettes. Ces éléments cellulaires constituent 45 %

² <http://collettemathieu.blog.lemonde.fr/category/cours-sur-la-rigidite-arterielle/les-techniques-de-mesures/>

du sang entier et les 55 % restants constituent le plasma sanguin. Le tableau I.3, donné ci-dessous, présente les proportions relatives des éléments et des constituants plasmatiques plus en détail.

Eléments	5×10^6 particules/mm ³	Plasma	%
Globules blancs	1	Eau	91
Plaquettes	30	Protéines	7
Globules rouges	600	Autres éléments	2

Tableau I.3: Proportions relatives des éléments et des constituants plasmatiques [Hay1960].

Au vu de ces données, nous constatons que le plasma est composé principalement d'eau et, en tant que fluide porteur d'éléments cellulaires, est assimilable à un fluide au comportement non-newtonien, du fait de son hétérogénéité.

Les érythrocytes sont des disques biconcaves dont les dimensions ($\approx 8 \mu\text{m}$ de diamètre, $\approx 2 \mu\text{m}$ d'épaisseur) dépassent la taille critique de l'apparition d'un mouvement brownien. Par conséquent, la suspension de sang, au repos, montre une sédimentation. Néanmoins, en phase d'écoulement, ce phénomène n'a pas lieu et la suspension reste stable. La concentration en volume des globules rouges est appelé l'hématocrite. L'hématocrite exprimé en pourcentage est calculé par la formule eq.1.

La viscosité du sang, une résistance à l'écoulement, dépend de l'hématocrite et également du diamètre des vaisseaux. La figure I.5 montre la viscosité η , en fonction du rayon R du tube dans lequel le sang s'écoule, pour différents hématocrites H % selon les travaux de Pries [Pri1992] et Haynes [Hay1960].

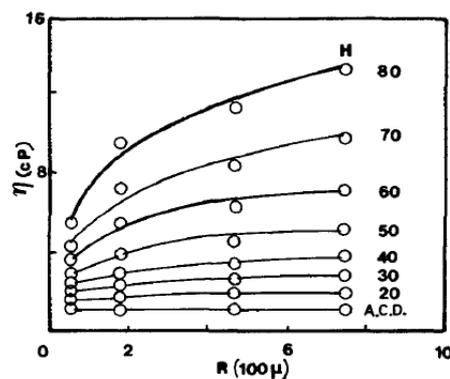


Figure I.5 : Viscosité η en fonction du rayon du tube R, pour différents hématocrites H (%)[Pri1992].

On y observe que :

1. l'augmentation de l'hématocrite induit une hausse de la viscosité ;
2. l'hématocrite est d'autant plus élevée que le diamètre du vaisseau est grand ;
3. à un taux d'hématocrite donné, la viscosité relative de η_a (définie comme la tangente à la courbe) est d'autant plus grande que le rayon est grand. Par contre, autour d'un diamètre de 2 cm (dimension d'une

aorte abdominale), nous pouvons constater que la viscosité relative du sang ne varie quasiment pas. De plus, la viscosité du sang dépend de la vitesse de cisaillement qui décrit la variation spatiale de la vitesse d'écoulement. Ceci est certainement associé aux érythrocytes (globules rouges) qui peuvent s'agréger à de faibles vitesses de cisaillement et se déformer à des vitesses de cisaillement élevées, selon Baskery [Bas2007] [Bas2009] et Connes [Con2009] [Con2010]. La figure I.6, ci-dessous, représente trois types de comportement qu'ils ont pu identifier.

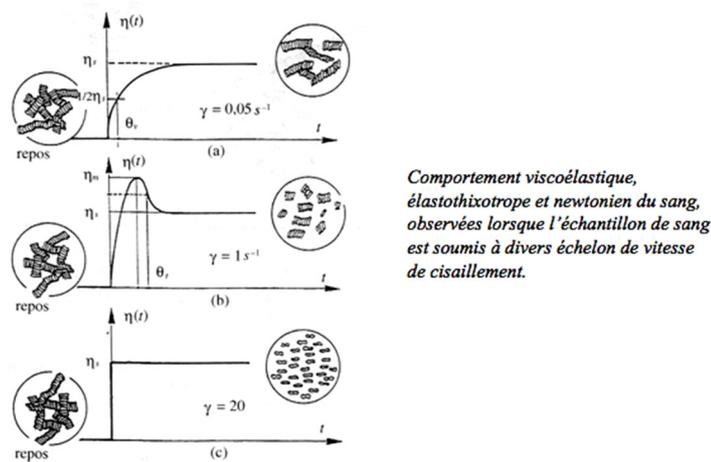


Figure I.6 : Comportement du sang pour différentes vitesses de cisaillement.³

Lorsque la vitesse de cisaillement est faible (cas de l'image du haut), les globules rouges sont associés en réseaux de rouleaux. La viscosité élevée est gouvernée par certains facteurs plasmatiques, fibrinogène et globulines notamment, mais aussi par certains facteurs membranaires comme la charge électrique par exemple. Le sang se comporte comme un fluide viscoélastique. Dans ce cas, la contrainte est trop faible pour dissocier complètement le réseau formé par les rouleaux de globules rouges.

Lorsque la vitesse de cisaillement est élevée (cas de l'image du bas), les globules rouges sont dispersés, s'orientent dans l'écoulement et peuvent se déformer. La viscosité basse est principalement influencée par les propriétés mécaniques individuelles du globule rouge, notamment par sa déformabilité. Le sang se comporte comme un fluide élastothixotrope c'est-à-dire au comportement instationnaire de milieux composés des solides. Le fluide devient moins visqueux à cause de la dispersion lorsqu'on leur applique une contrainte mécanique mais il redevient visqueux après un certain temps de repos [Cho1997].

Lorsque la vitesse de cisaillement est modérée (cas de l'image du centre), la viscosité est essentiellement gouvernée par des phénomènes complexes d'équilibre entre les deux mécanismes compétitifs de l'agrégation et de la désagrégation des rouleaux. Le sang se comporte comme un fluide newtonien : les rouleaux de globules rouges sont entièrement dissociés et les globules rouges s'orientent dans le sens de l'écoulement.

³ <http://collettemathieu.blog.lemonde.fr/category/cours-sur-la-rigidite-arterielle/>

Ainsi, on peut considérer que le sang, suspension concentrée de globules rouges (de dimension inférieure à 10 μm), se comporte comme un fluide newtonien dans les gros vaisseaux (diamètres supérieurs à 2 mm) et son écoulement dans les capillaires (aux diamètres inférieurs à 0,5 mm.), partiellement perturbés par les globules rouges, est celui d'un fluide continu (le plasma sanguin) autour d'obstacles déformables (les globules rouges). Donc pour les petits vaisseaux (entre 0,5 mm et 2 mm), la description par un comportement non-newtonien est beaucoup plus réaliste.

En conclusion, compte tenu du diamètre de l'aorte, le sang dans l'aorte est assimilable à un fluide newtonien incompressible, avec une viscosité de l'ordre de 3,5 à 4 fois celle de l'eau, soit $\eta = 4,005 \times 10^{-3}$ Pa.s. Cette hypothèse a souvent été adoptée dans les études numériques et expérimentales sur les anévrismes de l'aorte.

2 Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA)

Selon la définition de la Société Nord-Américaine de chirurgie vasculaire [Bra1992], l'anévrisme est une dilatation permanente et localisée d'une artère présentant une augmentation d'au moins 50% de son diamètre par rapport aux dimensions normales de l'artère considérée. La poche, formée par l'anévrisme, grandit et la paroi de l'artère devient de plus en plus fine en s'étirant. Lorsque cette dilatation a lieu dans la partie abdominale de l'aorte (Figure I.3), on parle alors de l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA) dont la figure I.7 en donne un exemple.

Les origines de l'anévrisme peuvent être congénitales ou liées à de multiples facteurs engageant un processus physiopathologique d'endommagement de l'aorte. Une malformation congénitale, généralement chez les enfants et jeunes adultes, ou un traumatisme peut se développer en anévrisme au fil des années. Autrement, il peut être acquis suite à d'autres maladies dont la liste est très longue. Parmi celles-ci, l'hypertension artérielle est une des principales causes du fait d'une pression sanguine élevée. Les fortes contraintes hémodynamiques ont pour conséquence d'aggraver l'anévrisme. Le diabète, l'athérosclérose et la septicémie peuvent également provoquer la formation d'une poche sur une artère.



Figure I.7 : Anévrisme de l'aorte abdominale [Lal2012].

2.2. Données anatomiques

Pour caractériser l'anévrisme, les deux principaux paramètres sont le diamètre de l'artère et son évolution ainsi que l'apparition d'un thrombus.

Comme évoqué au §1.2.1, le diamètre moyen de l'aorte au niveau abdominale est d'environ 20 mm. Les dilatations comprises entre la limite supérieure des chiffres normaux ou un accroissement de 50% du diamètre moyen portent le nom d'anévrisme. Ainsi, un sujet au diamètre de l'aorte supérieur ou égal à 30 mm peut être considéré comme atteint d'un anévrisme. L'accroissement du diamètre et son évolution peut entraîner la rupture de l'artère et le décès du sujet en l'absence de traitement. La probabilité annuelle de rupture est de 20 % pour un anévrisme de taille de 70 mm de diamètre. D'un point de vue géométrique, l'AAA peut prendre deux types de forme : sacciforme ou fusiforme (cf. figure I.8), la forme fusiforme étant la plus courante.

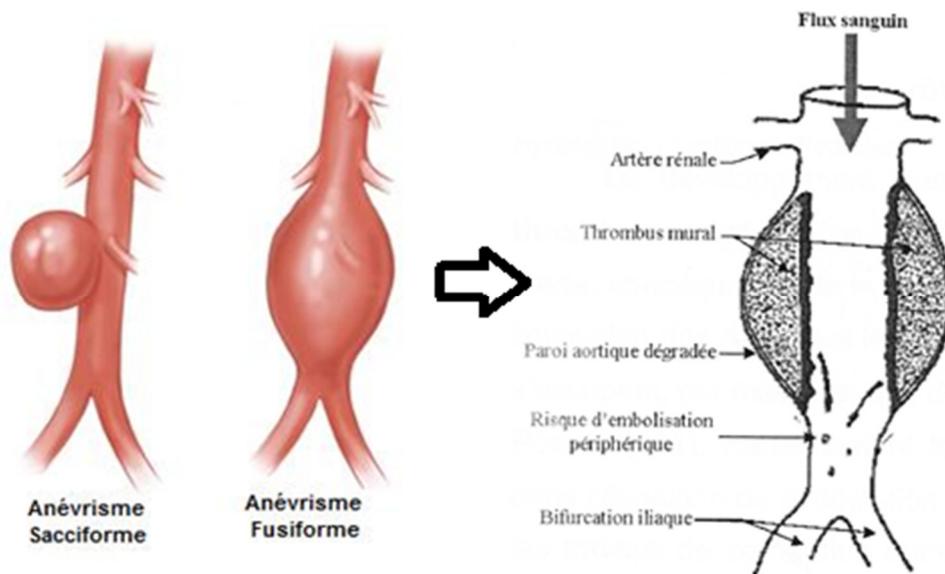


Figure I.8: Formes géométriques d'AAA nter et sous rénale [Aaz2011].

De plus, la dilatation aortique se comble progressivement de dépôts de fibrine et d'un thrombus (cf. figure I.8). Ce mécanisme est lié à l'origine athéromateuse de ces anévrismes qui lors d'une rupture de plaque va permettre l'agrégation plaquettaire et la formation d'un thrombus mural. Ce dernier crée une interface avec la paroi artérielle, de ce fait, le thrombus va jouer le rôle de tampon, biologiquement actif entre le sang circulant et la paroi. Le thrombus va absorber, retenir et transformer les composants plasmatiques et cellulaires circulants. Donc, selon Fontaine et al. [Fon2002], le thrombus ne contribue en rien au renforcement de la paroi mais représente un risque supplémentaire d'embolisation en périphérie et surtout le thrombus favorise l'agression protéolytique de la paroi induisant l'augmentation de taille de l'anévrisme aboutissant tôt ou tard à la rupture.

2.3. Techniques actuelles de détection d'AAA

Les anévrismes de l'aorte abdominale sont généralement découverts de manière fortuite ou devant des symptômes tels que pulsation dans l'abdomen, douleur dans la partie supérieure de l'abdomen ou inférieure du dos, ou les deux. A sa rupture, un anévrisme abdominal cause une douleur et une sensibilité intenses dans la région de l'estomac ou du bas du dos.

Cinq méthodes complémentaires, directes et indirectes, invasives et non invasives, peuvent être utilisées pour la détection de l'AAA : l'échographie, la tomodensitométrie (TDM ou scanner), l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

Pour les AAA, ils conduisent à :

- localiser le sac anévrisimal et en définir le type (sacciforme, fusiforme) ;
- préciser ses dimensions maximales (longueur et diamètre), la présence de thrombus et son environnement ;
- analyser l'implication de vaisseaux artériels collatéraux.

Dans ce qui suit, nous nous attachons à décrire la technique de détection par IRM dans le cadre du travail collaboratif engagé avec le CHU de Dijon.

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) apporte une analyse anatomique fine des dilatations de l'AAA avec l'avantage de permettre des coupes dans tous les plans de l'espace. L'IRM a une précision, une sensibilité et une spécificité des plus élevées (voisine de 100 %) pour la détection de toutes les formes d'AAA [Sla2000] [Avr2009]. Le plus souvent, l'IRM est utilisée dans des conditions hémodynamiques stables et pour le suivi d'anévrismes et de dissections chroniques. La technique IRM est un outil très efficace pour préciser clairement des informations relatives à l'étendue de la pathologie concernant l'AAA.

2.4. Traitement chirurgical de l'AAA

Actuellement, deux types d'interventions cliniques sont pratiqués : la chirurgie conventionnelle et le traitement endovasculaire. Ce sont des techniques préventives de rupture de l'anévrisme.

La chirurgie conventionnelle est une technique classique de traitement d'anévrisme utilisée depuis les années 50. Elle nécessite une incision au niveau de l'abdomen du patient en vue de remplacer la zone altérée de l'aorte par une prothèse vasculaire, généralement en dacron, fixée par sutures.

Le traitement endovasculaire est une technique plus récente et moins invasive que la chirurgie classique. Le traitement endovasculaire utilise un dispositif appelé endoprothèse vasculaire qui vise à exclure l'anévrisme de la voie d'écoulement au sang. La prothèse endovasculaire est un tube en tissu synthétique renforcée d'une structure de soutien métallique appelée stent. L'intervention se pratique à l'aide d'un cathéter de pose, tube en plastique souple et fin [Gos2008].

D'un point de vue clinique, suite à des interventions préventives, le taux de mortalité des patients sujets à un

AAA est inférieur à 2%. En comparaison, il est de 35% en cas de rupture et de 8% pour une intervention en urgence avant rupture [Fab1995].

Ainsi ces chiffres montrent bien l'intérêt de disposer de critères décisionnels fiables et précis en vue d'une intervention clinique préventive [Bec1998].

2.5. Critères décisionnels d'intervention clinique

Aujourd'hui, il n'y a pas de critères standards dans la sélection des patients pour le traitement des AAA. Les décisions sont prises en fonction des symptômes, du risque de rupture de l'anévrisme et de l'espérance de vie du patient. Quoiqu'il en soit, une évaluation du risque de rupture de l'anévrisme est un indicateur important à estimer.

Usuellement, le risque de rupture de l'anévrisme est évalué à partir de critères morphologiques proposés depuis les années 50 [Nic2012]. Il s'agit du diamètre maximal de l'anévrisme, de son taux d'expansion annuel et du volume de l'éventuel thrombus. Le risque de rupture augmente avec le diamètre de l'anévrisme de [Abo2009]. Par exemple pour un diamètre maximal de 55 mm, le risque de rupture au cours d'une année est de l'ordre 5%, quand en comparaison, pour un diamètre de 70 mm, ce taux atteint 25%. cf.figure I.9. Néanmoins, les limites de ces critères morphologiques sont bien connues. Tout d'abord, il y a un risque permanent de rupture d'anévrisme quelles que soit ses dimensions et ce, sans symptôme annonciateur. De plus, le taux d'accroissement annuel du diamètre n'est pas un critère immédiat et l'importance du volume de thrombus n'est pas réellement quantifiée. Par ailleurs, Venkatasubramanian [Ven04], avec un modèle élastique, montre qu'il n'existe pas de critère géométrique simple, comme le diamètre de l'anévrisme, permettant de prédire la rupture.

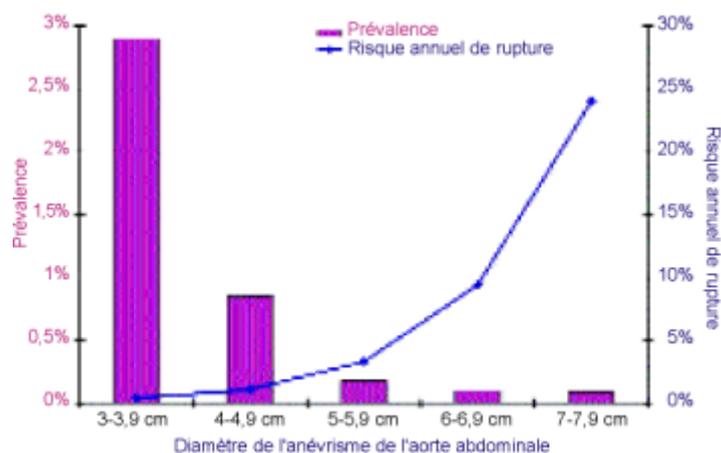


Figure I.9: Le risque de rupture selon le diamètre de l'AAA [Abo2009].

Un autre paramètre est beaucoup mentionné en vue de la prédiction de rupture d'anévrisme. Il s'agit de la compliance, marqueur de la rigidité. La compliance de l'aorte caractérise son aptitude à la déformation, décrivant la capacité de l'aorte à se distendre sous l'influence de la pression sanguine.

Ainsi, il existe deux notions différentes de la compliance, l'une volumique et l'autre dite artérielle globale, pour

mesurer simplement l'élasticité pariétale aortique. La compliance volumique est une propriété physique locale du vaisseau considéré alors que la compliance artérielle globale est une propriété de l'arbre artériel dans son ensemble.

La compliance volumique, notée C_v et mesurée en ml/mm Hg, traduit la relation qu'il existe entre le changement de pression et le changement de volume de l'aorte :

$$C_v = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (\text{Eq. 1})$$

où ΔV et ΔP représentent respectivement les changements de volume intraluminal et de pression transmurale aortique (pression intravasculaire moins pression extramurale) qui s'exerce sur la paroi.

Pour des déformations longitudinales minimales, cette équation peut se réécrire de façon à exprimer la compliance volumique par unité de longueur (C_v en $\text{cm}^2/\text{mm Hg}$) :

$$C_v = \frac{\Delta A}{\Delta P} \quad (\text{Eq. 2})$$

où ΔA représente la variation de surface aortique.

Les relations entre surface et pression sont classiquement décrites comme non linéaires, avec une baisse de compliance pour les pressions élevées. Cependant, pour de faibles variations de pression, comme celles observées au cours d'un cycle cardiaque, ces relations sont raisonnablement linéaires et la compliance peut être calculée comme la pente de leur droite de régression. Il est à noter que la compliance volumique n'est pas déterminée de manière précise par les caractéristiques géométriques du vaisseau (diamètre interne et épaisseur) et ceci sans prise en compte de la rigidité du matériau constituant la paroi.

Pour évaluer la compliance artérielle globale, il ne suffit pas de faire la somme de toutes les compliances volumiques des différents segments artériels. Elle est aussi influencée par des phénomènes de propagation et réflexion d'ondes de pression et de débit. Elle constitue un des composants de la post charge ventriculaire gauche liée au caractère pulsatile de l'éjection. On peut la calculer à partir des relations pression-débit dans l'aorte pour un cycle. Cholley [Cho1995] a présenté une équation pour estimer la compliance artérielle globale C_g . La compliance est calculée sur l'intervalle diastolique défini par deux points P1 et P2. La pression maximale de l'aorte, après la phase systolique, est notée P1 tandis que P2 est la pression aortique en fin de phase diastolique. L'équation s'écrit :

$$C_g = \frac{A_d}{TPR(P_1 - P_2)} \quad (\text{Eq. 3})$$

où A_d est défini comme la surface sous la courbe de pression aortique dans l'intervalle P1 et P2. TPR est la résistance périphérique totale.

Elle est déterminé par : $TPR = \Omega P \times 80/Q$. Cela signifie que la tension des artères P irriguant le corps est la résultante de l'interaction entre le débit cardiaque Q et la résistance vasculaire, que les médecins et chercheurs appellent habituellement TPR. Ω est un coefficient. Dans ce sens, on peut citer l'indice tibio-brachial (Ankle-Brachial Index, ABI) qui permet d'avoir une mesure simple pour détecter l'artériosclérose [Lil2014].

Toutefois, du point de vue clinique, la compliance volumique n'est pas utilisable en pratique. Par ailleurs, du point de vue mécanique, cette notion est insuffisante car, généralement, dans le cas d'un anévrisme, la rupture est très localisée du fait de la complexité de la forme de celui-ci. Il est donc nécessaire d'étendre sa définition à une grandeur localisée non pas au niveau d'une section mais à un endroit précis de la paroi. La compliance peut effectivement être considérée comme l'élasticité de la paroi qui n'est pas un paramètre mesurable directement. Pourtant, l'étude des champs de contrainte et de déformation au sein de la paroi permet de déduire l'élasticité pariétale. Donc, il est à noter que des travaux récents [Tou2011][Pha2013] s'intéressent maintenant à la modélisation des anévrismes pour l'objectif de mesurer les contraintes pariétale en prenant en compte à la fois le flux sanguin et les propriétés matérielles des tissus. Ces travaux peuvent ainsi faire émerger des idées nouvelles pour l'aide au diagnostic alliant un couplage fluide solide plus proche de la réalité physiologique pouvant corrélérer des aspects à la fois biologiques et biomécaniques.

3 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons effectué une brève description du système cardiovasculaire et des anévrismes de l'aorte abdominale qui nous intéressent plus particulièrement. Cette présentation a permis de recenser quelques éléments cliniques nécessaires à la mise en œuvre de nos travaux de recherche sur les aspects matériel et mécanique. La problématique de l'anévrisme est liée à plusieurs facteurs complexes à appréhender. Notre travail se place dans l'objectif de mieux cerner la notion de compliance et d'apporter de nouveaux éléments notamment en termes de mesure localisée de déformations et du comportement local correspondant de l'AAA.

Parmi les éléments notablement intéressants, nous retenons :

- le cycle cardiaque au repos est composé pour 1/3 du temps de la systole (phase systolique) et pour 2/3 de la diastole (phase diastolique). Le cœur se contracte en moyenne 70 fois par minute, propulsant 90 ml/s de sang,
- la pression artérielle est en moyenne de 120 mmHg dans la phase systolique et de 80 mmHg dans la phase diastolique,
- le sang est généralement considéré comme un fluide newtonien avec une viscosité dynamique environ 4 fois supérieure à celle de l'eau,
- l'aorte saine, au niveau abdominal, a un diamètre relativement grand de l'ordre de 20 mm et une paroi épaisse de l'ordre de 2 mm. Le diamètre a tendance à augmenter au fur et à mesure du vieillissement,
- un anévrisme est une dilatation permanente d'une artère dont la paroi devient de plus en plus fine et de moins en moins résistante,
- la forme anévrismale peut jouer un rôle relativement important au niveau de la rupture de l'anévrisme en raison du fait qu'elle affecte la distribution de la contrainte pariétale, avec l'apparition de concentrations de contraintes lorsque la section d'anévrisme varie de manière brutale,
- l'apparition d'un thrombus influence le comportement mécanique de l'anévrisme,
- la technique IRM est un outil très efficace permettant de décrire clairement des informations relatives à l'étendue de la pathologie concernant l'AAA,
- le risque de rupture de l'anévrisme est évalué qualitativement par des critères morphologiques

moyennement fiables qui restent faciles à mettre en œuvre. Il peut être déterminé quantitativement par la notion de compliance en déduisant l'élasticité pariétale aortique par la mesure de la contrainte de la paroi.

Chapitre II : Etat de l'art - modélisation de l'aorte

Comme évoqué chapitre I, l'environnement où se situe l'anévrisme est complexe. Ainsi, la rupture d'anévrisme est associée potentiellement à plusieurs facteurs tels que l'écoulement sanguin, les propriétés matérielle et géométrique de l'anévrisme, etc. De ce fait, les éléments cités ici doivent être étudiés pour envisager la mise en œuvre d'outil d'aide au diagnostic pré-opératoire. Globalement, les chercheurs effectuent toujours des études in vivo (dans le corps humain) ou in vitro (hors du corps humain) pour étudier cette problématique. Chaque méthode a ses avantages et inconvénients. Les tests in vitro, par rapport à ceux in vivo, sont plus rapides, plus reproductibles et moins onéreux. Ils permettent, en outre, d'évaluer séparément les effets biologiques de chacun des composants de l'artère. Quant aux tests in vivo effectués sous condition réelles, ils s'avèrent plus proches de la réalité.

La figure II.1 montre une approche des sollicitations mécaniques exercée sur l'aorte. En fonction des propriétés biomécaniques et hémodynamiques du système aortique, il y a deux principales composantes : (1) les résistances locales exercées par le vaisseau sur la propagation du flux aortique (2) les propriétés élastiques de la paroi aortique en lien avec la distensibilité du vaisseau en phase cardiaque.

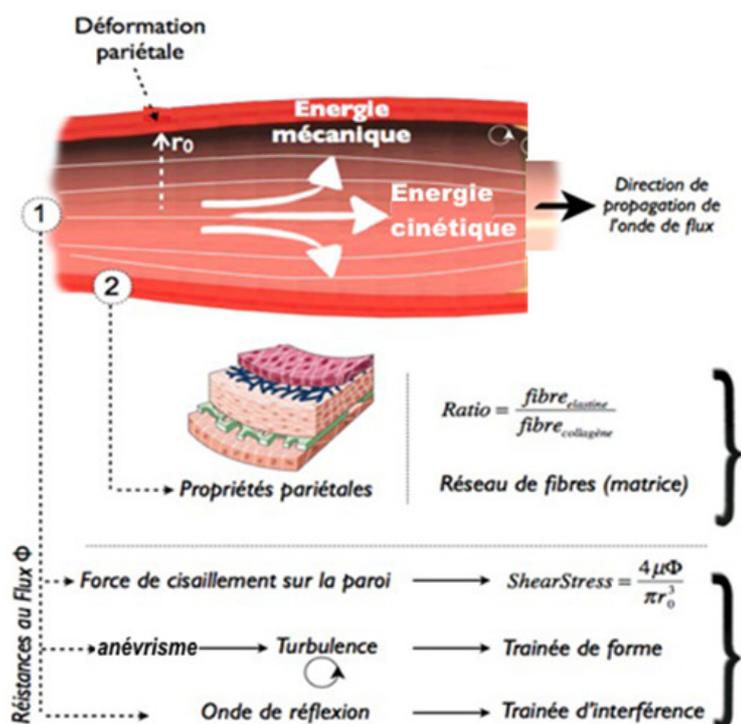


Figure II.1 : Le modèle de sollicitations mécaniques d'une artère⁴.

Une recherche bibliographique dans le domaine, nous a conduit à classer les travaux selon trois grandes

⁴ <http://collettemathieu.blog.lemonde.fr/category/cours-sur-la-rigidite-arterielle/les-techniques-de-mesures/les-techniques-locales/>

orientations :

- l'identification des lois d'écoulement ;
- l'identification des propriétés matérielles de l'aorte (module d'élasticité, limite élastique, résistance à la rupture) ;
- les modélisations expérimentales et numériques pour déterminer l'état de contrainte dans la paroi artérielle dans des conditions aussi proches que possible de la réalité physiopathologique.

Nous aborderons ces différents éléments dans la suite de ce chapitre.

1 Identification de l'écoulement sanguin

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

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

La conservation de la quantité de mouvement permet de définir les équations d'équilibre local. L'écoulement est généralement classé en deux types de flux : flux laminaire et flux turbulent. Le nombre de Reynolds permet de caractériser un écoulement selon qu'il soit laminaire ou turbulent. Un écoulement laminaire admet des lignes de courant symétriques et parallèles. Un écoulement turbulent se caractérise par des fluctuations spatio-temporelles des lignes de courant conduisant à des phénomènes de type tourbillons. Le nombre de Reynolds Re est déterminé par la formule suivante :

$$Re = \rho v D / \mu \quad (\text{Eq. 2.1})$$

où v représente la vitesse d'écoulement, D est le diamètre du tube où s'écoule le fluide, ρ est la densité du fluide et μ caractérise sa viscosité dynamique.

La viscosité μ est une résistance à l'écoulement. La viscosité dynamique correspond aux contraintes de cisaillement liées à l'existence d'un gradient de vitesse d'écoulement dans la matière. Pour le sang, elle est de $4,005 \times 10^{-3} \text{Pa.s}$, cf. chapitre I § 1.3.

Si Re est inférieur à 2000, l'écoulement est dit laminaire. Si Re est supérieur à 3000, l'écoulement est dit turbulent.

Dans le cas de la circulation sanguine, le nombre de Reynolds Re est inférieur à 2000 au niveau d'une aorte saine. L'écoulement y est donc laminaire. Par contre, dans le cas de pathologies de type anévrisme, il peut

devenir turbulent suite aux modifications matérielles et géométriques de l'aorte. Ce phénomène est mis en évidence par des modélisations expérimentales et numériques présentées au § 4.2 de ce chapitre.

En bref, le sang est considéré à la fois comme un fluide newtonien et incompressible avec un régime turbulent dans l'anévrisme. L'écoulement du sang satisfait donc les équations d'équilibre de Navier-Stokes et l'équation de continuité :

$$\rho \frac{D\vec{v}}{Dt} + \overrightarrow{grad}p = \mu\Delta\vec{v} \quad (\text{Eq. 2.2})$$

où, les grandeurs v , p représentent respectivement la vitesse et la pression dans le fluide.

Dans la littérature, des solutions analytiques à l'équation 2.2 ont été trouvées pour différentes modélisations [Zam2000] [Wom1995]:

- un écoulement stable dans un tube cylindrique à paroi rigide (écoulement de Poiseuille),
- un écoulement pulsé dans un tube cylindrique à paroi rigide,
- un écoulement pulsé dans un tube cylindrique à paroi élastique.

Toutefois ces solutions présentées ne sont plus valables dans le cas de géométries complexes comme celle d'un AAA.

2 Identification des propriétés matérielles de l'aorte

L'anévrisme, de la formation à la rupture, est directement attaché aux propriétés pariétales. C'est pourquoi l'identification des propriétés matérielles de l'aorte et des anévrismes est importante pour nous. Les essais mécaniques sont la première étape indispensable pour accéder aux grandeurs caractéristiques des matériaux, du module d'Young à la limite d'élasticité en passant par la résistance à la rupture.

Les propriétés matérielles de l'aorte dépendent de l'individu mais aussi de la position et bien sûr de la pathologie tout au long de l'aorte. Choudury et al. [Cho2009] ont montré que pour l'aorte ascendante proche de la racine aortique, des variations des épaisseurs et des propriétés mécaniques de la paroi étaient notables, tout en ayant un comportement isotrope et sans variation apparente de l'histologie du tissu. Ils ont observé une dépendance avec les pathologies liées aux valves aortiques. Iliopoulos a effectué des mesures d'Anévrisme de l'Aorte thoracique ascendante AATA. Il a lui trouvé une anisotropie circonférentielle /longitudinale et une sensible influence de la localisation [Ili2009]. Pour les anévrismes de l'aorte abdominale AAA. De nombreuses études confirment l'aspect anistropique du comportement de l'aorte [Dup2010], [Kar2013], [Zan1998] et [Rag1996] et l'influence de la pathologie.

Le problème de l'identification des propriétés matérielles est donc complexe et il convient de bien localiser la partie étudiée tout au long de l'aorte.

2.1. Caractérisation expérimentale

Le propos de ce paragraphe est de présenter les techniques expérimentales les plus couramment utilisées, aussi bien dans les laboratoires universitaires qu'industriels, pour caractériser le comportement matériel des anévrismes et en déduire des modèles. Les moyens expérimentaux mis en œuvre sont classiques : les essais de type traction uni-axiale ou multiaxiale, les techniques de mesures optiques de champs cinématiques.

2.1.1. Essais uni-axiaux

Dans ce paragraphe sont décrits quelques travaux récents menés sur des artères saines ou avec pathologies de type anévrisme afin d'identifier leur comportement mécanique. Le moyen technique utilisé est la machine d'essai de traction qui permet de relier un champ de contraintes à un champ de déformations en prenant en compte la variation réelle de la dimension de l'échantillon au cours de l'essai de traction uni-axiale. Cet essai permet de définir des caractéristiques fondamentales des matériaux comme le module d'élasticité longitudinale E , la limite élastique R_e et la résistance à la rupture R_r , le coefficient de striction $Z\%$ et l'allongement $A\%$.

Duprey et al. [Dup2010] s'est intéressé à déterminer le module d'élasticité de la paroi des anévrismes de l'aorte ascendante en utilisant la définition de la contrainte vraie et de la déformation associée. La contrainte vraie est définie par F/A avec F le chargement et A la surface de la section transversale réelle. Dans ces travaux, cent huit échantillons de tissus humains ont été testés. Chacun a été pré-conditionné par l'application de deux cycles de charge de 1 N à une vitesse de 10 mm par minute et l'essai de traction a été ensuite réalisé à 10 mm par minute jusqu'à la rupture. La figure II.2 représente la courbe reliant la contrainte à la déformation obtenue sous chargement. Cette figure montre, d'une part, le comportement non-linéaire du tissu artériel et d'autre part que les déformations maximales (à la rupture) sont de l'ordre de 50%. Le module élastique maximum (MEM) est donné par le maximum de la pente de la courbe contrainte/déformation. Le module physiologique (PM) qui prend en compte la plage de sollicitation en pression de l'artère (80-120 mmHg soit 0,011-0,016 MPa).

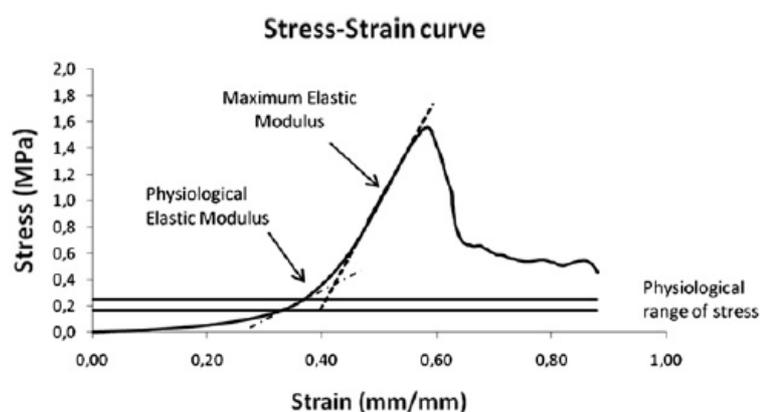


Figure II.2 : Courbe contrainte-déformation de l'aorte ascendante avec anévrisme [Dup2010].

Afin de modéliser plus finement le comportement matériel des anévrismes, caractérisé par de fortes variations

géométriques, Duprey a réalisé également des tests sur des prélèvements d'échantillons de l'artère en différents points de l'anévrisme selon que le rayon de courbure fut grand ($\rho > 0,001m$) ou petit ($\rho < 0,0001m$).

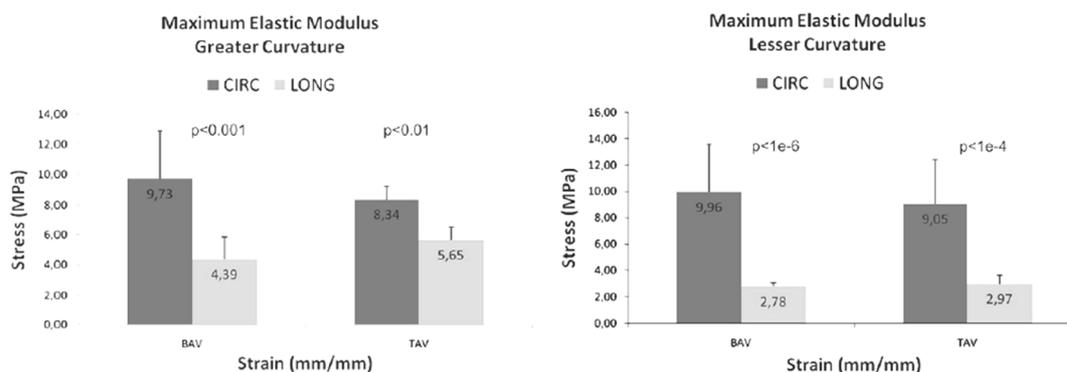


Figure II.3 : Résultats de mesures de Module d'élasticité Maximale (MEM) dans les directions longitudinales et circonférentielles pour des échantillons à grand rayon de courbure ($\rho > 0,0001m$) et à petit rayon de courbure ($\rho < 0,0001 m$) BAV : bicuspid aortic valve et TAV : tricuspid aortic valve [Dup2010].

La figure II.3, tirée de cette étude, indique que le MEM (Module d'élasticité maximale) du tissu artériel, dans une zone est d'autant plus grande que le rayon de courbure est important. Le tissu subit donc une contrainte plus importante, et, par conséquent, sera plus susceptible de rompre. Cette étude montre également que les MEM sont significativement plus élevés dans le sens circonférentiel de l'ordre de 4 MPa (moyenne) que dans le sens longitudinal de l'ordre de 1.5 MPa (moyenne). Ces résultats suggèrent que le comportement matériel pariétal de l'anévrisme aortique est de type anisotrope. Ceci est en accord avec l'étude de Karimi [Kar2013]. Les auteurs exposent toutefois les limites de leur étude effectuée in vitro qui diffère d'une étude in vivo ou in situ [Zan1998].

Les travaux de Raghavan et al. [Rag1996] visaient à comparer le comportement d'artères saines au comportement d'artères porteuses d'anévrisme. Pour cela, des essais de traction sur des échantillons prélevés dans les directions circonférentielle et longitudinale ont été menés. Pour une aorte saine, la rupture du matériau avait lieu pour une contrainte maximale pour tous les échantillons de l'ordre de 1700 KPa. Pour une aorte avec anévrisme, la limite maximale à la rupture, parmi tous les échantillons, était de 1000 KPa dans la direction longitudinale et de 1200 KPa dans la direction circonférentielle. Sur l'ensemble des échantillons, le niveau moyen de contraintes à la rupture est respectivement de 864 ± 102 KPa dans la direction longitudinale et de 1019 ± 160 KPa dans la direction circonférentielle. Ils ont aussi constaté une augmentation de la rigidité du tissu pathologique par rapport au tissu sain. Cette tendance a été confirmée récemment par les essais de traction uni-axiale de Khanafer [Kha2011].

Sokolis a quantifié également l'évaluation de la relation contrainte-déformation sur des tissus de cochons et de lapins (Figure II.4) [Sok2002]. Il considère la courbe d'évolution en trois parties. La partie I correspond à de faibles contraintes représentant le déploiement des fibres d'élastine, tandis que les parties II et III, se réfèrent respectivement à des contraintes physiologiques supérieures et sont le résultat direct du redressement et de

l'alignement des fibres hélicoïdales de collagène dans la direction d'étirement.

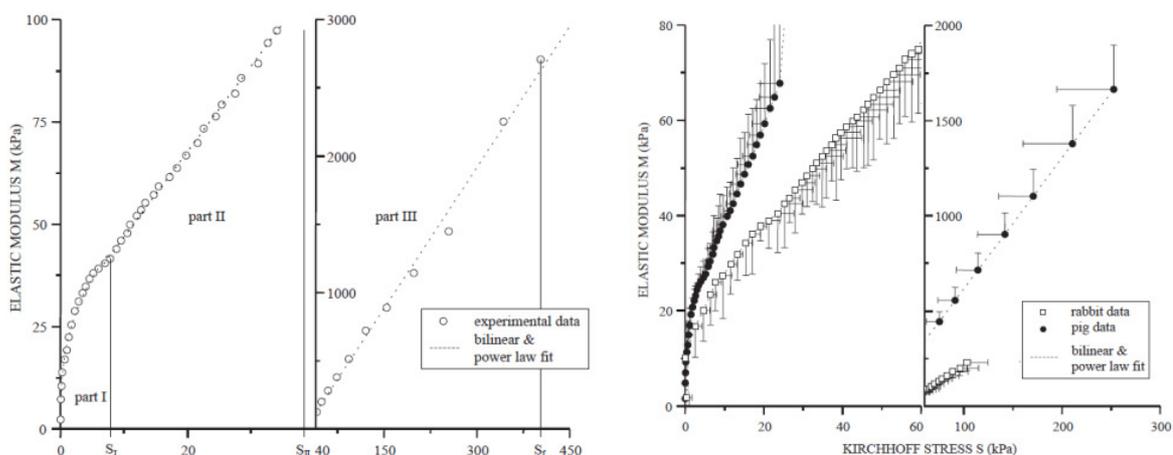
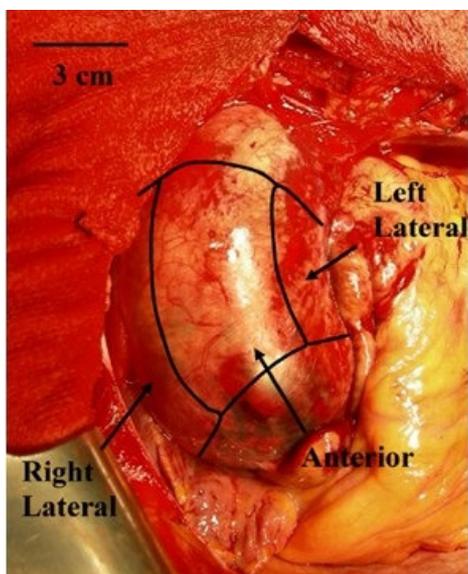
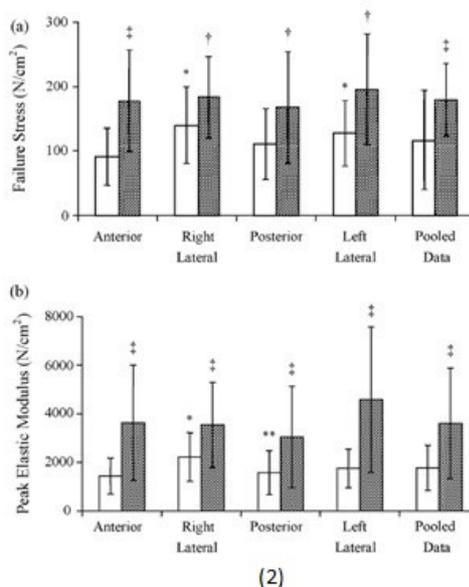


Figure II.4 : Evaluation de la relation contrainte-déformation : les résultats expérimentaux (à gauche) les résultats optimisés avec un modèle d'ajustement de courbe (à droite) [Sok2002].

Iliopoulos a effectué ses recherches en se concentrant sur des mesures en régions et locales d'Anévrisme de l'Aorte thoracique ascendante AATA cf. figure II.5.(1) [Ili2009]. La définition de ces régions d'anévrisme est donnée figure II.5.(2)-a. Il remarque qu'il n'y a pas de variation d'épaisseur en fonction de la région et que la variation de la déformation à la rupture dans la direction circonférentielle n'est pas significative. En revanche, les valeurs trouvées de la contrainte à la rupture du tissu et du module maximal d'élasticité dans la direction longitudinale varient significativement suivant les régions (voir figure II.5.(2)-b).



(1)



(2)

Figure II.5 : a- Définition des régions d'anévrisme pour identifier les différences de caractéristiques matérielles b- valeur des contraintes à rupture et du module élastique maximum sur ces régions d'après [Ili2009]. Dans l'histogramme le rectangle gris s'exprime les valeurs dans la direction circonférentielle et le rectangle blanc représente les valeurs dans la direction longitudinale. Concernant le niveau de confiance sur cet étude, le symbole † indique 5% de risque d'erreur tandis que le symbole * représente 0.1% de risque d'erreur.

De cette étude, compte tenu de la dispersion des résultats, il est difficile par conséquent de conclure sur l'hétérogénéité de la régionalisation des propriétés mécaniques de l'anévrisme.

Raghavan et al. [Rag2011] ont étudié les propriétés des anévrismes rompus et non rompus. Ils ont constaté que les propriétés matérielles et géométriques (épaisseur) d'anévrisme avant rupture et après rupture sont équivalentes. Cela laisse à penser que des travaux expérimentaux peuvent être menés sur des échantillons d'anévrismes rompus.

2.1.2. Test biaxial

Les essais multiaxiaux apportent une information précieuse pour l'élaboration de modèles de comportement, mais ils sont malheureusement peu pratiqués en raison des difficultés expérimentales. Classiquement, ces essais sont des essais de traction (ou compression) – torsion ou des essais de traction bi-axiale. Les essais de traction bi-axiale (Figure II.6) consistent à exercer, sur une éprouvette, un chargement selon deux directions perpendiculaires.

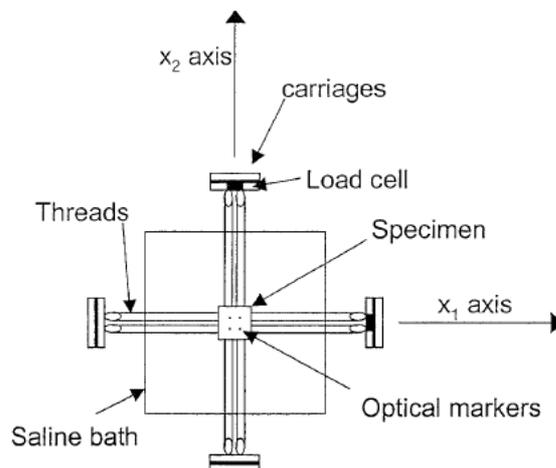


Figure II.6 : Exemple de dispositif d'essais de traction bi-axiale [Sack2009].

Pour rendre compte du comportement mécanique tridimensionnel du tissu anévrisimal et être plus proche des conditions in situ, Van de Geest et al. [Gee2006] considèrent les essais uniaxiaux insuffisants. C'est pourquoi, ils ont pratiqué des essais bi-axiaux pour évaluer l'anisotropie du matériau composant la paroi de l'AAA. Ils ont effectué des tests sur 8 échantillons d'artères saines (AA) et 26 échantillons d'artères pathologiques (AAA). Lors des essais, les chargements sont appliqués simultanément dans les directions circonférentielle et longitudinale. Cinq rapports de tension ortho radiale (T_{CC}) et longitudinale (T_{LL}) ont été testés : $T_{CC}/T_{LL} = \{0.5/1, 0.75/1, 1/1, 1/0.75, 1/0.5\}$. la figure II.7 montre l'évolution des contraintes de Piola-Kirchhoff II (PK2) en fonction des déformations de Green obtenues pour un patient avec (figures du bas) et sans anévrisme (figures du haut). On remarque une différence sensible entre les deux directions mais selon le rapport de contrainte circonférentielle et longitudinale.

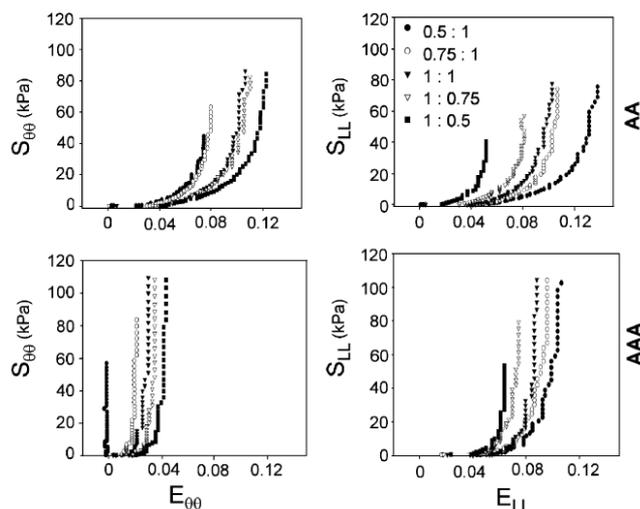


Figure II.7: Courbes contrainte de Piola-Kirchhoff II PK2 vs déformation de Green dans les directions circonférentielle ($\theta\theta$) et longitudinale (LL) pour l'aorte saine (AA) et l'anévrisme (AAA) [Van2006¹].

Ces éléments confirment les résultats de Duprey et Raghavan à savoir le comportement anisotrope du tissu artériel ainsi que son raidissement en raison de la pathologie. Ainsi, il est à noter un accroissement de la rigidité de l'aorte dans le cas d'anévrisme (AAA) avec, à contrario, une baisse des déformations admissibles. Cette baisse, cf. figure II.8, est plus conséquente dans la direction circonférentielle.

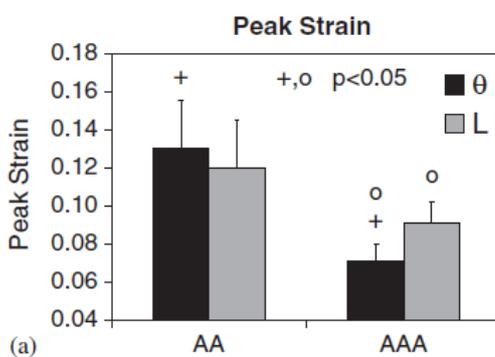


Figure II.8 : Valeurs maximales d'extension [Van2006¹].

Ces résultats montrent une différence de rigidité artérielle entre tissus sains et tissus atteints d'anévrisme. Cela s'explique par la perte de distensibilité des artères élastiques. L'étude des propriétés pariétales vasculaires constitue donc une approche indispensable à l'étude et à la prévention des maladies cardiovasculaires.

Au chapitre I § 1.2.1, nous avons déjà présenté la structure d'artère et son comportement. Afin d'appréhender au mieux le concept de rigidité artérielle, il est nécessaire de connaître les différents constituants et les mécanismes de la paroi des vaisseaux. Les principaux constituants de la paroi artérielle sont l'élastine, le collagène et les cellules musculaires lisses. L'élasticité de la paroi artérielle est liée notamment à la quantité de ces éléments dans le matériau. He et Roach [He1994] ont mesuré, dans l'aorte abdominale saine et pathologique, la fraction volumique de ces macromolécules. Le tableau II.1 résume leurs observations. Ces résultats mettent clairement en évidence une diminution du taux d'élastine et des cellules musculaires lisses

avec la formation de l'anévrisme.

Les différents constituants	Artères saines	AAA
% Elastine	22.7±5.7	2.4±2.2
% Cellules Musculaires Lisses	22.6±5.5	2.2±2
% Collagène + substance fondamentale	54.8±4.7	95.6±2.5

Tableau II.1 : Variation de la composition de la paroi artérielle avec l'anévrisme [He1994].

En ce qui concerne le collagène, M. Raghavan et al. [Rag2011] n'ont pas déterminé de différences significatives entre AAA rompus et non rompus.

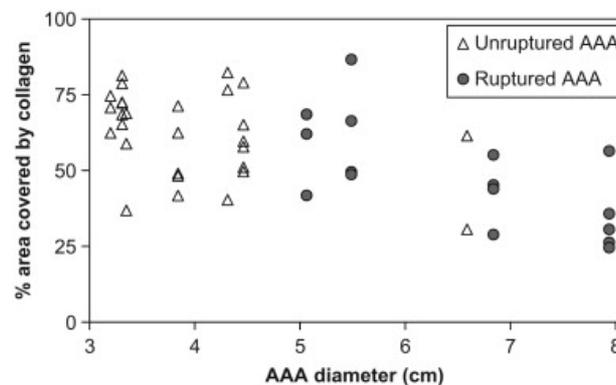


Figure II.9 : Taux de collagène vs diamètre d'AAA rompus et non rompus [Rag2011].

2.1.3. Propriétés du thrombus

Les données du comportement de l'anévrisme étant définies, il est également essentiel d'étudier et d'établir les comportements mécaniques d'un thrombus intraluminal (ILT) pour évaluer l'influence sur la rupture de l'AAA. Dans la littérature, les tests mécanique tels que essais de traction uni-axiale et bi-axiale sont appliqués sur l'ILT de la même manière que sur les tissus de l'aorte.

Tong et al. [Ton2011] ont réalisé un test de traction bi-axiale pour évaluer les propriétés mécaniques de l'ILT. Trois couches (couches luminale, médial et abluminale) ont été identifiées, cf. figure II.10, ce qui suggère que l'ILT est un groupe hétérogène et se comporte non-linéairement. Ceci est également rapporté par Vande Geest et al. suite à des tests de traction bi-axiale [Van2006].

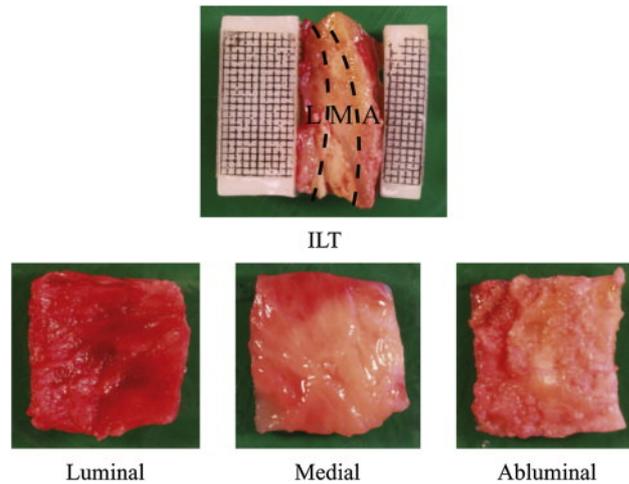


Figure II.10 : Coupe transversale d'un échantillon d'ILT (en haut) et images des trois couches lumineale (gauche), médiale (milieu) et abluminale (droite) [Ton2011].

Tong et al. ont analysé 43 échantillons de l'ILT sur des patients âgés (66 ± 6 ans) avec des anévrismes de diamètre supérieur à 5.5 cm. Sept rapports de tension circonférentielle (T_{CC}) et longitudinale (T_{LL}) ont été testés : $T_{CC}/T_{LL} = \{0.25/1, 0.5/1, 0.75/1, 1/1, 1/0.75, 1/0.5, 1/0.25\}$ pour 33 couches lumineales, 22 couches médiales, 12 couches abluminales et 14 thrombus entiers. Dans un premier temps, en supposant le matériau anisotrope, la relation entre la contrainte de Cauchy et la déformation est déterminée dans les directions circonférentielles et longitudinales en utilisant un modèle hyperélastique anisotrope d'Holzappel, cf. §2.2.2.2.

Les résultats présentés sur la figure II.11 montrent que le thrombus a un comportement hyperélastique anisotrope avec une raideur plus grande dans le sens circonférentiel. Chaque couche présente un comportement différent. Les couches médiale et abluminale se comportent de la même manière dans les deux directions. Par contre, les essais menés sur la couche lumineale ont montré, selon les échantillons, un comportement soit isotrope, soit anisotrope. De ce fait, l'auteur reproduit la relation de contrainte-déformation pour la couche lumineale en appliquant un modèle hyperélastique isotrope de Rivlin, qui sera présenté au §II.2.2.1, dont la figure II.12 en donne les résultats.

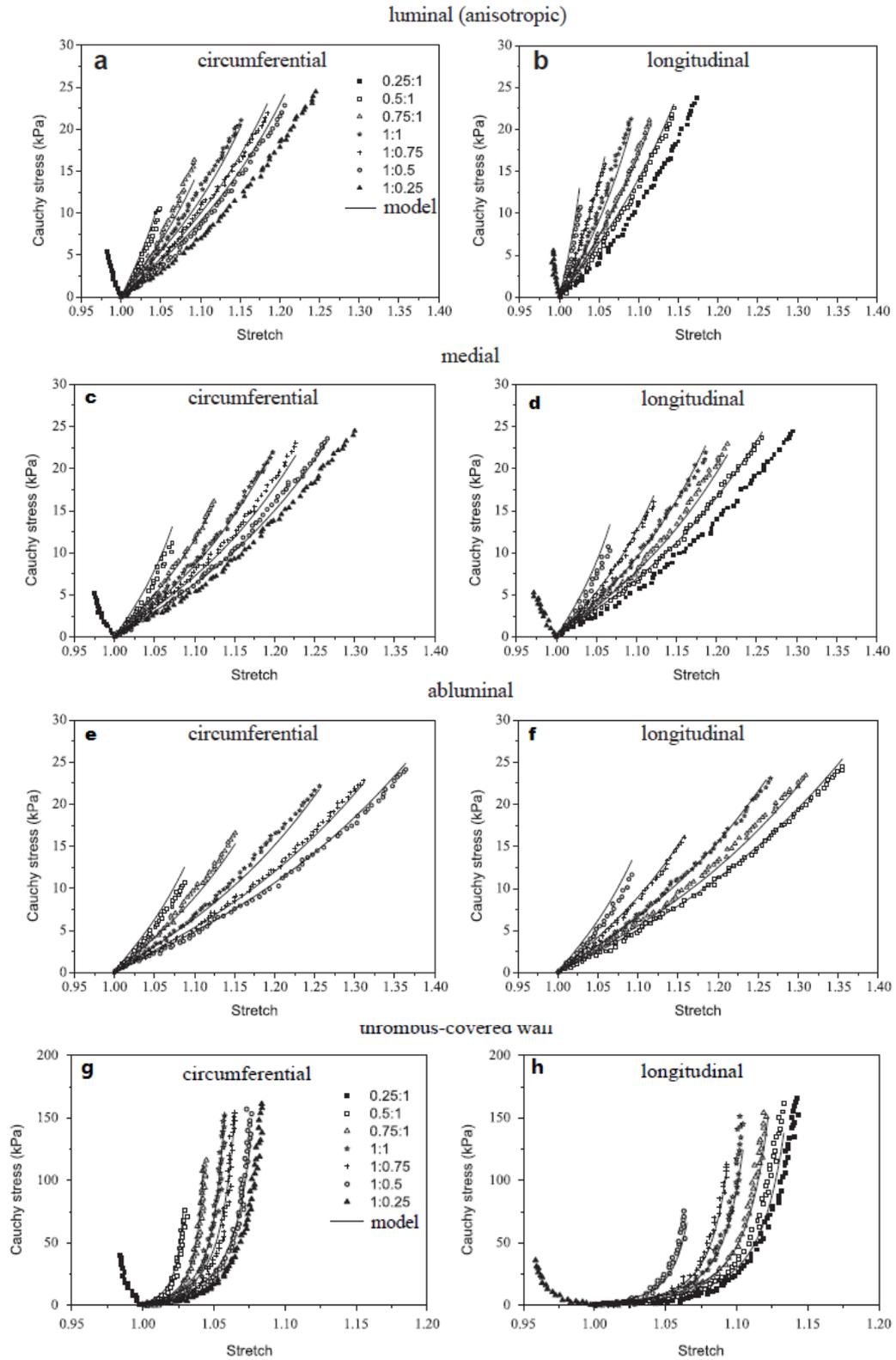


Figure II.11 : Résultats expérimentaux et numériques des essais de traction bi-axiale sur les couches luminale (a-b), médiale (c-d), abluminale (e-f) et sur la paroi avec thrombus (g-h) dans les directions circonférentielle et longitudinale [Van2006²].

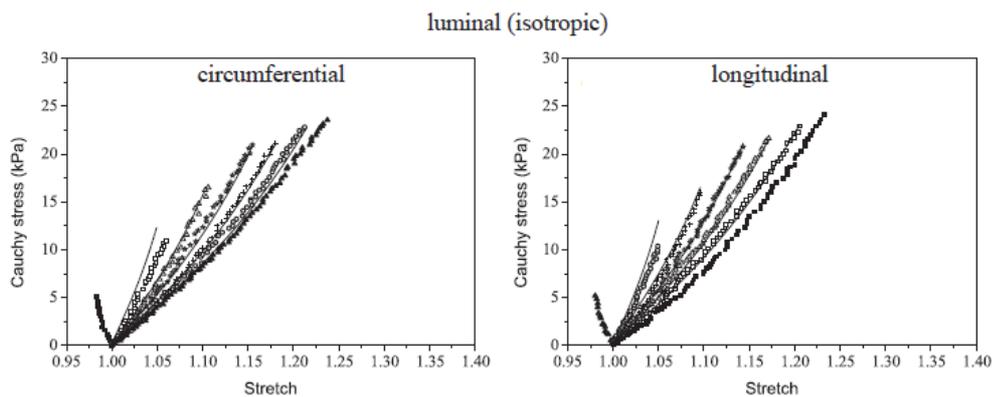


Figure II.12 : Les données expérimentales (symboles) avec le modèle isotrope de matériau (courbes pleines) pour la couche luminale [Van2006²].

Tong et al. [Ton2011] ont étudié l'évolution de la rigidité du thrombus avec son ancienneté. La notion d'ancienneté est définie en 4 phases (Figure II.13): la phase I (très jeune), phase II (jeune), la phase III (intermédiaire) et de phase IV (ancien). Une corrélation fortement positive entre l'épaisseur de l'ILT et l'ancienneté du thrombus est également observée par l'étude de 32 échantillons.

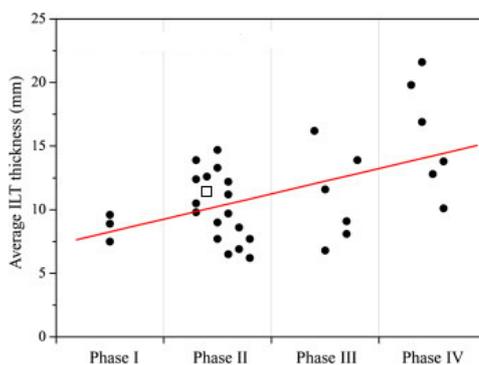


Figure II.13 : Evolution de l'épaisseur moyenne d'ILT vs ancienneté du thrombus [Ton2011].

En comparant les valeurs du module d'élasticité des échantillons pour un niveau de contrainte de 20 KPa, Tong constate que la rigidité thrombotique augmente avec l'âge du thrombus et ce pour chaque couche d'ILT. En fonction de la phase, il conclut qu'initialement, la matière thrombotique est très souple (phase I). A partir de la phase II, elle se rigidifie en raison de la formation du réseau de fibrine lâche. Dans cette situation, le thrombus se comporte comme une éponge avec du liquide à l'intérieur. La couche luminale reste toujours isotrope dans ces deux phases. Lors de la phase III, le thrombus devient beaucoup plus rigide en raison du fait que les réseaux de fibrine sont composés de faisceaux beaucoup plus épais. La couche luminale peut être isotrope ou anisotrope. Du fait de la perturbation du réseau de fibrine et des protéines de résidus plus condensés, le thrombus est beaucoup plus rigide dans la phase IV, sachant que la couche luminale est anisotrope et les couches médiale et abluminale sont toujours isotropes.

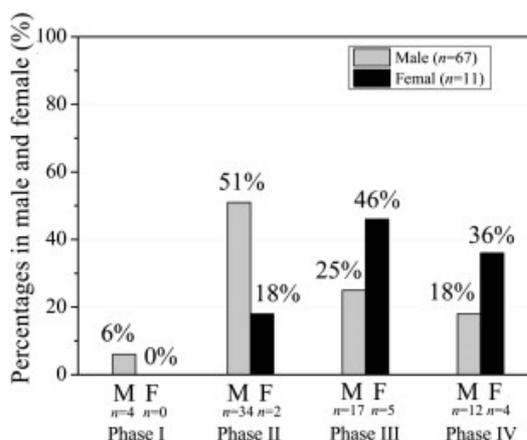


Figure II.14 : Pourcentage d'ILT en chaque phase vs. sex [Ton2013]

Tong et al. ont également étudié l'influence du sexe cf. figure II.14. Il a montré que les couches lumineales d'un thrombus de femmes sont, en général, moins rigides que celles de hommes, alors qu'il n'y a pas de différence significative au niveau de la rigidité des tissus pour les couches médiale et abluminale entre les femmes et les hommes.

2.2. Synthèse des propriétés mécanique des anévrismes de l'aorte

Des éléments présentés précédemment, nous mettons en avant les points suivants :

- la différence de comportement entre direction longitudinale et circonférentielle est significative et démontre l'anisotropie du tissu de l'anévrisme,
- les déformations maximales (à la rupture) sont de l'ordre de 50% et le comportement du tissu artériel est non-linéaire,
- la rigidité du tissu pathologique est supérieure à celle du tissu sain,
- il n'y a pas de différence significative entre le comportement matériel d'un AAA rompu et d'un AAA non rompu,
- pour un anévrisme sans présence de thrombus, à un stade d'évolution donné :
- l'épaisseur de la paroi et la déformation à rupture dans la direction circonférentielle sont constantes,
- la contrainte à la rupture du tissu dans la direction longitudinale est différente suivant la localisation mais les résultats sont très variables,
- l'ILT a trois couches (luminale, médiale et abluminale) et a un comportement anisotrope. La rigidité de l'ILT varie avec l'ancienneté du thrombus.

Ces résultats serviront à la construction du modèle pour la description de la loi de comportement.

3 Modèles de comportement

Comme nous venons de le voir, les aortes, présentant un anévrisme, sont soumises à de fortes contraintes au cours du cycle cardiaque et se déforment de manière importante. En vue d'une modélisation matérielle du comportement, l'hypothèse de grandes déformations semble judicieuse. Compte tenu des remarques précédentes, il faut également prendre en considération la non-linéarité et l'anisotropie du comportement matériel. Dans la littérature, l'écriture de loi de comportement est souvent spécifique aux tissus vivants. On peut classer ces modèles en différentes catégories : les modèles pseudoélastiques simples, les modèles viscoélastiques et les modèles poro-hyperélastiques.

Les modèles viscoélastiques permettent d'étudier la réponse mécanique du matériau artériel en fonction de la vitesse de sollicitation [Hol2002]. Cette prise en compte des effets de vitesse se justifie pour l'étude de la déformation de l'artère au cours du cycle cardiaque. En effet, le comportement viscoélastique de la paroi entraîne un déphasage entre la pression interne et la dilatation de l'artère. Pourtant, pour les artères pathologiques, l'anévrisme, les effets de viscoélasticité sont négligeables.

Le comportement des artères n'étant pas strictement identique lors de la charge ou de la décharge, un modèle pseudo élastique peut être retenu. Néanmoins, l'hystérésis étant très faible à réaliser, un modèle hyperélastique peut être adopté en première approximation [Hol2006].

Le modèle poro-hyperélastique est une autre approche. Plus riche, il consiste à considérer le tissu artériel non plus comme un milieu hyperélastique continu mais comme un milieu hyperélastique poreux saturé de liquide incompressible. Simon et al. [Sim1998] proposent des modèles où l'aorte est considérée comme un matériau poreux isotrope incompressible hyperélastique dans un liquide incompressible.

En résumé, la plupart des chercheurs représentent le comportement de la paroi anévrismale sous un formalisme hyperélastique à priori qui est suffisamment satisfaisant pour l'étude des AAA. Ainsi, dans la suite de ce paragraphe, nous allons d'abord introduire quelques notions concernant les lois hyperélastiques et ensuite présenter les modèles hyperélastiques isotrope et anisotrope sous forme plus détaillée.

3.1. Définition des différentes grandeurs tensorielles

Considérons un solide, dans un système de coordonnées (O, e_1, e_2, e_3) , occupant le domaine Ω_0 dans sa configuration initiale et le domaine Ω dans sa configuration finale (voir figure II.15). Les positions d'un point quelconque, appartenant au solide, sont repérées à l'aide de X et de x dans les configurations initiale et finale. Le tenseur gradient de transformation (F), qui exprime la variation de position du point étudié depuis sa configuration initiale à sa configuration finale, s'écrit :

$$F = \text{grad } X(x) \quad (\text{Eq 2.3})$$

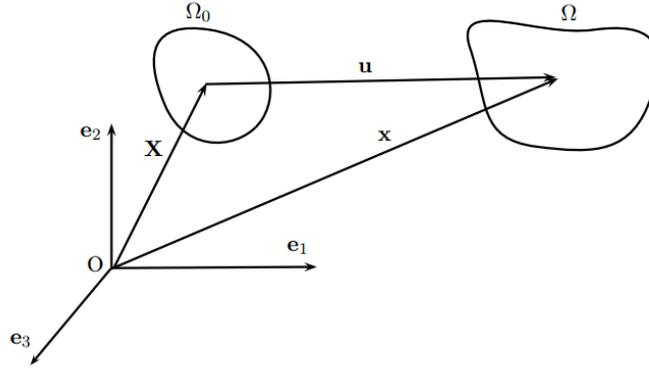


Figure II.15 : Transformation du milieu continu.

Les composantes du tenseur F sont des élongations. Lorsque la base est une base principale, ces élongations sont des élongations principales. La matrice du tenseur gradient de transformation s'écrit alors :

$$F = \begin{bmatrix} \mu_1 & 0 & 0 \\ 0 & \mu_2 & 0 \\ 0 & 0 & \mu_3 \end{bmatrix} \quad (\text{Eq 2.4})$$

On définit les tenseurs des élongations de Cauchy-Green droit et de Cauchy-Green gauche respectivement par :

$$C = F^T F \text{ et } B = F F^T \quad (\text{Eq 2.5})$$

Les modèles hyperélastiques isotropes sont généralement établis en utilisant une approche basée sur les élongations ou sur des invariants des déformations :

$$\begin{aligned} I_{c1} &= \text{Tr}(C) \\ I_{c2} &= \frac{1}{2} [\text{Tr}(C)^2 - \text{Tr}(C^2)] \\ I_{c3} &= J^2 = \text{Det}(C) \end{aligned} \quad (\text{Eq 2.6})$$

où J représente le Jacobien de la transformation et caractérise la variation de volume du matériau.

Ce modèle est défini par le potentiel de déformation suivant :

$$W = \varphi_{\text{iso}} + \varphi_{\text{vol}} \quad (\text{Eq 2.7})$$

avec φ_{iso} le potentiel isotrope de déformation et φ_{vol} le potentiel volumique de déformation.

3.2. Lois de comportement

Le matériau hyperélastique ne dissipe pas d'énergie et donc, premier et second principe de la thermodynamique se réduisent à la satisfaction de l'inégalité de Clausius-Duhem, qui s'exprime, dans le cas purement mécanique, par :

$$S \dot{E} - \dot{W} = 0 \quad (\text{Eq 2.8})$$

avec W la densité d'énergie de déformation, S le tenseur des contraintes de Piola-Kirchhoff II et E le tenseur

des déformations de Green-Lagrange.

Ce bilan énergétique traduit que la dissipation intrinsèque est nulle, ce qui signifie que tout le travail des efforts internes est stocké sous forme d'énergie.

Il en résulte la forme générale de la loi de comportement d'un matériau hyperélastique donnée dans la configuration initiale, en fonction du tenseur de Green Lagrange E :

$$S = \frac{\partial W}{\partial E} \quad (\text{Eq 2.9})$$

En fonction du tenseur de Cauchy Green droit C :

$$S = 2 \frac{\partial W}{\partial C} \quad (\text{Eq 2.10})$$

La paroi artérielle, étant constituée d'un matériau souple, peut être considérée comme incompressible dans les conditions physiologiques. Dans ce contexte, la connaissance de l'état de déformation ne permet pas à lui seul de déterminer l'état de contrainte. Celui-ci est connu à la pression hydrostatique près. Par conséquent, la contrainte s'écrit :

$$S = 2 \frac{\partial W}{\partial C} - pC^{-1} \quad (\text{Eq 2.11})$$

La contrainte de Cauchy s'en déduit par :

$$\sigma = FSF^T \quad (\text{Eq 2.12})$$

3.3. Expression des modèles hyperélastiques isotropes

Plusieurs expressions du potentiel ont été proposées afin de modéliser un milieu hyperélastique isotrope.

- ♦ Le modèle de Gent:

$$W = \frac{\mu J_m}{2} \ln\left(1 - \frac{I_1 - 3}{J_m}\right) \quad (\text{Eq 2.13})$$

avec J_m la valeur limite de $I_1 - 3$ et $\mu > 0$.

- ♦ Le modèle d'Ogden :

$$\frac{\partial w}{\partial I_1} = \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{\alpha_n} (\lambda_1^{\alpha_n} + \lambda_2^{\alpha_n} + \lambda_3^{\alpha_n} - 3) \quad (\text{Eq 2.14})$$

Ce modèle est classiquement utilisé avec $N = 3$, nécessitant l'identification de 6 constantes matérielles.

- ♦ Le modèle de Delfino [Hol2000]:

$$W = 0.5\beta[\exp(\alpha(I_1 - 3)) - 1] \quad (\text{Eq 2.15})$$

avec α, β des paramètres matériels.

Dans le cas d'artère, Stéphane et al. [Avr2010] ont identifiés expérimentalement les valeurs de ces paramètres :

$$\alpha = 4.6 \text{ kPa}, \beta = 1.5 \text{ kPa}$$

- ♦ Le modèle des séries de Rivlin (modèle polynomial)

$$W = \sum_{i=0, j=0}^{\infty} C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \quad (\text{Eq 2.16})$$

Ce modèle est une extension du modèle de Mooney. On utilise généralement ce modèle avec des termes d'ordre 2 ou 3.

- Le modèle Néo Hookien :

$$W = C_{10}(I_1 - 3) \quad (\text{Eq 2.17})$$

avec $C_{10} = 2\mu$ le module de cisaillement et $\mu > 0$.

- Le modèle de Mooney Rivlin à 2 paramètres:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad (\text{Eq 2.18})$$

avec les paramètres matériels C_{10} et $C_{01} > 0$.

Le modèle de Mooney nécessite l'identification de deux constantes matérielles. Il est bien adapté pour décrire le comportement de la plupart des caoutchoucs sur des plages de déformations logarithmiques inférieures à 0,7.

- Le modèle de Mooney Rivlin à 3 paramètres:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \quad (\text{Eq 2.19})$$

avec les paramètres matériels $C_{10}, C_{01}, C_{11} > 0$.

- le modèle de Yeoh (limité à l'ordre 2) :

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 \quad (\text{Eq 2.20})$$

avec les paramètres matériels $C_{10}, C_{20} > 0$

3.4. Expression des modèles hyperélastiques anisotropes

Les modèles hyperélastiques anisotropes sont souvent l'extension d'un modèle hyperélastique isotrope. Certains d'entre eux sont phénoménologiques [Fun1993] [Sun2005] et d'autres sont basés sur la microstructure [Hol2000]. Nous considérons 2 modèles différents utilisés dans le domaine de la biomécanique :

- ♦ le modèle de Fung [Fun1993] :

$$W = 0.5\beta[\exp(\alpha_{11}(I_1)^2 + \alpha_{22}(I_2)^2 + \alpha_{12}I_1I_2) - 1] = 0.5\beta[\exp(Q) - 1] \quad (\text{Eq 2.21})$$

avec α_{ij}, β sont les paramètres de matériau. Les coefficients d'artère déterminés par Fung sont présentés dans le tableau II.2 ci-dessous :

Paramètre	β	α_{11}	α_{22}	α_{12}
Valeurs identifiées (KPa)	5	14.5	7	0.1

Tableau II.2 : Paramètres d'anévrisme du modèle de Fung.

- ♦ le modèle de Holzapfel :

$$W = a(I_1 - 3) + b(I_2 - 1) + \sum_{i=1}^2 \sum_{j=4}^7 \frac{k_i^j}{2k_i^j} \left\{ \exp \left[\bar{k}_i^j (I_j^i - 1)^2 \right] - 1 \right\} \quad (\text{Eq 2.22})$$

La forme la plus simple de la fonction de l'énergie de déformation peut être écrite de la manière suivante Holzapfel et al. [Hol2000] :

$$W = \frac{c}{2} (I_1 - 1) + \frac{k_1}{2k_2} [\exp(k_2(I_4 - 1)^2 - 1)] + \frac{k_1}{2k_2} [\exp(k_2(I_6 - 1)^2 - 1)] \quad (\text{Eq 2.23})$$

avec c , k_1 et k_2 les paramètres dépendant du matériau. $I_4 = I_1(C I_1)$ et $I_6 = I_2(C I_2)$

Ce modèle simplifié prescrit un angle orientation (φ) des fibres pour chaque couche, basé généralement sur l'analyse des données à l'échelle microscopique. Les angles de fibres pour l'échantillon utilisé dans ce travail ne sont pas connus, c'est pourquoi les angles et les autres paramètres du matériau doivent être déterminés à partir des données expérimentales. Avril et al. ont trouvé que $c=0.4\text{kPa}$, $k_1=8.7\text{kPa}$, $k_2 = 5.4\text{kPa}$ et $\varphi=27^\circ$ pour l'artère aorte [Avr2010].

3.5. Choix d'un modèle

Dans le cadre des travaux de thèse, la réplique ou le fantôme de l'AAA est réalisé en silicone et ne présente pas de caractère anisotrope. Le modèle de comportement matériel retenu est le modèle de la famille Rivlin pour plusieurs raisons :

- c'est un modèle classique développé depuis les années 1940 ; les modèles qui lui ont succédé sont basés sur le même principe avec des ordres supérieurs ce qui permet de faire évoluer le nombre de paramètres matériels pour affiner le comportement dans différents contextes : mode de sollicitation traction-compression ou encore cas des grandes déformations. Dans le contexte de notre étude, l'aorte est assimilable à une membrane. Les sollicitations en compression sont faibles et des phénomènes de flambage se produisent pour de faibles épaisseurs. D'autre part, les déformations sont importantes mais restent de l'ordre de 50% ; ce qui n'est pas le domaine des très grandes déformations ;
- le modèle de Rivlin offre un bon compromis entre la prise en compte du comportement matériel que nous souhaitons modéliser et le nombre limité de paramètres à identifier.

Dans un deuxième temps, pour modéliser plus finement le comportement mécanique de l'artère par simulation numérique, nous utiliserons le modèle de Yéoh limité à l'ordre 2. Modèle dérivé d'un potentiel très simple, dépendant uniquement de I_1 .

Les deux paramètres de modèle Yéoh sont généralement valables pour les déformations inférieures à 100%. Les constantes C_{10} C_{20} sont déterminées par un processus d'identification réalisé à partir des courbes de

contraintes/déformations obtenues et représentant au mieux le comportement mécanique de la paroi anévrismale. Vassal a effectué un test de gonflement pour identifier les paramètres des modèle Néo Hookien et de Yéoh [Vas2009]. Dans son travail, un préconditionnement de 8 cycles de gonflement entre 0 et 80 mmHg et de 8 cycles d'étirement jusqu'à une élongation $L/L_0 = 1.4$ est réalisé. La figure II.16 montre les réponses observées et simulées avec les différents modèles. le tableau II.3 présente les résultats numériques de ces paramètres. Dans les travaux de Tougara et al. ont validé ces résultats [Tou2009].

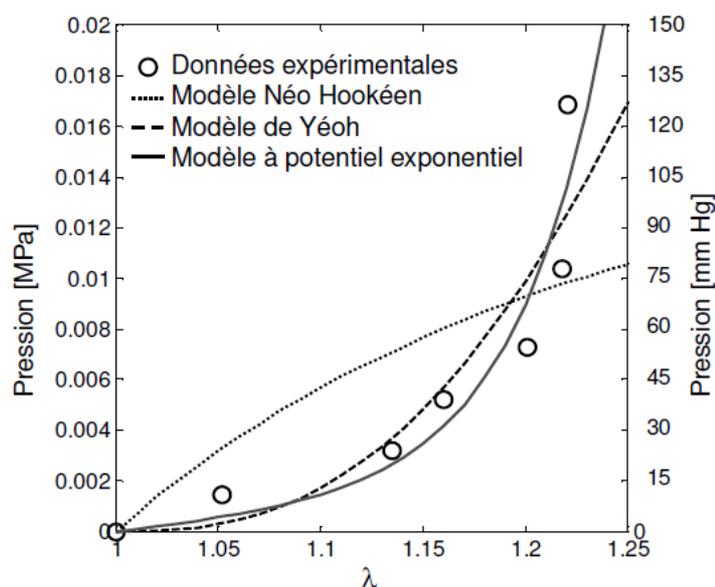


Figure II.16 : Réponses observées et simulées avec les différents modèles.

Modèles hyperélastiques	C_{10}	C_{20}
Néo Hookien	$6.88 \times 10^{-2} \text{ Mpa}$	\times
Yéoh	$1 \times 10^{-3} \text{ MPa}$	$2.70 \times 10^{-1} \text{ MPa}$

Tableau II.3 : Résultats d'identification.

Pourtant, Raghavan et al. [Rag2000] ont effectué l'identification en adoptant le même modèle à partir des données des essais traction uni-axiale. Ils ont trouvé $C_{10} = 17.4 \pm 1.5 \text{ kPa}$ et $C_{20} = 188.1 \pm 37.5 \text{ kPa}$. Cette différence peut venir soit de la différence d'échantillons, soit d'une erreur de manipulation. En tout cas c'est un point important à valider pour nous. Ainsi, une identification des propriétés matérielles est envisagée et est présentée dans le chapitre V § 3.

4 Modélisation expérimentale et numérique en vue de la prédiction de la rupture d'AAA

Afin de prédire la rupture d'anévrisme, la modélisation est une étape très importante. En général, la modélisation concerne tout d'abord la géométrie, puis l'introduction de loi de comportement et enfin, la mise en place des conditions aux limites en déplacement et en chargement.

Dans ce paragraphe, nous présentons plusieurs modélisations numériques et expérimentales avec différents aspects géométriques ; ceci avec pour objectif de préciser le comportement de l'écoulement sanguin et de l'état de contrainte au niveau de l'anévrisme.

4.1. Aspects géométriques

La distribution de contraintes, dans un corps soumis à un chargement, est toujours dépendante des aspects dimensionnels et géométriques. Concernant ce travail, nous retiendrons l'épaisseur et la forme de l'AAA, l'anévrisme étant considéré comme une membrane, cas d'absence d'ILT.

4.1.1. Epaisseur

Au niveau d'un anévrisme, l'épaisseur de la paroi est plus mince que celle de l'aorte saine. Raghavan et al. [Rag2006] ont mesuré l'épaisseur pariétale de l'AAA en plusieurs points, distants d'environ 1,5 cm, le long d'anévrismes, cf. figure II.17. Ils ont trouvé qu'il y avait une variation importante dans l'épaisseur suivant les zones considérées. Cependant, ils ont constaté qu'il y avait peu de différence perceptible d'épaisseur entre les grands et les petits anévrismes. L'épaisseur moyenne pour l'anévrisme est autour de 1.8 mm selon Raghavan. Dans la littérature, l'épaisseur d'anévrisme est très souvent considérée comme constante.

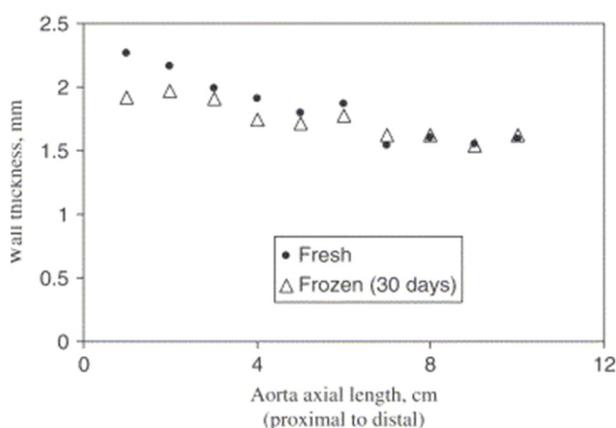


Figure II.17: Mesure d'épaisseur d'anévrisme [Rag2006].

4.1.2. Forme

Comme évoqué au chapitre 1, la géométrie des anévrismes est de deux types : sacculaire ou fusiforme. Dans la littérature, nous trouvons des modèles géométriques représentant des AAA plus ou moins simples, cf. figure II.18, ou des modèles réalistes reconstruits par des méthodes d'imagerie médicale, cf. figure II.20.

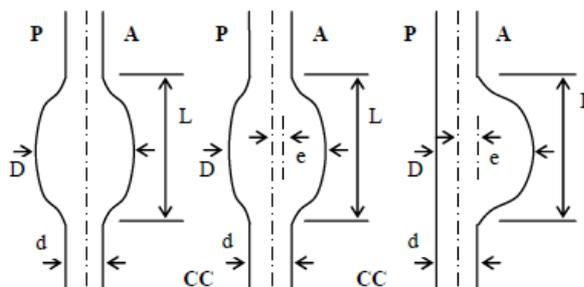


Figure II.18 : Modèles simplifiés.

Ainsi, Tougara et al. [Tou2009] ont fait le choix d'un modèle cylindrique dont les dimensions sont présentées figure II.19. L'épaisseur de la paroi artérielle a été supposée constante ($e = 1.5 \text{ mm}$) ainsi que le diamètre de l'aorte saine : $d_a = 2r_a = 20 \text{ mm}$. La longueur (L) et le diamètre maximal de l'anévrisme ($D = 2R$) sont des paramètres variables. La géométrie est donc contrôlée par deux ratios, $Fr = R/r_a$ et $FL = L/R$, qui caractérisent respectivement la dilatation et l'aspect plus ou moins fusiforme. Ce type de modèle est des plus simples et couramment utilisé. Outre l'aspect géométrique, il permet d'étudier, sans trop de complexité, les aspects matériels et la prise en compte l'écoulement d'un fluide.

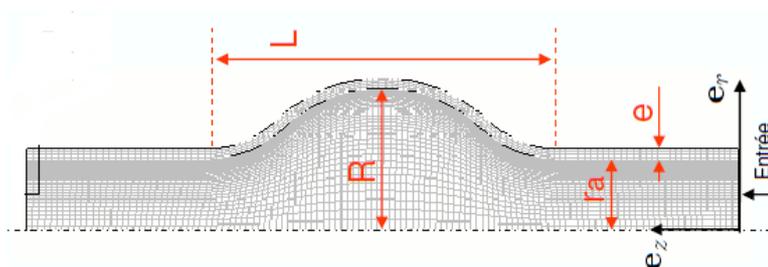


Figure II.19 : Modèle cylindrique [Tou2009].

Dans d'autres études plus récentes, la forme réelle de l'anévrisme a été prise en compte. Par exemple, Scotti et al. ont reconstruit la forme à partir d'images numérisées par tomographie [Sco2007]. Le modèle fusiforme n'est alors plus considéré symétrique, cf. image de gauche figure II.20. De la même manière, un modèle sacculaire a été reconstruit par Wang et al. [Wan2002], cf. image de droite figure II.20, en considérant que l'épaisseur était constante. Ce genre de modèle est évidemment beaucoup plus proche de la réalité. Néanmoins, la reconstruction d'un tel modèle nécessite un travail de numérisation 3D ainsi que de reconstruction important.

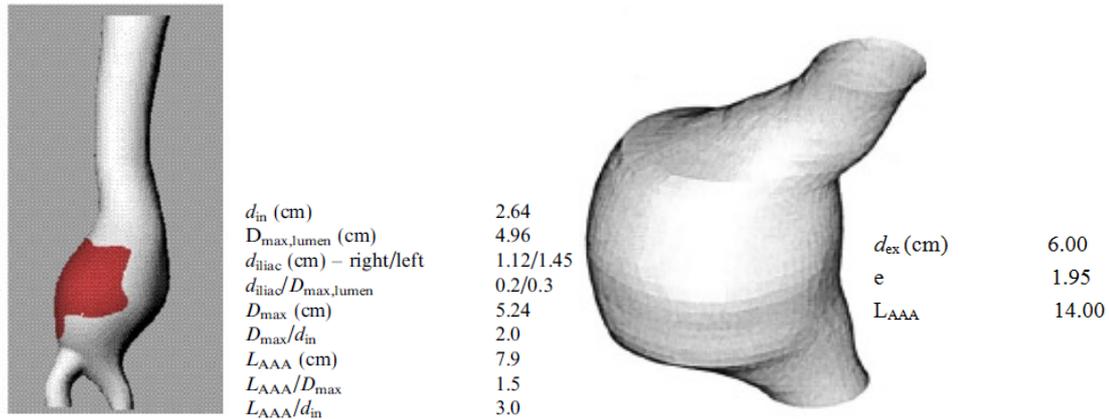


Figure II.20 : Exemple de modèles réels reconstruits par des méthodes d'imagerie médicale (à gauche [Sco2007], à droite [Wan2002]).

4.2. Etudes des effets de la circulation sanguine

4.2.1. Etudes expérimentales

Tout au long du cycle cardiaque, l'écoulement sanguin exerce sur la paroi une force de cisaillement et une pression variable. Pour mesurer le niveau de pression exercé sur la paroi, un capteur de pression est suffisant. Pourtant, pour évaluer l'effet dynamique au sein des AAA, des expériences *in vitro* ont souvent été mises en œuvre sur des modèles d'anévrisme.

Fukushima et al. [Fuk1989] sont les premiers à avoir étudié expérimentalement l'influence de l'écoulement sur la dilatation d'aorte, en reproduisant la forme physiologiquement correcte de l'onde de vitesse. Ils ont montré que le fluide, qui a un mouvement accéléré lors de la systole, reste en contact avec la paroi. A contrario, au début de la diastole, phase de décélération du mouvement, le fluide décolle de la paroi. Néanmoins, ce travail n'a pas été mené sur l'ensemble du cycle cardiaque. Salsac. [Sal2005] a réalisé des mesures d'écoulement par PIV (vélocimétrie par images à particules) dans la configuration suivante : un anévrisme avec un taux de dilatation D/d égal à 1,9 et un rapport L/d égal à 2.9 ; une mesure du champ de vitesse dans un plan axial central de l'anévrisme avec une taille de maille de $0.068d \times 0.068d$ (d diamètre de l'artère saine) pour dix instants du cycle cardiaque. Elle considère que la paroi de l'anévrisme reste élastique. Les résultats sont présentés figure II.21. On y remarque bien les vortex créés par l'anévrisme.

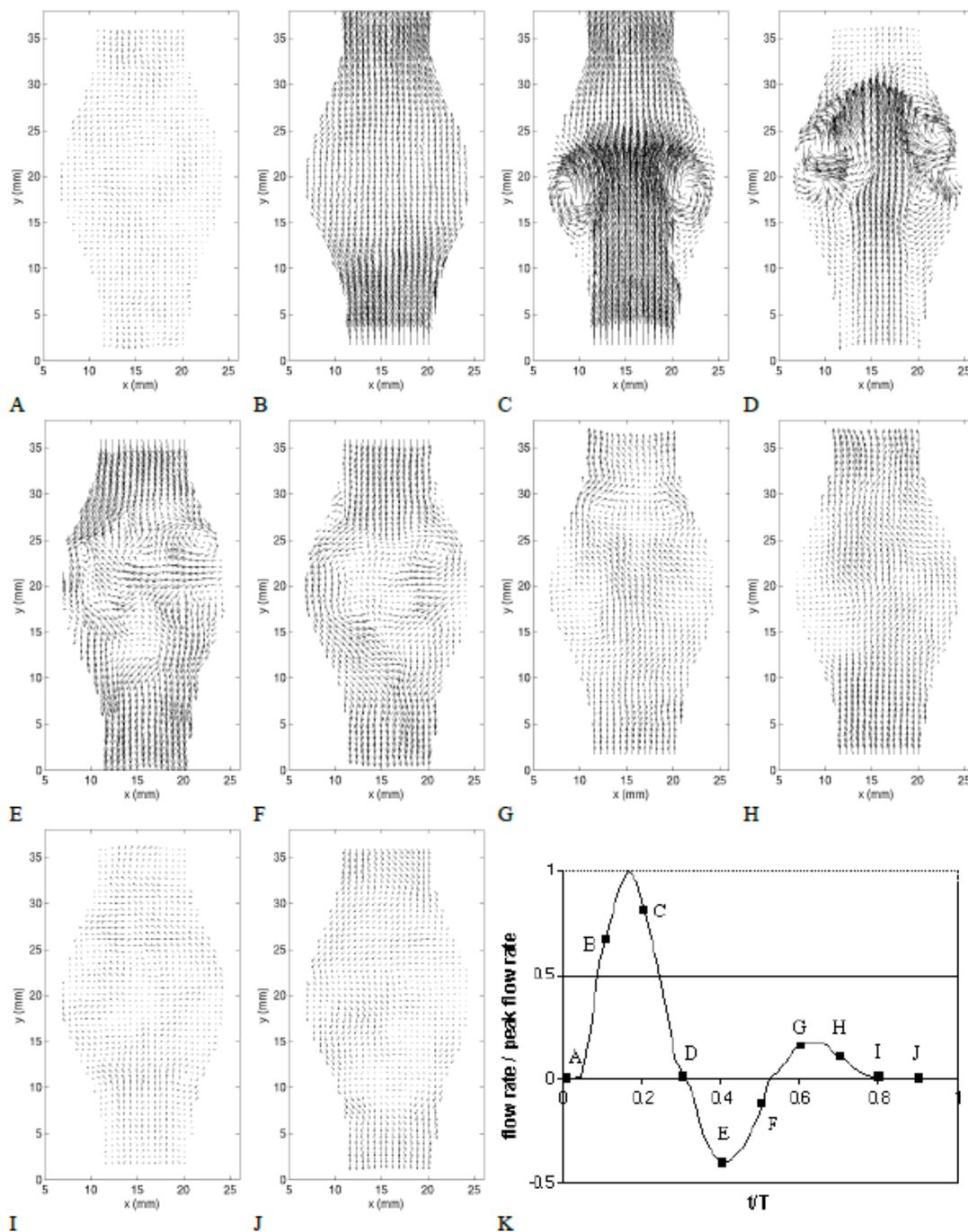


Figure II.21 : Champ de vitesse instantanée mesurée par PIV [Sal2005].

La figure II.22, tirée de l'étude de Salsac et al., représente le comportement d'écoulement par l'OSI pour les moments de B à E pour 4 instants du cycle cardiaque. Ces images montrent que l'écoulement sanguin est fortement modifié en raison de la dilatation de l'aorte. De plus, elles aident à la compréhension de cet écoulement turbulent au cours du cycle cardiaque et explique pourquoi les changements des contraintes de cisaillement pariétales sont directement liées à l'écoulement. De cette étude, elle conclut que :

- lors de la phase systolique, le flux sanguin reste laminaire et parfaitement attaché aux parois bombées, cf. image A figure II.21 ;

- pendant toute la portion d'accélération du cycle cardiaque, cf. image B figure II.21, le tourbillon et les contraintes sont confinés à des couches limites (laminaires) de Stokes très minces et la majeure partie du flux se comporte comme un écoulement potentiel (irrotationnel et non visqueux) ;
- juste après le début de la décélération de débit cf. image C figure II.21, on peut remarquer l'inversion brusque du champ de vitesse à proximité de la paroi, tandis que la majeure partie de l'écoulement se déplace encore vers l'avant. À ce stade, le flux se décolle du goulot proximal. En aval de la séparation des flux, l'écoulement reste laminaire et attaché à la paroi. Le point C montre la turbulence de la couche limite de Stokes dans un grand tourbillon de démarrage. Ce vortex intense est suivi d'une couche de cisaillement, dans lequel certains tourbillons secondaires se forment en raison de l'instabilité de Helmholtz Kelvin. La paroi est ensuite sollicitée par de très faibles valeurs de contraintes de cisaillement, à l'exception d'une petite partie, où un tourbillon se crée. L'anneau de vortex mène à une augmentation locale marquée de la contrainte de cisaillement pariétale. L'anneau de vortex se déplace le long de l'anévrisme jusqu'à ce qu'il tombe sur le goulot distale de l'AAA cf. image D figure II.21. Ceci entraîne une forte augmentation de la contrainte de cisaillement dans la partie convergente de l'AAA. A ce stade, les couches de cisaillement internes cylindriques s'étendent sur toute la longueur de l'AAA et le débit est complètement détaché de la paroi sur toute la longueur AAA. Au point d'impact, la couche de Stokes est de nouveau caractérisée par le tourbillon. Par la suite, comme le flux s'inverse dans la diastole, la couche de cisaillement et l'anneau de tourbillon se décomposent en tourbillons désordonnés avec une intensité décroissante, cf. images E F figure II.21. A la fin du cycle cardiaque, correspondant à la période de repos du cœur, cf. image A figure II.21, la turbulence s'affaiblit en raison d'un enchevêtrement de vortex (énergie cascade) et de la dissipation visqueuse. le flux se détend alors pour tendre vers un état proche de la stagnation.

Salsac. [Sal2005] a de plus comparé la contrainte pariétale de cisaillement entre des modèles symétriques d'anévrisme avec différentes dilatations. Elle a remarqué que le décollement de l'écoulement se produit même pour un modèle de dilatation (D/d) aussi petit que 1,3 et le décollement de l'écoulement se produit autour du point B de systole dans tous les modèles. Par contre, lorsque D/d augmente, le décollement devient plus important et un sillage tourbillonnaire plus large est généré. Enfin, elle a étudié également l'influence de la longueur de l'anévrisme : plus l'anévrisme est long, plus l'apparition de sillage (séparation de flux) a lieu tard. Ceci pourrait expliquer que les anévrismes longs sont moins pathologiques que les anévrismes courts.

Dans les travaux de Deplano [Dep2013] des expériences ont été menées sur des modèles d'AAA asymétriques rigides en verre et déformable en polyuréthane dans les conditions de repos et d'exercice. Les débits instantanés ont été mesurés en amont et en aval de l'AAA avec débitmètres électromagnétiques. Le champ de vitesse a été mesuré par PIV. On constate que pour le modèle rigide, la turbulence apparaît toujours dans la région proximale et y reste. Dans le modèle déformable, pendant la phase d'accélération systolique, une partie de l'énergie cinétique est stockée par l'artère sous forme d'énergie potentielle. Les vortex formés dans ce modèle sont alors plus larges que ceux du modèle rigide. Par ailleurs, pour un sujet en activité physique, les vitesses

d'écoulement sanguin s'avèrent plus élevées que pour un sujet au repos. L'énergie cinétique restituée par la paroi déformable lors de la phase de décélération est elle-même plus élevée. Elle provoque des turbulences plus fortes et génère une augmentation locale de la pression.

En conclusion, nous pouvons remarquer, à partir de ces travaux, que l'écoulement sanguin dans l'aorte :

- est fortement modifié en raison de la présence de turbulences liées l'anévrisme ($Re > 3000$) ; provoquant un changement dans la distribution des contraintes de cisaillement à la paroi ;
- dépend de la géométrie de l'aorte ;
- dépend de l'activité physique du sujet ;
- dépend des propriétés élastiques de la paroi par conséquent de l'interaction fluide/solide.

4.2.2. Etudes numériques avec interaction fluide/solide

Depuis les années 1990, plusieurs travaux ont été réalisés, en dynamique, avec la prise en compte du couplage fluide-solide par la méthode des éléments finis et volumiques (FSI : Fluid Structure Interaction) sur des modèles d'anévrismes simples ou réalistes.

Tayfun et al. [Tay2007, Tay2008] ont effectué des simulations sur la modélisation d'écoulement dans l'artère avec anévrisme où le sang est supposé se comporter comme un fluide newtonien. La densité et la viscosité cinématique ont été fixées à 1000 kg/m^3 et $4,0 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$. La densité du matériau de la paroi artérielle, connue pour être proche de celle du sang, est fixée à 1000 kg/m^3 . En utilisant les modèles hyperélastiques isotropes du type Mooney-Rivlin, cf. Chapitre II §3.3, la pression a pu être calculée. La figure II.22 donne les champs de vitesse issus des simulations du comportement de l'écoulement en fonction du temps. Les vecteurs de vitesse sont colorés par l'amplitude.

Ces images montrent le phénomène de turbulence et son évolution au cours du cycle cardiaque. Cette évolution est due à l'hyperélasticité de paroi dont les déformations subies perturbent les tourbillons. D'autres modèles d'anévrisme ont été également présentés. Ainsi, la simulation permet une réelle optimisation pour déterminer des solutions des problèmes sans faire des expérimentations avec un coût élevé.

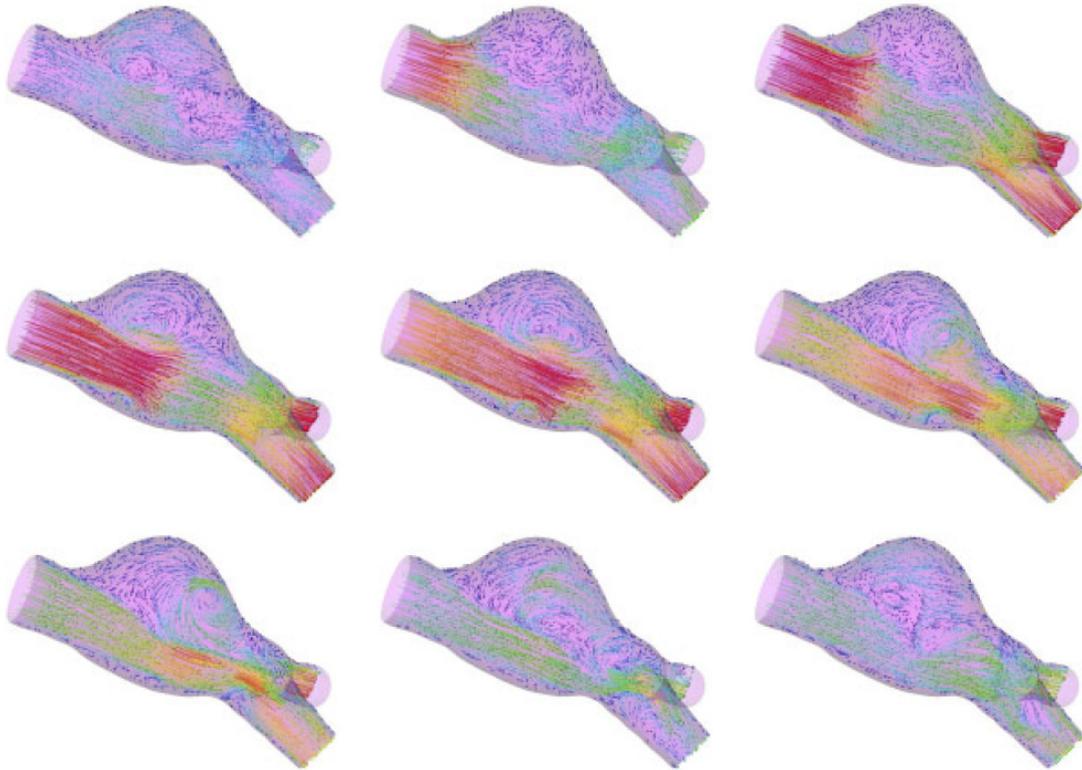


Figure II.22 : Champs d'écoulement à différents instants dans l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale [Tay2008].

4.3. Etat de contrainte et prédiction de la rupture

Au chapitre I § 2.5, nous avons présenté les critères actuellement appliqués pour la prédiction de rupture d'anévrisme. Ces critères s'appuient essentiellement sur des données géométriques et de pression, en particulier la notion de compliance, i.e. l'élasticité de la paroi. Pour l'évaluer, il est donc important d'évaluer les champs de contrainte au sein de la paroi.

Or, la rupture d'un matériau apparaît sous l'action de contrainte soit :

- quand la limite à la rupture du matériau est dépassée ;
- quand il y a présence de défauts dans le matériau considéré (rupture fragile) ;
- par fatigue (cas de chargement cyclique en deçà de la limite élastique du matériau).

Ainsi, il est nécessaire de connaître la relation entre la résistance mécanique de la paroi artérielle (contrainte admissible) et la contrainte maximale subie par l'anévrisme au cours d'un cycle cardiaque.

Pour représenter cette relation, nous pouvons définir un indicateur C_{risque} de sécurité de la manière suivante:

$$C_{risque} = \frac{\sigma_s}{\sigma_a} < 1 \quad (\text{Eq 2.24})$$

avec, σ_s la contrainte maximale subie par l'anévrisme au cours d'un cycle cardiaque, σ_a la contrainte admissible d'anévrisme.

Dans la littérature, Fillinger [Fil02], en supposant l'aorte élastique, confirme que C_{risque} est un critère pertinent pour la prédiction de la rupture de l'anévrisme. Fillinger [Fil03], en supposant cette fois le comportement hyperélastique, conforte le bien-fondé de l'indicateur C_{risque} vis-à-vis de l'indicateur géométrique usuel qu'est le diamètre de l'anévrisme.

Pour déterminer la contrainte admissible d'anévrisme (limite à la rupture), des essais de traction sont menés jusqu'à la rupture. Fillinger [Fil02] a identifié que la contrainte admissible pour un anévrisme de 5.5 cm est de l'ordre de 770 kPa. Et, la contrainte maximale subie par l'anévrisme au cours d'un cycle cardiaque et sa distribution se déterminent souvent par des études expérimentale et numérique.

4.3.1. Etudes expérimentales

De nombreuses études expérimentales (essentiellement in vitro) concernant la biomécanique des anévrismes ont été réalisées au cours des deux dernières décennies. Les mesures de contraintes peuvent être directes ou indirectes, c'est à dire par mesure de déformation ou de déplacement.

Bihari [Bih2013] a réalisé, in vitro, des mesures, par ultrason, des déplacements locaux d'un fantôme présentant un anévrisme (Figure II.23) avec un système échocardiographique. Une pompe à piston générant une pression pulsée est employée. Une pression moyenne est obtenue par un réservoir réglable en hauteur. Les variations de pression dans le circuit vasculaire ont été mesurées avec un capteur de pression.

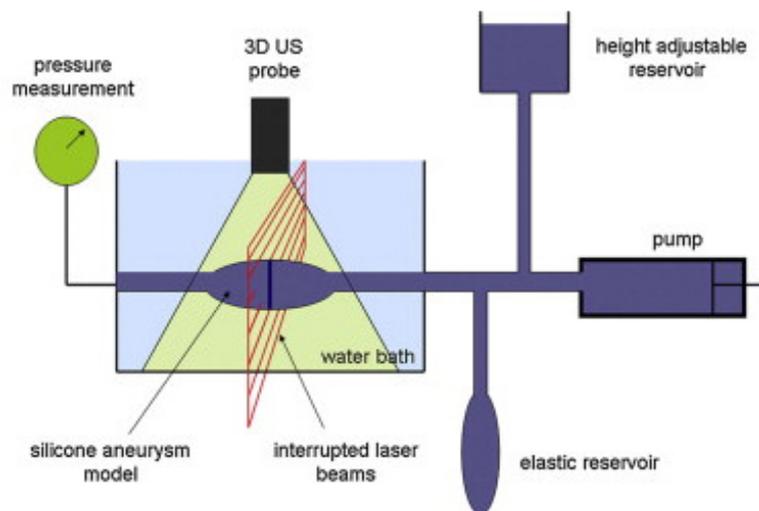


Figure II.23 : Système de mesure des déformations d'anévrisme par ultrasons [Bih2013].

La figure II.24 présente la distribution de la déformation d'anévrisme pour diamètre de 47.1mm et un niveau de pression de 120 mmHg.

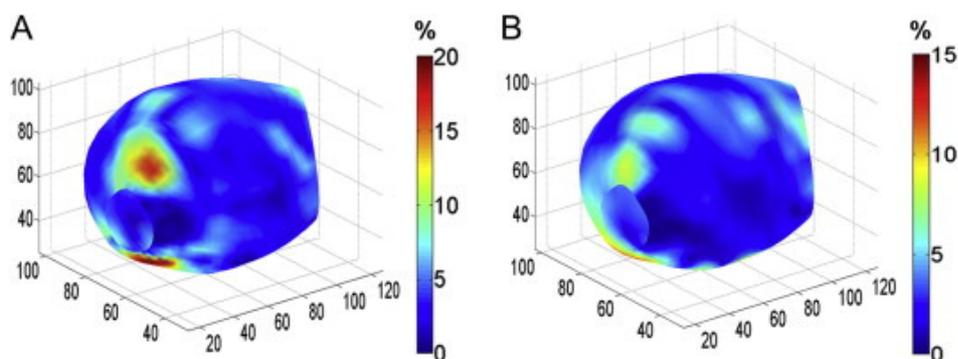


Figure II.24 : Champ de déformation circonférentielle et longitudinale d'un anévrisme [Bih2013].

La déformation maximale est de 20% dans le sens circonférentiel et de 12% dans le sens longitudinal. Elle apparaît dans la zone de raccordement de l'anévrisme et l'aorte saine. Les champs de déformation s'avèrent la hétérogènes.

Doyle et al. [Doy2012] ont utilisé le procédé de photoélasticimétrie pour étudier les champs de contrainte d'un anévrisme. La photoélasticimétrie est une méthode expérimentale permettant de visualiser les contraintes à l'intérieur d'un matériau grâce à sa photoélasticité. C'est une méthode optique se basant sur la biréfringence acquise par certains matériaux soumis à des contraintes. On l'utilise souvent dans les cas où les méthodes mathématiques et informatiques deviennent trop lourdes à mettre en œuvre, par exemple, dans le corps humain. La mesure est appliquée in vivo sur des patients pour déterminer la distribution de la déformation principale au cours de cycle cardiaque.

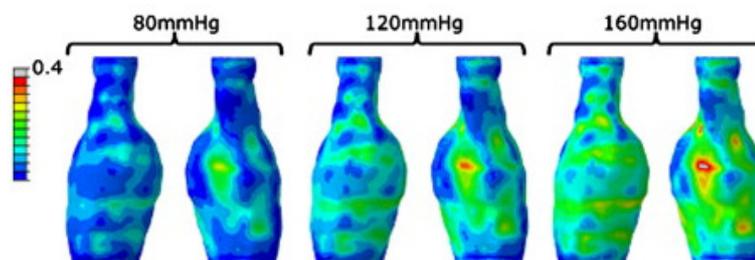


Figure II.25 : Champs de déformation d'un anévrisme obtenu par photoélasticimétrie.

Sur les images de la figure II.25 [Doy2012], on s'aperçoit que la déformation maximale apparaît rarement dans les zones de diamètre maximal. En phase diastolique, il n'y a pas déformation significative contrairement à la phase systolique. Les auteurs ont mis en évidence aussi que l'hypertension peut augmenter le risque de la rupture.

Après avoir reconstruit un modèle 3D asymétrique d'anévrisme avec un diamètre de 5.5 cm et une épaisseur constante de 2 mm à l'aide de tomodensitométrie, Doyle et al. ont mis en œuvre des simulations numériques en faisant varier les propriétés matérielles et le niveau de pression. Les résultats montrent un bon accord qualitatif et quantitatif avec les mesures. Pour des géométries différentes, Doyle et al. ont noté des champs de contraintes différents.

4.3.2. Modélisation et simulation numérique

La méthode des éléments finis (MEF) est très efficace et directe pour déterminer la contrainte. Dans le cas qui nous intéresse, deux genres de modélisation peuvent être trouvés dans la littérature. L'un considère uniquement l'effet de solide et l'autre prend en compte le couplage fluide-solide FSI (Fluid Solid Interaction). Dans le premier genre, le fluide est considéré uniforme et non visqueux. Ainsi, la sollicitation exercée par le fluide considéré est de la pression. Les autres effets, notamment les cisaillements visqueux dus au fluide, sont négligés. Le deuxième genre prend en compte l'effet du fluide. Il est plus complet et proche de la réalité mais beaucoup plus complexe à mettre en œuvre.

En résumé, le tableau II.4 récapitule quelques modélisations et résultats des simulations numériques, uniquement dans une approche solide.

AAA	Géométrie			Modèles de matériau	Chargement (mmHg)	Résultat (kPa)
	Forme	Diamètre (cm)	Épaisseur (cm)			
Raghavan et Vorp (2000)	S	6	1.5	HIS modèle de Yeoh	120	270(V.M)
P. Di Achille(2011)	Fs	4	1.8	HAS le modèle de Holzapfel	120	883(M.P)
P. Di Achille(2011)	Fa	4	1.8	HAS le modèle de Holzapfel	120	1135(M .P)
M. Truijers(2007)	Fa	5.1	variable	non mentionné	140	397(M .P)
M. Truijers(2007)	S	5.3	variable	non mentionné	160	476(M .P)
J F. Rodriguez(2007)	Fa	6.5	2	HIS modèle de Rivlin	120	550(M .P)
J F. Rodriguez(2007)	Fa	6.5	2	HAS le modèle de Holzapfel	120	750(M .P)
C. Reeps(2009)	Fa avec ILM	5.4	2	Elastique E	120	460(V.M)
C. Reeps(2009)	Fa sans ILM	8.7	2	HIS modèle de Yeoh	120	350(V.M)

avec, S- sacculiforme Fs- fusiforme symétrique Fa- fusiforme asymétrique HIS- hyperélastique isotrope HAS- hyperélastique anisotrope V.M- contrainte Von Mise M.P contrainte principale maximale

Tableau II.4 : Synthèse de résultats de différentes simulations par approche solide.

Ces résultats permettent d'avoir une référence pour notre étude. Selon la modélisation numérique considérée la contrainte maximale de la paroi varie de 270 kPa jusqu'à 1135 kPa en fonction de différentes modélisations. Par contre elle est toujours localisée au niveau des points d'inflexion de la paroi du raccordement de l'anévrisme à l'aorte, quel que soit le modèle d'AAA utilisé. Suite à des mesures cliniques, Raghavan [Rag2000] montre que le volume d'AAA, plutôt que son diamètre, est un meilleur indicateur prévisionnel de la rupture. Di Achille note que les contraintes résiduelles ont une incidence sur la distribution des contraintes [Ach2011]. Truijers [Tru2006] remarque également que l'hypertension joue un rôle important sur le niveau de contraintes. Dans l'étude de Rodriguez [Rod2007], plusieurs paramètres dimensionnels et géométriques sont considérés. Il conclut que les anévrismes courts sont plus critiques lorsqu'ils présentent des asymétries. Pour Reeps [Ree2007], dont les modèles ont été construits à l'aide de la tomographie, l'existence d'un thrombus réduit de 20% à 40% la contrainte maximale.

En ce qui concerne l'approche FSI, prenant en compte l'effet dynamique du fluide et l'interaction entre le fluide et le solide, de nombreux travaux peuvent être trouvés dans la littérature. Généralement, les fluides considérés adoptent les caractéristiques suivantes : une viscosité autour de 4×10^{-3} Pa.s et une densité 1050 kg/m^3 . L'écoulement sanguin est considéré comme newtonien, incompressible. Il est régi selon le cycle cardiaque avec une période de simulation supérieure au cycle (entre 0,5 et 1 seconde).

Valencia et al. [Val2006] ont réalisé des simulations pour étudier la distribution spatio-temporelle de la contrainte pour 7 cas en faisant varier les épaisseurs et les propriétés de la paroi. Malheureusement, les résultats sur la distribution spatiale ne sont pas très clairs. Nous présentons ici uniquement les résultats concernant la distribution temporelle dans la figure II.26 pour le point où les contraintes sont les plus élevées.

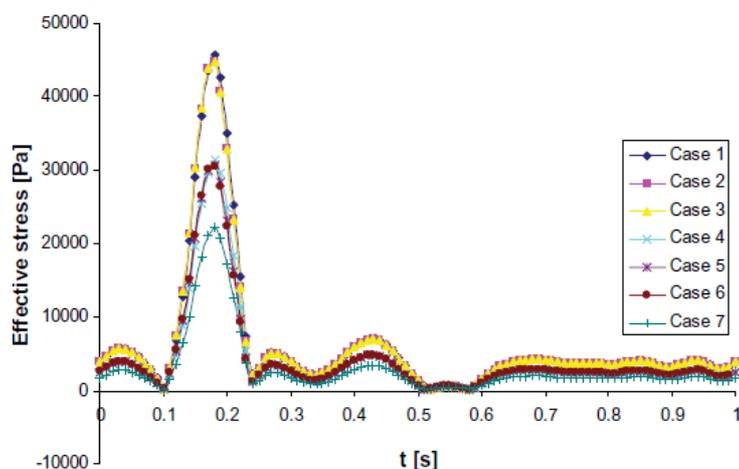


Figure II.26 : Distribution temporelle de la contrainte au cours d'un cycle cardiaque [Val2006].

Il est notable que la contrainte de la paroi varie en suivant parfaitement le cycle de cardiaque. Le pic de la contrainte a lieu peu de temps après le pic systolique quand la pression interne atteint un niveau le plus élevé. En comparant les 7 cas, on constate que plus la paroi n'est souple, plus ce phénomène n'est mis en évidence.

Feng Gao et al. [Gao2013] ont réalisé des simulations sur un modèle axisymétrique avec un diamètre d'anévrisme de 42 mm et une épaisseur de 2 mm. La paroi est considérée comme élastique et est constituée des trois couches, l'intima, le média et l'adventice, dont les valeurs du module d'Young sont respectivement 1.6, 4.8 et 3.2 MPa et de coefficient de poisson égal à 0.45. La distribution spatiale de la contrainte de Von Mises pour l'anévrisme est représentée figure II.29 à gauche. Feng Gao et al. notent que la contrainte maximale est de 300 kPa. Elle se situe au niveau des points d'inflexion de la face interne de l'anévrisme.

D'autres travaux similaires peuvent également être cités cf. tableau II.5. De ces travaux, nous retiendrons que la valeur de la contrainte maximale varie entre 250 à 700 kPa selon la géométrie et les propriétés matérielles de l'AAA.

AAA	Géométrie			modèles de matériau	chargement (mmHg)	caractéristiques d'écoulement			T(S)	Résultat (kPa)
	Forme	D(cm)	e(mm)			μ (Pa.S)	Re	V (L/min)		
Wolters et al. (2005)	Fa	N	2	Elastique E	80-120	varié	1000	2.5	1	160(M.P)
Rissland et al. (2009)	S	N	2	HIS modèle de Yeoh	80-120	0.0035	1774	N	1	395(V.M)
Rissland et al. (2009)	S	N	2	HAS le modèle de Holzapfel	80-120	0.0035	1774	N	1	414(V.M)
Rissland et al. (2009)	S avec ILM	N	N	Elastique E	80-120	0.0035	1774	N	1	676(V.M)
Scotti et al. (2005)	S	6.0	1.5	Elastique E	80-120	0.00385	410	1.2	0.8	238(V.M)
Li et al.(2008)	Fa avec ILT	60	N	Elastique E	50-120	varié	1950	2	0.8	500(V.M)

S- sacculiforme ; Fs- fusiforme symétrique ; Fa- fusiforme asymétrique ; D- diamètre maximale ; e-épaisseur HIS- hyperélastique isotrope ; HAS- hyperélastique anisotrope ; μ -viscosité ; Re nombre de Reynolds ; V débit moyenne ; T la durée d'un cycle V.M- contrainte Von Mise M.P contrainte principale maximale

Tableau II.5 : Synthèse de résultats de différentes simulations selon l'approche FSI.

L'image de droite de la figure II.27 est la représentation du champ de contraintes pour un modèle géométrique similaire avec prise en compte de l'interaction fluide/solide. La distribution des contraintes est comparable au cas solide.

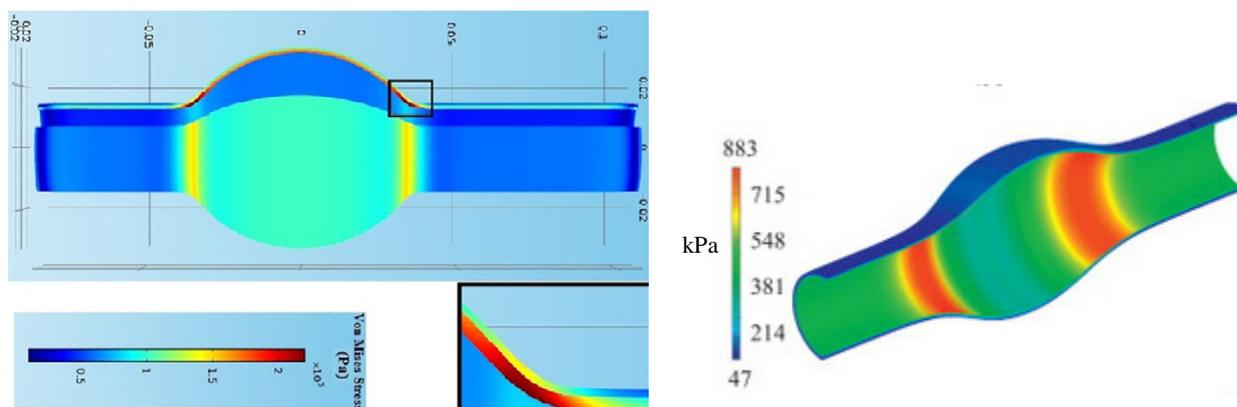


Figure II.27 : Distribution de contraintes pour des modèles respectivement solide, [Gao2013] à gauche, et avec interaction fluide/solide, [Ach2011] à droite.

Ces résultats sont en accord avec ceux d'Ene [Ene2011]. En outre, Ene a comparé les deux approches (solide et fluide solide). Elle note des grandeurs supérieures de l'ordre de 5% en déformation et en contrainte de Von Mises pour le modèle FSI. De même, Ene a comparé les résultats issus uniquement de CFD (simulation numérique de l'écoulement des fluides) avec ceux issus du modèle FSI (simulation interaction solide-fluide). L'écart est de 35% au niveau de la contrainte de cisaillement à la paroi.

De cette comparaison des approches solides et fluides/solides, nous retenons les éléments importants suivants :

- les modèles FSI sont plus complets : l'approche solide ne prend pas en compte l'écoulement du fluide et donc n'intègre pas la notion de contrainte de cisaillement. Toutefois, ces modèles restent aujourd'hui complexe à mettre en œuvre, au contraire de l'approche solide;

- il y a toujours des différences entre l'expérimentation et la modélisation numérique [Tay2009]. Ceci est dû au fait que les analyses numériques font beaucoup de simplification par rapport à la réalité. En particulier, on utilise des conditions aux limites simples telles que des profils de vitesse aux entrées, sorties libres en efforts, et la non prise en compte de soutien péri-vasculaire.

5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté de nombreuses études expérimentales et numériques concernant la biomécanique des anévrismes réalisées au cours des deux dernières décennies. A travers ces études, nous réalisons, qu'afin de proposer de nouveaux critères décisionnels d'intervention chirurgicale des anévrismes, il est nécessaire de prendre en compte de nombreux facteurs tels que la géométrie, les conditions hémodynamiques, le comportement du sang, le comportement mécanique de la paroi anévrismale et du thrombus, l'interaction entre le sang et la paroi... De ces études bibliographiques, nous retenons les éléments suivants :

- l'épaisseur de la paroi, au niveau de l'anévrisme, est plus mince que celle de l'aorte saine et de l'ordre de 2 mm ;
- la modélisation de la géométrie de l'anévrisme est souvent cylindrique mais pour s'approcher de la réalité la forme anévrismale est reconstruite par des méthodes d'imagerie médicale ;
- le comportement du tissu anévrismal est non-linéaire, anisotrope et les déformations maximales (à la rupture) sont de l'ordre de 50% ;
- la plupart de chercheurs représentent le comportement de la paroi anévrismale sous un formalisme hyperélastique à priori satisfaisant, le modèle de Yéoh pouvant être retenu dans un premier temps ;
- la contrainte maximale subie par l'anévrisme au cours d'un cycle cardiaque peut être une référence pour la prédiction de la rupture ;
- les tests expérimentaux montrent l'existence d'un régime turbulent du fluide dans l'anévrisme, influençant de manière significative la contrainte de cisaillement de la paroi ;
- les résultats montrent qu'il y a peu de différences significatives au niveau de la distribution spatiale des contraintes entre l'approche FSI et l'approche solide ; les résultats obtenus par les modèles FSI sont plus complets mais l'approche solide est plus facile à mettre en œuvre ;

Ces éléments seront retenus par la suite lors des modélisations expérimentale et numérique.

Chapitre III : Ingénierie d'un banc d'essai en vue de l'inter-comparaison de mesures effectuées par IRM, par stéréovision et par PIV

1. Introduction

Comme évoqué au chapitre I § 2.5, l'étude du champ déformation ou contrainte de l'aorte est une manière d'estimer la compliance de l'artère dans le cas de pathologies de type anévrisme. Pourtant, la contrainte est liée toujours à la déformation qui peut être mesurée par de nombreux de moyens. Donc, la problématique se transforme en la mesure de champs de déformation.

Aujourd'hui, pour établir un diagnostic médical, les médecins utilisent principalement la technique d'IRM. Satisfaisante d'un point de vue de l'analyse et du traitement d'images in vivo, il n'en reste pas moins que cette technique ne peut actuellement directement mesurer les champs de déformation du corps étudié. La compliance de l'aorte est alors estimée à partir de mesures du diamètre de l'artère et de son évolution au cours du temps. A contrario, l'analyse d'images par stéréovision permet la définition des champs de déformation par la technique de corrélation d'images in vitro.

De plus, comme nous l'avons évoqué dans l'étude bibliographique au chapitre II §.4.2, les études expérimentales sur la circulation hémodynamique sont en fait nécessaires afin de mieux appréhender le comportement d'un anévrisme pendant un cycle cardiaque. La mesure par l'IRM nous permet d'étudier l'évolution du flux sanguin en mode d'acquisition de Flux 2D ou, depuis peu, en Flux 4D. Afin de valider son efficacité de mesure, en respectant la démarche métrologique, des mesures sont effectuées grâce à un dispositif de PIV (Vélocimétrie par Images de Particules) et à la machine IRM (Flux 2D et Flux 4D). Le dispositif de PIV utilisé se trouve au sein de l'entreprise Danielson qui le partage avec le laboratoire DRIVE de l'Institut Supérieur de l'Automobile et des Transports situé à Nevers.

La partie expérimentale, développée dans ce chapitre, a pour objectif l'étude des champs de déformation d'un anévrisme et l'évolution du flux en condition hémodynamique avec la mise en œuvre d'un banc d'essai représentatif du système cardiovasculaire et de l'AAA auquel les systèmes de mesure par stéréovision et par PIV sont adjoints.

Dans ce chapitre, nous présentons, dans un premier temps, les éléments du cahier des charges ayant conduit à l'élaboration du banc d'expérimentation. Dans un second temps, la technique de mesures des déformations par stéréovision ainsi que l'IRM sont abordés. Un ensemble de résultats expérimentaux, issus du banc de mesure par stéréovision et IRM, sont comparés sur des fantômes cylindriques en silicone dans une démarche de validation métrologique du protocole d'essais développé. Au final, pour mettre au point le fonctionnement et le réglage des dispositifs PIV et IRM sur l'étude du flux, des mesures sont effectuées sur un fantôme cylindrique en verre.

2. Développement d'un dispositif de simulation du système cardiovasculaire in vitro

La fonction principale de ce banc d'essai in vitro est de reproduire les conditions physiologiques du flux sanguin traversant un modèle d'AAA dans des conditions hémodynamiques les plus réalistes possible: un flux « sanguin » en circuit fermé, pulsatile et périodique avec des niveaux de pression compris entre 80 mmHg et 120 mmHg. La fonction secondaire de ce banc d'essai étant la mesure de champs de déformation sur fantôme d'AAA, le banc d'expérimentation a été conçu pour l'acquisition d'images soit par stéréovision ou PIV, dans un environnement de laboratoire, soit par IRM, dans un environnement hospitalier. Ainsi, pour la conception du banc, nous avons dû respecter des contraintes liées à la dynamique du flux sanguin à reproduire et aux conditions environnementales. Ces contraintes sont explicitées ci-dessous.

La reproduction de la circulation sanguine a conduit à l'élaboration d'un banc aux composants correspondants au mieux au cœur (choix d'une pompe) et aux vaisseaux (création d'un réseau de tuyaux adéquat). Il s'agit de la partie opérative à laquelle est associée une partie instrumentation visant au contrôle du débit, de la pression pour que le système reproduise au mieux la réalité.

La condition d'utilisation en la salle d'IRM demande à ne pas avoir d'élément métallique sur le banc car le dispositif est introduit dans l'IRM et en présence de métal magnétique les mesures sont perturbées; de plus, le banc et le réseau de tuyaux ont été dimensionnés selon l'environnement de la salle. Enfin, comme l'IRM se situe au CHU de Dijon, il doit être facilement montable, démontable et transportable.

Dans la littérature, de nombreux travaux de simulation du système cardiovasculaire in vitro ont déjà été effectués, ils concernent les anévrismes [Maz2006] [Dep2007] [Bih2013] [Doy2012] ou encore les valves aortiques [Ann2014]. En les consultant et en considérant le besoin et les contraintes de mesure, nous avons conçu notre propre banc d'instrumentation selon le synoptique de la figure III.1.

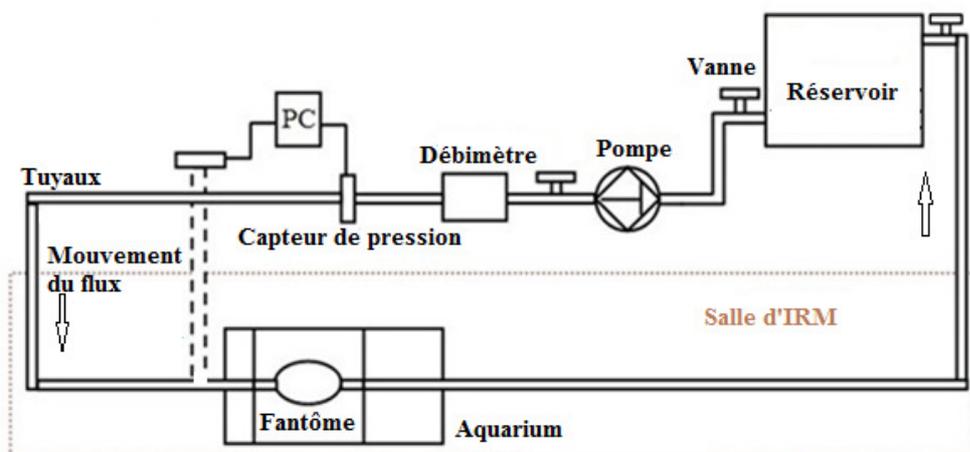


Figure III.1 : Configuration du banc expérimental.

Le banc reconstituant le système cardiovasculaire fermé est composé d'une partie commande et d'une partie opérative. La partie commande est relative au pilotage et à la régulation des conditions de flux. La partie opérative représente la structure même banc : le cœur et son réseau artériel.

Ainsi, une pompe à piston reproduit l'action du cœur, muscle cardiaque assurant la propulsion du flux sanguin. Le circuit sanguin est constitué de tuyaux afin d'assurer l'écoulement du fluide de façon similaire à l'artère humaine. Une partie instrumentation a été développée afin d'assurer le réglage du banc et de respecter les conditions physiologiques en termes de débit, fréquence et pression. Notamment, des vannes de régulation et des capteurs de pression ont été disposés en aval de la pompe et du réservoir. Ces derniers seront éloignés de la zone d'étude (le fantôme d'AAA) lors des mesurages effectués à l'hôpital en raison des propriétés magnétiques de certains de leurs composants, incompatibles avec la mesure par IRM. Le déploiement du banc d'essais en salle d'IRM nécessite ainsi des tuyaux de longueurs conséquentes (plusieurs mètres).

La fixation des fantômes d'AAA est assurée par des raccords montés sur un aquarium. Cet aquarium permet l'immersion des fantômes dans un liquide de contraste en vue de la mesure en IRM. Comme dans bon nombre de circuits hydrauliques, un réservoir à l'air libre est installé en partie haute du banc. Il assure la pré-charge du banc d'essais en vue du fonctionnement de la pompe.

Enfin, la réalisation du banc a nécessité des développements mécaniques et électroniques. Nous présentons les éléments en détail dans les paragraphes suivants.

2.1. Constituants : La pompe, les tuyaux et le liquide

La pompe, représentant le cœur, est le moteur du système. Elle doit en reproduire au mieux le fonctionnement. Dans la littérature, de nombreuses pompes sont employées telles que les pompes péristaltiques (pompes constituées de rouleaux ou de galets entraînés en rotation et appuyant sur un tube déformable) [Ene2011] [Bih2013] ou des pompes à membrane [Doy2012].

Notre choix s'est porté sur une pompe doseuse à piston réglable de modèle Bran+Luebbe, gamme procam de type DS850/72. L'avantage de cette pompe est une large gamme de pression en lien avec le débit. Débit et niveau de pression sont réglables en modifiant la course du piston et en jouant sur l'ouverture des vannes de charge et de décharge disposées sur le circuit hydraulique. Un exemple de profil de pression de la pompe est donné figure III.2. La forme et l'amplitude du profil sont réglables ; seule la fréquence reste fixe et est de 1,28 Hz.

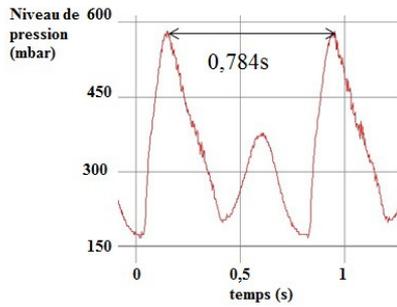


Figure III.2 : Exemple de profil de pression produit par la pompe.

A contrario du cœur humain, la pompe considérée s'avère imposante et lourde (poids de 40 Kg). Afin de faciliter sa maintenance et son transport du laboratoire, Le2i à Auxerre au CHU de Dijon, la pompe est montée sur un chariot mobile, figure III.3.



Figure III.3 : Transport de la pompe.

Les tuyaux, représentant les vaisseaux qui conduisent le fluide vers tous les organes du corps, doivent assurer l'écoulement dans le système. Nous avons choisi des tuyaux et des raccords d'arrosage pour les avantages suivants :

- ils n'ont pas d'élément métallique et, par conséquent, n'influenceront pas la mesure par IRM ;
- ils sont faciles à installer et à désinstaller ;
- leurs faibles coûts et unité d'achat (au CHU de Dijon, en salle d'IRM, 12 mètres de tuyaux sont déployés).

Quant au fluide utilisé pour représenter le sang, nous utilisons de l'eau. Un liquide de perfusion constitué d'un mélange glycérol/eau à la viscosité similaire à celle du sang aurait pu être employé mais un contrôle précis ainsi qu'une régulation de sa température aurait été nécessaire et une phase importante de dégraissage aurait alourdi la manipulation. Notre étude portant sur l'inter-comparaison des moyens de mesure et non sur l'aspect physiologique des pathologies d'AAA, l'utilisation de l'eau rend les manipulations plus simples.

2.2. Dipositif de mise en place des fantômes ou aquarium

En fonction des besoins d'expérimentation, un aquarium en plexiglas, de dimensions 120×60×30 cm³ et réglable en volume, permet le raccordement de différents fantômes d'AAA au circuit artériel et leur immersion dans une solution aqueuse contenant un produit de contraste à base de gadolinium. Non nécessaire pour la mesure par stéréovision, cet agent de contraste assure une meilleure définition des contours du fantôme acquis par l'IRM avec peu d'artefacts. La figure III.4 est une photographie de l'aquarium avec, à gauche un fantôme d'AAA de forme cylindrique raccordé aux tuyaux en PVC et très peu élastiques. On peut noter l'existence d'une paroi mobile en plexiglas permettant une vue sur les côtés. Les parois intermédiaires sont ajustables aux dimensions des fantômes.

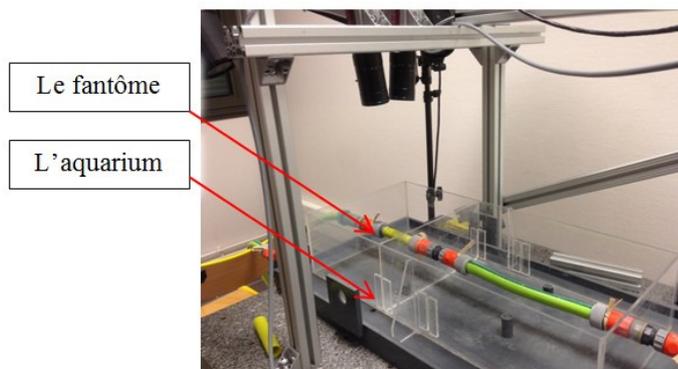


Figure III.4 : Aquarium de banc d'essai.

2.3. Contrôle des paramètres physiologiques

En vue de la maîtrise du banc d'essai, un certain nombre de paramètres physiologiques (profil de pression, variation instantanée de débit) ont été pris en compte pour contrôler les conditions d'écoulement de ce circuit fermé. Dans un souci d'ordre métrologique, les mesures de ces paramètres effectuées dans des conditions de répétabilité ou de reproductibilité ont été menées avec des capteurs bien choisis c'est-à-dire adaptés à leur environnement et leur usage.

2.3.1. Capteur de pression

L'exactitude des informations de pression dépend entièrement du choix des capteurs utilisés. Le capteur retenu pour nos mesures est le transducteur de pression PR21SR/80444.3-1 du fabricant Keller (Figure III.5).

Ce capteur est une jauge de contraintes piezo-résistive bien adaptée à notre application en termes de gamme de mesure (de 0 à 1 bar), de précision avec une erreur maximale tolérée de 1%, de fréquence d'échantillonnage (50 Hz) permettant un suivi en temps réel des variations de pression.



Figure III.5 : Capteur de pression PR21SR/80444.3-1, fabricant Keller.

Par ailleurs, de par sa conception et ses matériaux, isolation de la partie mesure en silicium micro usiné et boîtier en acier inoxydable fermé par une membrane métallique ondulée très souple, ce capteur peut entrer en contact avec du sang.

Comme c'est une jauge piezorésistive, un circuit électronique permet de disposer des signaux de sortie en tension, de gamme 0-5 V, lorsqu'elle est soumise à des contraintes mécaniques. Ce boîtier électronique, relié à un oscilloscope, permet la lecture du signal de sortie. Son enregistrement est assuré par le logiciel SP107E® pour oscilloscope HAMEG permettant de lire les données d'acquisition et de contrôler l'oscilloscope par ordinateur. Disposant de deux voies, l'oscilloscope permet l'affichage de deux profils de pression en même temps. Ceci permet de mesurer instantanément la pression à deux endroits différents à savoir à l'entrée du fantôme et la sortie de la pompe. La figure III.6 montre un exemple de la lecture de profil de pression.

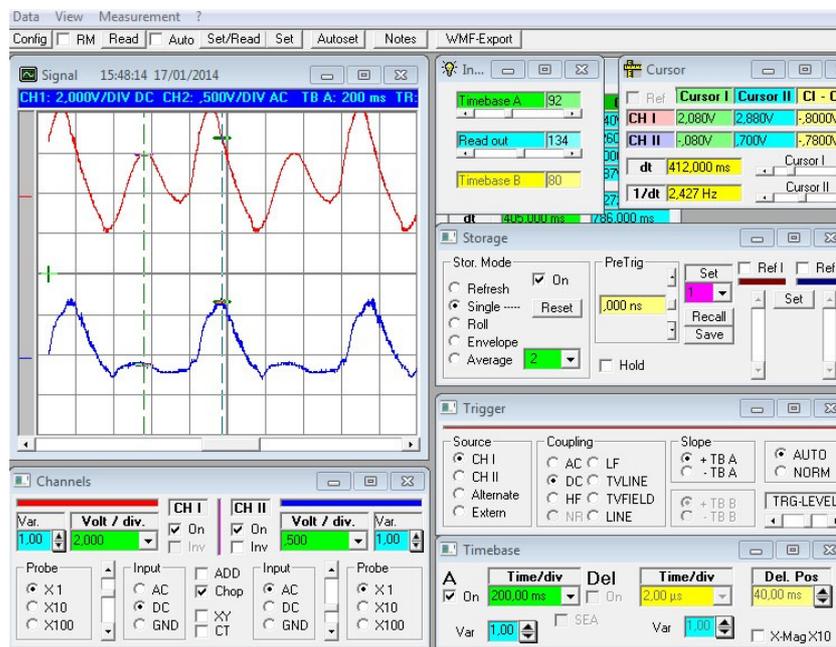


Figure III.6 : Traitement du signal de pression par le logiciel SP107E®.

2.3.2. Débitmètre

En ce qui concerne le modèle de débitmètre, nous avons retenu le capteur Flowmax 22i, MIB GmbH, (Figure III.7) qui mesure l'écoulement liquide en calculant le taux de débit dans le liquide. Etant basé sur une

technologie par ultrasons, il permet des mesures sans contact sur des liquides conductibles et non conductibles. Il est conçu pour des mesures en continu de volume avec l'acquisition de 250 mesures par seconde et répond à notre besoin avec des essais en dynamique.



Figure III.7 : Débitmètre.

Le résultat de mesure est fourni au-dessus d'un résultat d'impulsion extensible. La programmation et la visualisation de la sortie analogique est faite par l'intermédiaire d'une interface RS485. Il est possible de partager toute l'information mesurée avec des systèmes sur l'ordinateur.

2.4. Validation des caractéristiques du banc

Le banc d'expérimentation mis en œuvre se doit être le plus proche de la réalité en étant représentatif du système cardiovasculaire humain dans le respect du cycle cardiaque avec prise en compte des phases diastolique et systolique.

Par ailleurs, nous devons assurer la régulation de ce banc d'expérimentation en termes de :

- contrôle des pertes de charge du système hydraulique ;
- acquisition des données des paramètres physiologiques (pression, débit et fréquence).

Ainsi, afin d'assurer l'aptitude à l'emploi de ce banc d'essais, une série de tests de performance a été menée sur les grandeurs d'influence au processus de mesure. Cette série de tests s'est faite en deux étapes. La première a concerné le contrôle du profil de pression, la seconde, l'estimation de la perte de charge.

2.4.1. Validation du profil de pression

La maîtrise de profil de pression est obtenue à travers le réglage du débit et l'étalonnage de vannes de régulation du circuit hydraulique. Plusieurs essais ont été nécessaires pour obtenir un profil de pression stable et conservable dans le temps, cf. figure III.8. Ils ont été obtenus par réglage de la course du piston de la pompe et l'identification de l'ouverture des vannes.

La figure III.8 présente un profil de pression comparable à un relevé sur un sujet humain avec une adéquation du temps de cycle, proche de 0.8s, pour une pression variant entre 60 et 140 mmHg.

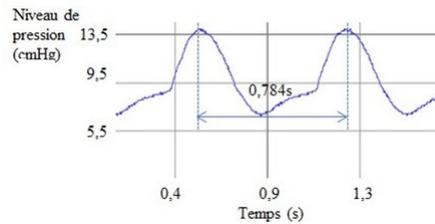


Figure III.8 : Profil de pression expérimental.

Par contre, la pression diastolique est difficilement contrôlable sans chambre de compliance et naturellement le système induit une pression spécifique beaucoup plus faible voire quasi nulle. La chambre de compliance n'avait pas été prévue initialement et, plutôt que modifier le banc, nous avons estimé que le non-respect de la pression diastolique n'était pas préjudiciable à la démarche d'inter-comparaison. L'essentiel est donc que la forme générale de profil de pression soit conservée même en faisant varier de façon importante certains paramètres de réglages du banc. Ainsi nous pouvons conclure à la capacité du banc d'essais en termes de contrôle de la pression selon un modèle aortique.

2.4.2. Conditions de mesure

Avec le banc proposé, il est possible d'effectuer des mesures avec un fantôme immergé dans un aquarium. Ce protocole de mesure est nécessaire en salle d'IRM pour l'acquisition d'images. En effet, le fantôme est plongé dans un liquide de contraste favorable à la qualité des images. Dans le cas de la mesure par stéréovision, le fantôme est hors d'eau pour éviter le phénomène de réfraction toujours dans un souci d'acquisition d'images de qualité.

Dans le tableau III.1, des résultats de mesure de pression sont donnés pour différents niveaux d'immersion du fantôme. Les relevés de pression ont été acquis à l'entrée du fantôme.

Niveau d'immersion (cm)	1	2	3.5	hors de l'eau
Niveau de pression (mbar)	176	181	188	172
Ecart relatif (mbar) à la mesure hors d'eau	4	9	16	0

Tableau III.1 : Etude de l'influence de la profondeur d'immersion du fantôme.

Représentés graphiquement figure III.9, ces résultats montrent une croissance linéaire de la pression interne au fantôme en fonction de la profondeur d'immersion, distance entre le niveau d'eau et la partie supérieure immergée du fantôme.

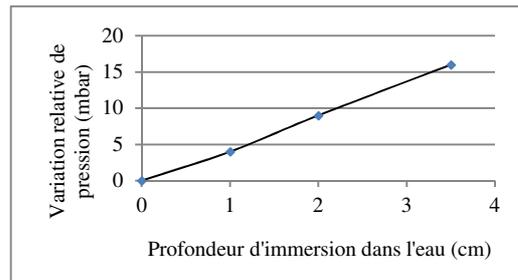


Figure III.9 : Variation relative de pression vs profondeur d'immersion du fantôme dans l'eau.

Cet accroissement est attribué essentiellement à la viscosité de l'eau. Pour la suite, il est donc important de bien maîtriser les conditions de pression et d'en mesurer l'impact sur les mesures afin de procéder à une inter-comparaison objective. Pour ce, il est nécessaire de prendre en compte cet "étalonnage/ajustage" pour définir les conditions de mesure adéquates.

2.5. Synthèse

Dans ce paragraphe, la maîtrise de notre banc expérimental modélisant le système cardiovasculaire humain est abordée. Les caractéristiques du banc ont été testées pour différentes configurations de mesure. Le profil de pression produit par ce système est proche de la réalité.

Effectués dans différentes conditions de répétabilité et reproductibilité, les essais ont conduit à des relevés de mesures montrant la fiabilité du système mis en œuvre. Cette étape de validation de banc d'essais montre que le système développé est bien adapté à la mesure envisagée, que ce soit en laboratoire ou en salle d'IRM, ainsi que dans le respect de conditions métrologiques.

3. Mesures de déformation

En vue de la mesure de champs de déformation sur AAA, le banc d'essais développé dispose d'un système d'acquisition d'images par stéréovision. Dans une démarche d'inter-comparaison métrologique, les résultats obtenus par ce dispositif de mesure pourront être comparés à ceux obtenus par le traitement d'images acquises en IRM.

Dans ce paragraphe, après avoir rappelé le principe de la stéréovision, nous décrivons la technique de la corrélation d'images qui permet de remonter à l'information locale en déformation. Ce sera aussi l'occasion de décrire tout le protocole de validation de la mesure mis en œuvre pour la maîtrise de cette technique dans les conditions d'emploi envisagé. Ensuite, nous présentons la séquence de mesure anatomique par l'IRM et la configuration des paramètres de mesure.

Des résultats obtenus sur un fantôme cylindrique d'AAA sont présentés et comparés aux résultats obtenus à partir d'essais menés en IRM dans la dernière partie.

3.1. Mesure de déformation par stéréovision

3.1.1. Stéréovision : généralités

La stéréovision est une méthode déjà ancienne de reconstruction 3D d'objets suffisamment texturés observés par un capteur photographique numérique sous différents angles de vue. Les images d'un objet sont acquises par des systèmes adaptés comme les appareils photos ou les caméras numériques puis sont analysées pour obtenir une mesure de forme 3D. Il est nécessaire d'avoir au moins deux images pour la reconstruction en 3D et la résolution des problèmes associés. Une image n'est qu'une représentation bidimensionnelle de cet espace. Il y a donc perte d'information durant le processus de formation de l'image 3D. La troisième dimension est perdue. La récupération de cette dernière est le but de la reconstruction tridimensionnelle [Cou2005].

Le processus de la reconstruction 3D est expliqué sur la figure III.10 : soit une caméra modélisée par un plan (plan image) et un point O appelé centre de projection, un point de l'espace M se projette dans le plan image en p . La projection impose que les points O , P et M soient alignés. Malheureusement, cette transformation n'est pas inversible : un point de l'image ne représente pas un point de l'espace mais représente une droite de l'espace. Il est donc impossible de retrouver précisément la troisième dimension à partir d'une seule image (sur l'image gauche de la figure III.10, les points de l'espace M et N se projettent en p). En revanche, si nous considérons un point observé dans deux images différentes, l'ambiguïté disparaît. Sur l'image droite de la figure III.11, les points de l'espace M et N se projettent en m et n et il devient possible de trouver la position tridimensionnelle des objets.

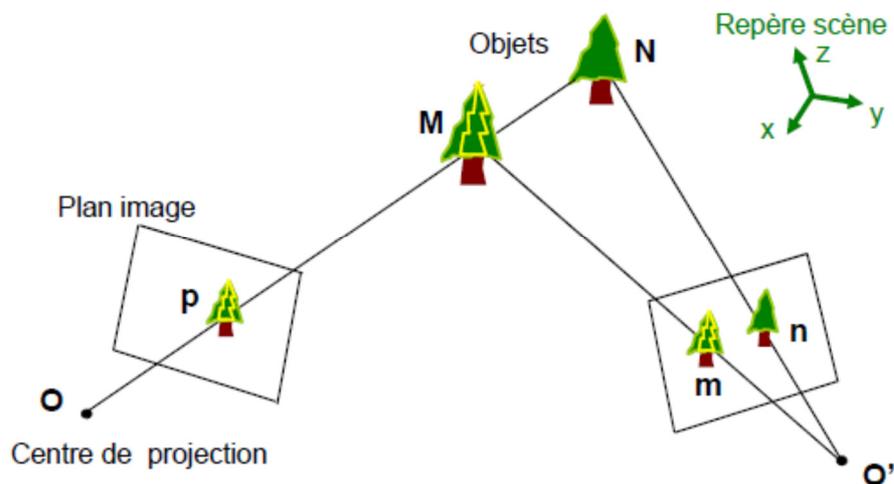


Figure III.10 : Principe de reconstruction en 3D [Cou2005].

Associé à un algorithme de corrélation d'images, la stéréovision peut servir, en plus de la reconstruction d'objet en 3D, à la détermination de champs de déformation. Contrairement aux moyens de mesures traditionnels (extensomètres et jauges de déformation) qui donnent des valeurs moyennées en un point, la corrélation d'images permet d'accéder à des champs de valeurs sur l'ensemble de la surface observée. Elle est

donc une technique de plus en plus employée en sciences des matériaux pour mesurer le champ de déformation d'une surface d'un objet soumis à déformation entre un état initial de référence et un état final déformé. Ainsi, la technique de corrélation d'images considère que toute différence entre l'image de référence et l'image déformée provient du seul effet du champ de déplacement de la structure observée. La mesure des champs de déplacements et le calcul des champs de déformations à la surface d'un objet non plan s'effectuent à l'aide de deux reconstructions 3D de cet objet : l'une avant et l'autre après déformation. Cette mesure de déplacement ne peut se faire directement à partir de ces deux reconstructions. En effet, des appariements entre les formes 3D sont nécessaires pour connaître la position d'un point avant déformation et sa position après déformation. La mise en œuvre d'une analyse d'images requiert l'existence de motifs observables à la surface des échantillons. Plus la texture de la surface est aléatoire, plus la méthode est performante. Pour obtenir cette correspondance entre ces deux états, il faut ajouter des appariements temporels entre les images stéréoscopiques.

Le principe de la corrélation d'images consiste à appairer tout motif correspondant à la zone choisie entre deux images afin de pouvoir déterminer le déplacement de l'objet. En pratique, on applique une grille sur la zone d'étude. Pour la suite, nous désignerons tout carré comprenant quatre points de motifs par le terme imagerie. Il s'agit alors de rechercher dans l'image déformée l'imagerie considérée dans l'image de référence cf. figure III.11. Le déplacement entre deux images s'apparente à un décalage bidimensionnel. Avec la reconstruction en 3D de deux caméras, ce décalage devient tridimensionnel.

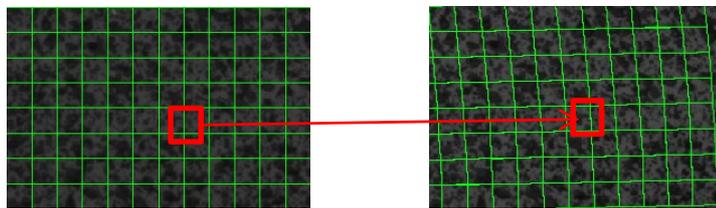


Figure III.11 : Principe de l'appariement entre image de référence à gauche et image de l'objet déformée à droite.

Pour mener à bien ces travaux, nous avons fait le choix d'utiliser le logiciel 7D® développé par laboratoire SYMME de l'université de Savoie. Ce logiciel permet d'obtenir une cartographie des déplacements et des déformations entre deux images. Cette cartographie donne la valeur moyenne du déplacement de chaque imagerie. On voit donc l'intérêt d'avoir des images les plus petites possibles, afin d'obtenir le champ de déplacements le plus local possible. Néanmoins, si l'imagerie de référence choisie est trop petite, l'opérateur de corrélation n'a plus assez d'informations pour la détecter sur la deuxième imagerie. Le nombre de "faux correspondants" augmente avec la sensibilité de la technique de la corrélation d'images au bruit numérique des capteurs.

3.1.2. Protocole de mesure

Le processus de mesure par stéréovision mis en œuvre est décrit figure III.12.

Nécessaire à la reconstruction 3D, le calibrage des caméras (1) est effectué dans un premier temps. En vue de suivre les déformations du fantôme, il est nécessaire d'avoir une surface texturée. Elle est obtenue par la création d'un mouchetis (2), fines particules de peinture sur la peau du fantôme. Le dispositif de stéréovision (3) est constitué de deux caméras Manta MJ504B de la société Allied Vision Technologies. Fixées sur un support rigide, elles sont réglables en position et en orientation. Les objectifs des caméras et leurs réglages optiques étant identiques, les biais dus aux différences de résolution, de luminosité et de contraste des images sont évités. Le logiciel 7D® est utilisé pour l'analyse des images. Il permet d'obtenir une cartographie des déplacements et des déformations de Green-Lagrange entre deux configurations à partir de la technique de corrélation d'images (4). Cette cartographie donne la valeur moyenne des déformations d'*imassettes*.

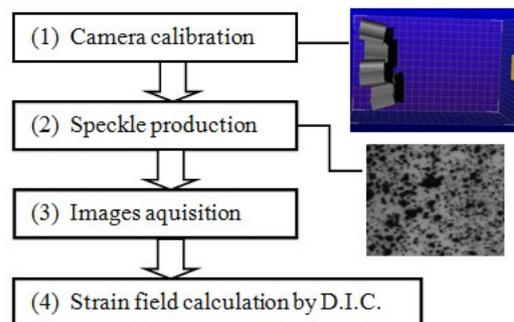


Figure III.12 : Processus de mesure.

3.1.3. Calibrage des caméras

Afin d'avoir un résultat de mesure précis, le calibrage du capteur joue un rôle important dans l'acquisition. Nous exploitons la méthode utilisée sous le logiciel 7D®. Contrairement aux méthodes classiques utilisant une mire à motifs donnés, le calibrage repose sur l'observation d'une mire plane à motifs de niveaux de gris aléatoires, cf. figure III.13. Afin de réaliser un étalonnage de bonne qualité, une détection subpixelique des points d'intérêt de la mire est recherchée par la technique de corrélation d'images.

Ci-dessous est donné le protocole expérimental de calibrage :

- élaboration de la mire : impression d'une image à niveaux de gris aléatoires encollée sur une surface plane et rigide (nota : cette opération est nécessaire qu'une fois) ;
- déplacement relatif mire/caméra et acquisition des différentes prises de vue de la mire ;
- application de la technique de corrélation d'images à la mire prises sous différents angles ;
- calcul des coordonnées réelles des points d'intérêts de la mire déduites à partir des coordonnées virtuelles des motifs des imassettes avec un facteur d'échelle de corrélation. Ce facteur est calculé par exemple en divisant la largeur de l'image de la mire en millimètre par la largeur de l'image en pixel. L'incertitude associée à cette valeur (1/1000^{ème} de millimètre) contribue à l'incertitude liée à la reconstruction 3D.

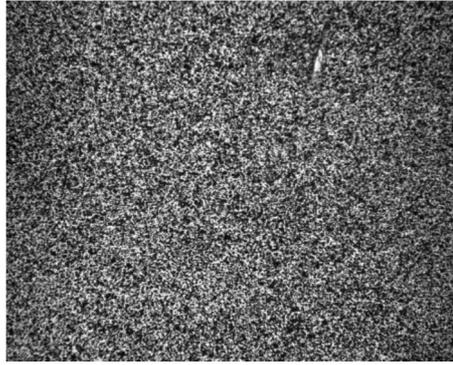


Figure III.13 : Exemple de mire.

Pour calibrer un capteur de stéréovision, il est nécessaire d'estimer les paramètres intrinsèques respectivement de la caméra de gauche et de la caméra de droite ainsi que les positions et orientations relatives de ces deux capteurs [Cou2005]. La méthode classique de détermination des paramètres intrinsèques est résumée dans l'annexe I.

En utilisant le protocole d'étalonnage décrit précédemment et associé au logiciel 7D®, nous devons enregistrer huit vues d'une mire plane à l'aide de notre capteur stéréoscopique. la figure III.14 en montre un exemple d'acquisition pour huit positions différentes (caméra 1 : images de gauche ; caméra 2 : images de droites) repérées sur la figure par des index. Le calcul des paramètres intrinsèques de la caméra gauche et de la caméra droite est alors effectué par le logiciel 7D® dont le tableau III.2 en donne les résultats. Les positions des caméras par rapport à la mire et la position relative des deux caméras sont estimées par le logiciel (Figure III.15).

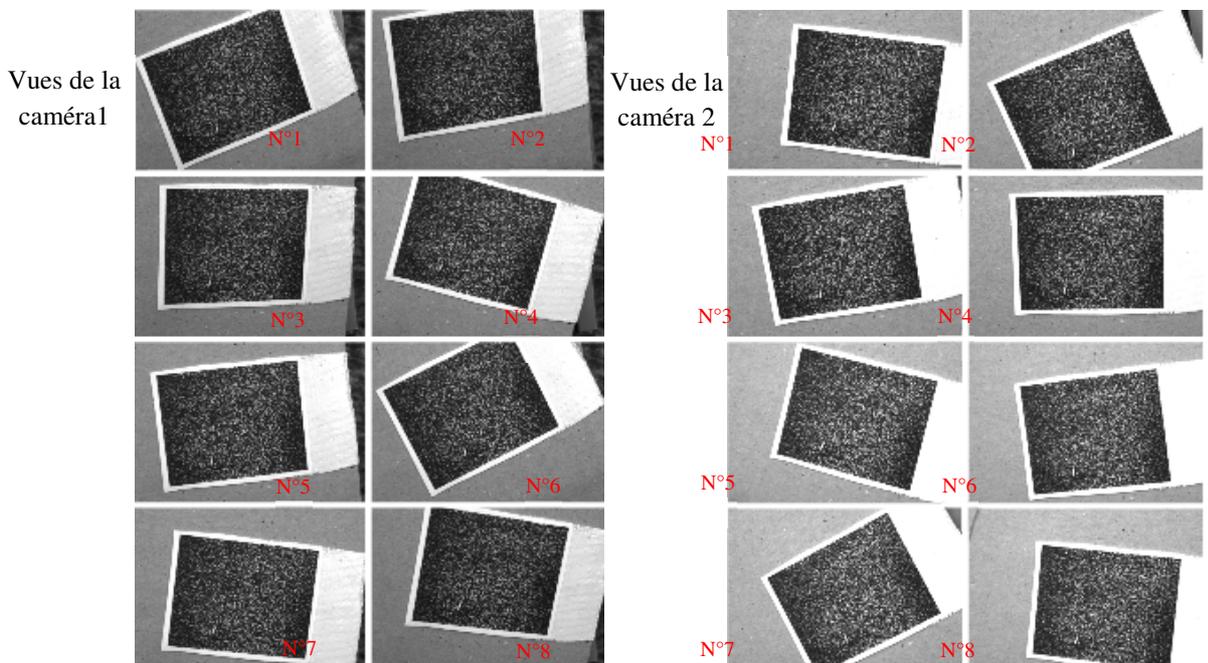


Figure III.14 : Huit vues d'une mire plane par chacune des caméras.

Results of camera 1	Results of camera 2
Intern parameters :	Intern parameters :
$u_0 = 1267.98$	$u_0 = 1403.15$
$v_0 = 1090.19$	$v_0 = 913.28$
$au = -7527.58$	$au = -7636.48$
$av = -7522.92$	$av = -7630.64$
$r_1 = -0.43457$	$r_1 = -0.107879$
$r_2 = 27.5835$	$r_2 = -5.32568$
$r_3 = -866.646$	$r_3 = 133.172$
$d_1 = -0.00168957$	$d_1 = 0.00290365$
$d_2 = 0.0109454$	$d_2 = 0.00360947$
$p_1 = -0.0253426$	$p_1 = -0.0134169$
$p_2 = 0.00374024$	$p_2 = -0.00551071$

Tableau III.2 : Paramètres intrinsèques des caméras 1 et 2.

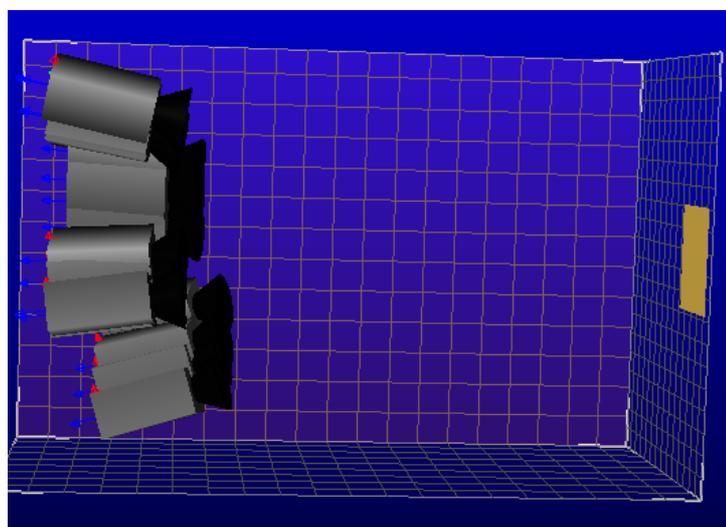


Figure III.15 : Exemples d'identification du positionnement des caméras vis-à-vis de la mire.

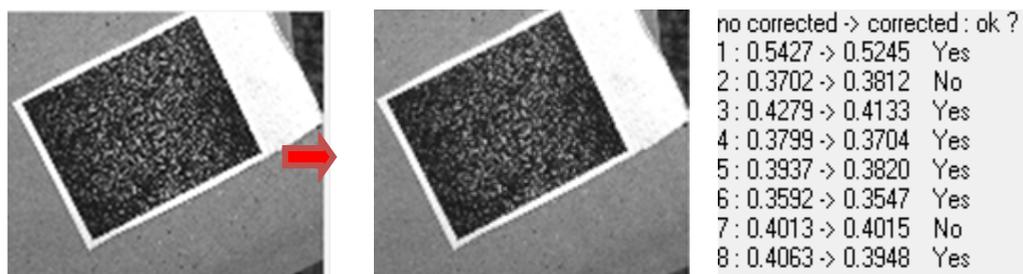


Figure III.16 : Exemple de correction des distorsions.

La figure III.16 montre un exemple de correction des distorsions pour la première vue.

Le logiciel 7D® fournit un indicateur en pixel de la qualité de la correction des distorsions caméras. Si la prise en compte des distorsions n'améliore pas l'image considérée, il n'y a pas de correction appliquée à l'image. Si pour chaque image, l'indicateur est mauvais (réponse « No »), les images ne sont généralement pas de bonne qualité ; en conséquence le calibrage non plus. Dans l'exemple présenté figure III.18, les valeurs résiduelles de distorsion sont faibles, au maximum de 0,5 pixel. Dans ce cas, le calibrage du système stéréoscopique est considéré satisfaisant.

3.1.4. Qualification du mouchetis

La corrélation d'images ne s'applique qu'à des surfaces à motifs aléatoires dominants. Dans le cas de nos travaux, les fantômes peuvent être transparents ou de couleur uniforme ne faisant pas apparaître des défauts de texture. De ce fait, l'apposition de motifs artificiels, appelés mouchetis, est réalisée sur les fantômes. Dans notre cas, nous appliquons des mouchetis par projection de fines particules de peinture. La qualité de résultats de mesure est directement associée à la qualité du mouchetis appliqué que nous nous sommes donc attachés à qualifier. Visuellement (critère qualitatif), un mouchetis de qualité est caractérisé par une grande densité de tâches aléatoires de faibles tailles. Par ailleurs, il existe différents critères quantitatifs permettant de qualifier la qualité d'un mouchetis. Ces critères sont l'histogramme de l'image et l'entropie de l'image. Ils caractérisent la distribution spatiale d'un mouchetis que l'on souhaite uniforme.

3.1.4.1. Critères quantitatifs

a) Histogramme de l'image

Pour une image noire et blanche, il est possible de quantifier la probabilité de présence de différents niveaux de gris en sommant le nombre de pixels par niveau. La représentation graphique de cette statistique est une courbe de fréquence de distribution de niveaux de gris. Ainsi, l'histogramme obtenu donne rapidement des renseignements sur une image. On peut notamment faire la distinction entre une image très foncée (niveaux de gris en majorité proches de 0) et une image très claire (niveaux de gris en majorité proches de 255), cf. figure III.18.

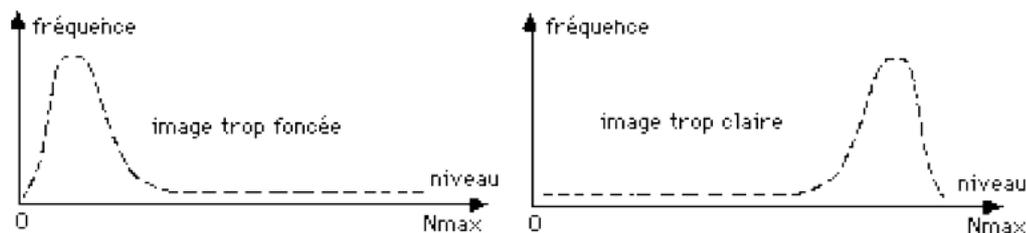


Figure III.17 : Courbes de répartition de niveaux de gris pour une image sombre et pour une image claire.

Dans le cas de nos travaux, l'image idéale doit posséder une large distribution de niveaux de gris en fréquentiel mais également en spatial. Or, l'histogramme ne donne une information que sur le premier point. En analyse d'images, la notion d'entropie, au sens de Shannon, est souvent utilisée pour pallier à cet inconvénient.

b) Entropie de l'image

L'entropie est une mesure de la quantité moyenne d'incertitude d'une variable aléatoire. Dans le cas d'images, nous considérons l'intensité lumineuse comme une variable aléatoire dont il est alors possible de calculer l'entropie.

Etant donné une image codée sur n niveaux de gris, on appelle quantité d'information Q_i , apportée par un niveau de gris i , la grandeur suivante :

$$Q_i = -\log_2(p_i) \quad (\text{Eq. 3.1})$$

où p_i est la probabilité d'apparition du niveau i .

Puisque la probabilité p_i est comprise entre 0 et 1, il s'ensuit que la quantité d'information Q_i varie de 0 à l'infini. On note que plus le niveau est rare (p_i faible), plus la quantité d'information est grande; en revanche, un niveau omniprésent apporte peu d'information.

Sur une image, la quantité d'information moyenne est calculée en effectuant une moyenne arithmétique pondérée des quantités d'information de chaque niveau de gris. Ce résultat est appelé l'entropie de l'image (en fait, entropie au premier ordre car la corrélation entre les pixels n'est pas prise en compte ici). L'entropie peut alors être considérée comme un critère d'homogénéité pour la région de l'image. Le terme "homogène" est exprimé dans le sens "proche d'une variable constante" et non pas sa définition probabiliste. L'entropie est calculée grâce à la formule suivante :

$$H(p) = -\sum_S p(x) \cdot \log(p(x)) dx \quad (\text{Eq. 3.2})$$

où S représente le support de l'image.

L'entropie $H(p)$ est aussi parfois notée $H(X)$ avec X la variable aléatoire dont la densité de probabilité est p . Au final on peut dire que l'entropie d'une image est un indicateur de sa complexité. Si l'image est uniforme et ne possède qu'une couleur, son entropie est nulle. Donc, plus l'entropie est élevée, plus l'image est "aléatoire".

3.1.4.2. Exemple d'application

Pour cette application, une mire de $30 \times 24 \text{ mm}^2$, définie par le logiciel de corrélation d'images 7D[®], a servi de référence de qualification de la qualité de mouchetis d'un corps d'épreuve, fantôme cylindrique sur lequel a été projeté de la peinture, cf. figure III.18. Les critères d'estimation de la qualité de mouchetis vus §3.1.4.1 ont été appliqués à ce corps d'épreuve et à la mire de référence en vue d'une comparaison.

Pour le traitement, chaque image a été quadrillée en 6×7 *imasettes* soit 42 *imasettes*. Chaque critère a été appliqué à ces différents mouchetis de manière globale (histogramme et entropie de l'image) et de manière locale (entropie de chaque *imasette* et dispersion associée).

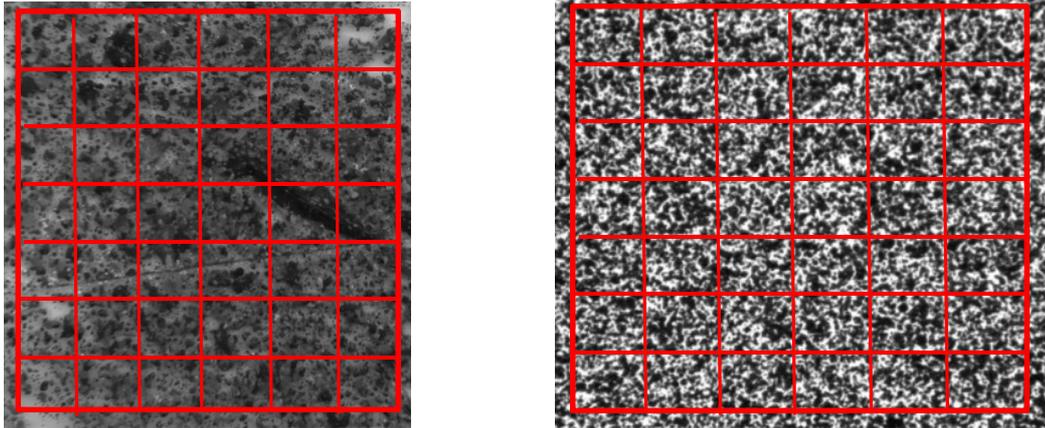


Figure III.18 : Images du mouchetis d'un échantillon (à gauche) et de la mire (à droite).

Les résultats de ces évaluations sont donnés figure III.19, histogramme de l'image, et tableaux 3.4 et 3.5, entropie et dispersion de l'image.

Sur les courbes de distribution de niveaux de gris, figure III.20, on note une différence entre l'historgramme de l'échantillon, diagramme proche d'une distribution aléatoire (image de gauche) et l'historgramme de la mire de référence à la distribution plus étendue (image de droite). Ceci est dû au fait que nous n'utilisons que quelques nuances de peinture pour effectuer le mouchetis d'épreuve alors que l'image de la mire couvre bien l'ensemble de la bande de niveaux de gris. Par ailleurs, sur ces deux courbes, on remarque un pic de distribution autour du niveau de gris 255. Il correspond à la couleur blanche localisée sur le pourtour des deux images.

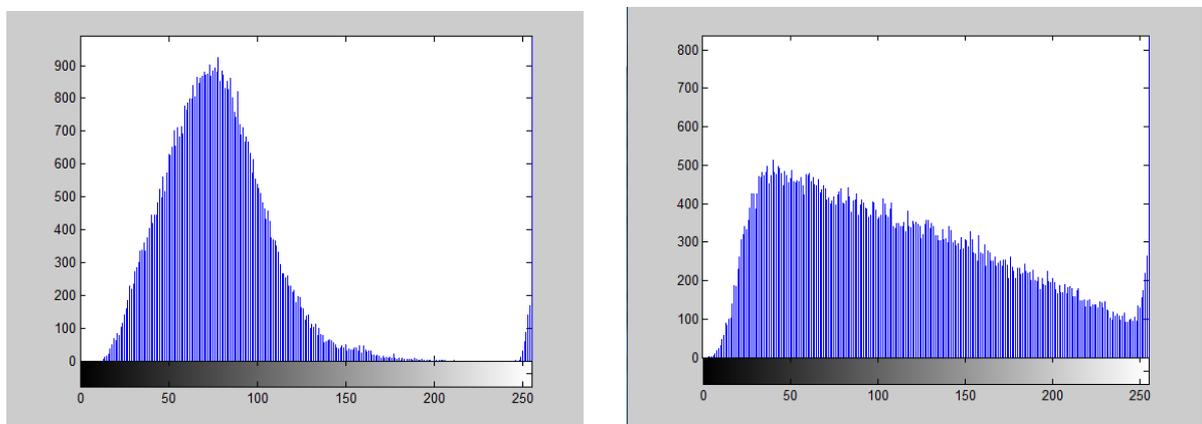


Figure III.19 : Histogrammes du mouchetis d'épreuve (image de gauche) et de la mire (image de droite).

Sur le tableau III.3 est relevée l'entropie des imagerie de la mire et du mouchetis d'épreuve. Pour le critère d'entropie, on remarque que les valeurs de l'entropie du mouchetis sur l'échantillon sont plus faibles que celles de la mire ce qui traduit un mouchetis plus sombre. Dans les deux cas, l'entropie est relativement constante avec une faible dispersion. Cela traduit des images au caractère homogène c'est-à-dire avec un mouchetis réparti uniformément ; la mire de référence étant de meilleure qualité de ce point de vue.

Mouchetis d'épreuve	Entropie par <i>imagette</i>						Dispersion de l'entropie $\bar{\sigma} = 0.2288$
	6,7704	6,8251	6,4613	6,5781	6,4512	7,0894	
	6,8592	6,7073	6,7015	6,4222	6,6258	6,9154	
	6,5533	6,4601	6,3325	6,4078	6,3629	6,3270	
	6,6557	6,5587	6,2238	6,2357	6,5877	6,3759	
	6,9322	6,7443	6,5356	6,4602	6,3774	6,3000	
	6,9130	6,4936	6,2923	6,3726	6,2301	6,4388	
	6,7300	6,2922	6,2053	6,2777	6,2263	6,3987	

Mire de référence	Entropie par <i>imagette</i>						Dispersion de l'entropie $\bar{\sigma} = 0,0698$
	7,6170	7,7903	7,6375	7,6619	7,7069	7,7561	
	7,7576	7,7996	7,7148	7,7593	7,7086	7,4529	
	7,5958	7,6696	7,7678	7,7473	7,6547	7,6553	
	7,7368	7,7788	7,7761	7,7896	7,6441	7,8167	
	7,6104	7,6881	7,7157	7,6475	7,7576	7,7765	
	7,6805	7,7990	7,7191	7,7050	7,6014	7,6718	
	7,8136	7,6982	7,5965	7,7377	7,7476	7,7331	

Tableau III,3 : Quantification de l'entropie du mouchetis et de la mire de référence,

Mouchetis d'épreuve	Ecart-type dans chaque <i>imagette</i>						$\sigma = 0,0010$ et $\bar{\sigma} = 0,0058$
	0,0048	0,0042	0,0062	0,0056	0,0056	0,0036	
	0,0048	0,0050	0,0045	0,0060	0,0050	0,0047	
	0,0051	0,0058	0,0072	0,0060	0,0063	0,0071	
	0,0056	0,0053	0,0071	0,0066	0,0055	0,0060	
	0,0042	0,0047	0,0059	0,0059	0,0061	0,0070	
	0,0045	0,0060	0,0061	0,0063	0,0075	0,0058	
	0,0047	0,0066	0,0075	0,0073	0,0071	0,0061	

Mire de référence	Ecart-type dans chaque <i>imagette</i>						$\sigma = 0,0005$ et $\bar{\sigma}$ est 0,0022
	0,0026	0,0016	0,0025	0,0024	0,0019	0,0018	
	0,0018	0,0017	0,0021	0,0015	0,0027	0,0034	
	0,0029	0,0023	0,0019	0,0017	0,0027	0,0025	
	0,0021	0,0019	0,0019	0,0018	0,0018	0,0016	
	0,0028	0,0022	0,0021	0,0026	0,0027	0,0018	
	0,0023	0,0015	0,0023	0,0023	0,0016	0,0025	
	0,0016	0,0024	0,0029	0,0019	0,0027	0,0020	

Tableau III.4 : Quantification de la dispersion de l'entropie des *imagettes*.

Sur le tableau III.4, la dispersion de l'entropie par *imagette* est donnée. Comme précédemment, on note la qualité de la mire référence avec une très faible dispersion. Les résultats sont également très satisfaisants pour ce mouchetis.

En conclusion, nous pouvons constater la qualité de ce mouchetis d'épreuve obtenus manuellement par projection de peinture. A l'avenir, nous utiliserons ce procédé pour la réalisation de mouchetis sur les fantômes d'aorte.

3.1.5. Qualification de la mesure par stéréovision

La distorsion d'images prises par caméra peut provoquer une erreur plus ou moins importante. Pour qualifier notre dispositif de mesure, des mesures de déplacement et de déformation ont été effectuées sur deux échantillons de référence, l'un plan et l'autre cylindrique. L'influence du mouchetis a également été étudiée.

3.1.5.1. Mesure sur échantillon plan

Le premier essai a consisté à soumettre un échantillon plan à un déplacement de corps rigide. Cet essai a été réalisé avec une unité micrométrique étalonnée (Figure III.20) pour imposer un déplacement donné.



Figure III.20 : L'unité micrométrique.

Le protocole opératoire a consisté à appliquer différents déplacements imposés ($u=0.5\text{mm}$, $u=1\text{mm}$ et $u=3\text{mm}$) à l'échantillon et d'effectuer des mesures dans les mêmes conditions de répétabilité avec le système de stéréovision développé. Les mesures de déplacement ont été effectuées en différentes zones d'étude de l'échantillon (au nombre de 5). L'influence de la taille du motif (nombre de pixels constituant un motif) sur les résultats de la mesure a été étudiée pour 4 tailles de motif. Les paramètres de mesure retenus sont recensés dans le tableau III.5. Les tableaux 3.6 et 3.7 présentent les résultats de mesure avec σ_u le moyen du déplacement mesuré d'une zone et sa dispersion $\bar{\sigma}_u$.

$u_{\text{imposé}}$ (mm)	0,5	1	3	
Taille du motif en pixels	10×10	15×15	20×20	25×25

Tableau III.5 : Paramètres de mesure.

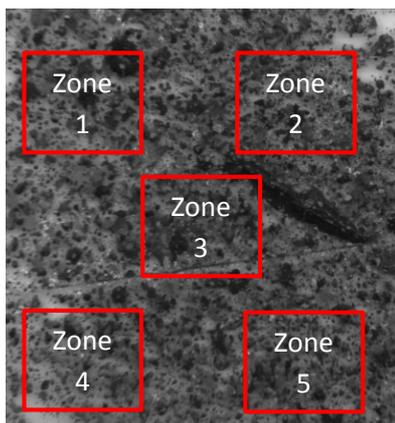


Figure III.21 : Définition de la zone d'étude.

$u_{\text{imposé}}$ (mm)	0.5mm	σ_u	1mm	σ_u	3mm	σ_u
Zone 1	0,4932	0,4945	0,9924	0,9935	2,9928	2,9938
Zone 2	0,4963	$\bar{\sigma}_u$	0,9952	$\bar{\sigma}_u$	2,9943	$\bar{\sigma}_u$
Zone 3	0,4945	0,0014	0,9941	0,0012	2,9957	0,0012
Zone 4	0,4956	Erreur	0,9937	Erreur	2,9928	Erreur
Zone 5	0,4931	0,88%	0,9922	0,44%	2,9934	0,12%

Tableau III.6 : Mesure de déplacement pour une taille de motif de 10×10 pixels.

$u_{\text{imposé}}$ (mm)	0.5mm		1mm		2mm	
Taille de motif (pixel)	σ_u	$\bar{\sigma}_u$	σ_u	$\bar{\sigma}_u$	σ_u	$\bar{\sigma}_u$
10	0,4945	0,0025	0,9941	0,0024	2,9957	0,0029
15	0,4946	0,0027	0,9945	0,0029	2,9958	0,0029
20	0,4946	0,0025	0,9940	0,0025	2,9956	0,0031
25	0,4948	0,0030	0,9947	0,0025	2,9960	0,0029

Tableau III.7 : Etude de l'influence de la taille de motif sur la mesure de déplacement.

Les résultats obtenus pour ce déplacement de corps rigide sont satisfaisants et ce d'autant plus si les déplacements sont grands avec une faible erreur relative et très faible dispersion, cf. tableau III.6. Quant à l'influence de la taille de motif, celle-ci a peu d'impact sur la mesure de déplacement, cf. tableau III.7.

3.1.5.2. Mesure sur fantôme cylindrique en silicone

Cet essai consiste à appliquer une pression hydraulique de 12 kPa à un échantillon cylindrique en silicone aux dimensions suivantes : $L=200$ mm, $e=2$ mm et $\varnothing=26$ mm, (cf. figure III.22).

La figure III.23 donne la cartographie de couleurs des déformations issue du logiciel 7D®. La déformation obtenue à partir d'une image de fantôme de 14×40 mm² de surface est de 4,6% en moyenne. On remarque de plus que la distribution de la déformation est quasiment homogène avec un écart-type très faible de l'ordre de 0.4 %.



Figure III.22 : Vue partielle du fantôme et zone étudiée (grille d'évaluation en rouge ; motifs en bleu).

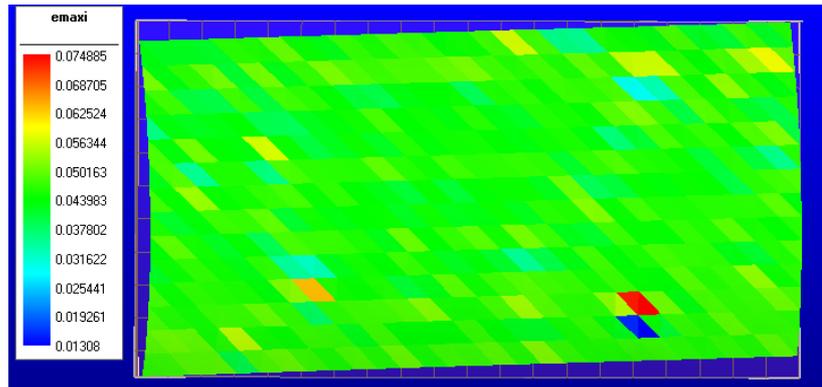


Figure III.23 : Champs de déformation d'un fantôme cylindrique soumis à une pression de 12 KPa.

Les résultats obtenus par stéréovision ont été comparés à ceux issus d'une modélisation par éléments finis. Les résultats de la simulation sous un chargement en pression de 12 kPa sont donnés figure III.25. On remarque, qu'au niveau de la déformation, la distribution est homogène. Les propriétés de matériau considérées pour la simulation sont expérimentalement identifiées, la démarche d'identification est présentée dans le chapitre V §3.

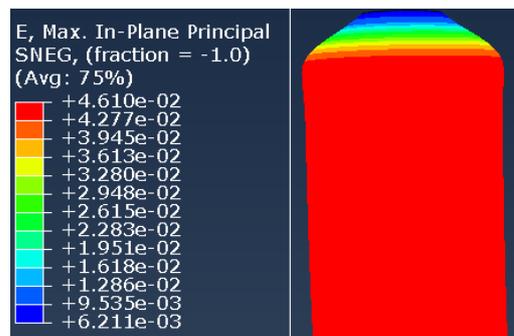


Figure III.24 : Distribution de la déformation par simulation éléments finis.

Le mouchetis étant un dépôt aléatoire de gouttelettes de peinture sur un support en silicone, nous nous sommes également intéressés à sa tenue sous différents chargements de pression. Les résultats sont présentés dans le tableau III.8.

Pression (KPa)	0-7	0-10	0-14	0-17	
ϵ (%)	σ_ϵ	2,49	3,29	5,14	8,37
	$\bar{\sigma}_\epsilon$	1,43	1,55	2,21	3,08

Tableau III.8 : Résultats de mesure pour différents niveaux de pression.

Ainsi, on remarque plus le niveau de pression s'élève, plus le résultat en termes de champ de déformation est dispersé. Nous attribuons cette perte de qualité de mesure (phénomène de bruitage) au glissement relatif du mouchetis vis-à-vis du matériau support.

Pour résumer, l'ensemble de ces essais de qualification du dispositif de mesure montre sa fidélité et sa justesse de mesure.

3.1.6. Synchronisation du système de mesure par stéréovision

Tous les éléments du dispositif de mesure par stéréovision, la technique de la corrélation d'images et le mouchetis ont été testés dans des conditions statiques. Or, ce projet vise à reproduire la dynamique du système cardiovasculaire pour mener des études sur la tenue de fantôme d'AAA. La maîtrise du banc expérimental nécessite le réglage des caméras en termes de résolution de l'image et de fréquence d'acquisition et ce, pour des conditions de flux en mode dynamique. L'objectif de ce réglage est de réaliser la synchronisation entre les caméras mais également entre la cadence d'acquisition des caméras et la fréquence de mouvement de fantôme.

3.1.6.1. Synchronisation des caméras

Le pilotage et la synchronisation des caméras ont été assurés par nos propres moyens à l'aide du programmeur Arduino®, cf. figure III.25. Ce programmeur génère un créneau de tension dont les périodes sont paramétrables. Le déclenchement de la prise de vue des caméras est activés au point A du signal.

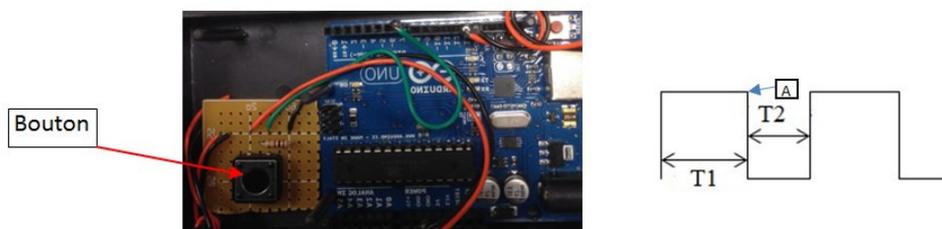


Figure III.25 : Montage d'asservissement des caméras

3.1.6.2. Cadence de mesure

Le choix de la cadence de mesure se détermine de manière à avoir un nombre d'images par seconde le plus élevé possible avec un bruit de mesure minimal.

En théorie, les caméras peuvent prendre jusqu'à 9 images par seconde pour une résolution complète de 2448×2056 pixels et 15 images par seconde pour une résolution réduite de 1224×1028 pixels. Ainsi, l'influence de la résolution sur le résultat de mesure a été testée à l'aide d'une table micrométrique étalonnée. Un déplacement connu u_0 est imposé par la table micrométrique. Des images ont été obtenues puis traitées pour différentes résolutions. Le tableau III.9 donne des résultats de mesure de déplacement u pour les deux niveaux résolutions.

$u_0 = 4.5$ mm	Résolution des images (pixels)	
	1224*1028	2448*2056
u (mm)	4,65	4,49
e (mm)	0,15	0,01
$\bar{\sigma}$ (mm)	0,016	0,0014

Tableau III.9 : Mesure de déplacement imposé u_0 pour deux niveaux de résolutions (u , déplacement mesuré ; e (écart entre u et u_0 ; $\bar{\sigma}$ écart-type des mesures).

Ces résultats ont été corrélés pour d'autres niveaux de résolutions. On remarque que plus la résolution est élevée, plus faibles sont les erreurs e et les dispersions $\bar{\sigma}$.

De mêmes essais ont également été menés sur un fantôme cylindrique mis sous pression hydrostatique. Si l'on se réfère aux résultats présentés dans le tableau III.10, dans le cas d'images à haute résolution, les résultats sont satisfaisants en termes de champ de déformation (niveau (ε) et homogénéité ($\bar{\varepsilon}$)). Pour la plus basse résolution, la dispersion σ induit un champ de déformation non homogène.

Une modélisation de ce fantôme sous pression hydrostatique de 23,2 kPa a été réalisée par la méthode des éléments finis (MEF). Les résultats de la simulation sous le logiciel ABAQUS® sont cohérents et concordants. On note un faible écart sur le niveau de déformation ε entre les résultats expérimentaux pour une haute résolution et les résultats numériques. Il provient du bruit de mesure.

En conclusion de ces essais, nous retenons que la résolution complète, 2448×2056 pixels, donne de meilleurs résultats. Retenir cette résolution pour la suite, nous limitera à une fréquence d'acquisition de 9 images par seconde.

	Expérimentation		Simulation
	Résolution des images		MEF
	1224×1028	2448×2056	
ε (%)	18,2	16	15,6
σ_ε (%)	19,8	3,4	-

Tableau III.10 : Comparaison du niveau de déformation entre résultats numériques et expérimentaux sur fantôme cylindrique soumis à pression hydrostatique (ε , déformation, σ_ε écart-type des mesures).

Par la suite, une série d'expériences a été entreprise sur le fantôme cylindrique sous pression dynamique afin de tester l'influence de différentes cadences sur la mesure des déformations. Le fantôme considéré est un tube en silicone de longueur de 100 mm, d'épaisseur de 2 millimètres et de diamètre extérieur de 26 mm. La fréquence de battement du fantôme, simulant le rythme cardiaque, est de 1,28 Hz et le débit moyen est de 4 litres/min. Les mesures de déformations ont été faites au milieu du fantôme pour éviter les effets de bord. Les résultats de ces essais sont donnés dans le tableau III.11.

Pour une cadence supérieure à 8 images par seconde, on note une distribution non homogène du champ de déformation. Insatisfaisants, ces résultats s'expliquent par l'aspect dynamique de l'essai et la difficulté de synchroniser les deux caméras avec le mouvement subit par le fantôme. Pour une cadence inférieure ou égale à 7 images par seconde, le champ de déformation est homogène (évaluation visuelle et qualitative de la

cartographie couleur des déformations) quelle que soit la cadence retenue avec des déformations maximales proches les unes des autres.

Cadence (image/s)	ε_{MAX} (%)	Distribution
3	16,01	Homogène
4	16,05	Homogène
5	16,06	Homogène
6	16,11	Homogène
7	16,14	Homogène
8	Non acquisition	Non homogène
9	Non acquisition	Non homogène

Tableau III.11 : Déformation ε_{MAX} vs cadence d'acquisition.

Pour affiner notre recherche de cadence optimale de mesure, le suivi de la déformation du fantôme a été étudié au cours du temps et dans un cycle cardiaque de 790 msec. Pour se placer dans le cadre de la comparaison des mesures à celles obtenues par IRM (potentiellement 40 images prises lors d'un cycle cardiaque), nous sommes dans l'obligation d'effectuer l'acquisition en stéréovision sur plusieurs cycles ; cette mesure étant équivalente puisque le dispositif mis en œuvre (pompe, comportement des tubes,...) n'entraîne pas de variation dans le temps. Après acquisition, une mise en correspondance temporelle des images est réalisée sur un seul cycle cardiaque.

Les figures 3.26 et 3.27 représentent les courbes reconstruites de déformations du fantôme au cours d'un cycle cardiaque respectivement pour les cadences de 3 et 7 images par seconde. Sur chacune de ces figures, une courbe est obtenue par optimisation polynomiale par la méthode des moindres carrés.

Pour chaque cadence de mesure, on note des fluctuations assez importantes des points de mesures autour de la courbe optimisée. Afin de déterminer la fréquence d'acquisition idéale, nous avons appliqué une fonction de somme des écarts à chacun de ces essais. La fonction est donnée équation 3.3 :

$$\xi = \sum_{i=1}^{40} |\varepsilon_i - y(t_i)| \quad (\text{Eq. 3.3})$$

avec ε_i , la $i^{\text{ème}}$ déformation, et $y(t_i)$ la fonction polynomiale optimisée à l'instant t_i .

Les résultats sont donnés dans le tableau III.12 et nous remarquons que la cadence optimale de mesure est de 7 images par seconde. Cette valeur est retenue pour la suite des travaux.

Nb. Images/s	3	4	5	6	7
ξ	86,55	77,68	59,92	53,07	30,81

Tableau III.12 : Résultats, par cadence, de la fonction somme des écarts.

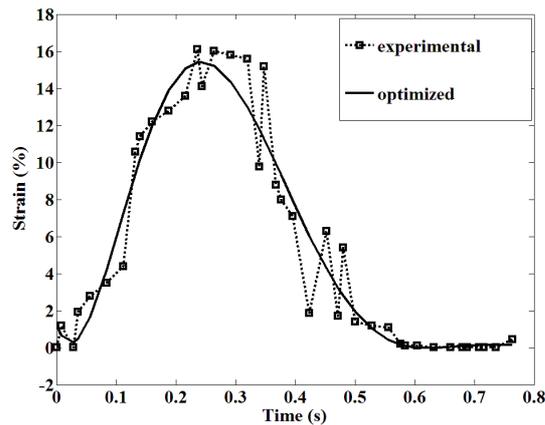


Figure III.26: Courbe de déformation vs temps pour une cadence de 3 images/s.

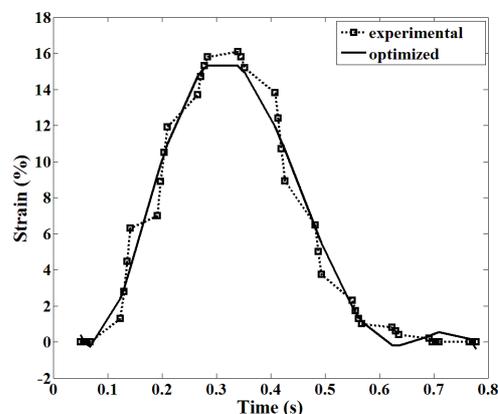


Figure III.27 : Courbe de déformation vs temps pour un cadence de 7 images/s.

3.2. Mesure par IRM

Aujourd'hui, l'IRM est un moyen largement utilisé pour l'aide au diagnostic des maladies cardiovasculaires notamment les anévrismes. La machine IRM du CHU de Dijon de marque Siemens du type 3T, modèle Trio TIM avec une antenne réseau phasé est employée dans le cadre cette étude. Dans ce paragraphe, nous décrivons d'abord brièvement le principe de l'IRM et les séquences utilisables pour les mesures anatomiques et puis quelques configurations particulières de mesure.

3.2.1. IRM : Généralité

L'IRM est une technique d'imagerie tomographique non invasive permettant l'acquisition de données en 2D, en pseudo-3D (avec une série de coupes liées) ou en 3D sans rayonnement. Le principe de l'IRM consiste à observer les tissus biologiques à travers les propriétés magnétiques de l'un de leur constituant majoritaire : le noyau d'hydrogène (proton). En effet, celui-ci possède un moment magnétique et il est défini comme étant un dipôle magnétique. Quand les atomes d'hydrogène sont placés dans un champ magnétique puissant et soumis à une impulsion de radiofréquence particulière, ils s'orientent selon une direction privilégiée en fonction du

champ magnétique principal [Lal2012]. Au final, le principe d'IRM est un couplage qui existe entre le moment magnétique du noyau et le champ magnétique externe. La formulation théorique a été bien résumée dans le travail de F. Balezeau [Bal2011]. Dans la pratique, l'IRM permet d'obtenir des images numériques en trois dimensions d'une précision inférieure au millimètre.

L'IRM permet d'obtenir des coupes anatomiques selon une orientation libre du plan d'acquisition. La localisation spatiale est réalisée en assignant à chaque position une fréquence de résonance spécifique. En modifiant légèrement le champ magnétique principal, la fréquence de résonance des protons varie proportionnellement à cette modification de champ magnétique. En pratique, un gradient de champ magnétique est appliqué sur le champ magnétique principal. L'impulsion radiofréquence ne concernant que les protons qui ont une fréquence de résonance spécifique, la modification du champ magnétique sélectionne les protons qui vont être concernés par cette impulsion radiofréquence, sans affecter les protons des coupes adjacentes. L'épaisseur de coupe est définie en faisant varier la largeur de la bande passante de l'impulsion radiofréquence. Ainsi uniquement les protons qui font partie de cette coupe vont participer à la création de l'image.

L'IRM n'est peut-être pas la technique d'imagerie de prédilection pour l'étude de l'aorte, cependant, son côté non irradiant (par rapport à la tomodensitométrie par rayons X) et la possibilité d'avoir de l'imagerie cinétique, ou codée en vitesse de flux, font de cette technique un examen de choix pour l'étude dynamique du mouvement cardiaque et du système cardiovasculaire au sens large.

3.2.2. Choix de la séquence cinétique d'IRM pour la mesure anatomique

De nombreuses de séquences d'IRM ont été développées pour la mesure anatomique dans différentes situations d'utilisation. Les deux familles principales de bases sont la séquence d'écho de spin et la séquence d'écho de gradient. Une séquence en écho comporte toujours deux paramètres essentiels : le temps d'écho (TE) et le temps de répétition (TR).

La séquence écho de spin est constituée par un enchaînement: impulsion radiofréquence (RF) de 90° – impulsion RF de 180° de rephasage à TE/2 – lecture du signal à TE. Cet enchaînement est répété à chaque intervalle de temps de répétition (TR). Cette séquence permet d'obtenir une imagerie anatomique de bonne qualité mais avec temps d'acquisition excessif.

La séquence écho de gradient se distingue de l'écho de spin par un angle de bascule en général inférieur à 90° et aussi par une absence d'impulsion RF de 180° de rephasage. Un angle de bascule inférieur à 90° diminue la quantité d'aimantation. L'absence d'impulsion RF de 180° de rephasage permet de diminuer le temps de répétition (TR) entre chaque impulsion. Grâce à ces modifications, les TR et les TE peuvent être employés avec un temps réduit de façon considérable. Le principal intérêt de l'écho de gradient sera donc le gain de temps, qui autorise la réalisation d'une imagerie 3D.

Beaucoup d'autres séquences basées sur ces deux méthodes pour la mesure anatomique sont développées telles que l'écho de spin rapide, l'écho de spin ultra-rapide, l'écho de gradient avec destruction de l'aimantation

transversale résiduelle, l'écho de gradient ultra-rapide, l'écho de gradient à l'état d'équilibre avec gradients équilibrés et l'écho hybride (écho de spin + écho de gradient) etc.

Après des tests avec les différentes séquences, La séquence d'écho de gradient à l'état d'équilibre avec gradients équilibrés (SSFP en anglais) est choisie dans notre cas pour étudier l'évaluation de l'aorte au cours d'un cycle cardiaque. L'application de gradients équilibrés et symétriques dans les 3 directions de l'espace permet de s'affranchir des déphasages des flux à vitesse constante. Avec cette séquence, on obtient une imagerie ultrarapide (proche de la seconde pour une coupe), robuste avec un contraste liquide / tissu et un rapport signal / bruit excellent.

3.2.3. Pratique de mesure

La mesure par IRM sur un fantôme n'est pas évidente compte tenu du fait qu'il manque l'environnement d'organes fournissant certain niveau de contraste par rapport à la réalité. De ce fait, pour faire des mesures avec notre système, une solution aqueuse à base de gadolinium, agent de contraste, est utilisée. Cette solution fait figure de fluide dans le circuit hydraulique reproduisant le circuit artériel et sert également à l'immersion du fantôme dans l'aquarium. Sans solution aqueuse, il n'y a pas suffisamment de signal pour l'acquisition, et sans agent de contraste, les images sont fortement bruitées du fait de la cinétique du dispositif. Avec ce liquide de contraste, les parois intérieure et extérieure du fantôme sont détectées et apparaissent en noir sur l'image.

Dans notre cas, l'acquisition est déclenchée par un signal ECG simulé avec exactement la même fréquence que la pompe. Les images ont été acquises dans l'axe longitudinal du fantôme pour réduire l'effet de volume partiel. Pour l'étude de la dilatation du fantôme, l'IRM a été manipulée en utilisant un SSFP avec les paramètres d'acquisition suivants: un temps de répétition (TR) de 5 ms, un temps d'écho (TE) de 2,49 msec, un angle de bascule d'impulsion α de 38° , un champ de vue (recFOV) de 130×150 pixels, une matrice d'acquisition de 224×256 (taille de pixel de 0,59 mm). Une série de coupes axiales (pas de 3 mm) a été définie pour couvrir l'ensemble du fantôme (cf. figure III.30). Quarante images de type ciné-IRM ont été acquises pour un cycle cardiaque simulé dans l'orientation axiale du fantôme avec les mêmes conditions de pression et de la fréquence cardiaque que le cas de la mesure par stéréovision. Pour mesurer l'évolution du diamètre du fantôme, le plan généralement choisi est un plan transversal. Ce plan étant quasiment perpendiculaire à l'axe central, on peut donc étudier sur une série de plans de coupe comme indiqué dans la figure III.28.

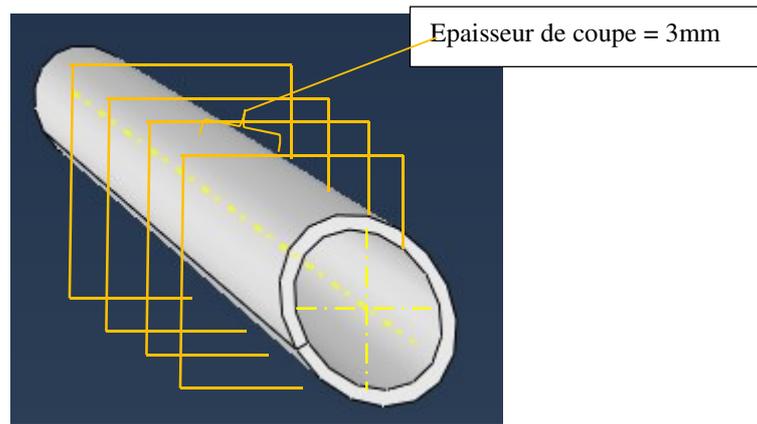


Figure III.28 : Représentation du processus d'acquisition en IRM.

3.3. Validation métrologique du processus de mesure de déformation in vitro

La problématique abordée, dans le cadre de cette thèse, concerne l'inter-comparaison des résultats de mesure de dilatation d'AAA à partir de deux techniques différentes d'imagerie (stéréovision et IRM) effectuées dans des conditions environnementales différentes (en laboratoire de recherche et en milieu hospitalier). Les travaux qui en découlent se placent dans la recherche de bonnes pratiques de diagnostic des AAA et de l'évaluation du risque à la rupture. En effet, l'exactitude d'images médicales cinétiques, en particulier obtenues par IRM, n'est pas vérifiée. Notre objectif, à l'aide du banc d'expérimentation développé autour de fantômes d'AAA, en est la validation par l'intercomparaison de résultats de mesure de déformation. Ces résultats seront ultérieurement exploités et confrontés à des modélisations numériques pour le cas d'AAA à géométrie plus réaliste.

3.3.1. Conditions de mesures

En vue d'effectuer des mesures dans des conditions comparables, nous avons mené des essais avec un fantôme hors d'eau et immergé sous 1 cm. Pour ces essais, la pression mesurée à la sortie de la pompe était de 600 mbar (442 mmHg). A l'entrée du fantôme, elle était de 120 mbar (85.6 mmHg), cas hors eau, et de 124 mbar (88 mmHg), cas immergé. La figure III.29 présente les courbes de pression mesurée pour le fantôme immergé. Dans le cas hors eau, les profils de pression sont identiques mais diminués de 4 mbar.

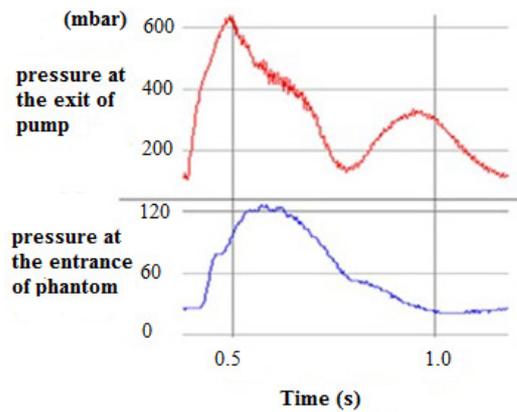


Figure III.29: Courbes de pressions relevées en sortie de pompe et à l'entrée du fantôme - cas hors eau.

3.3.2. Résultats d'expérimentation par stéréovision

La zone d'étude, surface de $20 \times 16 \text{ mm}^2$, se situe au milieu du fantôme. La surface texturée, obtenue par un mouchetis visible, cf. figure III.30, permet par la technique de corrélation d'images contrastées de suivre la matière au cours sa déformation induite par le flux sanguin. L'analyse des déformations est effectuée à l'aide du logiciel 7D pour 40 états échantillonnés.

La zone d'étude est divisée en 320 motifs soit une résolution spatiale de 1 mm^2 . Les distributions du déplacement et de la déformation sont quasi-homogènes pour l'ensemble des 40 configurations mesurées, que le fantôme soit immergé ou pas.

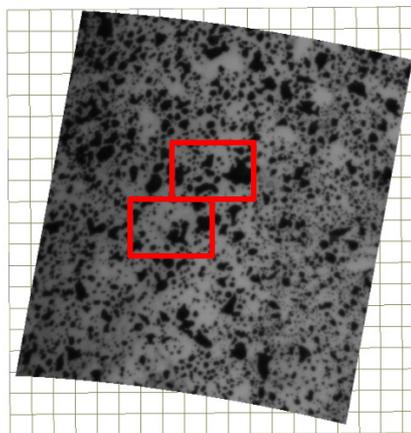


Figure III.30 : Zone d'étude du fantôme après reconstruction 3D par stéréovision.

La direction du déplacement est perpendiculaire à la surface du fantôme et celle de la déformation maximale est dans la direction circonférentielle. On constate une légère sensibilité aux bruits de mesure du dispositif sur l'évaluation des déformations. Elle est directement liée à la résolution spatiale qui est ici très fine. Dans les deux autres directions, radiales et longitudinales, les déformations sont très faibles et de l'ordre de 0.01 %.

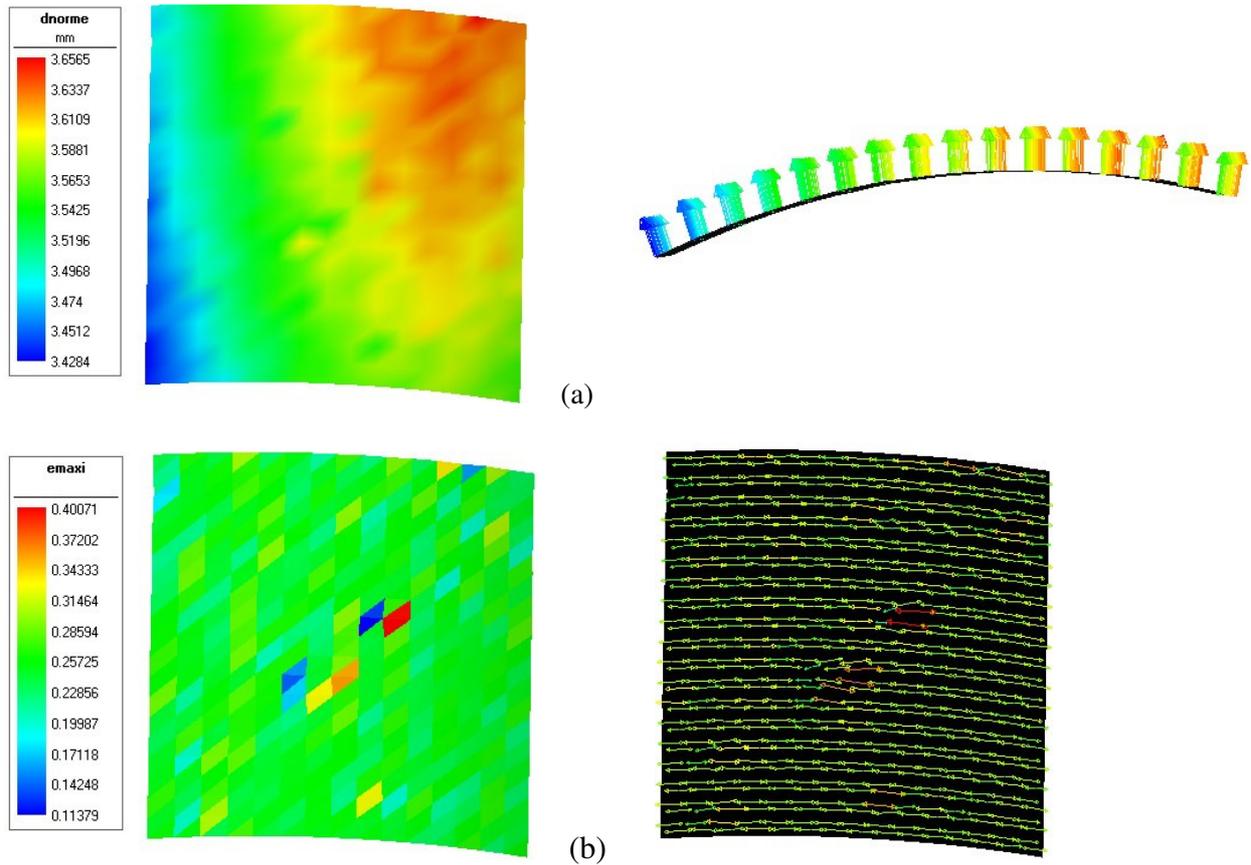


Figure III.31 : Distributions du déplacement (a) et de la déformation maximale de Green-Lagrange (b).

Les résultats numériques de ces analyses sont présentés dans le tableau III.13. ϵ représente la déformation et ΔR est le déplacement radial.

Fantôme	ϵ (%)		ΔR (mm)	
	$\epsilon_{moy.}$	σ	$\Delta R_{moy.}$	σ
Sous l'eau (1 cm)	26,1	3,1	2,21	0,06
Hors d'eau	24,8	2,8	3,54	0,06

Tableau III.13 : Comparaison entre fantôme immergé et non immergé ($\epsilon_{moy.}$, déformation moyenne ; $\Delta R_{moy.}$, variation du rayon moyen et σ dispersion).

La mesure par stéréovision donne des résultats très localement sur une zone quelconque. Il est notable qu'il y a des points de mesure affectés par du bruit. Cette légère dispersion provient du mouchetis, en particulier là où les tâches de peinture sont les plus importantes, cf. figures III.30 et III.31. Il est à noter que les résultats en déplacement sont plus bruités qu'en déformation. Ceci est dû au fait que le calcul du déplacement dans le logiciel 7D® est moins exact dans la direction de l'axe optique moyen du système que dans le plan de l'échantillon.

Selon le tableau III.13, on remarque une différence relative de déformation de l'ordre de 6% entre les deux cas de mesure, fantôme hors d'eau et fantôme immergé comme précisé au chapitre §2.3. On note aussi une grande différence en termes de variation de volume. Elle provient de l'indice de réfraction de l'eau.

Ces résultats montrent la grande sensibilité de la mesure à la qualité de la texture du fantôme et aux conditions de pression.

3.3.3. Résultats d'expérimentation par IRM

Un exemple d'image IRM du fantôme (séquence SSFP) est représenté sur la figure III.32. Sur chaque coupe, il est possible de calculer la dilatation relative radiale, qui peut être définie comme étant la déformation relative de la paroi, avec la formule suivante :

$$\varepsilon(t) = (R(t)-R_0)/R_0 \quad (\text{eq. 3.4})$$

avec $R(t)$, le rayon de la paroi extérieure mesuré à l'instant t pour une pression p et R_0 le rayon initial avant déformation.

Pour calculer le rayon externe sur chaque coupe de la série d'images couvrant tout le cycle, un programme sous Matlab a été développé. La détection de la paroi aortique est basée sur la technique du morphing. Un exemple de la segmentation, avec une résolution subpixelique, est représenté figure III.32.

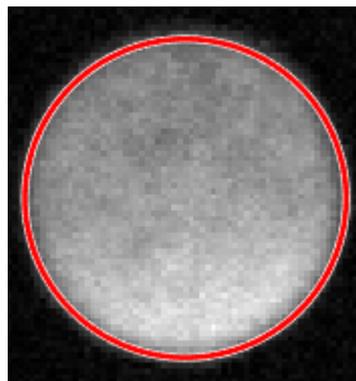


Figure III.32 : Exemple de la détection de la paroi extérieure sur une image de cine-IRM.

Enfin, la déformation maximale pendant un cycle est de 28%. Compte tenu de la géométrie du fantôme, cette déformation est homogène tout le long de son axe principal.

Pour un modèle plus complexe d'AAA, cette évaluation de la dilatation locale ne sera pas suffisante. Ici présent, l'hypothèse est acceptable car le déplacement se fait essentiellement dans la direction radiale. Enfin, les résultats obtenus à partir de l'IRM peuvent être comparés à ceux obtenus avec la stéréovision.

3.3.4. Comparaison des résultats

Dans le cadre métrologique, le tableau III.14 donne la déformation maximale obtenue à partir des deux techniques. On remarque que les résultats sont relativement proches avec une différence relative de 6,5%.

Déformation	Stéréovision	IRM
ϵ_{max}	26,1%	27,8%

Tableau III.14 : Comparaison de déformation maximale ϵ_{max} entre les deux techniques de mesure.

La figure III.33 présente les déformations relevées au cours d'un cycle cardiaque complet. Les deux méthodes donnent des résultats proches avec un écart relativement faible pour les pressions les plus importantes. Les dispersions relevées en stéréovision en chaque point de mesure sont représentées. Sur le diagramme du haut elles sont assez importantes du fait de mesure très localisée des déformations (résolution de 0,25 mm²). Pour une grille de mesure avec un pas de 0,8 mm, soit une résolution de 0,64 mm² (graphe du bas) elles sont réduites et sont acceptables pour des mesures expérimentales.

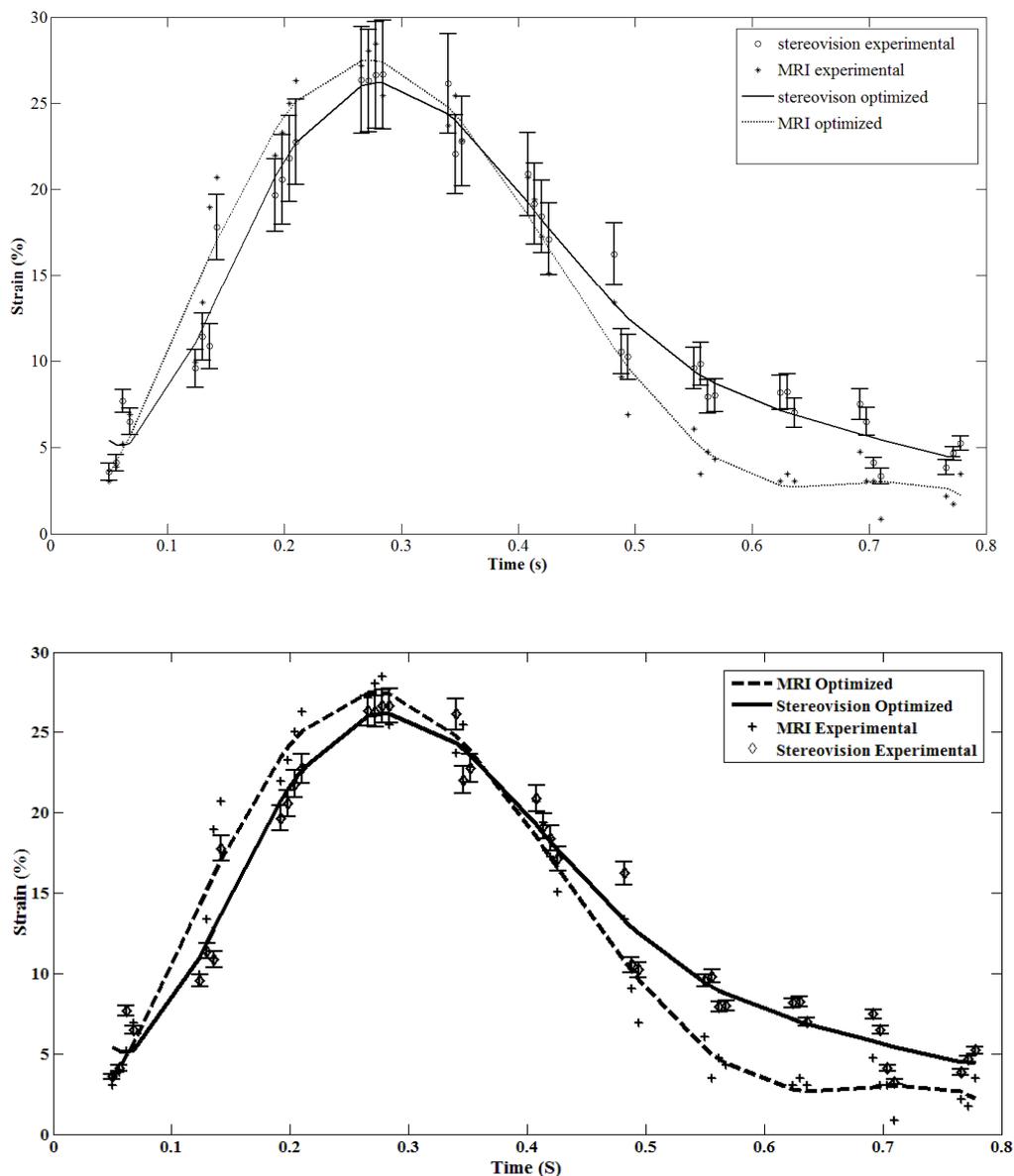


Figure III.33 : Comparaison de l'évolution, au cours d'un cycle cardiaque, des déformations déduites des techniques d'IRM et de stéréovision.

4. Mesure d'écoulement : flux et vitesse

En vue de la mesure des champs de vitesses du fantôme avec AAA, le dispositif PIV et l'IRM en flux 2D ou 4D sont employés sur le banc d'essai développé. Toujours dans une démarche d'inter-comparaison métrologique, les résultats obtenus par ce dispositif PIV sont comparés à ceux obtenus par IRM flux 2D ou 4D. Dans le cadre de la validation du dispositif, un fantôme cylindrique en verre qui permet de mettre en œuvre un flux pulsé simple est utilisé.

4.1. Mesure avec le dispositif P.I.V

4.1.1. Principe de la vélocimétrie par images de particules (PIV)

La Vélocimétrie par Images de Particules (PIV) est une technique d'imagerie permettant la mesure de champs de vitesse instantanée par l'acquisition d'images de particules dans un laps de temps très court. Cette technique est apparue il y a 30 ans et depuis elle est devenue une technique de mesure essentielle dans le domaine de la mécanique des fluides. Avec l'avancement de la technologie, elle est réalisée aujourd'hui avec les images numériques et l'estimation du déplacement atteint un niveau sub-pixelique.

Dans la PIV, le mouvement du fluide est rendu visible par l'addition de petites particules de traceur et avec la mesure du déplacement de ces particules à deux instants de temps successifs et proches, il est donc possible de déduire le champ de vitesse d'écoulement (principe du repérage en coordonnées Eulériennes). Afin d'avoir un contraste suffisant le fluide est éclairé par un flash d'une nappe laser afin de ne prendre en compte que les particules se situant dans le plan laser. Les particules ne sont pas naturellement présentes dans le fluide, elles doivent être suffisamment petites pour être considérées comme suivant exactement le mouvement du fluide : elles ne doivent pas modifier le débit ou les propriétés du fluide et interagir les unes avec les autres.

La vitesse est mesurée indirectement, comme un déplacement $D(X, t', t'')$ des particules dans un intervalle de temps fini $\Delta t = t' - t''$. Donc,

$$D(X, t', t'') = \int_{t'}^{t''} v[X(t), t] dt \quad (\text{Eq. 3.5})$$

avec $v[X(t), t]$, la vitesse de la particule à l'instant t .

Pour les particules idéales, la vitesse v est égale à la vitesse de locale du fluide. Toutefois, dans une situation pratique le concept de traceurs idéaux ne peut qu'être approximatif. Ainsi, le vecteur du déplacement local des images de particules entre deux illuminations est déterminé pour chaque fenêtre étudiée par le moyen d'une fonction spatiale statistique de corrélation croisée. La formulation fondamentale de cette méthode peut se trouver dans les travaux de [Wes1997] et de [Bro2009]. Le traitement de la fonction de corrélation croisée dans les logiciels disponibles sur le marché est généralement basé sur l'algorithme de transformation de Fourier rapide (Fast Fourier Transform, FFT). Aujourd'hui, la plupart d'entre eux sont basés sur un algorithme itératif et sont fondés sur l'évaluation des vecteurs de vitesse dans les fenêtres d'intérêts. Le bruit de calcul est souvent

faible grâce à la grande quantité de particules prises en compte statistiquement dans une petite zone dépendant de la discrétisation (résolution) spatiale. Afin d'avoir une investigation plus fine du champ de vecteur, la taille de la fenêtre d'interrogation est également réduite progressivement pour atteindre une taille finale de 32x32 ou 16x16 pixels en fonction de la densité des particules. Pourtant, une densité correcte de particules dans la fenêtre d'interrogation (cf. figure III.34), est toujours nécessaire pour avoir une mesure fiable. Dans la pratique, pour une faible densité, les résultats des champs mesurés sont beaucoup plus bruités que ceux obtenus avec une haute densité.

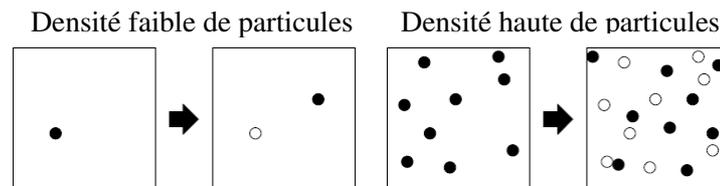


Figure III.34 : exemple de densité de particules.

Bien que la PIV repose sur un principe simple, il faut prendre soin à sa mise en œuvre pratique afin d'obtenir une mesure fiable et réduire les incertitudes. Les ordres d'importance relative des sources d'incertitude sont identifiés [Bro2009]. Environ 90% de l'incertitude totale provient de la détermination du déplacement en pixels à partir des images brutes; environ 10% est due au calibrage de la caméra; par rapport à ces causes, l'incertitude sur l'intervalle de temps entre les deux impulsions laser est négligeable. De nombreuses études expérimentales indiquent une incertitude de déplacement de 0,05-0,1 pixel dans le meilleur des cas.

4.1.2. Dispositif pratique de PIV

Plusieurs types de systèmes de PIV existent sur le marché avec de différentes combinaisons de caméra et laser. Néanmoins, on distingue, deux types systèmes: les systèmes de PIV standard et les systèmes de PIV stéréo. Un système de PIV standard peut mesurer deux composantes de vitesse dans un plan en utilisant une seule caméra CCD, tandis que le système de PIV stéréo est capable de mesurer trois composantes de la vitesse dans un plan en utilisant deux caméras. La mise en place d'un système de PIV standard est assez simple. Nous utilisons un système Dantec Dynamics® (cf. figure III.35).

Il comprend une source de laser et une caméra CCD. Plusieurs types de sources laser peuvent être utilisés. Celle qui est le plus couramment utilisée est de type Néodyme-YAG pulsé (Nd: YAG), doublé en fréquence (532 nm). La durée d'impulsion est de 5 à 10 ns, et le taux de répétition est de l'ordre de 10 Hz. L'énergie du laser peut atteindre 400 mJ /impulsion. Le système est composé de deux cavités laser indépendantes, mais les faisceaux laser doivent être superposés à des champs lointains courts de sorte que les deux plans lasers illuminent la même zone. Quant à la caméra, l'enregistrement numérique de l'image se fait via un capteur CCD (FlowSense EO) qui convertit les photos à une charge électrique sur la base de l'effet photoélectrique. Les images issues de la caméra ont une taille de l'ordre de 10x10 μm /pixel.

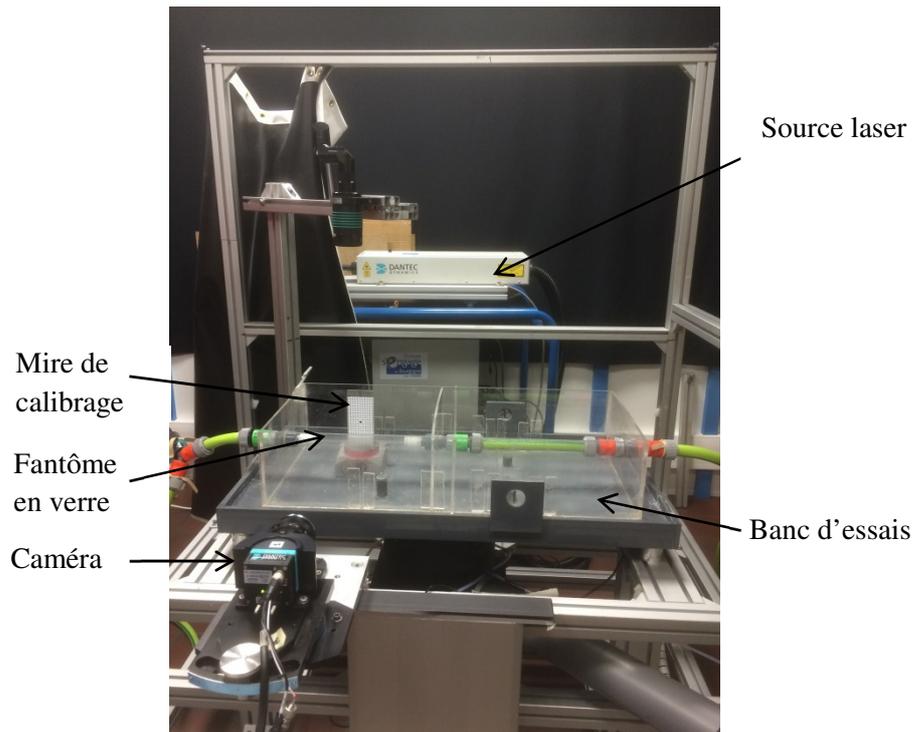


Figure III.35 : Dispositif PIV Dantec® utilisé pour la mesure des vitesses de flux.

La cadence de mesure est de 12 images par cycle. Afin d'avoir un résultat fiable, une mesure avec 200 répétitions est effectuée, donc 2400 images de flux sont à étudier. Comme pour chaque l'instant, la caméra prends deux photos pendant un intervalle du temps entre les deux impulsions laser. L'une est considérée comme l'image de l'état initial et l'autre est l'image de l'état final. 4800 images sont donc acquises sur une durée de 160s. Le système est configuré en standard, les acquisitions des mesures sont réalisées par un plan laser coupant transversalement les fantômes mesurés dans un plan axial (plan de symétrie). Les vecteurs 2D sont ensuite construits par corrélation d'images entre deux états de mesures.

Avant de mesurer les fantômes, il est nécessaire de calibrer la caméra. On utilise pour ce faire une mire spécifique s'appuyant sur une dimension bien connue pour connaître le facteur d'échelle.

En pratique, pour avoir les motifs de mesure, des particules fluorescentes de rhodamine enrobée de PVC de diamètre de 20 μ m enrobées de PVC sont introduites dans l'eau comme l'indique la figure III.36. Le fantôme cylindrique en verre est suffisamment transparent pour identifier les particules.

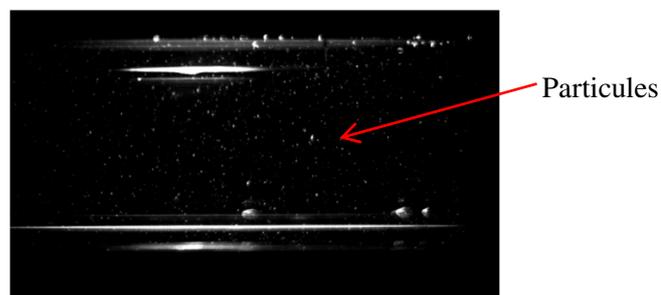


Figure III.36 : Exemples d'images de PIV d'écoulement en fantôme cylindrique en verre.

4.2. Mesure du flux par IRM flux 2D

En principe, deux méthodes existent pour étudier le champ de vitesse à partir des images acquises par IRM : la première est l'IRM en flux 2D (Velocity mapping) et la seconde est l'IRM en flux 4D. Le principe de l'IRM en flux 2D, comme l'indique son nom, est le suivant : chaque mesure est basée sur une série d'images en 2D dans un seul plan d'axe ainsi une seule composante de la vitesse perpendiculaire au plan mesuré est mesurée à la fois. L'IRM en flux 4D consiste à mesurer le fantôme dans trois plans perpendiculaires simultanément, donc les trois composantes de vitesse sont accessibles directement. Ce procédé est employé pour un fantôme axisymétrique d'anévrisme plus complexe qui est présenté dans le chapitre IV. Pour l'étude de l'écoulement dans le fantôme cylindrique en verre, compte tenu de la simplicité de la géométrie, la séquence Flux 2D de 'velocity mapping' est utilisée.

4.2.1. Principe d'IRM Flux 2D

Le principe de cette séquence consiste à acquérir deux signaux à chaque mesure : l'un compensé en flux (utilisation de gradients tripolaires symétriques qui annulent la phase des spins), l'autre codé en flux (utilisation de gradients tripolaires asymétriques qui encodent la phase de manière linéaire par rapport au flux). La soustraction de ces deux données permet d'extraire la phase liée au flux. Ainsi, sur les images de flux en différence de phases, l'intensité du pixel est directement proportionnelle au déphasage accumulé. Une vitesse d'acquisition maximale V_{acq} est définie lors de l'acquisition du signal. A un déphasage $+180^\circ$, correspond une vitesse $+V_{acq}$ et à un déphasage -180° correspond une vitesse $-V_{acq}$. A chaque déphasage, $d \in [-180^\circ, +180^\circ]$ correspond un niveau de gris. Et pour chaque niveau de gris on obtient une vitesse $v \in [-V_{acq}, +V_{acq}]$. La V_{acq} doit être légèrement supérieure à la vitesse maximale du flux pour en obtenir une mesure optimale.

En résumé, ces séquences cinétiques, synchronisées à l'ECG de type velocity mapping, permettent, pour chaque moment du cycle cardiaque, d'avoir une image en amplitude et une image de phase selon une direction. Pour avoir une représentation tridimensionnelle du flux, il faut réaliser trois séries d'images en codage de phases, correspondant aux trois directions de l'espace (droite/gauche, antérieur/postérieur et à travers le plan). Ces trois directions étant perpendiculaires les unes aux autres, les trois axes, portés par celles-ci, forment un repère orthonormé.

La surface de la section peut être déterminée à partir de l'image d'amplitude. La vitesse moyenne au niveau de la section peut être mesurée par l'image de phase correspondante obtenue sur la même zone d'intérêt. La vitesse peut être aussi calculée pour chaque point de la zone d'intérêt. Le profil de vitesse sur la section peut ainsi être tracé pour chaque instant du cycle. Le débit instantané au niveau de la section considérée à un moment du cycle cardiaque peut être aisément déduit du produit de la mesure de la surface et de la vitesse moyenne au niveau de la section. L'intégration de tous les débits instantanés à chaque phase du cycle cardiaque donne la mesure du flux total. Hormis le profil de vitesse qui est sensible aux bruits de mesure, ces éléments peuvent

fournir des éléments de comparaison avec les mesures obtenues par PIV. Enfin le débit calculé par PIV et IRM peuvent être comparés au débit relevé sur le banc.

4.2.2. Mesure de flux dans le fantôme cylindrique en verre

Pour ces essais, l'acquisition est déclenchée par un signal ECG simulé avec exactement la même fréquence que la pompe. Les images ont été acquises par des coupes perpendiculaires à l'axe longitudinal du fantôme, selon la direction de la vitesse principale. 40 séquences d'acquisition d'une coupe transversale du fantôme et de 10 coupes transversale du fantôme avec une épaisseur de 5 mm selon l'axe longitudinal, ont été faites pendant un cycle cardiaque. La résolution spatiale est d'environ 1 mm² par pixel et le temps d'acquisition est de 2 minutes.

4.3. Résultats des mesures du flux pour le fantôme d'AA en verre

4.3.1. Résultats de mesure par PIV

Les essais sont réalisés avec une pression de 173 kPa et un débit de 3.98 L/min.

Afin de traiter les images acquises par PIV, un logiciel de corrélations d'images est utilisé. Un maillage de 123× 73 carrés de 8 pixels × 8 pixels, soit 0,5 mm × 0,5 mm est construit. C'est-à-dire que dans l'image, il y a 123 sections à étudier et pour chaque section, il y a 73 positions dans la direction radiale. Les 67^{ième} et 93^{ième} sections sont sélectionnées pour une étude comparative. Comme affiché dans la figure III.37, l'image n'est pas remplie complètement par le tube ; seulement 42 points de discrétisation dans la direction radiale concernent le flux.

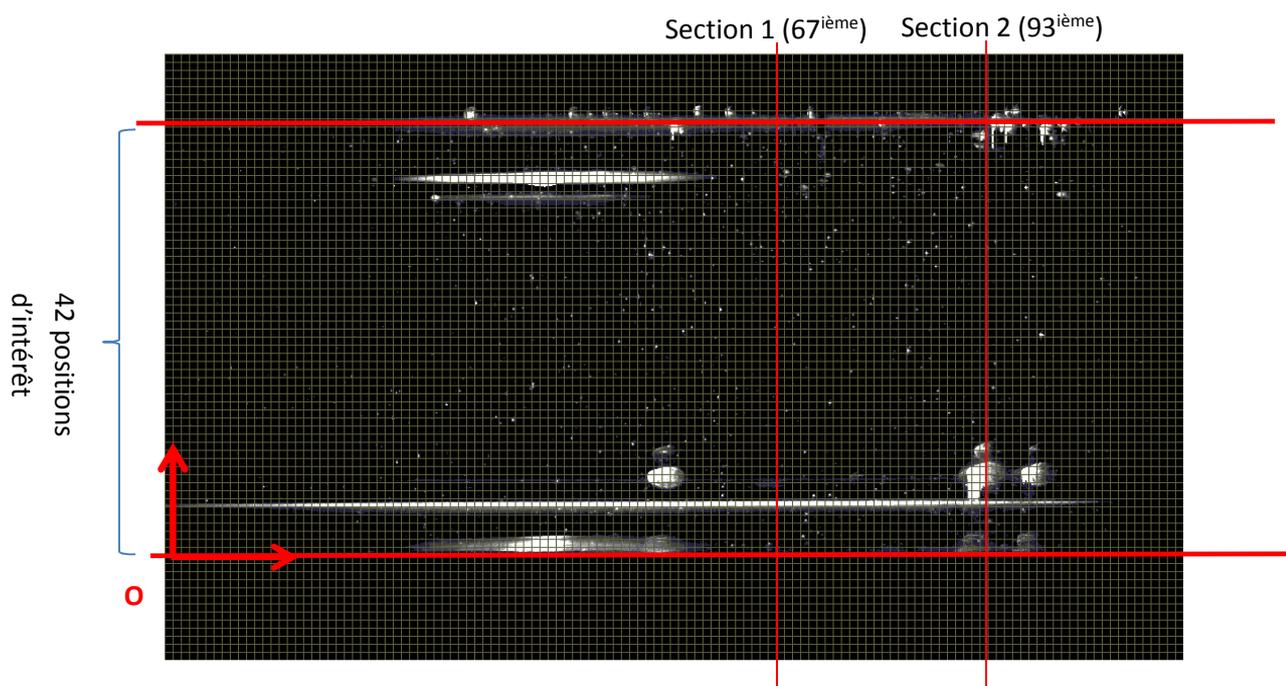


Figure III.37 : Représentation du maillage.

Comme cité dans le paragraphe précédent, une répétition de 200 fois des mesures pour les 12 instants sont nécessaires pour filtrer les bruits par calcul de moyennes. Les résultats issus de la mesure PIV pour les deux sections sélectionnées sont donnés sur la figure III.38.

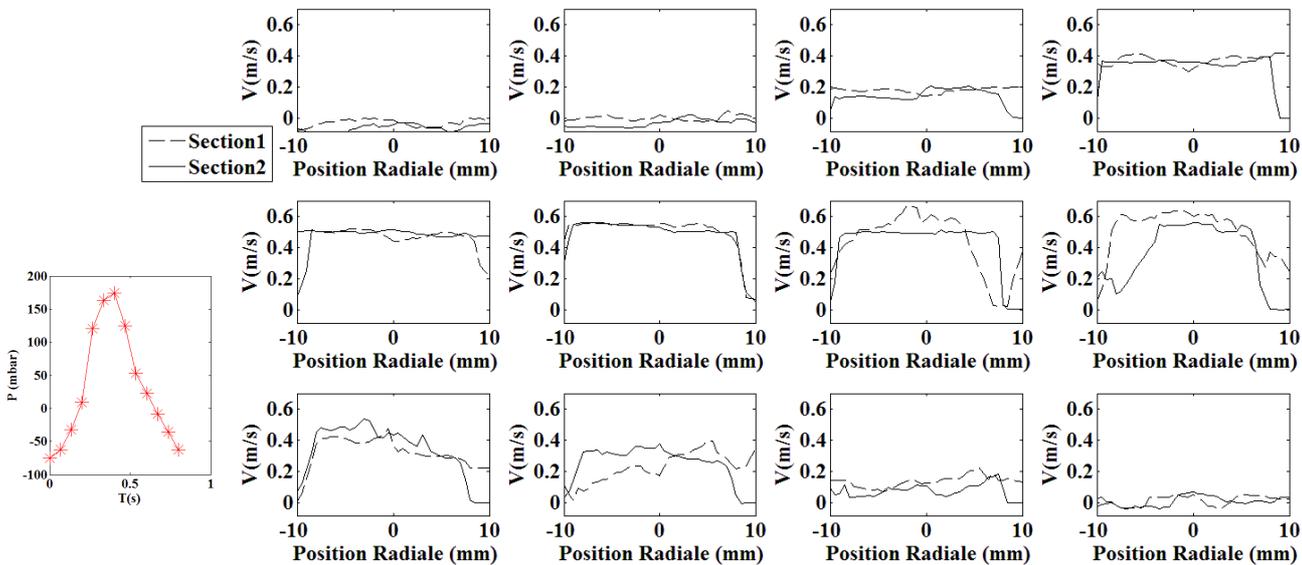


Figure III.38 : Profil de vitesse au niveau des deux sections sélectionnées pour les 12 instants sélectionnés.

En comparant les résultats de ces deux sections, il est notable que pour la plupart des instants de mesure, les courbes coïncident. Ceci montre l'homogénéité des champs de vitesse pour le flux pulsé dans un tube rigide. L'écart entre ces courbes peut être provoqué par les bruits de mesure comme l'influence de la réflexion de lumière sur la mise en correspondance des motifs ou de l'instabilité de flux provoqué par la vibration. De plus, le nombre de Reynolds est égal à 4000 en moyenne. Il atteint donc le seuil de régime turbulent, ce qui aggrave les bruits de mesure.

4.3.2. Comparaison des résultats des mesures par PIV et par l'IRM

Nous avons comparés les résultats issus de PIV et d'IRM pour la section 2 dans la figure III. 39. On remarque que les courbes coïncident bien quand la vitesse est élevée. Au contraire, il existe un petit espace pour la vitesse proche de zéro. En effet, comme pour toutes les techniques d'imagerie par résonance magnétique, IRM 4D flux souffrent du bruit, qui peut conduire à des erreurs dans les vitesses d'acquisition, et un décalage peut apparaître pour de faibles valeurs de vitesse. En calculant la vitesse moyenne de la section à chaque instant pour les deux moyens de mesure, il est possible de tracer les courbes d'évolution de la vitesse au cours du temps dans la figure III.40. Le maximum de la vitesse moyenne de la section V_m est 0,48 m/s pour la mesure de PIV et 0,45 m/s pour la mesure d'IRM, soit un écart relatif de 6,25%.

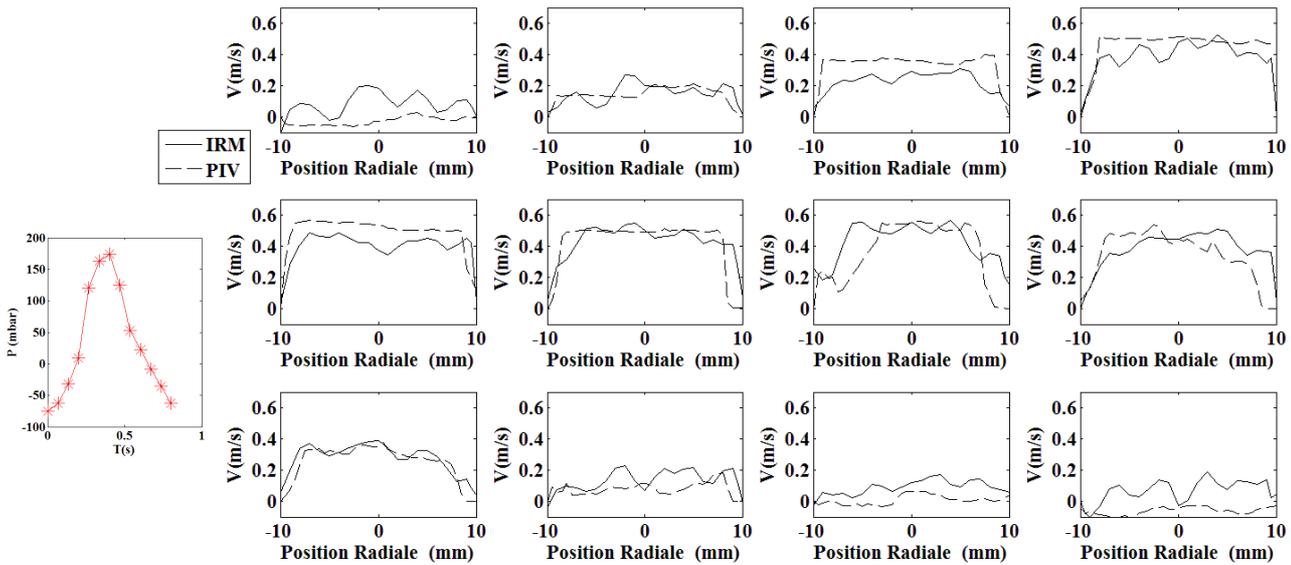


Figure III.39 : Comparaison de profils de vitesse issus de PIV et IRM pour 12 instants du cycle.

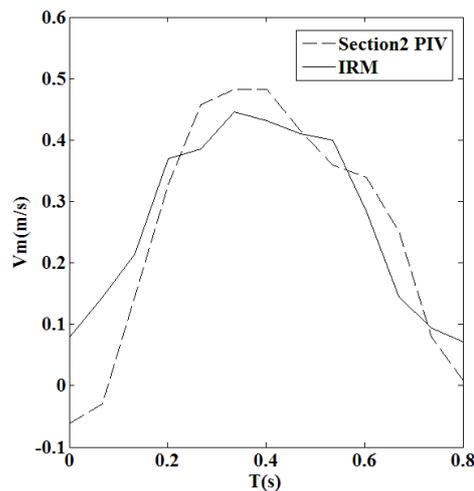


Figure III.40 : Comparaison des mesures de l'évolution de la vitesse moyenne sur la section issue de PIV et IRM.

Pour cette étude sur le tube rigide en verre, on constate, de plus, que la vitesse est maximale au moment où la pression est maximale. Il n'y a donc pas de déphasage entre le profil de vitesse et le profil de pression.

4.3.3. Validation du protocole métrologique sur l'étude de flux

Afin de vérifier les résultats d'expérimentation, une étude analytique est effectuée. La solution pour l'écoulement pulsatile dans un tube rigide droit est connue sous le nom de 'Womersley solution'. Les résultats analytiques sont donnés dans la figure III.41, et la formulation de cette étude est présentée en détail dans l'annexe II. On remarque la bonne correspondance des résultats sauf sur les bords au moment du reflux. Ceci peut être dû aux hypothèses simplificatrices du modèle.

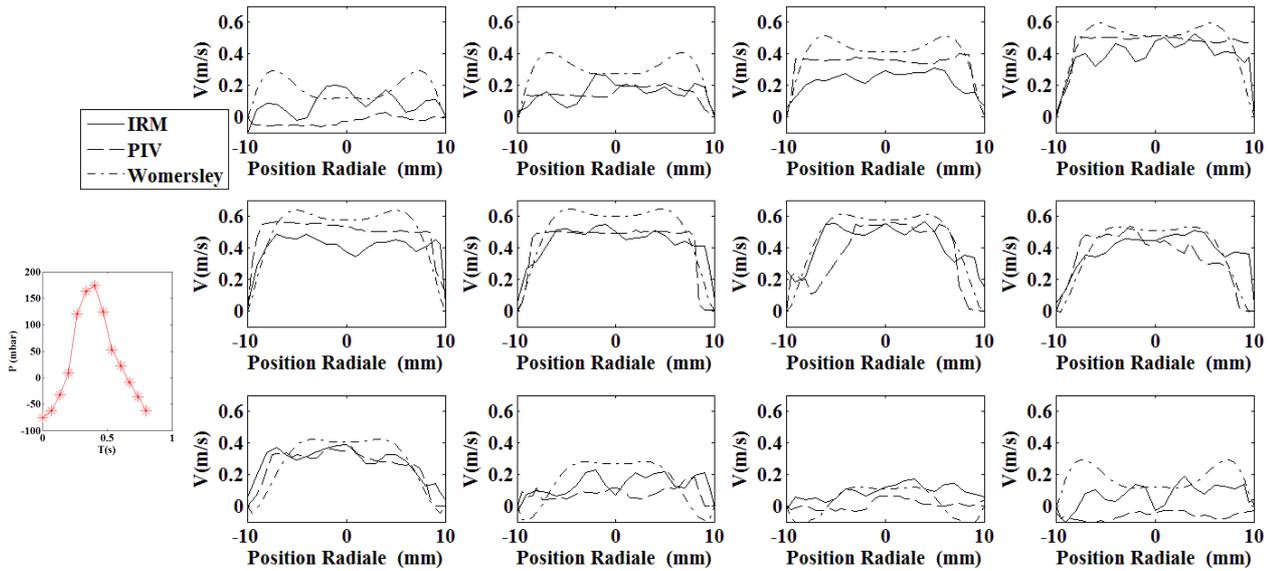


Figure III.41 : Comparaison des résultats de mesure par PIV et IRM avec les résultats du modèle théorique de Womersley pour les 12 instants considérés du cycle.

Un autre élément de vérification concerne le débit global (élément important en hémodynamique). Le débit pendant une minute est donc calculé à partir des résultats des profils de vitesse théorique et expérimentaux puis comparé pour mieux évaluer la faisabilité de la méthodologie.

Le débit Q est calculé à partir de l'expression (Eq. 3.6) dont le figure III.42 en donne une esquisse de démonstration.

$$Q = \frac{\sum_{m=1}^{12} (V_1 S_1 + \dots + V_{n-1} S_{n-1} + V_n S_n)_m}{12} * 60 \quad (\text{Eq. 3.6})$$

Avec m, indice représentant les 12 instants, n, indice de la position radiale sur la section section, V_n , vitesse axiale variant suivant la position radiale et $S_n = \pi * (R_n^2 - R_{n-1}^2)$ section où V_n est considérée.

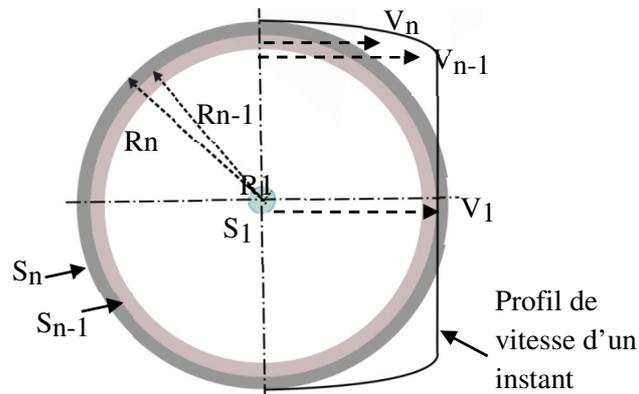


Figure III.42 : Schématisation du calcul de débit.

En résumé, les résultats sont donnés dans le tableau III.15 :

	Valeur maxi de V_m	Débit (L/min)	incertitude relative par rapport au débitmètre
PIV	0,48m/s	4,088	2,5%
IRM	0,45m/s	4,166	4,6%
Débitmètre	×	3,98	×

Tableau III.15 : Calcul de débit.

Ces résultats montrent que les débits mesurés à partir du profil de vitesse par IRM sont cohérents, qu'ils présentent une faible incertitude et qu'ils sont comparables à ceux mesurés par PIV.

On peut donc conclure que les résultats d'un champ pulsé simple obtenus par IRM et PIV sont donc bien corrélés.

5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté et décrit un banc d'expérimentation représentatif du système cardiovasculaire humain et les techniques de mesure associées : acquisition d'images par stéréovision, par le dispositif PIV et par IRM. Dans un souci de confirmation métrologique⁵, nous avons mené un certain nombre d'essais comparatifs entre ces techniques et confrontés les résultats de mesure obtenus in vitro sur des fantômes simples d'AAA en silicone ou en verre. Ces essais ont conduit à la validation du processus de mesure mis en œuvre avec des résultats relativement similaires, notamment en termes de déformation par les mesures de stéréovision et de l'IRM, de l'évolution de vitesses par le dispositif PIV et l'IRM flux 2D. Il est donc possible d'approfondir cette étude en appliquant la méthodologie à des fantômes d'AAA plus complexes comme présentés dans les chapitres suivants.

⁵ Selon la norme NF EN ISO 10012 §3.5, la confirmation métrologique est un ensemble d'opérations nécessaires pour assurer qu'un équipement de mesure répond aux exigences correspondant à l'utilisation prévue.

Chapitre IV : Etude expérimentale sur fantôme d'AAA axisymétrique in vitro

1. Introduction

L'objet de ce chapitre est, après avoir présenté les techniques de mesure et la méthodologie d'expérimentation ainsi que sa validation au chapitre III, d'étendre le champ d'étude à des fantômes présentant un anévrisme in vitro avec le banc validé d'essais présentés.

Comme il a été décrit au Chapitre II. § 4.1.2, les AAA sont, selon les sujets, de formes et dimensions très variées même s'il est possible de les classer en fusiforme et sacculiforme. Dans le cadre de ces travaux, deux modèles de fantômes fusiformes ont été utilisés pour les études expérimentales et numériques. Ces fantômes sont soit des répliques simples d'AAA de forme symétrique, soit des répliques plus réalistes d'AAA de formes plus complexes. Tous ces modèles d'AAA ont été élaborés sans ILT (thrombus infralimal).

Dans un premier temps, nous avons effectués des expérimentations sur un fantôme simple d'AAA axisymétrique afin, tout d'abord, de pratiquer notre méthodologie et ensuite de comprendre les paramètres importants pour le traitement. C'est l'objet de ce chapitre IV qui expose les résultats obtenus expérimentalement sur ces fantômes simples d'AAA.

Au paragraphe §2, une brève description des échantillons est faite en termes géométriques et matériau. Ces données servent aux modélisations expérimentales et numériques présentées ultérieurement.

Au paragraphe §3, des résultats de différents essais menés sur ces fantômes sont présentés. Ils concernent la mesure de champs de déformation sous différentes conditions de débit, de pression, en statique ou en dynamique, selon le protocole de mesure décrit au chapitre III §3.

Au paragraphe §4, des travaux expérimentaux sur l'écoulement de flux à l'intérieur de différentes répliques d'AAA sont présentés. Menés sur la base d'essais de PIV, leurs résultats de mesure sont comparés à ceux obtenus dans des conditions opératoires similaires par la technologie IRM flux 4D.

2. Description des fantômes

En vue de pratiquer des mesures in vitro, nous avons été amenés à utiliser des fantômes ou répliques d'AAA, au comportement matériel proche de celui-ci d'une artère. Ainsi, ces matériaux d'essais, aux caractéristiques dimensionnelles et géométriques différentes selon les essais, ont été conçus et fabriqués, en silicone, par notre partenaire, le GMIT's Galway Medical Technology Centre (GMIT : Galway-Mayo Institute of Technology), en Irlande.

De forme cylindrique avec une génératrice caractérisée par une excroissance ou gonflement localisé reproduisant l'anévrisme, un modèle cylindrique d'AAA fusiforme a été fabriqué par moulage. Sur la figure IV.1 sont données ses principales caractéristiques dimensionnelles et géométriques, avec un diamètre intérieur maximal de 60 mm et un diamètre de l'aorte proximale et distale de 24 mm. L'épaisseur de la paroi artérielle est a priori constante et de l'ordre de 2 mm ; des mesures par ultrasons ayant été effectuées à l'aide du capteur *Parametrics 25DL plus* pour contrôler cette épaisseur.

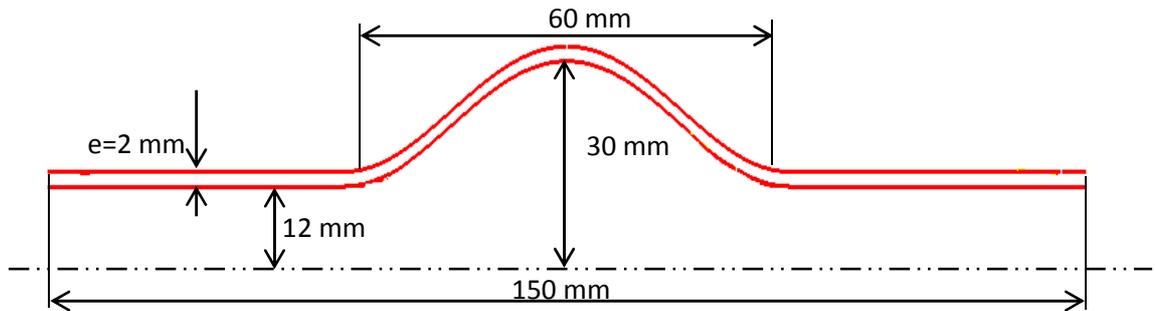


Figure IV.1 : Coupe d'une réplique simple d'AAA.

En vue d'étudier l'influence d'épaisseur sur le comportement d'un AAA, un fantôme équivalent avec des variations d'épaisseur de l'ordre de 1 mm a été fabriqué. Celle-ci a été mesurée aussi par ultrasons, selon un protocole de mesure bien défini. Les mesures ont ainsi été réalisées en 6 sections droites du fantôme (distantes de 20 mm) pour 4 points de mesure en chacune des circonférences de ces sections. La moyenne des épaisseurs, pour chaque section, est donnée figure IV.2. Ces résultats de mesure montrent un profil de fantôme d'AAA avec, à gauche, au niveau du raccordement de l'artère saine à l'anévrisme, un amincissement pariétal de l'ordre de 1 mm.

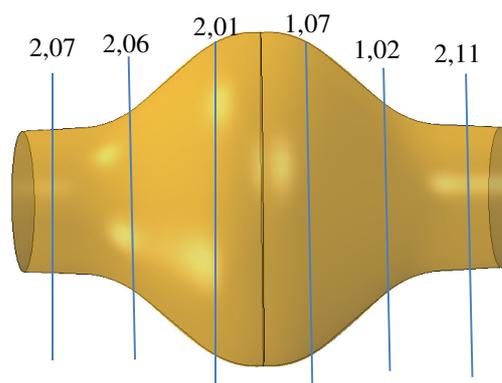


Figure IV.2 : Profil de l'aorte pour un modèle d'AA à épaisseur variable exprimée en mm.

Le matériau utilisé, pour reproduire les propriétés d'une artère, est un élastomère translucide bi-composant (silicone ELASTOSIL® M 4641 A et B, Wacker Chemie AG) qui a été mélangé dans un rapport de 10 pour 1 en masse. Une description détaillée de la matière utilisée se trouve dans le tableau IV.1

Produit mélangé	Couleur	Viscosité du mélange μ (MPa·s)	Densité ρ (g/cm ³)	Dureté H _a (Shore A)	Limite élastique σ_e (N/mm ²)	Allongement à la rupture A (%)
M 4641 A et B	Transparent	30	1.07	43	4.5	300

Tableau IV.1 : Description matérielles des fantômes.

3. Expérimentation de mesure de déformation du fantôme d'AAA axisymétrique in vitro

Dans ce paragraphe, nous traitons des mesures de déformation d'AAA in vitro selon la méthodologie décrite au chapitre 3. L'objectif de l'étude, outre la mesure de champ de déformations, est d'identifier les facteurs d'influence sur le niveau et la distribution des déformations.

Des essais menés sur les répliques cylindriques d'AAA sont présentés. Ces essais ont été réalisés sous chargement de pression statique et dynamique. Essentiellement menés au laboratoire par mesure en stéréovision, certains de ces essais ont été également réalisés au CHU de Dijon avec des mesures en IRM.

En vue d'obtenir les distributions globale et locale de déformation sur fantôme d'anévrisme, une attention particulière a été portée sur l'objectif de la caméra à utiliser. L'objectif photographique est un système optique convergent formé de plusieurs lentilles donnant des images réelles sur la surface de capteur de caméra. Un objectif se caractérise par sa distance focale (ou plage de focale pour un zoom) et son ouverture maximale. Pour un même objet observé, plus la focale est longue, plus le champ de vue obtenu est petit.

Après avoir testé plusieurs objectifs optiques, en prenant en compte la taille des fantômes d'AAA, nous avons retenu deux objectifs aux focales respectives de 50 mm et 75 mm. Les champs de vue, mesurés lors de la mise au point de caméras, sont respectivement de 68×59 mm² pour l'objectif de 50 mm et de 34×29 mm² pour l'objectif de 75 mm (cf. figure IV.3). Pour les mesures globales de champs de déformations, nous retiendrons l'objectif de 50 mm ; pour les mesures locales, nous utiliserons l'objectif de 75 mm.

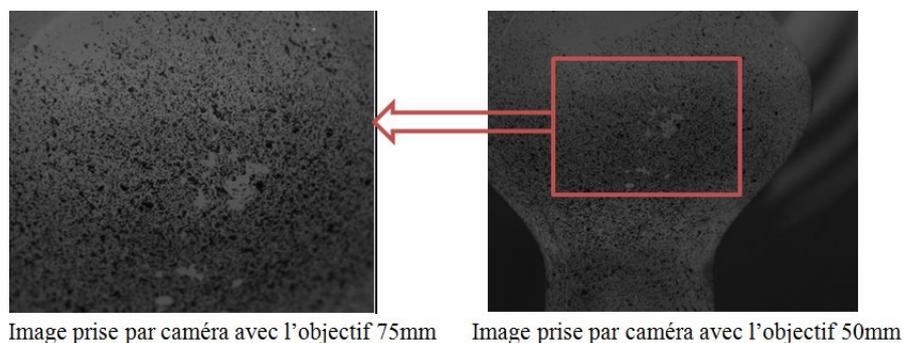


Figure IV.3 Champs de vue pour les deux objectifs considérés.

3.2. Essais sous pression statique

Les essais sous pression sur ces fantômes ont été effectués pour un niveau de pression d'air de l'ordre de 8 kPa soit 60 mmHg. La mesure, par stéréovision et technique associée de corrélation d'images, de champs de déformations suit le protocole décrit chapitre III et dont la figure IV.4 en donne une représentation.

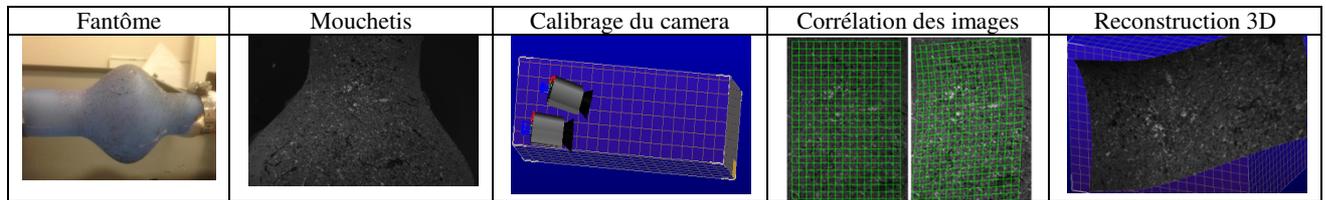


Figure IV.4 : Processus de mesure sur fantôme d'AAA.

Pour ces essais, des photos d'une résolution 2456×2048 pixels ont été prises. La méthode de corrélation d'images a été appliquée à partir de mailles carrées de 1 mm² pour une bonne résolution spatiale. Les figures IV.5 et IV.6 représentent respectivement les champs de déplacements et de déformations mesurés sous chargement statique. Logiquement, nous obtenons des distributions symétriques tant axialement que radialement. En termes de champs de déplacements, selon la figure IV.5, nous constatons bien que la direction du déplacement est normale à la surface et, que le déplacement est maximal dans une zone « M », encadrée figure IV.5, comprise entre le raccordement de l'anévrisme à l'artère saine et la partie supérieure de l'anévrisme (au diamètre le plus grand). A cet endroit, le gonflement radial est de l'ordre de 1,5 mm.

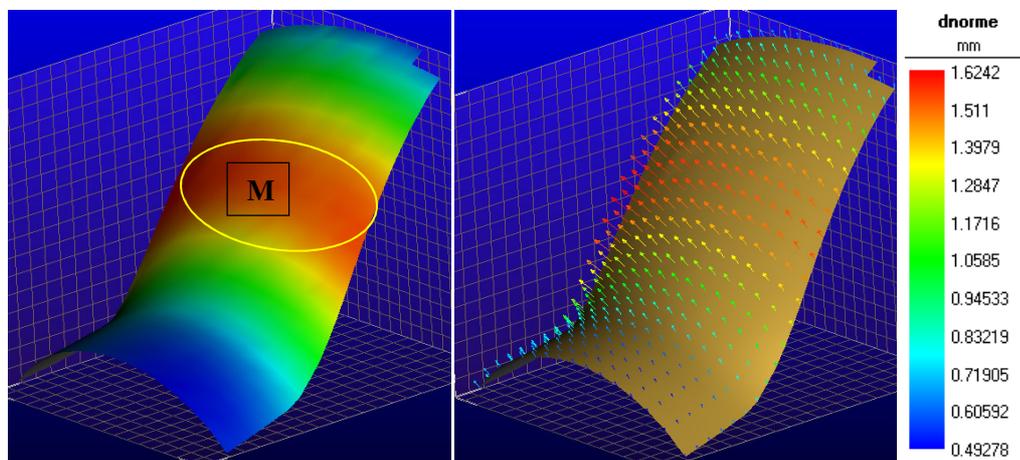


Figure IV.5 : Distribution des déplacements pour le fantôme simple d'AAA, à épaisseur constante, soumis à une pression statique 8 kPa.

En termes de champs de déformations, cf. figure IV.6, la direction de la déformation principale maximale est circonférentielle. Le champ de distribution des déformations est homogène dans la circonférence hormis en quelques points de mesure bruités que nous attribuons à la qualité du mouchetis apposé sur le fantôme avec en ces points des motifs plus grossiers. Dans la zone « M » identifiée ci-dessus, cette déformation maximale est de l'ordre de 6,34 %.

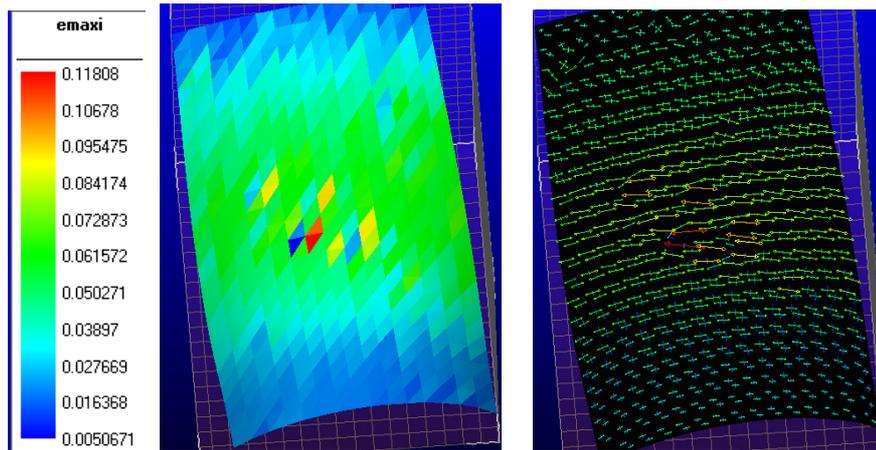


Figure IV.6 : Distribution du champ de déformations pour le fantôme simple d'AAA, à épaisseur constante, soumis à une pression statique 8 kPa.

Ces mêmes essais ont été reproduits au CHU de Dijon en plaçant le fantôme immergé dans de l'eau à l'intérieur de la machine IRM du type 3T, modèle Trio TIM Siemens avec une antenne réseau phasé. Les séquences d'image utilisées sont des séquences échos de gradient de type SSFP et la qualité de leur acquisition est assurée par l'ajout, dans l'eau, d'un produit de contraste à base de gadolinium.

La figure IV.7 montre deux images de coupes du fantôme d'AAA en sa section la plus grande correspondant à deux niveaux de pression appliquée différents. Le plan de mesure ou plan de coupe n'étant pas parfaitement perpendiculaire à l'axe du fantôme, la section d'anévrisme obtenue par l'IRM s'avère être légèrement elliptique. Ceci peut s'expliquer par le fait que, sous faible pression, ce qui est le cas lors de la configuration initiale, le fantôme est presque à l'état libre et sa forme est fortement dépendante de légères contraintes internes due à un alignement non parfait des liaisons sur le banc. Cette image correspond à un essai sous pression statique de 8 kPa. Et, les résultats de mesure associés permettent une estimation, sous charge, du diamètre maximal intérieur de l'anévrisme à 64 mm soit une augmentation du rayon comprise entre 1,5 et 2,0 mm. Ce résultat de mesure est légèrement supérieur à la mesure par stéréovision.

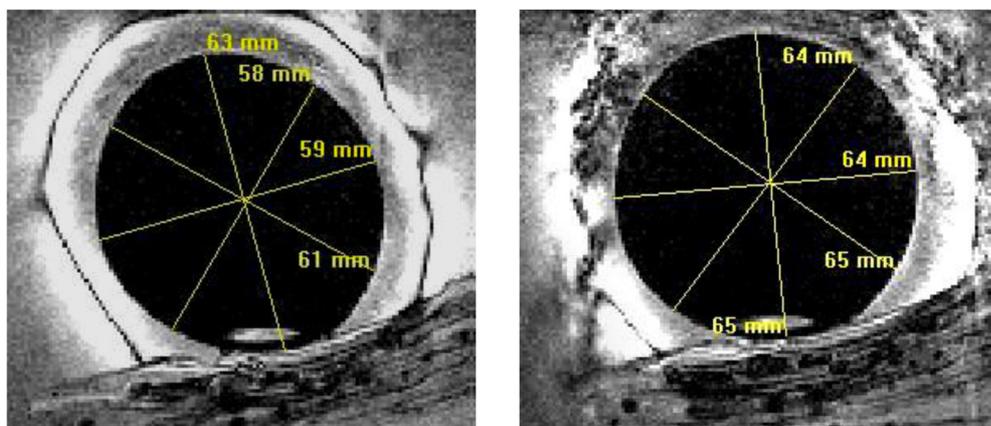


Figure IV.7 : Mesure de diamètre des images d'IRM pour l'état initial (gauche) et état déformé (droit) sous l'effet d'une différence de pression de 8kPa.

Chapitre IV --- Etude expérimentale sur fantôme d'AAA axisymétrique in vitro

En comparant les résultats de stéréovision et ceux d'IRM, cette première étude statique montre la capacité du système de stéréovision à mesurer les déformations de fantôme dans le cadre de l'étude des AAA. La cohérence entre les deux résultats est satisfaisante.

Dans un deuxième temps, une série de mesure par stéréovision pour différents niveaux de pression ont été menées sur les deux fantômes simples d'AAA, fantôme avec épaisseur constante et fantôme avec épaisseur variable. Les principaux résultats sont donnés dans le tableau III.2 en termes de déformation.

Fantôme simple d'AAA	d'épaisseur constante (2 mm)					d'épaisseur variable			
						Coté e= 2 mm		Coté e= 1mm	
Pression p (KPa)	7	8	14	16	19	8	14	8	14
Déformation maxi ϵ_{MAX} (%)	5.5	6.2	11	12.1	13.9	6.1	10.8	11.5	18.5
Ecart type σ_ϵ (%)	0.01	0.01	0.016	0.02	0.023	0.01	0.02	0.014	0.03

Tableau IV.2 : Synthèse des résultats d'estimation des déformations sur les fantômes simples d'AAA après mesurage par stéréovision.

Pour le fantôme simple d'AAA à épaisseur constante, les résultats de mesure montrent, quel que soit le niveau de pression, une distribution du champ de déformations inchangée et homogène, comme il se doit. De même, sous l'effet de l'accroissement de la pression statique, induisant un gonflement de l'anévrisme, la déformation maximale ϵ_{MAX} (évaluée dans zone centrale) s'est également accrue, de manière linéaire, cf. figure IV.8, pour atteindre un niveau maximal d'environ 15% sous une pression p de 19 kPa soit 145 mmHg. A ce stade de la déformation, on note une légère inflexion de la courbe ϵ_{MAX} . Cette tendance est à mettre en relation avec la courbe contrainte-déformation, identifiée expérimentalement et présentée chapitre V § 3. Linéaire dans sa première partie pour une déformation ϵ inférieure à 15 %, elle s'incurve au-delà.

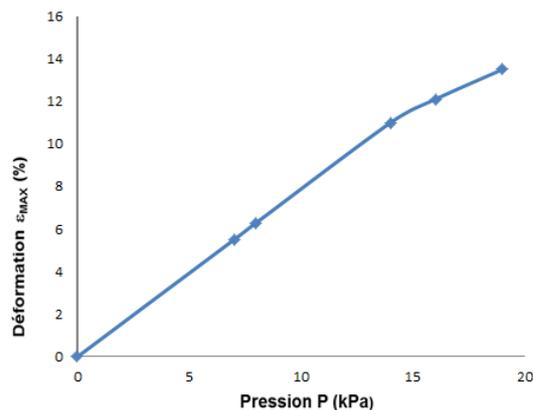


Figure IV.8 : Courbe déformation ϵ_{MAX} vs pression p – réplique simple d'AAA à épaisseur constante.

Pour le fantôme simple d'AAA à épaisseur variable, l'étude des déformations montre que la distribution n'est plus homogène ni symétrique. Néanmoins, la direction de la déformation principale ϵ_1 est toujours circonférentielle et la déformation maximale ϵ_{MAX} est toujours située dans la zone « M » comprise entre le raccordement de l'artère saine à l'anévrisme et la zone de gonflement extrême de cet anévrisme. On note

également que la déformation maximale, dans la zone la plus fine de 1 mm (cf. tableau IV.2), vaut quasiment le double que celle relevée pour une épaisseur de 2 mm. L'épaisseur est, bien sûr, un paramètre important à prendre en compte dans l'étude de l'évolution d'un anévrisme.

3.3. Essais sous pression dynamique

Comme évoqué au chapitre II, les sollicitations mécaniques exercées sur l'aorte sont dynamiques et périodiques. C'est pourquoi, des essais en dynamique, sous un chargement suivant un cycle de type cardiaque, ont été effectués sur le banc développé. Les résultats présentés ci-après visent à montrer la capacité du banc d'essai à reproduire un cycle simulé et à en mesurer les effets sur les fantômes d'AAA.

Application au fantôme simple à épaisseur constante

L'objectif de ces essais est la validation du processus de mesure et la détermination de sa fiabilité. En ce sens, l'état de déformation du fantôme considéré a été évalué à la fois par stéréovision et par IRM selon modalités techniques décrites au chapitre 3. Les conditions expérimentales appliquées, reproduisant le flux cardiaque, considèrent un écoulement (eau) régulée selon les conditions suivantes : une pression maximale fixée à 19 kPa, un débit de 4 L/min et une fréquence de cycle de 0,8 s.

3.3.1.1. Présentation de résultats obtenus par IRM

Pour cet essai mené au CHU de Dijon, 23 prises de mesures, coupes ou sections transversales, furent acquises selon un pas axial de 3 mm afin de couvrir l'ensemble du fantôme. A chacune de ces prises de mesure, 40 images furent enregistrées au long du cycle « cardiaque », soit l'acquisition de 920 images au format Dicom pour un essai. Chacune de ces images ont alors été traitées à l'aide d'un algorithme de détection de cercle et ont permis de suivre, au cours d'un cycle « cardiaque », l'évolution morphologique du fantôme considéré. Ainsi, la figure IV.9, nous présentons l'état du profil longitudinal du fantôme cylindrique à épaisseur constante en deux états extrêmes. En bleu, la courbe d'évolution axiale du rayon pariétal interne représente le rayon initial. En rouge, la courbe d'évolution axiale du même rayon pariétal correspond au niveau de pression le plus élevé du cycle ($p = 19$ kPa).

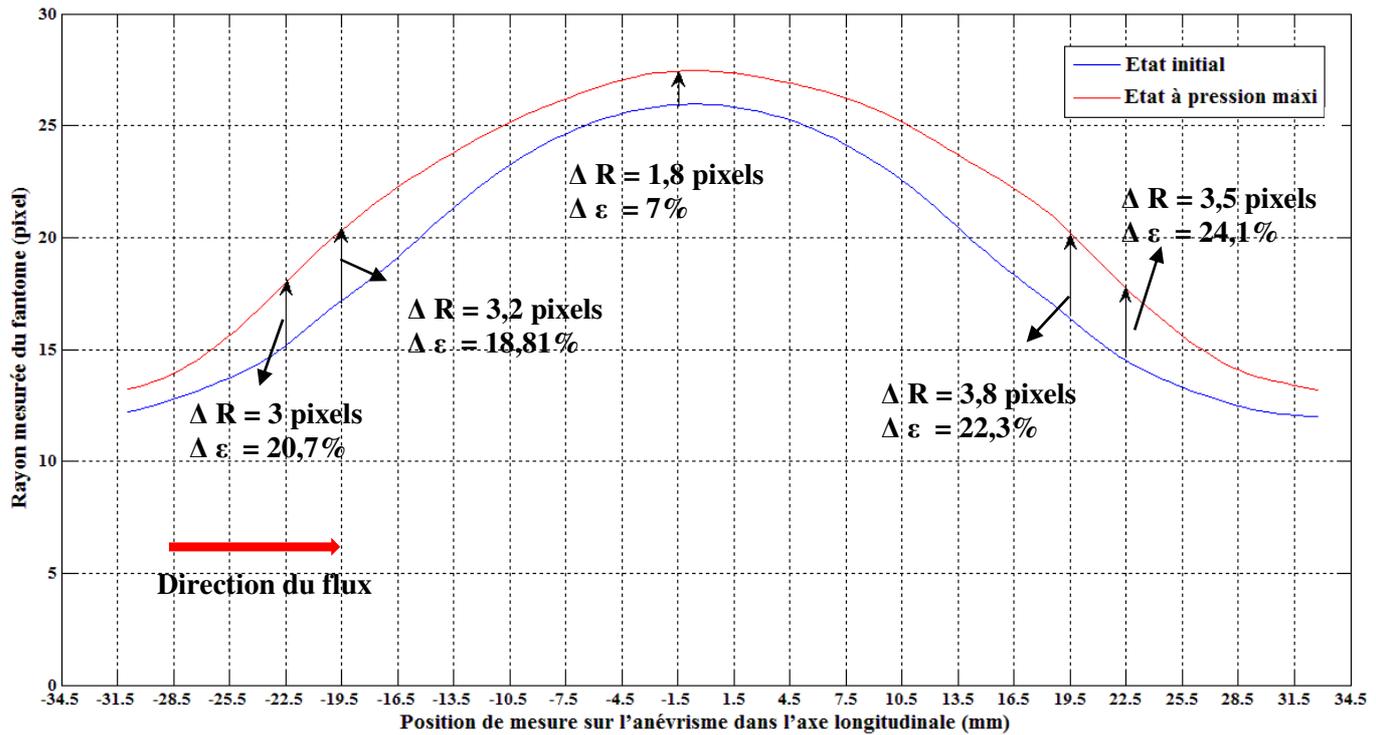


Figure IV.9 : Profils intérieurs du fantôme cylindrique d'AAA à épaisseur constante en deux états.

Ces résultats, avant ou après déformation, ont été obtenus avec un écart-type de 0,1 pixel autour du rayon pour chaque mesure de cercle, cf. chapitre III § 3.3.3 ; Sur la figure IV.9, des mesures dimensionnelles ont été prélevées sur les coupes IRM nous semblant les plus adéquates situées en zone centrale et au sommet de l'AAA. Nous pouvons noter que, du côté amont ou proximal de l'anévrisme (flux d'entrée), la dilatation maximale est 20,7% et que du côté aval de l'anévrisme ou distal (flux de sortie), elle est de 24,3%. Il est notable que la dilatation maximale proximale est inférieure à déformation distale. Cette différence importante, de l'ordre de 14%, est probablement due au sens d'écoulement du flux dont on peut supposer qu'il vienne s'appuyer frontalement sur la paroi aval interne si l'influence de l'installation du fantôme sur les résultats sont négligeable. Au sommet de l'AAA, cette dilatation est nettement moins élevée et de l'ordre de 7%.

3.3.1.2. Présentation de résultats obtenus par stéréovision

Limité par le champ de vue des caméras, les essais menés par stéréovision ont nécessité des prises de vue séparées des parties proximale et distale du fantôme. Afin d'obtenir un aperçu global de la distribution des déformations de la réplique, les résultats de chacune des cartographies des déformations ont été reliées et juxtaposées sur la figure IV.11.

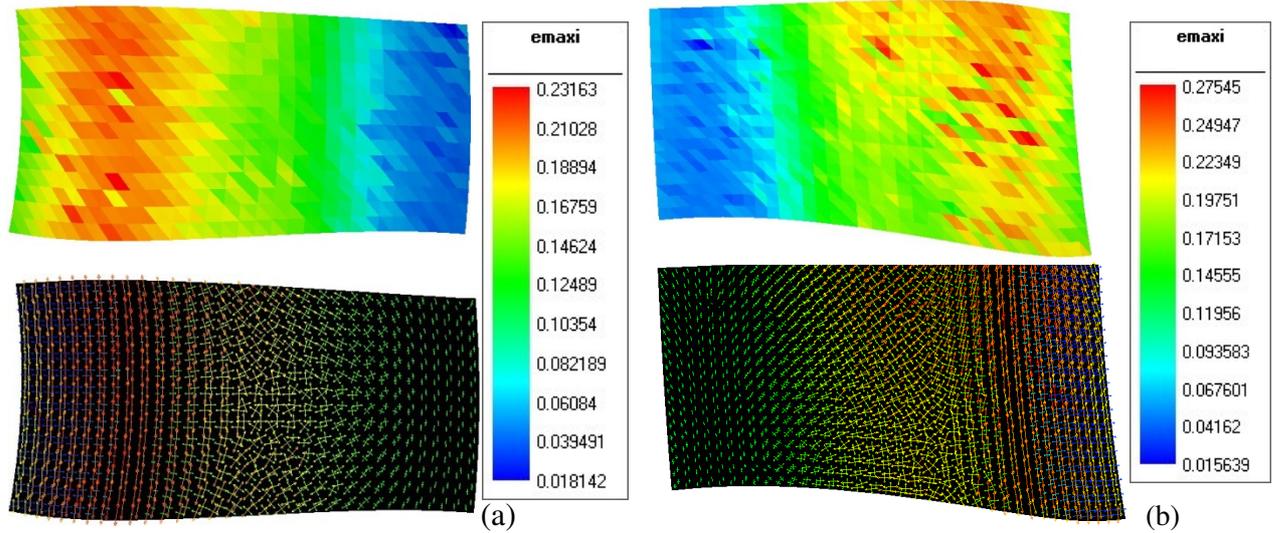


Figure IV.10 : Distribution de la déformation pour l'état le plus déformé (modèle M1). (a) partie proximale ou côté amont ; (b) partie distale ou côté aval.

	Partie proximale (côté amont)	Partie distale (côté aval)
$\bar{\epsilon}_{MAX}$	0,1989	0,2227
Ecart-type $\sigma_{\epsilon_{MAX}}$	0,0092	0,013

Tableau IV.3 : Résultats numériques des déformations maximales $\bar{\epsilon}_{MAX}$ obtenues sur le fantôme cylindrique d'AAA à épaisseur constante sous une pression dynamique de 19 kPa.

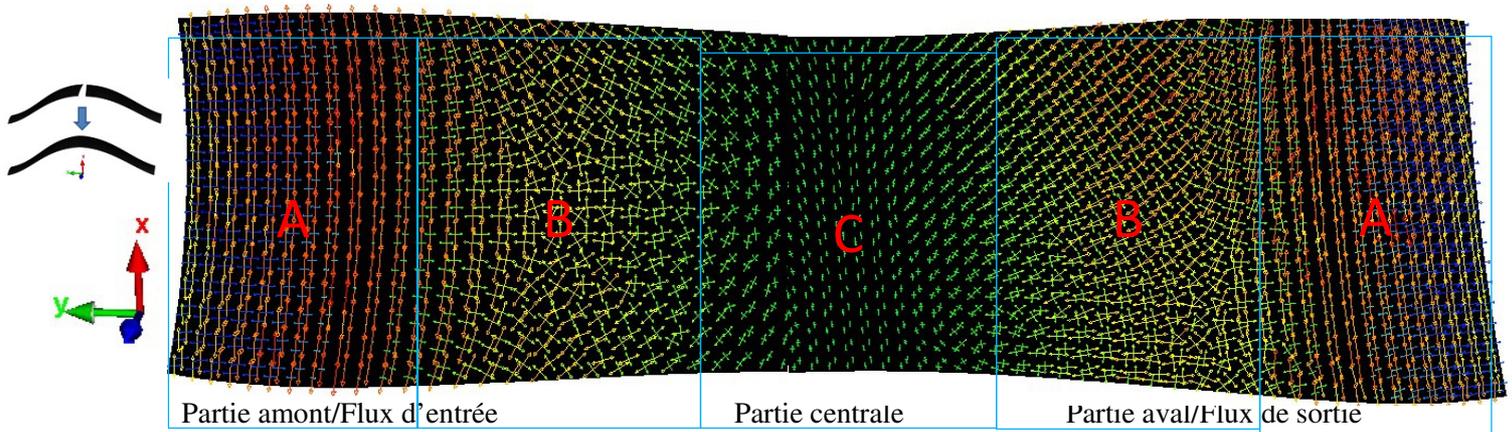


Figure IV.11 : Répartition du champ de déformations sur le fantôme cylindrique d'AAA dans son état le plus déformé.

Sur la figure IV.11, nous distinguons trois zones de déformation. En zone A, partie amont et aval de l'anévrisme au niveau du raccordement à l'artère saine, on remarque que la direction de la déformation principale est circonférentielle. La déformation maximale est de l'ordre de 20% pour la partie amont et de 22,5% pour la partie aval soit un écart relatif de 11%. Comme évoqué au paragraphe précédent, on pourrait penser que ces résultats peuvent s'expliquer par le sens d'écoulement du fluide mais aussi par le fait que la

zone distale est plus sujette aux turbulences. Plus loin nous donnons quelques explications sur ce point qui fait l'objet d'une vérification spécifique. En zone B, côté amont, on note que l'orientation de la déformation principale est orientée à 45° par rapport à l'axe longitudinal du fantôme. En zone B, côté aval, on retrouve cette orientation privilégiée de la déformation principale même si dans la partie inférieure de cette zone la distribution apparaît plus désordonnée. Probablement ce phénomène chaotique est-il lié à l'influence du fluide ?

En partie centrale, la distribution des déformations principales a tendance à retrouver une orientation circonférentielle. Nous pouvons également constater que la distribution est symétrique par rapport à la direction de l'axe du fantôme. En cette zone centrale, correspondant à l'endroit où le diamètre de l'anévrisme est le plus grand, la déformation y est la plus faible et de l'ordre de 5%.

3.3.1.3. Comparaison des résultats obtenus par les deux techniques de mesure

La figure IV.12, ci-dessous, représente l'évolution du champ de déformations le long de l'anévrisme obtenue à partir des mesures effectuées soit par stéréovision, soit par IRM, pour un niveau de pression maximale de 19 kPa (145mmHg).

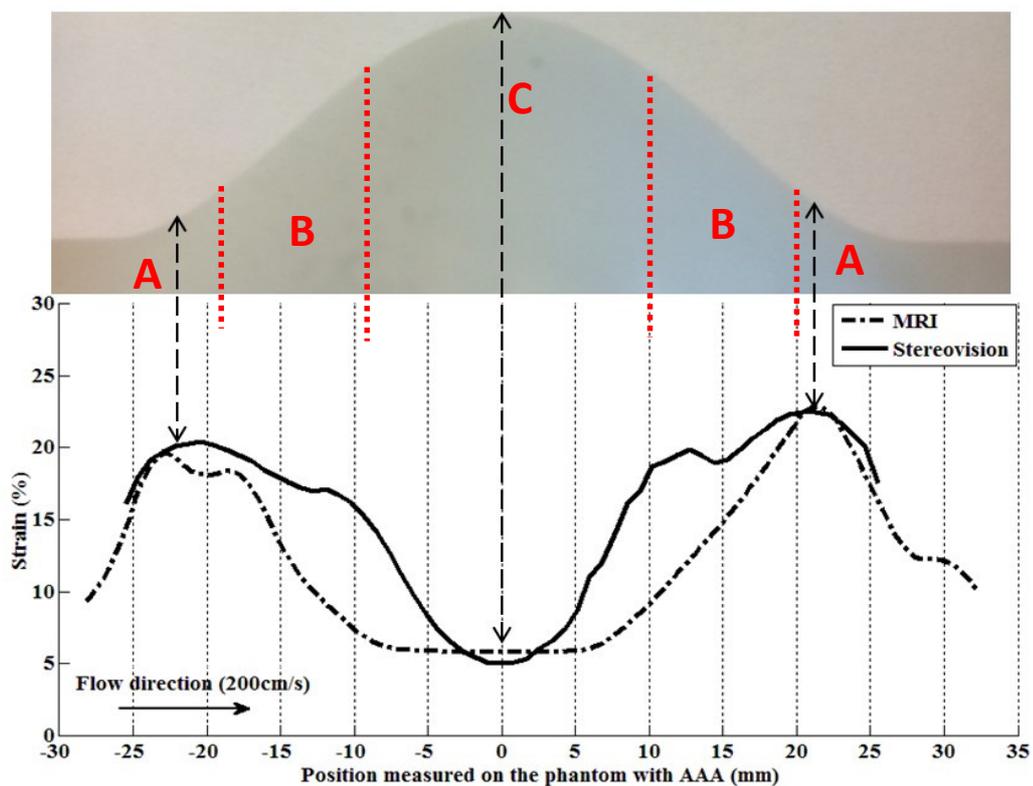


Figure IV.12 : Comparaison des résultats de déformation entre stéréovision et IRM.

D'après la figure IV.12, on note que le profil des courbes de déformation, le long de l'anévrisme, sont presque similaires pour ces deux techniques. Toutefois, les écarts relevés entre ces deux courbes de déformation sont en partie due aux techniques de mesure et à l'échantillonnage de mesure associé. Pour rappel, en IRM, des séquences de mesure distantes de 3 mm ont été acquises tout le long du fantôme. Quant aux résultats de mesures

obtenus par stéréovision et déduites de la technique de DIC, ils sont issus d'un maillage de 8,5 mm × 16.9 mm. Ainsi, par IRM seules 22 coupes du fantôme d'AAA ont été relevées contre 62 en stéréovision ; la zone d'étude étant limitée à la partie anévrismale de 60 mm représentée cf. figure IV.12. Par ailleurs, la méthode pour calculer les déformations de l'anévrisme pour la technique IRM peut également aggraver la différence.

3.3.2. Application au fantôme simple à épaisseur variable

Les résultats présentés ci-dessous ont été obtenus selon le même processus décrit précédemment. Le fantôme d'AAA considéré est dans le cas présent la réplique cylindrique à épaisseur variable. Les conditions expérimentales furent les suivantes : une pression maximale de 17 kPa, un débit de 4 L/min et un temps de cycle de 0.78 s.

La figure IV.13 donne le champ de distribution des déformations déduit par DIC appliquée aux images acquises par stéréovision au moment où le fantôme est le plus déformé.

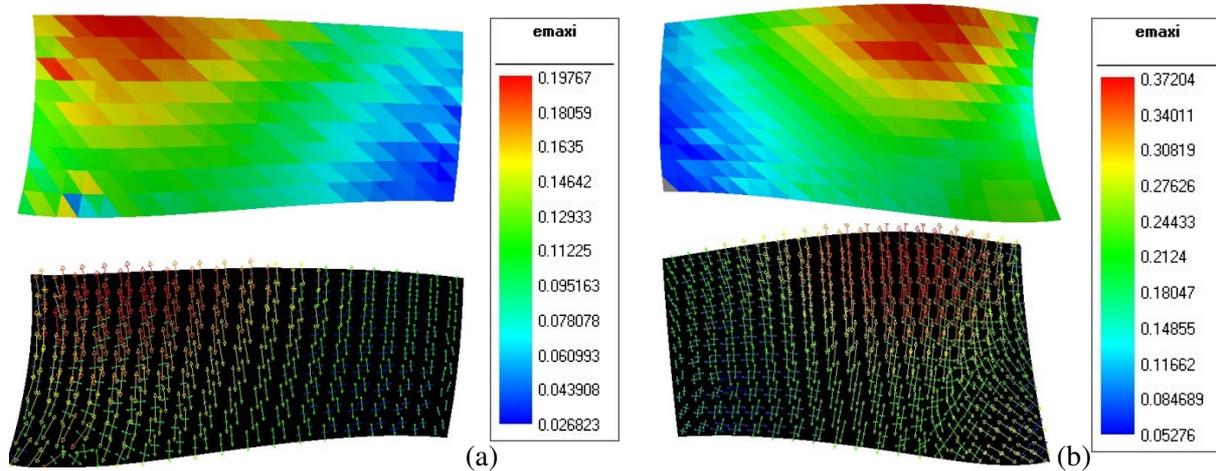


Figure IV.13 : Distribution des déformations pour l'état le plus déformé du fantôme cylindrique à épaisseur variable - (a) côté d'amont - (b) côté d'aval.

Les valeurs numériques des déformations maximales obtenues par stéréovision et par IRM sont comparées dans le tableau IV.4.

Déformation maximale (%)	Partie proximale (côté amont)	Partie ditale (côté aval)
Obtenues par IRM	19,26	36,02
Obtenues par stéréovision	19,5	34,13

Tableau IV.4 : Valeurs maximales des déformations du fantôme cylindrique d'AAA à épaisseur variable.

De manière équivalente au cas du chargement statique, nous notons que la réplique se déforme quasiment deux fois plus dans la zone la plus fine d'épaisseur 1mm.

3.3.3. Etudes de l'influence de l'écoulement sur le niveau de déformation

Comme l'a souligné l'étude bibliographique, la circulation sanguine et ses paramètres ne sont pas sans influence sur le comportement et l'évolution des anévrismes. C'est pourquoi nous avons mené une campagne d'essais visant à étudier l'influence des paramètres de flux que sont le débit Q et la pression p sur le fantôme simple d'AAA à épaisseur constante. Dans le tableau IV.5 ci-dessous, sont données les valeurs des déformations maximales et minimales obtenues pour des conditions de mesures avec différents niveaux de pression p et de débit Q.

Débit Q		1 L/min						4 L/min			
		8 kPa		16 kPa		36 kPa		19 kPa		16kPa	
Pression p		Stéréo	IRM	Stéréo	IRM	Stéréo	IRM	Stéréo	IRM	Stéréo	IRM
Déformation maxi ϵ_{MAX} (%)	Côté amont	7,5	8,1	14,5	13,8	37,9	38,2	19,9	20,7	15,2	14,8
	Côté aval	7,3	8,1	14,6	14,2	33,8	35,9	22,3	24,1	14,1	14,4

Tableau IV.5 : Valeurs des déformations déduites des mesures par stéréovision ou par IRM sur réplique cylindrique d'AAA à épaisseur constante.

Selon ce tableau, les valeurs de déformations déduites des mesures par IRM et par stéréovision sont relativement proches. Les écarts relatifs sont de l'ordre de 9% pour 8 kPa, 6% pour 16 kPa et 6 % pour 36 kPa. De ce point de vue, nous pouvons conclure au fait que les résultats de cette intercomparaison sont satisfaisants pour des conditions expérimentales différentes. Il est à noter que pour un faible débit ($Q = 1$ L/min) et une faible pression ($p = 8$ kPa), il n'y pas de différence significative entre les niveaux des déformations proximales et distales. Dans ces conditions, on se rapproche d'un cas de chargement sous pression quasi-statique avec un champ symétrique de déformations. Par ailleurs, nous pouvons également noter que, contrairement aux données du §3.2.2.1 ($p = 19$ kPa, $Q = 4$ L/min), pour le couple ($p = 36$ kPa ; $Q = 1$ L/min) et le couple ($p = 16$ kPa ; $Q = 4$ L/min), la déformation est maximale du côté amont de l'anévrisme.

Ces constats nous laisse à penser que cette légère différence entre les coté d'amont et d'aval n'est pas induite par la variation de débit ou de pression mais qu'elle est due au positionnement au montage du fantôme sur le banc d'essais. De ce fait, afin d'étudier l'influence de la mise en position du fantôme sur le banc, 10 essais, avec le montage et démontage du fantôme, pour les même niveaux de pression et débit ($p = 19$ kPa, $d = 4$ L/min) ont été effectués avec la mesure par stéréovision. Les résultats de la déformation maximale des côtés d'amont et d'aval montrent que ce n'est pas toujours le côté aval qui se déforme le plus

Le tableau IV.6 suivant reprend l'ensemble des résultats de mesures de déformation par stéréovision, pour la réplique d'AAA axisymétrique à épaisseur constante, dans des conditions statique et dynamique.

Essai		p (kPa)	d (L/min)	Epaisseur	Déformation ϵ_{MAX} (%)	
					En amont	En aval
a	statique	8	0	constante	6,2	6,2
b	statique	16	0	constante	12,1	12,1
c	dynamique	8	1	constante	7,5	7,3
d	dynamique	16	1	constante	14,5	14,6
e	dynamique	16	4	constante	15,2	14,1

Tableau IV.6 : Synthèse des mesures de déformations.

De ce tableau, nous notons l'influence de l'écoulement (cas du chargement dynamique) sur les niveaux de déformations (cf. cas a vs. c et cas b vs. d et e) qui s'avèrent un peu plus élevées ; L'écart sur les niveaux de déformations est environ de l'ordre de 20% entre les cas statique et dynamique. Par ailleurs, cf. cas d et e, le faible écart de ces deux cas pour la déformation maximale semble indiquer que la pression interne du fantôme joue un rôle plus important que le débit, donc la vitesse de flux, dans le cas dynamique.

Par conséquent, avec ces constats, nous nous rendons compte de l'influence potentiellement importante de flux sur le comportement de l'anévrisme. Pour avoir des interprétations plus convaincantes, toutes ces suppositions issues des résultats expérimentaux concernant l'influence des paramètres de flux sur le niveau de déformation seront vérifiées et les résultats sont confrontés avec ceux obtenus par la simulation numérique dans le chapitre V.

4. Expérimentation d'étude du flux in vitro pour le fantôme d'AAA axisymétrique

Comme évoqué dans le chapitre III § 4, l'expérimentation sur l'étude de l'évolution du flux au cours de cycle simulé sont réalisés par le dispositif de PIV et par l'IRM en flux 4D. Dans ce paragraphe, nous présentons et comparons les résultats obtenus expérimentalement par ces deux techniques sur le fantôme d'AAA axisymétrique avec l'épaisseur constante.

L'expérimentation sur le fantôme d'AAA en silicone est réalisée avec une pression maximale de 19 kPa et un débit 3.98 L/min.

4.1. Résultats issus des mesures par PIV

En pratique, comme pour l'expérimentation sur le fantôme cylindrique en verre, des particules fluorescentes de rhodamine de diamètre de 20 μ m enrobées de PVC sont également introduites dans l'eau comme l'indique la figure IV.14 pour avoir les motifs de mesure. Par contre, comme le fantôme axisymétrique d'AAA est en silicone, il est mat. Mais lorsqu'il est immergé du fait de la propriété de mouillabilité de la silicone dans l'eau, il devient complètement transparent. Ceci permet donc de visualiser les particules à travers la paroi du fantôme. la figure IV.14 montre un exemple d'image d'acquisition par PIV pour ce fantôme.

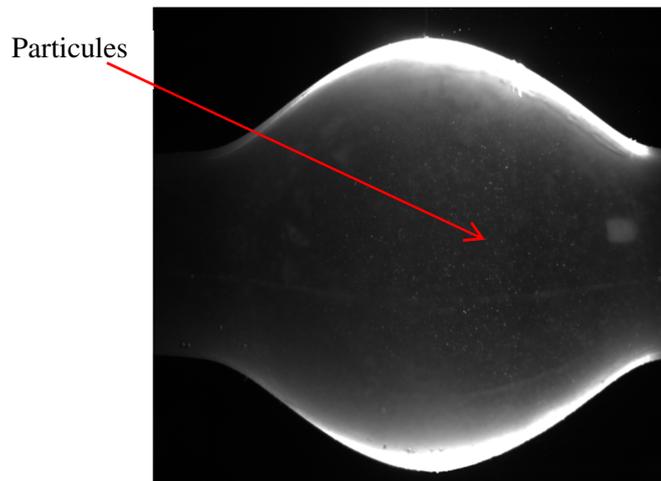


Figure IV.14 : Exemple d'image d'acquisition par PIV pour le fantôme d'AAA dans le plan de laser.

Dans un premier temps, le champ de vitesse du fantôme est étudié globalement. Comme la zone couverte par le plan laser ne suffit pas à couvrir l'anévrisme en entier, donc, la mesure est effectuée en deux fois : une fois pour la partie d'amont (proximale) et l'autre fois pour la partie avale (distale) (cf. figure IV.15). Afin de visualiser les champs de vitesse entièrement sur un anévrisme, les résultats de ces deux parties sont mis en correspondance sur la même image, à l'aide d'un programme développé sous Matlab®.

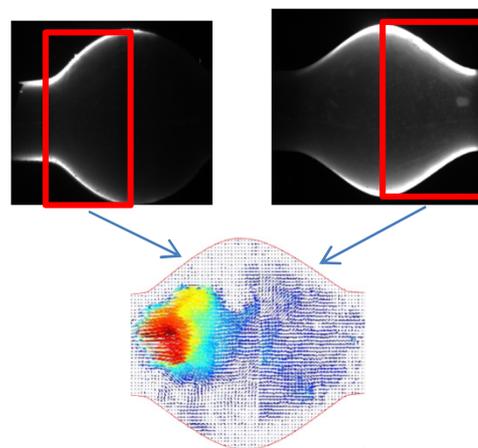


Figure IV.15 : Reconstitution de la zone d'intérêt en associant les deux images prises pour chaque zone proximale et distale de l'anévrisme.

La figure IV.16 montre les champs de vitesse dans le plan axial et vertical pour les 12 instants abordés lors de la mesure par PIV. Il n'a pas été possible de synchroniser le déclenchement des acquisitions avec le signal de pression, la combinaison est toutefois effectuée avec une assez bonne correspondance du temps en prenant en compte le moment de l'extension maximale de la géométrie comme la référence du temps. Ceci explique pourquoi il y a une rupture assez évidente au niveau des 2 zones proximale et distale. De plus, dû au manque d'expérience de manipulation sur l'échantillon déformable en silicone, l'acquisition n'est pas parfaite notamment dans les zones proches de la paroi qui a tendance à réfracter le rayon laser. De ce fait, nous voyons

également des ruptures ou des zones blanches sur quelques images représentant les champs de vitesses. Malgré tout, ces résultats sont quand même significatifs du flux dans l'anévrisme.

Suivant ces cartographies, il est remarquable que le flux coule principalement dans la partie centrale du fantôme. Dans le sac anévrismale, la vitesse est presque nulle, en dessous 2 cm/s. Comme c'est vraiment très lent, avec le large champ de vue utilisé par la caméra, il est difficile de capturer précisément le mouvement des particules.

Ainsi, dans un deuxième temps, une étude a été spécialement effectuée sur les champs de vitesse dans le sac en zoomant sur la partie du sac. Les résultats sont présentés figure IV.17 mais restent toutefois qualitatifs.

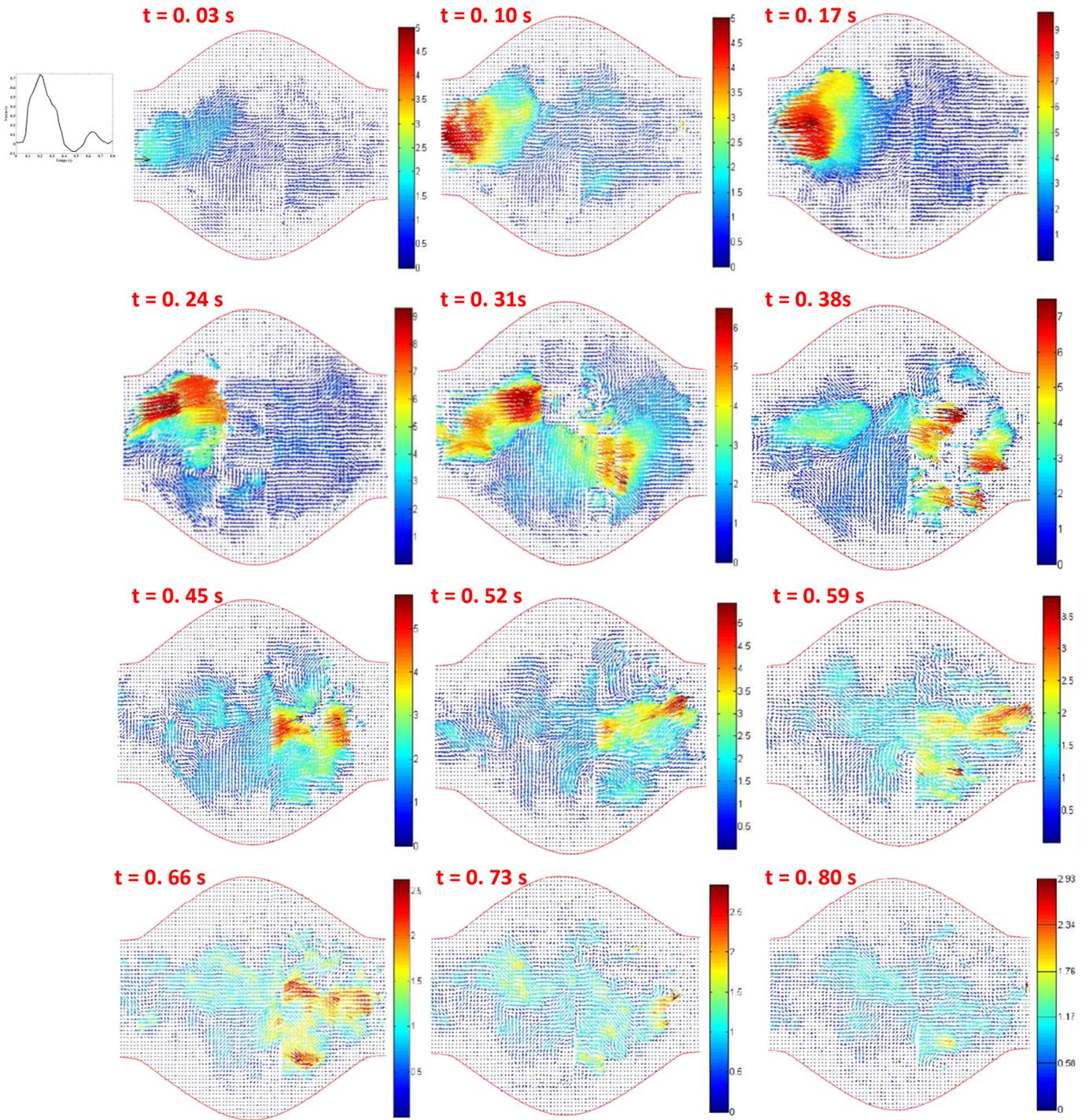


Figure IV.16 : Distribution des champs de vitesse du fantôme d'AAA axisymétrique pour les 12 instants mesurés par PIV (l'unité des vitesses est le dm/s).

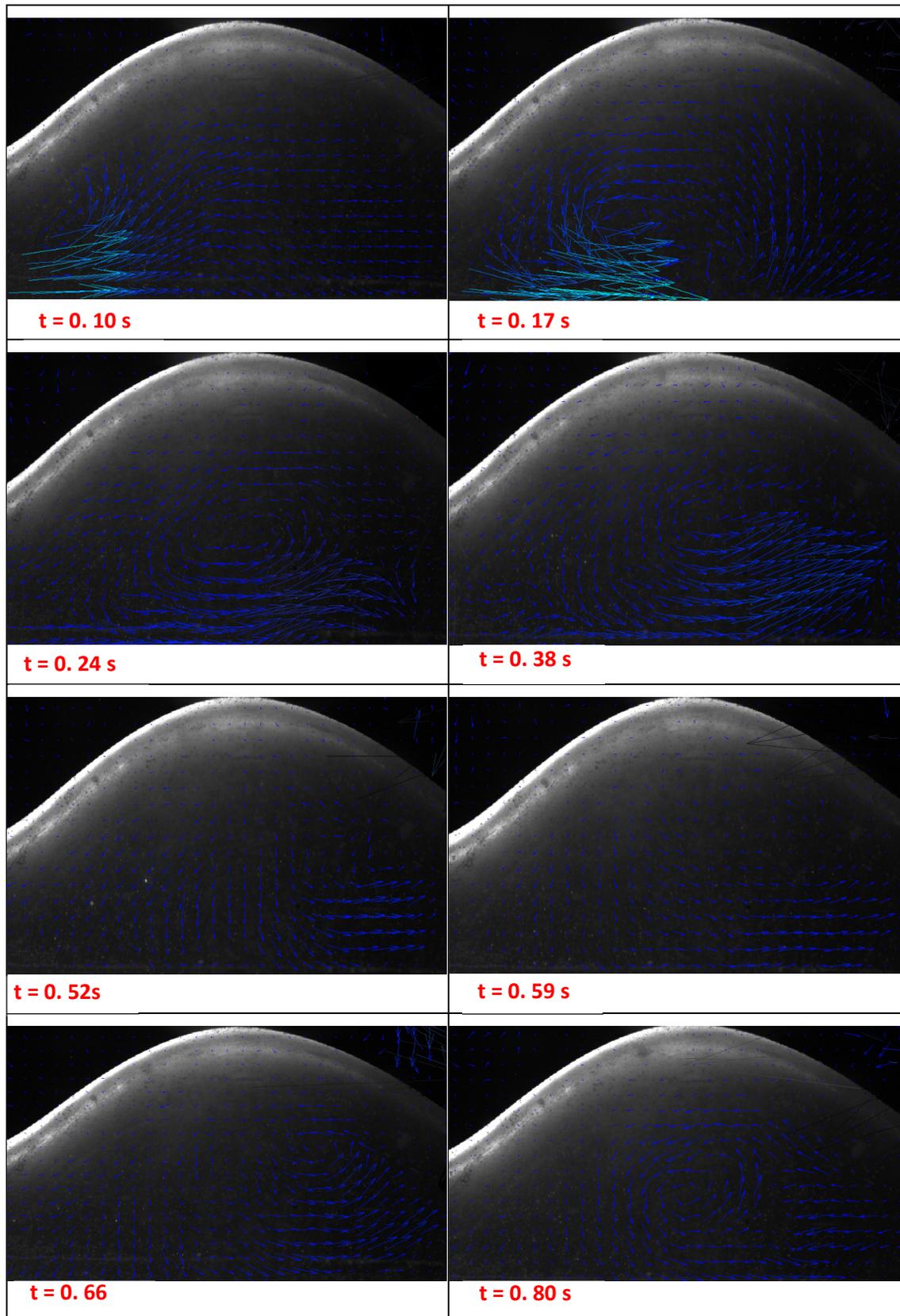


Figure IV.17 : Evolution des champs de vitesse mesuré par PIV dans le sac du fantôme d'AAA axisymétrique.

Selon les images des différentes phases présentées, cf. figure IV.17, nous voyons l'évolution du flux dans le sac au cours d'un cycle mesuré, en particulier la formation de tourbillons et leurs évolutions sachant que dans ce cas, il est toujours dans le régime turbulent.

Les résultats des figures IV.16 et IV.17 montrent premièrement la capacité de mesurer un fantôme d'AAA axisymétrique par PIV. Deuxièmement, des informations sont exploitables pour une comparaison avec des relevés de mesure d'IRM flux 4D.

4.2. Résultats issus de mesure par IRM

Afin d'évaluer le champ de vecteurs représentant le débit instantané à partir de données d'IRM, la séquence 4D 'velocity mapping', sous le nom IRM Flux 4D, a été utilisée. L'IRM en flux 4D offre la possibilité de mesurer et de visualiser l'évolution temporelle de flux complexes dans un volume 3D reconstruit à partir de l'acquisition [Mar2012]. Pour résumer le principe de la séquence d'acquisition, les informations de vitesse d'écoulement peuvent être codées en fonction des variations de la phase du signal de résonance magnétique le long d'un gradient de champ magnétique. Avec l'utilisation de codage approprié bipolaire de vitesse en gradient (pour un sens), les changements de la phase (débit-dépendant) peuvent être détectés en jouant sur deux acquisitions avec différentes phases de signal (vitesse-dépendant) [Mar2012]. La soustraction, résultant des images de phase, permet l'évaluation quantitative des vitesses de l'écoulement aval ou du mouvement [Pel1991]. L'utilisateur doit définir la limite de vitesse acquise (V_{acq}), c'est la valeur (positive ou négative, selon le sens) de la vitesse maximale qui peut être détectée. Pendant le réglage de la séquence, cette valeur doit être légèrement supérieure à la vitesse maximale prévue quelle que soit la direction. Un flux stationnaire apparaît à la moitié du niveau de gris (valeur zéro pixels), mais avec l'augmentation de vitesse dans les deux directions opposées, il devient plus lumineux (pixels positifs) ou plus sombres (pixels négatifs) avec une relation linéaire dépendant de la vitesse [Gat2005]. Les images issues du codage de vitesse sont acquises grâce à l'ECG-gated avec le contrôle respiratoire pour un examen clinique (le déclenchement respiratoire), puis les changements de la vitesse au cours du cycle cardiaque peuvent être étudiés. Pour chaque instant du cycle cardiaque, une image d'amplitude (correspondant à une image anatomique) et une image de phase représentant l'écoulement sont créés. Dans notre étude, les images par IRM en flux 4D ont été prises sur l'ensemble du corps par la machine IRM Tesla (Trio TIM, Siemens Medical Solutions, Allemagne) en utilisant une série de phase thoracique centrée sur le fantôme. Afin de réaliser cette séquence, la mesure a été effectuée sans synchronisation respiratoire mais avec synchronisation avec le signal de pression mesuré.

Actuellement, cette séquence est en développement chez Siemens ; le CHU de Dijon en possédant une version 'recherche'. La résolution des équations de mécanique des fluides dans un domaine numérique défini à partir d'un examen IRM "flux 4D", permet de calculer le champ de vitesses V et de pression P qui est cohérent du point de vue biomécanique pour le champ fluide étudié. Par ailleurs, il est possible d'obtenir beaucoup d'autres paramètres cliniques hémodynamiques tels que la vasomotricité et la résistance des vaisseaux. la figure IV.18 montre le processus de calcul issu de la séquence IRM flux 4D. Sur cet exemple, on peut voir que la

détermination des champs de vitesse est directe et représente une façon plus intuitive de voir et de comprendre le flux à l'intérieur d'aorte.

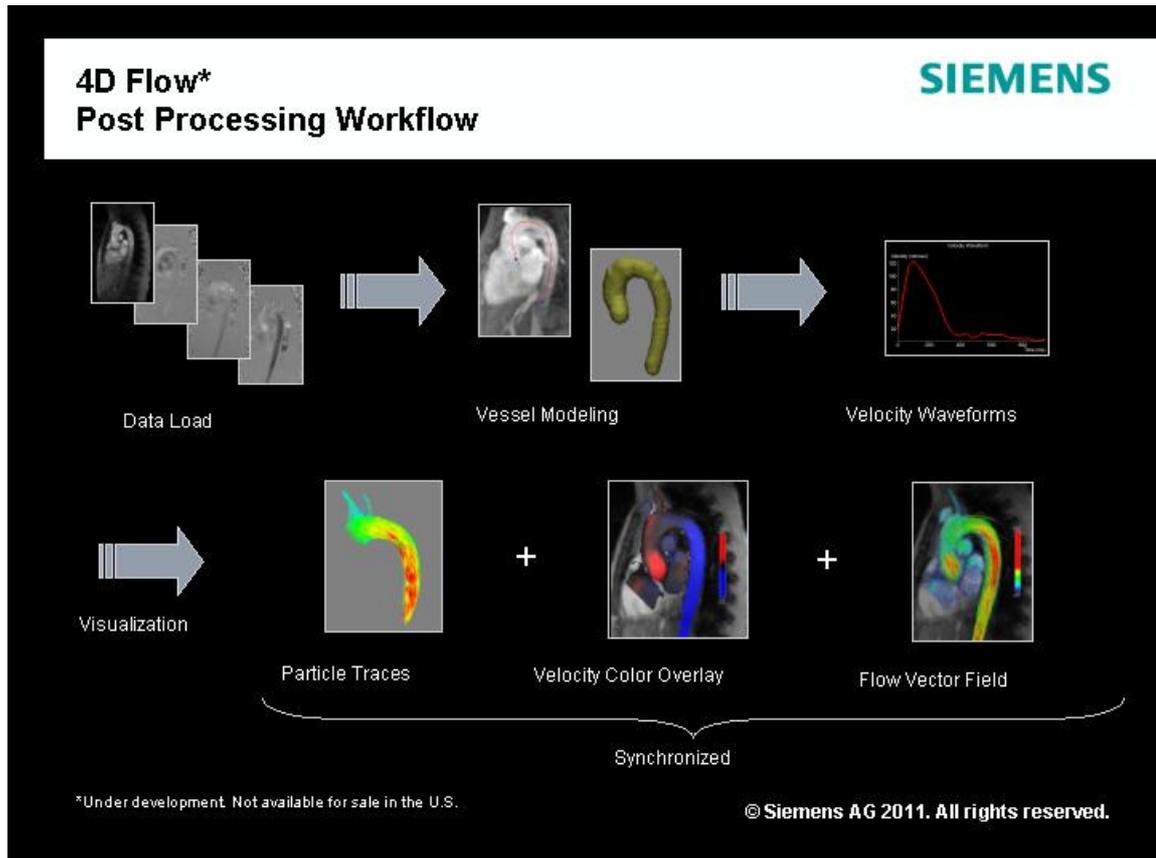


Figure IV.18 : Exemple de processus de traitement de la séquence flux 4D.

Pour faire des mesures avec le dispositif expérimental, de l'eau avec l'agent de contraste à base de gadolinium simule le sang à l'intérieur du fantôme. Les paramètres de mesure employés sont les suivants: sensibilité de vitesse (V_{acq}) = 160 cm / s le long de toutes les directions, un temps d'écho TE = 2,83 ms, Temps de répétition TR = 5,7 ms, champ de vue rectangulaire (FOV) = 256 × 128 mm² avec une épaisseur de coupe de 3 mm comprenant la totalité du spectre, résolution spatiale de 0,78 × 0,78 × 3 mm³. Le temps d'acquisition total est de l'ordre de 20 minutes et la résolution temporelle de ciné 3D de 27,5 ms.

La figure IV.19 montre les images d'acquisition par IRM en flux 4D sur le fantôme d'AAA axisymétrique. Les images de la première ligne sont acquises en MAG (Multi-angle global). C'est la phase pour la reconstruction du fantôme en 3D. La deuxième ligne des images sont réalisées par PCMRA (Phase Contrast Magnetic Resonance Angiography). C'est une phase pour la visualisation globale du flux sanguin dans les vaisseaux en utilisant la sensibilité à l'écoulement de l'IRM. Les trois lignes dernières sont des images prises depuis trois vues différentes (RL-Right to Left ; AP- Anterior to posterior ; FH- Foot to Head) avec le contraste de phase PC (Phase Contrast). Ce genre d'acquisition est réalisé à l'aide de la détection de flux avec le changement de phase le long d'un champ magnétique de gradient. Avec ces images, les vecteurs de la vitesse peuvent être simulés pour chaque instant de la mesure. la figure IV.20 montre 4 instants du cycle

représentés en colonne (1 à 4) et constitués des différentes acquisitions pour reconstituer le flux à chaque instant.

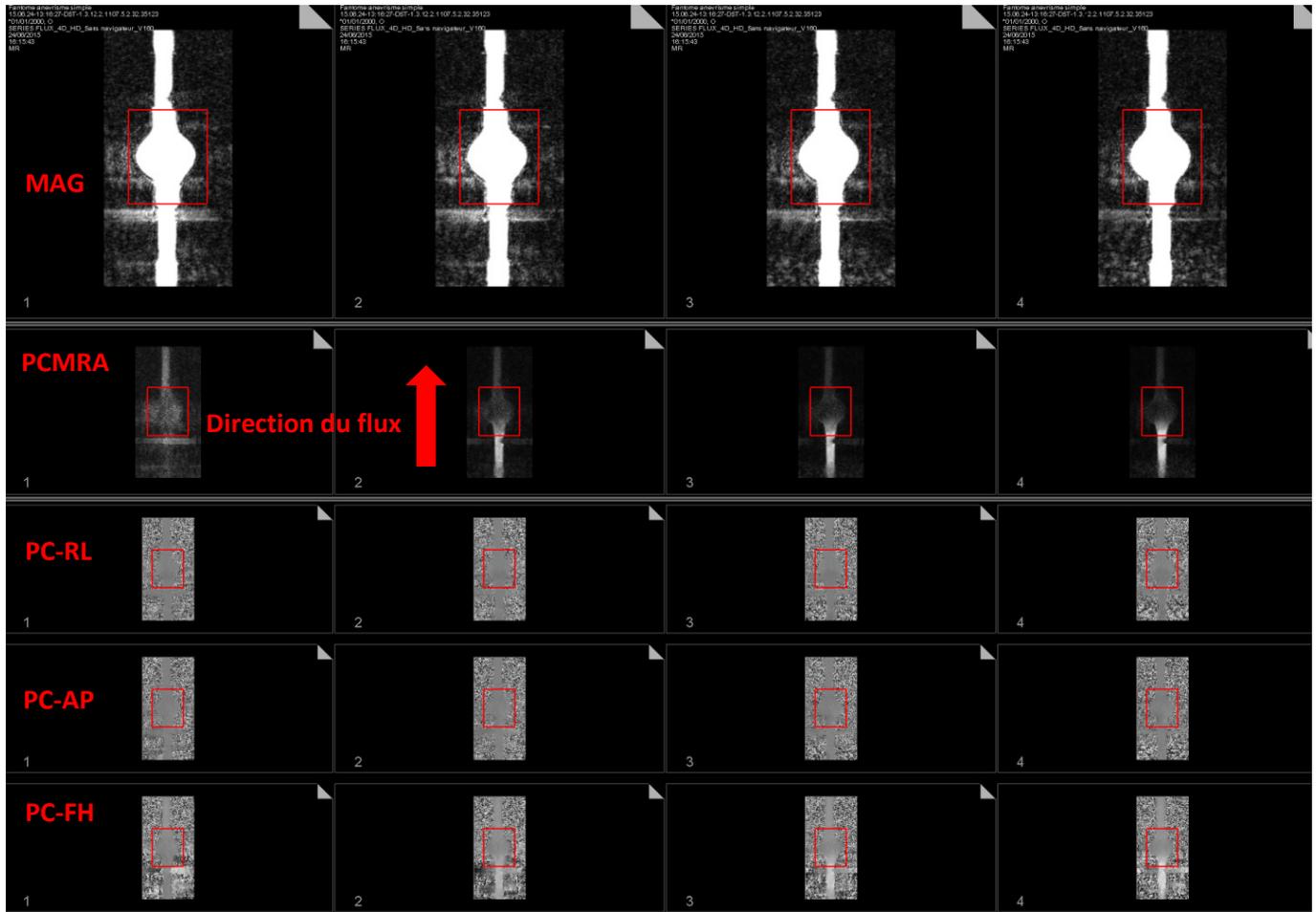


Figure IV.19 : Exemples des images acquises par l'IRM flux 4D pour le fantôme d'AAA axisymétrique.

A l'aide du logiciel flux 4D, les vecteurs de champs de vitesse sont déterminés et représentés sur la figure IV.20. Ces résultats mettent en évidence l'évolution du flux au cours d'un cycle simulé pour le fantôme déformable avec AAA axisymétrique. Par ailleurs, nous pouvons déterminer l'instant exact pour chaque évolution du flux puisque la mesure IRM est synchronisée cette fois-ci grâce à un système de trigger au profil de pression. Par contre, comme pour toutes les techniques d'imagerie par résonance magnétique, l'IRM 4D flux souffrent du bruit, qui peut conduire à des erreurs dans les vitesses d'acquisition, et une erreur de décalage peut apparaître pour de faibles valeurs de vitesse. C'est pour ceci que peu de vecteurs sont observés sur les images quand la vitesse est très faible. Des informations importantes sur l'évolution de champs de vitesse peuvent toutefois être acquises telles que la formation de tourbillons.

On constate là encore que l'essentiel du flux se situe dans la partie centrale du fantôme.

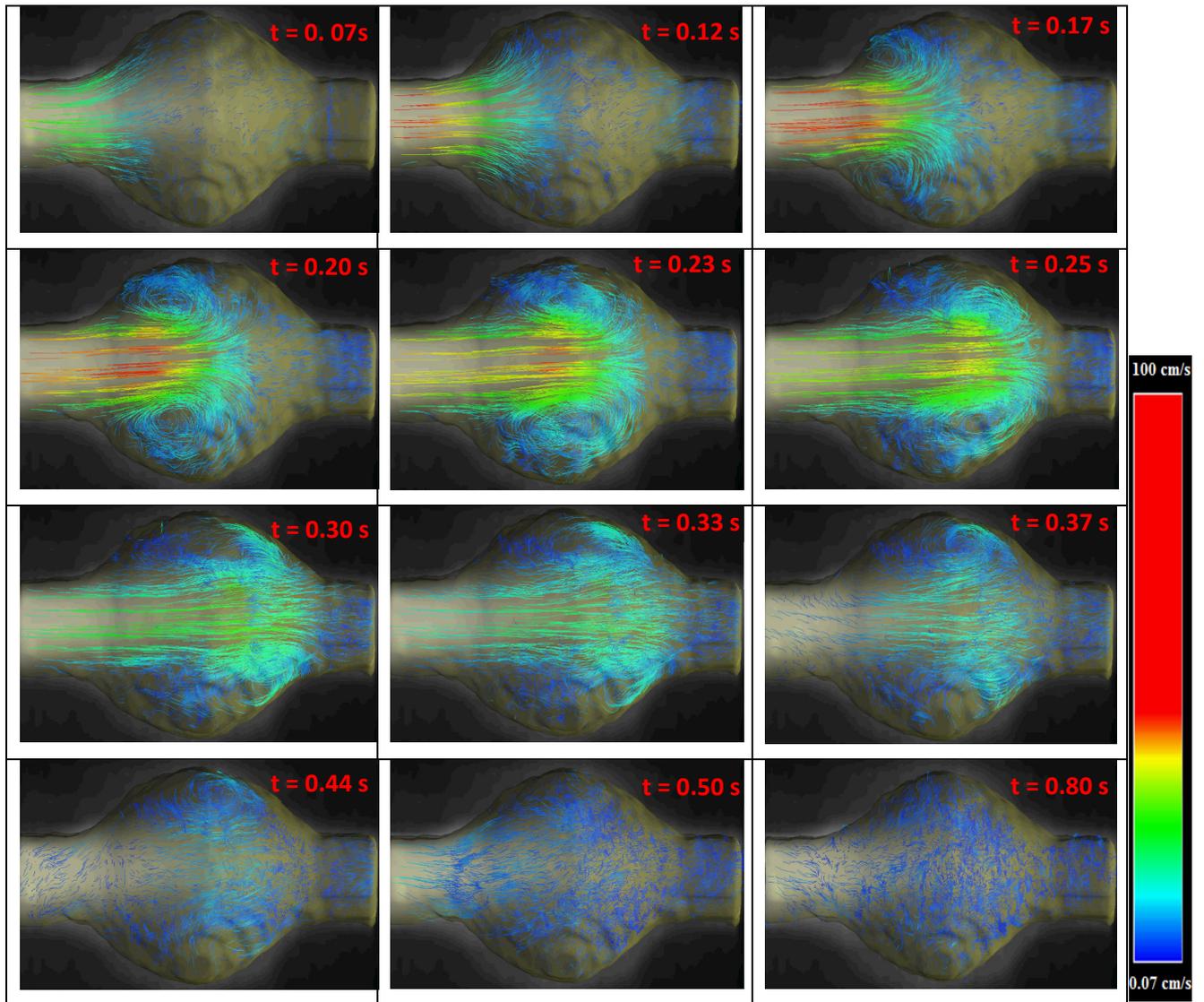


Figure IV.20 : Evolution des champs de vitesse mesuré par flux 4D pour le fantôme d'AAA axisymétrique.

4.3. Comparaison des résultats issus d'IRM Flux 4D et PIV

En faisant référence à la figure IV.16, la figure IV.17 et la figure IV.20, une comparaison qualitative peut être réalisée sur l'évolution de champs de vitesses dans un fantôme d'AAA en régime turbulent issus des mesures au cours d'un cycle par PIV et l'IRM. Les remarques principales sont les suivantes :

- Les figures IV.16 et IV.20 montrent que, pour les deux techniques, la vitesse est toujours plus importante au centre du fantôme et que dans le sac anévrisimal, la vitesse est toujours très faible.
- Avec Les figures IV.17 et IV.20, nous remarquons, autour de 0,12 s, qu'un tout petit vortex commence à se former en raison de l'arrivée brutale de flux qui conduit à la croissance de la vitesse dans le fantôme. La pulsation amène de l'énergie cinétique pour faire avancer le flux. Mais du fait de l'existence de l'anévrisme, donc du changement de géométrie, le vortex s'agrandit avec l'avancement du flux jusqu'au moment où il occupe entièrement le sac. Pourtant, avec la mesure de PIV, l'intervention de la souplesse

de la paroi sur le flux est observé ; par exemple à $t= 0.52$ s à 0.59 s. A ce moment- là, la paroi est en train de revenir à son état initial en poussant le flux dans le sac vers le milieu du fantôme. Ensuite, le vortex apparaît de nouveau et existe de manière permanente.

Cette comparaison qualitative tout d'abord nous permet de mieux comprendre l'évolution de champs de vitesses dans le fantôme et surtout dans le sac anévrismal, et de plus permet de confirmer, à un certain niveau, la capacité de la mesure par IRM en flux 4D. D'autres expérimentations seront nécessaires afin d'affiner l'inter-comparaison métrologique. En effet, afin que l'inter-comparaison soit plus crédible, une étude quantitative est nécessaire. Comme le flux avance principalement au centre du fantôme, nous pouvons comparer l'évolution de la vitesse moyenne des sections centrales le long du fantôme au cours du cycle (cf. figure IV.21). Les sections sont positionnées de manière similaire pour les deux procédés de mesure , PIV et IRM, et la surface de ces sections, prise en compte, est quasiment identique avec un écart maximum 3%. Comme la mesure de PIV est réalisée seulement sur un plan, il est possible de retrouver relevés les valeurs de vitesse du fait de la quasi-asymétrie du champ. La comparaison est seulement effectuée pour la composante de la vitesse dans la direction axiale du fantôme.

L'évolution, au cours du cycle, de la vitesse moyenne des sections centrales pour les deux procédés de mesure au cours du cycle sont indiquées sur la figure IV.21.

Selon ces figures, on remarque que pour les deux techniques de mesure, une tendance à l'atténuation du flux est premièrement observée. Ceci est dû à la géométrie qui disperse le flux vers le sac.

Il est notable que les ondes de flux issues d'IRM sont toujours hautes que celles de PIV de l'ordre 30%. Cet écart peut être lié à l'incertitude des mesures de PIV (ex : données manquantes) et IRM mais également par le principe du traitement. Il serait nécessaire de reproduire cette expérience afin de donner une analyse définitive. D'autre part, il y a toujours un léger décalage entre les courbes de PIV et IRM pour chaque section. La raison en est que la mesure de PIV n'est pas synchronisée avec le système du banc d'essai nous les avons rangé en mesurant la dilatation du diamètre sur les images de PIV, mais ce qui reste difficile.

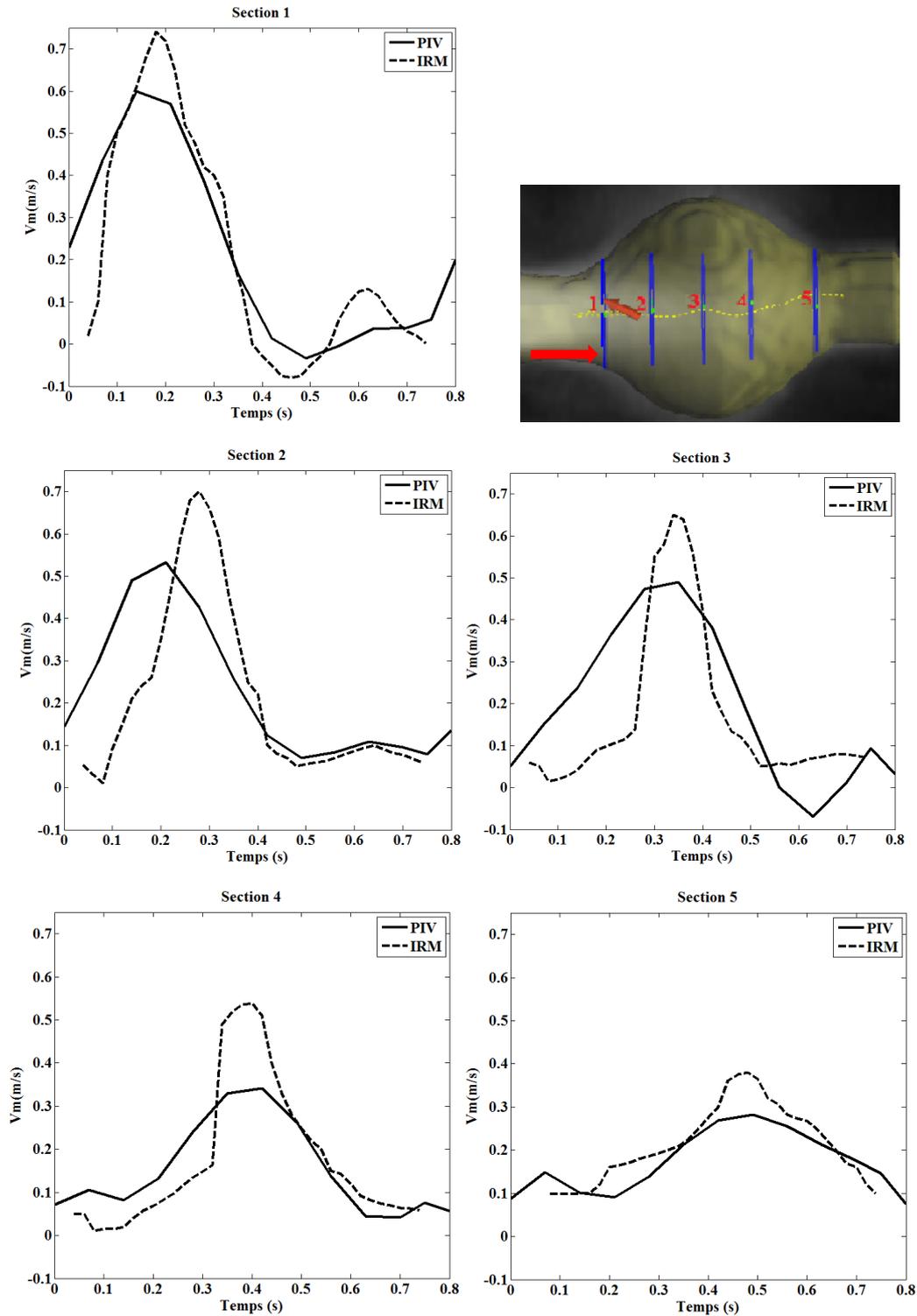


Figure IV.21 : Evolution de la vitesse moyenne des sections au cours du cycle déterminées par PIV et IRM.

En conclusion de cette comparaison entre la mesure de flux 4D et PIV, les résultats issus de ces deux techniques montrent globalement un certain niveau de cohérence de l'analyse des champs de vitesses. Mais les résultats numériques dans le chapitre suivant montrent qu'il est nécessaire de répéter les mesures et d'en améliorer les conditions de mesure afin de s'assurer de l'aptitude à l'emploi (répétabilité) de ce nouveau processus de mesure.

5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté et décrit un ensemble d'études expérimentales in vitro sur fantôme d'AAA axisymétrique en utilisant le banc d'essai développé avec les techniques de mesure associées : la stéréovision pour la mesure de déformation, le dispositif PIV pour la mesure de champs de vitesse et l'IRM. Dans un cadre métrologique, les résultats de mesure par ces différentes techniques sont comparés. L'inter-comparaison a conduit à cibler des paramètres importants qui influencent la déformation dans le cas dynamique. On constate que les résultats obtenus sont relativement similaires. Mais malheureusement, les bruits de mesure provenant des dispositifs, ou encore les limites de chacune des techniques de mesure existent. A terme, pour diminuer l'écart de reproductibilité, il est important de répéter les mesures suivant les principes métrologiques, mais ce n'est guère faisable en raison du temps et du coût. Donc, afin d'avoir des constats plus rigoureux, il est envisageable d'effectuer des modélisations numériques en prenant en compte les aspects expérimentaux. C'est l'objet du chapitre suivant.

Chapitre V : Etude numérique sur le fantôme d'AAA axisymétrique

1. Introduction

Lors des travaux de cette thèse, des simulations numériques par éléments finis ont été mises en œuvre sur des modèles d'anévrismes axisymétriques prenant en compte différents types de modélisations mécaniques (modélisation de comportement solide, de comportement fluide et fluide-solide couplés). Ces modélisations numériques ont permis d'étudier l'influence des différentes sollicitations mécaniques sur le comportement des fantômes d'AAA (études des champs de déformations au sein de la paroi de l'anévrisme) ainsi que l'influence de l'épaisseur.

Ce chapitre présente en détail la mise en œuvre de ces simulations et leurs résultats. Dans le paragraphe 2, la numérisation de la géométrie des modèles considérés est présentée. Ensuite dans le paragraphe 3, l'identification des coefficients du modèle de comportement du matériau est décrite. Dans les paragraphes suivants, nous présentons les spécifications de procédure de calcul telles que le maillage, le chargement et les conditions aux limites pour les différentes simulations et les résultats obtenus. Le paragraphe 4 concerne la modélisation de comportement solide en prenant en compte les conditions expérimentales. Le paragraphe vise à la modélisation fluide dynamique et le paragraphe 6 porte sur la modélisation fluide-solide couplés. Ces simulations sont réalisées avec les mêmes données physiologiques, qui permettent d'une part de valider la faisabilité de la modélisation, et d'autre part d'identifier les influences des paramètres telles que la rigidité de la paroi et la viscosité du flux sur l'évolution du flux en les comparant. Au final, dans le paragraphe 7, nous présentons les résultats obtenus par les simulations fluide-solide couplés en dynamique respectant au mieux les conditions expérimentales. Ces derniers résultats peuvent donc être comparés avec les résultats des expérimentations effectuées avec les mêmes conditions que celles effectuées pour la validation du banc et présentées dans le chapitre précédent.

2. Numérisation du fantôme

Dans ce chapitre, les simulations sont appliquées à un modèle d'anévrisme axisymétrique dont la géométrie est présentée en détail chapitre IV figure III.1. Ce modèle a été obtenu par numérisation de répliques d'AAA à l'aide d'un bras articulé de mesure Romer® équipé d'un scanner à nappe laser (cf. figure V.1). Il a permis de mesurer des coordonnées tridimensionnelles de points appartenant aux fantômes avec une incertitude de mesure de l'ordre du centième de millimètre [Rom2014]. La réponse du scanner étant fortement dépendante de la matière de l'objet, nous avons appliqué aux fantômes une fine couche de peinture blanche mate. Ainsi, les phénomènes de réflexion, de diffraction, etc...liés à la transparence du silicone sont éliminés.



Figure V.1 : Bras de mesure Romer et capteur laser associé.

De la numérisation du fantôme est issu un nuage de points, cf. figure V.2. Par rétro-conception avec le logiciel Catia®, nous obtenons un modèle surfacique de la réplique d'AAA. Comme l'épaisseur est très inférieure à la longueur (rapport de 1/50), la géométrie est numérisée en coque 3D. Ce modèle numérique servira par la suite de modèle géométrique initial d'AAA aux calculs d'éléments finis; l'épaisseur étant définie localement dans les logiciels.

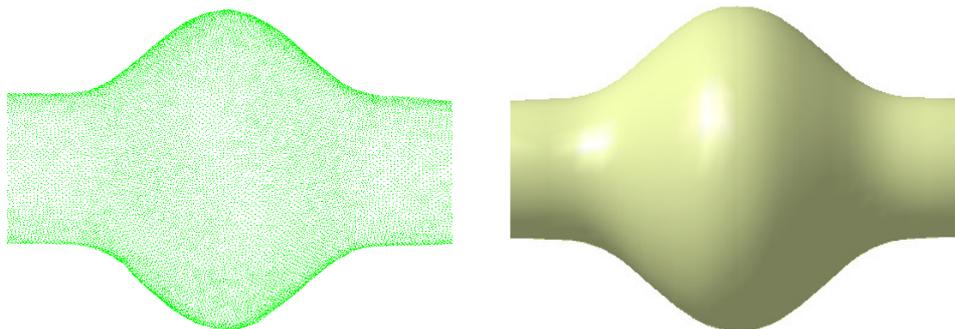


Figure V.2 : Nuage de points représentatif d'une réplique d'AAA axisymétrique et réplique d'AAA reconstruite.

3. Identification des coefficients du modèle

En vue de la modélisation et de la simulation numérique d'AAA, nous avons été amenés à réaliser des essais mécaniques appropriés pour l'identification matérielle des paramètres régissant les modèles décrivant au mieux le comportement du matériau étudié. En particulier, des essais de traction simple (ou uniaxiale) ont été menés sur la base de la mesure de la réponse globale d'une éprouvette soumise à un chargement donné.

Comme évoqué §I 3.3, des modèles existent pour simuler le comportement hyper élastique de la paroi d'AAA. Parmi eux, nous avons retenu les lois de comportement Néo-Hookéenne, de Mooney-Rivlin et de Yéoh. Dans ce paragraphe, nous décrivons la partie expérimentale de l'identification des paramètres matériels : le dispositif de traction, les éprouvettes et le dispositif de mesures. Puis, les résultats des trois modèles retenus, obtenus par méthode numérique, sont présentés et comparés.

3.1 Dispositif de l'essai

Un dispositif d'essai de traction uni-axiale a été conçu (cf. figure V.3). Constitué d'un mors fixe pour le maintien et d'un mors mobile pour le chargement de l'éprouvette et équipé d'un système de mesure de déplacement micrométrique, il permet, par l'usage d'un capteur de force de relever la charge appliquée au cours de l'essai. Ce capteur, (SCAIME® K25), a les caractéristiques suivantes : plage de mesure de 0 à 50 N, résolution de 0,1 N et incertitude de mesure de 0,005 %.

En vue de la mesure de champs de déplacement et de déformation par la technique de corrélation d'images numériques (CIN) ou DIC (Digital Image Correlation), un appareil photo numérique est orienté perpendiculairement à la surface de mesure (suivant la normale à l'éprouvette). Le traitement des images acquises lors du chargement de l'éprouvette est assuré par le logiciel 7D® selon le protocole de mesure explicité au Chapitre. III.

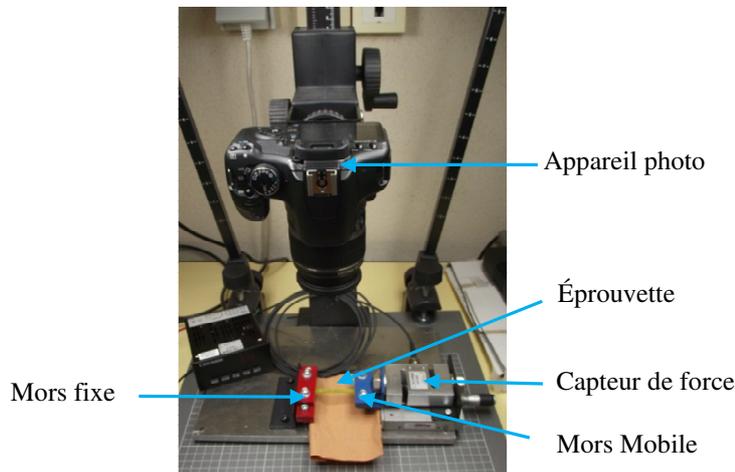


Figure V.3 : Dispositif d'essai.

a. Eprouvettes

Pour les essais d'identification matérielle, quatre éprouvettes plates, aux couleurs différentes et suffisamment texturées, ont été utilisées (cf. figure V.4). En conséquence, leurs propriétés matérielles qui dépendent de leur composition, sont légèrement différentes.

- Longueur totale : 75 mm
- Largeur : 12 mm
- Epaisseur : 2 mm
- Longueur de la zone de fixation : 15 mm
- Longueur de la zone de déformation : 45 mm
- Largeur de la zone de déformation : 4 mm

Des mesures d'épaisseur des éprouvettes ont été faites par ultrasons dans la zone utile. Ces résultats permettent de conclure à de faibles variations des sections utiles des éprouvettes et d'émettre l'hypothèse de déformations homogènes lors des essais.

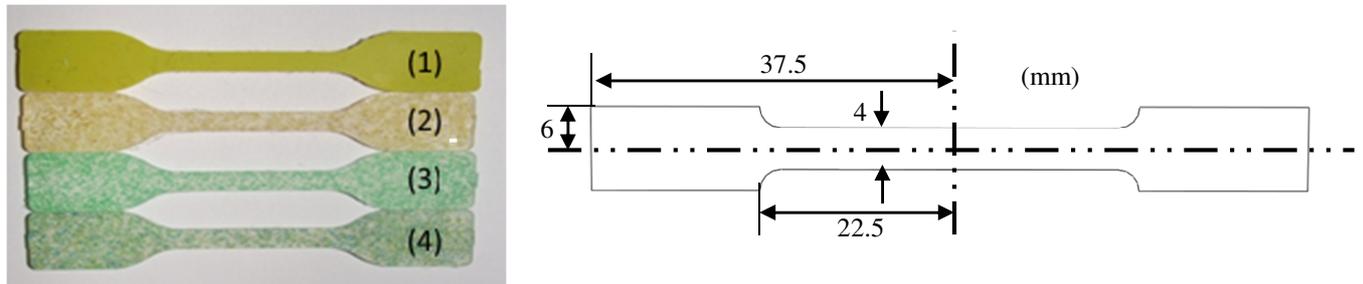


Figure V.4 : Les éprouvettes de traction.

b. Mode opératoire

Pour chaque essai, les efforts de traction et les images de l'éprouvette déformée ont été acquis à différents déplacements imposés ; soit environ 30 images par essai. Chaque test a été effectué dans des conditions quasi-statiques avec une vitesse de sollicitation très faible afin d'éviter des effets dus à la légère viscosité du matériau. A l'état initial (avant la mesure), les éprouvettes sont légèrement pré-chargées afin d'assurer leur bon alignement avec l'axe de traction. A l'état final, les éprouvettes sont soumises à une déformation de l'ordre de 40%, ce qui est supérieur au niveau de déformation subie par un AAA (entre 20 et 30%).

Le champ de vue (champ de mesure) de la caméra était de 4000 pixels \times 3000 pixels, soit 88 \times 66 mm². Pour chaque essai, la série d'images est traitée par le logiciel 7D[®]. Considérant le caractère homogène du matériau, une valeur moyenne de la déformation est obtenue pour chaque image, soit pour l'ensemble des motifs numérisés. La figure V.5 montre ainsi deux images acquises d'une éprouvette pour deux états de déplacement.

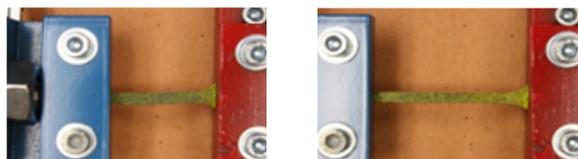


Figure V.5 : Eprouvette en silicone soumise à un essai de traction.

3.2 Lois de comportement et identification des paramètres matériels

En général, la problématique de l'identification de paramètres matériels consiste à faire coïncider une solution \vec{Z} issue d'un modèle (analytique, semi-analytique ou numérique) à un résultat de mesure expérimental $\vec{\hat{Z}}$. Dans le cas présent, il s'agit de la réponse en effort d'une éprouvette à un déplacement imposé. Les mesures sont constituées de n points de mesure Z_i correspondant à n valeurs calculées \hat{Z}_i . Cependant, les mesures expérimentales sont souvent entachées d'erreurs de mesure tandis que les valeurs obtenues à partir de modèles sont calculées sous certaines conditions ou hypothèses simplificatrices. Une norme pour quantifier l'écart χ entre ces deux ensembles de valeurs est alors définie :

$$\chi = \sum_{i=1}^n \|Z_i - \hat{Z}_i\|^2 = \|\vec{Z} - \vec{\hat{Z}}\|^2 \quad (\text{Eq. 5.1})$$

Pour identifier les paramètres du matériau, il faut alors minimiser la norme χ .

Parmi toutes les méthodes possibles de minimisation, nous avons retenu la méthode des moindres carrés, une des méthodes les plus couramment utilisées dans les problèmes d'optimisation.

Dans un premier temps, nous devons trouver la relation numérique entre la contrainte vraie et la déformation mesurée faisant apparaître les paramètres à identifier. Les formulations sont présentées ci-dessous pour le cas d'un essai de traction uni-axiale.

Le gradient de déformations prend la forme suivante :

$$F = \begin{bmatrix} \lambda & 0 & 0 \\ 0 & 1/\sqrt{\lambda} & 0 \\ 0 & 0 & 1/\sqrt{\lambda} \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 5.2})$$

avec λ paramètre d'élongation.

En vue d'évaluer les champs de déformation, nous utilisons le tenseur des déformations de Green-Lagrange :

$$E = \frac{1}{2} (F^T \cdot F - I) = \frac{1}{2} (B^T - I) \quad (\text{Eq. 5.3})$$

avec $B = F \cdot F^T$.

Dans le cas d'un essai de traction uni-axiale, le tenseur des déformations prend la forme suivante:

$$E = \begin{bmatrix} \varepsilon_x & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_y & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_z \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} \lambda^2 - 1 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{\lambda} - 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{\lambda} - 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Eq. 5.4})$$

où ε_x , ε_y et ε_z représentent les composantes principales.

Donc la composante de la déformation ε_x s'exprime par:

$$\varepsilon_x = \frac{1}{2} (\lambda^2 - 1) \quad (\text{Eq. 5.5})$$

De l'équation 5.5, nous en déduisons l'expression du paramètre d'élongation λ :

$$\lambda = \sqrt{2\varepsilon_x + 1} \quad (\text{Eq. 5.6})$$

Afin d'obtenir la contrainte vraie σ , on utilise la loi constitutive suivante :

$$\sigma = \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) (B) - 2 \frac{\partial W}{\partial I_2} (B)^2 - p(I) \quad (\text{Eq. 5.7})$$

où W est l'énergie de déformation, p est la pression hydrostatique

$$I_1 = \text{tr}(B) = \lambda^2 + \frac{2}{\lambda}$$

$$I_2 = \frac{1}{2} [(\text{tr}(B))^2 - \text{tr}(B)^2] = \frac{1}{\lambda^2} + 2\lambda$$

Le silicone pouvant être considéré comme un matériau incompressible, le terme lié à la pression peut alors être négligé :

$$\sigma = 2 \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) (B) - 2 \frac{\partial W}{\partial I_2} (B)^2 \quad (\text{Eq. 5.8})$$

D'un point de vue expérimental, nous faisons l'acquisition de l'effort dans l'éprouvette et en déduisons la contrainte apparente $\sigma_a = F/S_0$ (S_0 , section initiale de l'éprouvette), la contrainte vraie étant calculée par la relation suivante :

$$\sigma = \lambda \sigma_a \quad (\text{Eq. 5.9})$$

Pour chaque modèle, la relation contrainte vraie/déformation est résolue selon les expressions ci-dessous :

- Modèle Néo-Hookéen

$$\sigma = 2C_{10} \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \quad (\text{Eq.5.10})$$

- Modèle de Mooney-Rivlin

$$\sigma = 2C_{10} \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) + 2C_{01} \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2} \right) \quad (\text{Eq. 5.11})$$

- Modèle de Yéoh à l'ordre 2

$$\sigma = 2C_{10} \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) + 4C_{20} \left(\lambda^4 - 3\lambda^2 + \lambda + \frac{3}{\lambda} - \frac{2}{\lambda^2} \right) \quad (\text{Eq. 5.12})$$

La programmation de ces formulations et le problème d'optimisation par la méthode de moindres carrés a été développée sous Matlab® permettant la résolution de la loi de comportement. L'identification des trois modèles a été réalisée à partir des résultats de mesures expérimentales issus de l'essai de traction. Ces résultats sont présentés dans le tableau V.1.

Modèle	Coefficients (kPa)	Eprouvettes			
		Jaune (1)	Jaune plein (2)	Vert (3)	Bleu(4)
Néo-Hookéen	C_{10}	425	302	434	343
Mooney-Rivlin	C_{10}	1150	504	1245	775
	C_{01}	-976	-295	-1090	-588
Yéoh de l'ordre 2	C_{10}	281	255	271	254
	C_{20}	369	122	416	217

Tableau V.1 : Résultats de l'identification des paramètres matériels pour les trois modèles retenus.

De ce tableau, on retient que le modèle de Mooney-Rivlin n'est pas adapté au comportement matériel du silicone considéré. En effet, les valeurs de coefficients obtenues sont très variables et dispersées, voire pour certaines négatives. Sur la figure V.5, les courbes reliant contraintes et déformations ont été tracées à partir des résultats de l'identification matérielle (coefficients ci-dessus) respectivement pour les modèles Néo-Hookéen et de Yéoh.

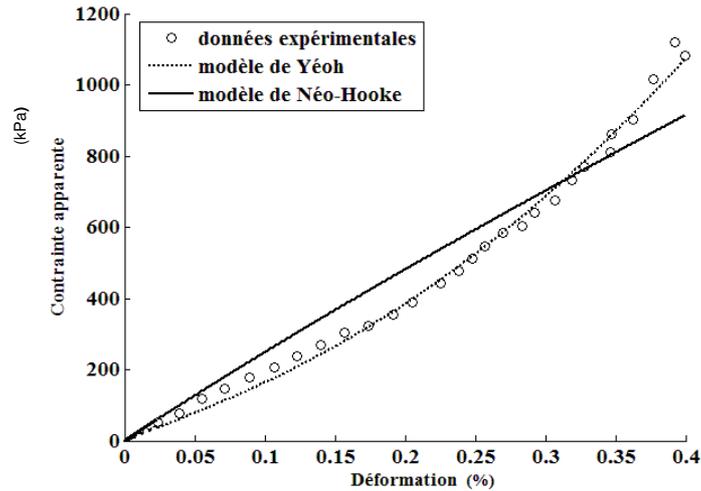


Figure V.6 : Comparaison expérimentale et numérique (modèles Néo-Hooke et de Yéoh) des courbes σ vs ϵ .

De la figure V.6, on note que le modèle de Yéoh est le plus représentatif de la réalité expérimentale avec une courbe numérique σ vs ϵ ayant une allure similaire à la courbe expérimentale et relativement bien corrélée à celle-ci (faibles écarts).

La figure V.7 confirme cette bonne adéquation du modèle de Yéoh d'ordre 2 au comportement du silicone employé pour l'ensemble des échantillons. Ces résultats confirment les éléments trouvés dans la bibliographie [Gee2006], [Dup2010]. Par ailleurs, de ces courbes, on peut considérer que pour des déformations inférieures à environ 15%, la loi contrainte vraie-déformation est quasiment linéaire. Au-delà, la non linéarité devient plus prononcée.

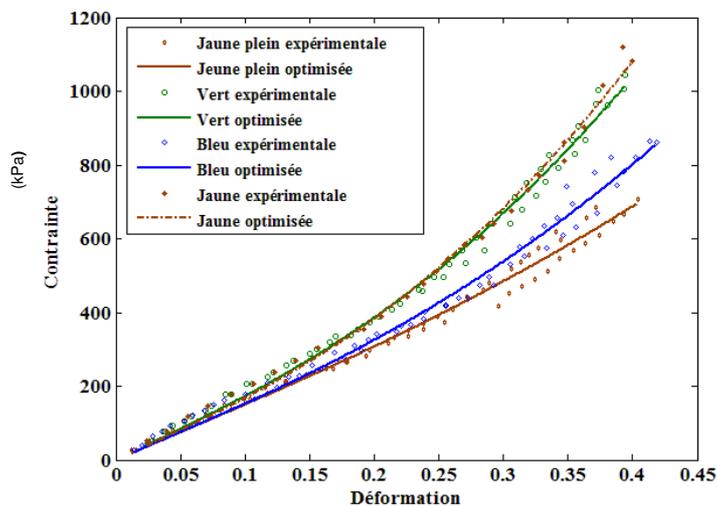


Figure V.7 : Résultats de l'identification du modèle de Yéoh à l'ordre 2.

Ainsi, le modèle de Yéoh est retenu pour les simulations de comportement des répliques d'AAA.

4. Modélisation et simulation du comportement d'AAA sous chargement statique

La simulation numérique sur l'anévrisme en statique, bien que ne correspondant pas à la réalité physiologique, permet d'apporter des résultats sur les contraintes, les déformations et les déplacements et de valider les propriétés matérielles dans le cas considéré (tube mince avec ou sans anévrisme). La simulation est basée sur la formulation de la mécanique des milieux continus solides.

Abaqus® est un logiciel offrant des solutions aussi puissantes que complètes pour des problèmes dans de larges domaines de la mécanique. Abaqus/Standard est un solveur généraliste qui recourt à un schéma traditionnel d'intégration implicite. Il est très largement utilisé dans les industries et les laboratoires de recherche des universités en raison du large spectre de ses capacités d'analyse. Donc, Abaqus® est choisi et employé pour la simulation de l'anévrisme sous pression statique.

Comme dans beaucoup de logiciels, il n'y a pas de système d'unités fixé. C'est à l'utilisateur de se définir son propre système comme l'indique le tableau V.2. Dans cette étude, les unités de la deuxième colonne sont choisies.

Quantité	SI	SI (mm)	(SI) cm
Longueur	m	mm	cm
Force	N	N	N
Mass	kg	10 ³ kg	(10 ² kg)
Temps	s	s	s
Contrainte	Pa (N/m ²)	MPa (N/mm ²)	N/cm ²
Energie	J	mJ (10 ⁻³ J)	
Densité	kg/m ³	tonne/mm ³ (10 ¹²)	10 ² kg/cm ³ (10 ⁸)
Accélération	m/s ²	mm/s ²	cm/s ²

Tableau V.2: Unités sous ABAQUS.

Pour la mise en donnée du problème, 4 phases sont distinguées :

- phase 1 : génération du maillage (nœuds, éléments),
- phase 2: choix des coefficients représentatifs des propriétés des matérielles (mécanique, physique, thermique etc.),
- phase 3 : application des conditions aux limites,
- phase 4 : Elaboration des étapes de calcul (chargements, définition des résultats).

4.1. Génération du maillage

Comme expliqué au § 2, compte tenus de la forme et de la géométrie de la réplique d'AAA, nous avons fait le choix d'un élément fini de type coque.

L'élément de coque retenu est l'élément S4R : élément de coque quadrilatère à intégration réduite et linéaire, robuste et convenant bien à l'application. L'intégration réduite signifie que le nombre de points d'intégration numérique est inférieur à ceux requis pour une intégration complète. L'utilisation de ces éléments à intégration réduite permet essentiellement de diminuer le temps de calcul pour exécuter l'analyse sans influencer trop la précision des résultats.

Au final, compte tenus des spécifications géométriques et dimensionnelles de la réplique d'AAA, le maillage est constitué de 9720 éléments, de taille de 1 mm², repartis régulièrement sur la surface du modèle. La qualité du maillage a été validée via les indicateurs logiciels : la taille des éléments a été optimisée de manière à obtenir un bon compromis entre qualité, précision et temps de calcul. Un exemple de maillage est montré figure V.8.

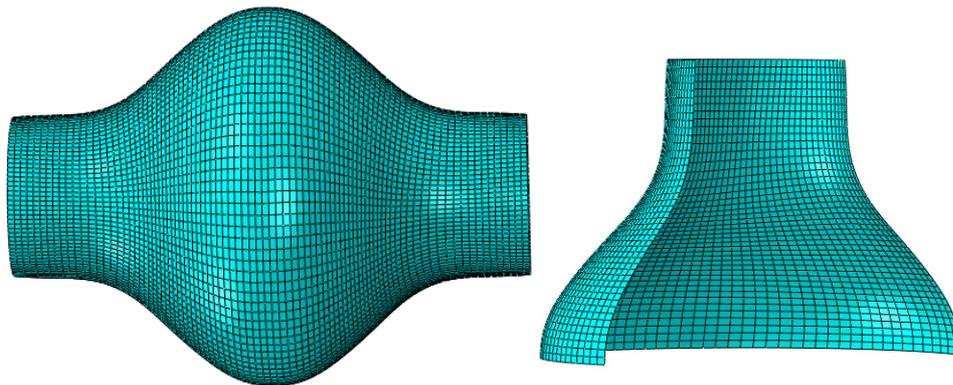


Figure V.8 : Maillage d'un modèle d'AAA axisymétrique.

4.1. Propriété du matériau

Comme évoqué plus haut au §3.2, le modèle hyper élastique de Yéoh est retenu comme la loi de comportement. Pour rappel, ce modèle de matériau est supposé incompressible et initialement isotrope. La forme du potentiel d'énergie de déformation pour un matériau est donnée :

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + 1/D(J - 1)^2 \quad (\text{Eq. 5.13})$$

avec J représentant la compressibilité de la matière, C_{10} , C_{20} et D étant les coefficients du modèle matériel.

Disposant de différentes répliques en silicone, aux propriétés matérielles légèrement différentes d'un échantillon à l'autre, l'évaluation de ces paramètres, issus du modèle de Yéoh, a été faite sur la moyenne des résultats des essais d'identification. Le tableau V.3 en donne les valeurs.

C_{10}	C_{20}	D	densité
----------	----------	---	---------

265 kPa	281 kPa	2.22×10^{-7} 1/kPa	1.03 g/mm ³
---------	---------	-----------------------------	------------------------

Tableau V.3 : Valeurs moyennes des paramètres matériels (modèle de Yéoh).

4.2. Conditions aux limites

Dans ce paragraphe, nous présentons les conditions aux limites et de chargements imposés au fantôme, représentatives des conditions d'expérimentation. La figure V.9 montre la définition de ces paramètres.

Aux extrémités du fantôme, les conditions aux limites imposées aux nœuds sont celles d'un encastrement : ni déplacement, ni rotation.

En termes de chargement, une pression constante est appliquée à la paroi interne du fantôme d'AAA. Des simulations numériques ont été faites selon les conditions expérimentales (différents niveaux de pression) en vue d'étudier le comportement du fantôme.

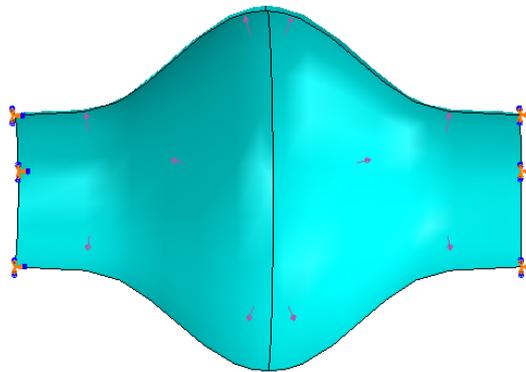


Figure V.9 : Définition des conditions aux limites et du chargement.

4.3. Analyse et interprétation des résultats

Différentes simulations numériques ont été réalisées pour des pressions allant de 6 kPa à 19 kPa. Sur la figure V.10, les images (a) à (e1) montrent les champs de distribution de déformations du fantôme d'AAA axisymétrique, d'épaisseur constante égale à 2 mm, pour ces différentes pressions. Les images (f) et (g) sont les résultats pour le modèle dont l'épaisseur est de 1 mm sur la moitié du fantôme, cf. chapitre IV §2.2.1.

A partir de ces résultats, les remarques suivantes peuvent être établies :

- quel que soit le niveau de pression, la distribution de la déformation reste toujours la même,
- la déformation est maximale au niveau du rayon de raccordement reliant la partie cylindrique (représentant l'artère saine) à l'anévrisme,
- la déformation est minimale au centre de la forme anévrismale, zone la plus dilatée de l'anévrisme,

- en observant l'image e₂, on note que la déformation maximale au niveau de l'anévrisme est toujours suivant la direction circonférentielle et qu'il y a une absence de déformation de type cisaillement du fait de l'axisymétrie du chargement.
- Par comparaison des images (b)-(f) et (c)-(g), on note également l'influence de l'épaisseur sur le niveau de déformation : plus l'épaisseur est faible, plus la déformation est élevée. Cette croissance n'est pas déterminée par une relation linéaire.

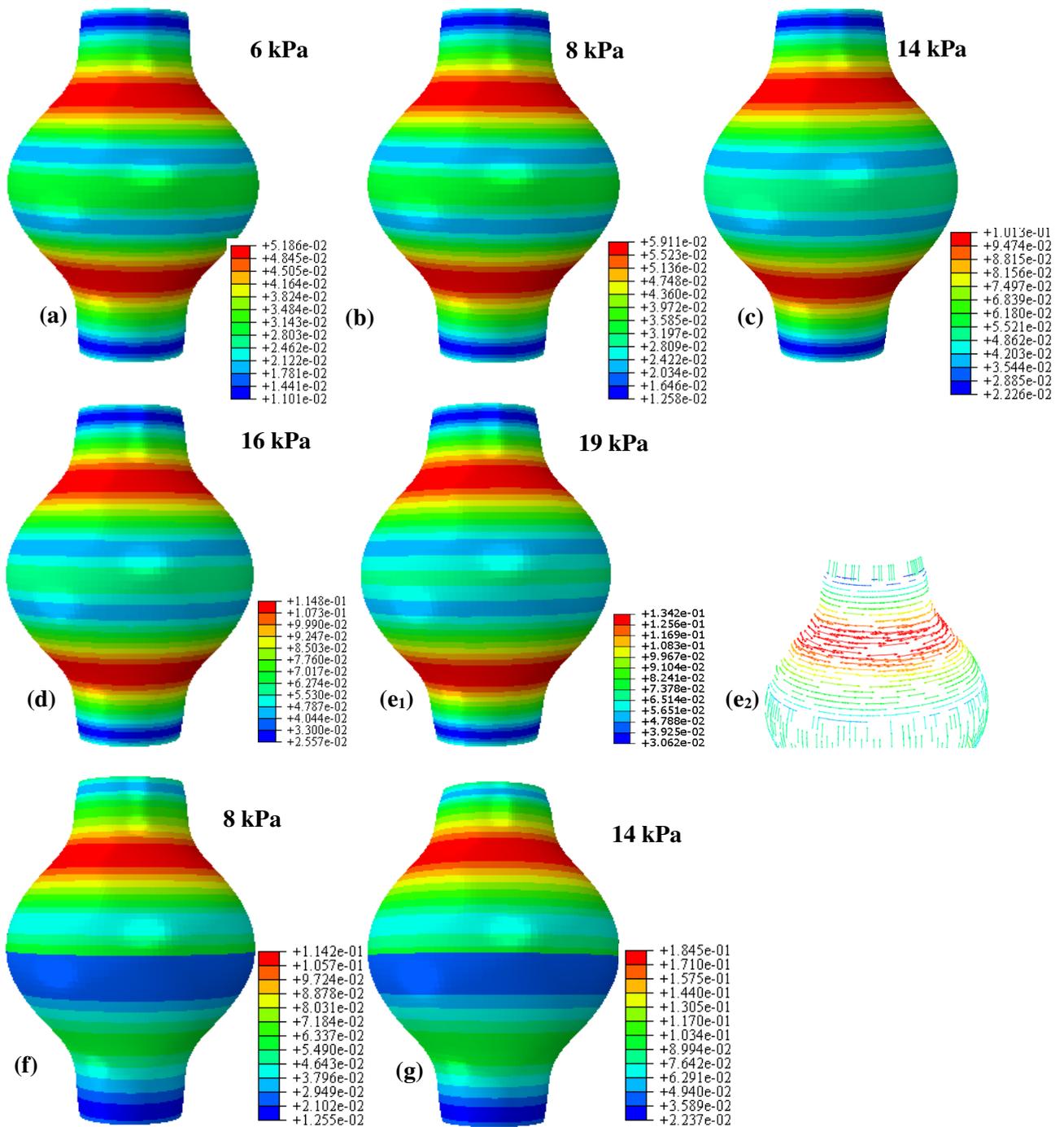


Figure V.10 : Champs de déformations du fantôme d'AAA axisymétrique pour différentes pressions et épaisseurs.

En faisant référence à la figure 4.9 représentant la distribution de la déformation issue de mesure par stéréovision, on peut constater que les résultats de la simulation, cf. figure V.10 image (b), sont similaires.

Une synthèse des résultats de déformation maximale est donnée cf. tableau V.4. Ces résultats sont comparés aux déformations maximales relevées lors des essais expérimentaux par stéréovision. Selon ce tableau, on note de légers écarts entre les résultats expérimentaux et numériques ; l'écart moyen étant de 7%. Potentiellement, nous attribuons ces écarts aux bruits de mesure et aussi à l'incertitude de l'estimation des coefficients matériels.

Fantôme axisymétrique d'AAA		d'épaisseur constante (2 mm)					d'épaisseur variable			
							e=2 mm		e=1mm	
Pression p (kPa)		6	8	14	16	19	8	14	8	14
Déformation ϵ_{MAX} (%)	Simulation	5,2	5,9	10,1	11,5	13,4	5,5	11,4	10,3	18,4
	Essais (stéréo)	5,5	6,3	11,0	12,1	13,9	6,1	10,8	11,5	18,8
Ecart		6%	7%	9%	5%	4%	11%	6%	12%	3%

Tableau V.4 : Comparaison des résultats de déformation maximale du fantôme avec AAA axisymétrique.

5. Modélisation et simulation du comportement d'AAA sous chargement de flux dynamique

La modélisation dynamique des fluides (computational fluid dynamic CFD) est un ensemble de procédures effectuées par séquences ou en parallèle en utilisant les équations classiques du mouvement fluide ou des relations auxiliaires qui sont résolues numériquement. L'utilisation de la CFD pour simuler l'écoulement à travers les géométries des fantômes doit nous permettre une meilleure compréhension des phénomènes mis en jeu.

Afin d'étudier les champs de vitesse à l'intérieur de l'anévrisme, une modélisation de simulation fluide (CFD) a été effectuée en considérant un modèle d'AAA axisymétrique à la paroi rigide. Outre l'étude de l'écoulement d'un fluide à l'intérieur d'une forme anévrismale, cette simulation a pour objet d'étudier l'influence de la rigidité de paroi sur le champ de vitesse, par comparaison à la modélisation présentant un couplage fluide/solide (FSI), développée au §6.

Ces modélisations et simulations ont été menées sur le module CFX du logiciel Ansys® workbench 13.0, qui selon des références bibliographiques [Li2005] [Ste2013] [Ste2014], s'avèrent robuste et pertinent pour la simulation de problèmes hémodynamiques. Les équations sont résolues comme un système unique par un solveur couplé. Ce solveur couplé est plus rapide que les différents solveurs traditionnels avec moins d'itérations nécessaires pour obtenir la convergence de l'écoulement de fluide. Il emploie la méthode des volumes finis (FVM) pour résoudre les équations de Navier-Stokes dans un domaine fluide défini en utilisant l'équation d'advection en haute résolution. Cette discrétisation garantit la conservation des flux à travers un volume de contrôle défini. Pour les termes transitoires, le solveur applique le schéma d'Euler de second ordre

en arrière (second order backward Euler). Ce schéma est robuste, implicite et conservé dans le temps [ANSYS Inc. 2011].⁶

La modélisation et la simulation sont réalisées en quatre étapes:

- 1°) définition des paramètres de simulation (temps de la simulation, type d'analyse, critères de convergence et propriété du maillage),
- 2°) application des conditions aux limites (conditions d'entrée / de sortie, les propriétés des fluides et le glissement au niveau de la paroi),
- 3°) simulation du modèle,
- 4°) analyse et interprétation des résultats par les outils logiciels de post-traitement. **Paramètres**

de configuration de la simulation

L'exactitude des résultats CFD est fortement influencée par les paramètres de simulation appliqués au cours de la première étape. Tous les solveurs CFD disponibles dans le commerce appliquent des paramètres par défaut qui ne garantissent pas forcément la convergence vers une solution précise. La convergence et la précision des simulations CFD sont obtenues en ajustant les paramètres de configuration tels que : le type et la taille des éléments du maillage, les densités de maillage, la qualité du maillage, la taille des pas de temps, le nombre de cycles d'impulsions et les critères de convergence. Ainsi, pour optimiser les paramètres de simulation, il est utile dans un premier temps, de comparer les paramètres ajustés aux solutions analytiques connues pour des géométries simplifiées. Une fois que les paramètres et les stratégies de simulation sont définis, la simulation peut être appliquée avec des données expérimentales pertinentes [Ste2014].

5.1.1. Définition de maillage dans Ansys CFX®

Le maillage est une étape très importante pour simuler le problème discret avec suffisamment de détails. Ansys ICEM® est un outil de maillage puissant qui permet une génération automatique de maillage avec des critères de vérification adaptés.

Type de maillage

Les outils de génération de maillage offrent de nombreux types d'éléments 2D ou 3D pour divers types d'analyses. Les différents éléments disponibles sont les suivants :

⁶ ANSYS Advantage - Volume V, Issue 3, 2011

- génération de maillage 2D : Triangle (trois noeuds d'intégration), Quadrilatère (quatre noeuds d'intégration) ;
- génération de maillage 3D : tétraèdre (quatre noeuds d'intégration), hexaèdre (huit noeuds d'intégration), prisme avec base triangulaire (six noeuds d'intégration), pyramide (cinq noeuds d'intégration).

Il y a également quatre modes de générations de maillage tels que cartésien, structuré, non-structuré et hybride.

Le maillage cartésien est de génération la plus simple, mais malheureusement il ne s'adapte pas aux formes géométriques complexes et de ce fait il est rarement utilisé.

Un maillage structuré est caractérisé par une connectivité régulière qui peut être exprimée comme un tableau en trois dimensions (dans la pratique, les hexaèdres sont seulement utilisés dans cette catégorie de maillages structurés). Le maillage structuré de multi-blocs (nommé aussi O-grid) représente une nouvelle approche pour la génération de maillage. Il permet une génération rapide pour des géométries extra-complexes [Ste2014]. L'avantage d'un maillage structuré est la régularité de la matrice de connectivité, qui permet la détection aisée de relations de voisinage.

Un maillage non structuré est caractérisé par une connectivité irrégulière. Comparé avec le maillage structuré, le stockage pour un maillage non-structuré demande plus d'espace mémoire parce que la connectivité de voisinage doit être explicitement stockée. Ainsi le coût de calcul est considérable.

Le maillage hybride est utilisé, quand il est impossible de saisir le profil de la forme d'une géométrie complexe en utilisant un seul type d'élément. Un maillage hybride contient un mélange de parties structurées et non structurées.

Dans notre cas un maillage structuré sera utilisé comme l'illustration cf. figure V.12.

5.1.1.2. Contrôle de la qualité de maillage

La qualité du maillage joue un rôle important dans la précision et la stabilité du calcul numérique. Quel que soit le type de maillage utilisé, la vérification de la qualité du maillage est essentielle. Le maillage d'un domaine fluide est considéré comme de bonne qualité pour l'analyse CFD, si tous les éléments ont des volumes positifs c'est-à-dire que les éléments n'ont pas de bords qui ne croisent.

Pour assurer la qualité de maillage, la vérification par le solveur CFD est effectuée. Comme pour les éléments finis, trois paramètres de qualité de maillages sont utilisés : Le rapport d'aspect (AR), l'orthogonalité de maillage et l'expansion de maillage. Ils doivent être inférieurs à une valeur de seuil spécifiée.

- **L'AR de maillage** est le degré d'étirement des éléments. Il est défini différemment pour chaque type d'élément.

Pour les éléments tétraédriques, l'AR est donné par l'équation:

$$AR = f \frac{R_{circ}}{r_{insc}} \quad (\text{Eq. 5.14})$$

avec, f facteur d'échelle est égal à $1/3$, r_{insc} et R_{circ} les rayons des sphères qui inscrivent et circonscrivent l'élément de maillage.

Pour les éléments hexaédriques, l'AR est calculée par :

$$AR = \frac{\text{Max}[l_1, l_2 \dots l_n]}{\text{Min}[l_1, l_2 \dots l_n]} \quad (\text{Eq. 5.15})$$

Où l_i est la longueur moyenne de côté dans une direction (i) de coordonnées locale de l'élément et "n" est le nombre total de directions de coordonnées associées à l'élément. la figure V.11 montre la définition de ces paramètres.

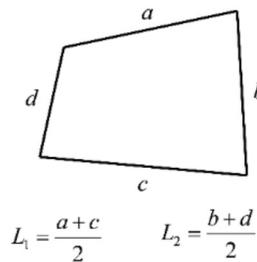


Figure V.11 : exemple de définition du paramètre AR pour un quadrangle (2D) [ANSYS Inc. 2011].

Les valeurs d'AR de maillages inférieurs à 100 sont considérés comme acceptables. Généralement, il est préférable d'éviter les changements soudains et grands dans des rapports d'aspect des éléments dans les zones où le champ d'écoulement présente de grands changements ou de forts gradients.

- **L'orthogonalité de Maillage** représente l'angle des faces ou bords entre éléments voisins. L'angle optimal est de 90° pour un quadrilatère et 60° pour un élément triangulaire. La plage acceptable est entre 20° et 90° pour les éléments quadrilatères, et 20° et 60° pour les éléments triangulaires. Les valeurs en dehors de ces plages vont augmenter les possibilités d'erreurs de discrétisation et provoquer des problèmes de convergence.
- **L'expansion du maillage** est le taux de variation au sein des zones ou volumes des éléments adjacents. Un rapport d'expansion de maillage inférieur à 20 est considéré comme acceptable. Les valeurs supérieures à 20 vont conduire à des augmentations d'erreur de discrétisation.

5.1.1.3. Densité de maillage

La densité du maillage doit être suffisamment fine pour capter toutes les fonctionnalités de flux, mais en même temps, il ne doit pas être trop dense pour ne pas prendre en compte des détails inutiles de l'écoulement, qui augmenteraient le coût de calcul et la charge du processeur de l'ordinateur. Près de la paroi, le maillage doit être suffisamment fin pour régler la couche limite d'écoulement. Généralement les éléments de types quadrilatère, hexaèdre et prisme sont préférés aux triangles, tétraèdres et pyramides. Le test de l'indépendance du maillage est nécessaire pour s'assurer qu'il n'y a pas de différence significative dans les caractéristiques de flux d'un endroit à l'autre du modèle.

5.1.1.4 Génération de maillage

Compte tenu de ces éléments, un maillage structuré avec des éléments hexaédriques pour la cavité fluide et des éléments prismatiques pour les 5 couches près de la paroi, a été conçu. la figure V.12 montre les résultats de maillage qui contient 77752 éléments et 23275 nœuds. Les types des éléments sont : 43644 tétraèdres, 4372 triangles, 29330 prismes à base triangulaire et 406 Quadrilatères.

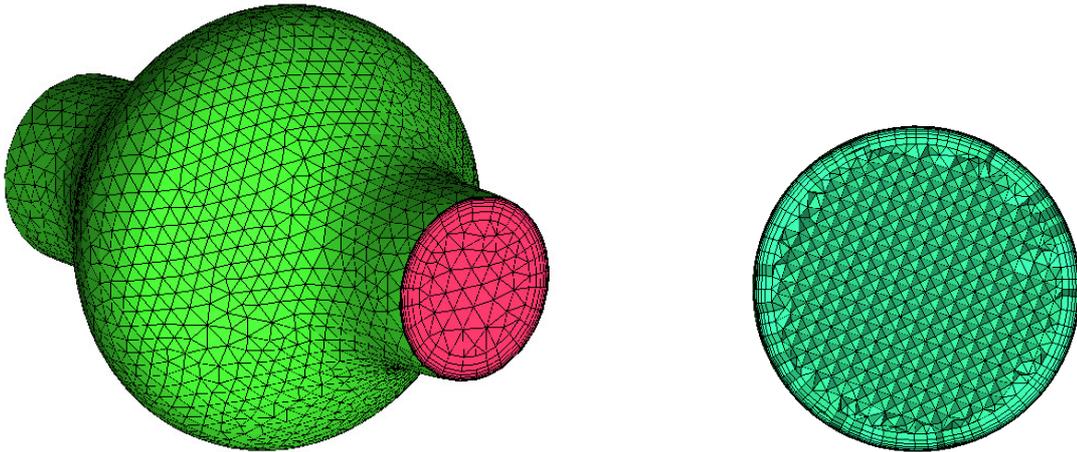


Figure V.12 : maillage structuré sur fantôme d'AAA axisymétrique.

Dans Ansys ICEM[®], les gammes de qualité issues des paramètres de contrôle de qualité sont définies de 0 à 1, où les valeurs proches de 0 correspondent à une faible qualité. la figure V.13, dans laquelle les flèches indiquent que le nombre d'éléments est largement supérieur à 24, montre les résultats de la vérification du maillage : très peu d'éléments ont un indice de qualité inférieur à 0,5. En général, les valeurs supérieures à 0,3 sont acceptables. On peut donc conclure à une bonne qualité de maillage réalisé.

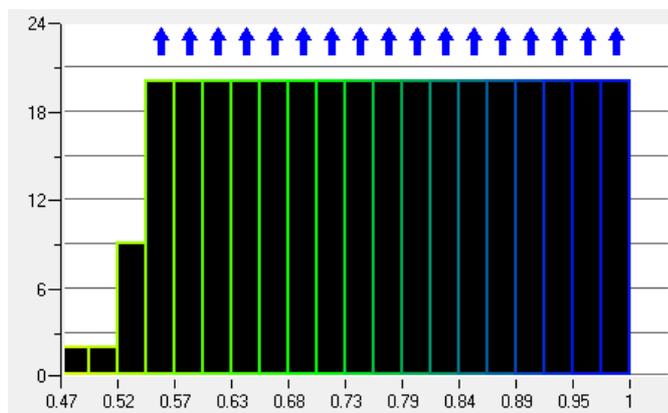


Figure V.13 : Histogramme de l'indice de qualité du maillage.

5.1.2. Configuration du temps

Le comportement dépendant du temps pour des simulations transitoires dans Ansys CFX® est spécifié par la durée de la modélisation et le pas de temps.

- **La durée de modélisation** est une limite spécifiée par l'utilisateur. Elle ne correspond pas forcément à la durée réelle de la simulation. Elle est définie très souvent par un certain nombre de cycles pour un écoulement pulsé périodique. Un seul cycle d'impulsion ne suffit pas pour obtenir une simulation précise pour de grands vaisseaux comme l'aorte [Mor 2004]. Divers chercheurs ont appliqué quatre ou cinq cycles d'impulsion [Mor 2006] [Mol 2009] [Li 2005] [Ene2011] pour la modélisation CFD de l'aorte avec différents types solveur. Le nombre de cycles d'impulsions nécessaires pour une analyse transitoire de flux de sang dépend du solveur et de la géométrie.
- **La taille du pas de temps Δt** est utilisée pour faire avancer la simulation en temps réel à partir du moment initial jusqu'à la fin de l'évolution de l'écoulement. Le pas de temps sélectionné doit être basé sur l'échelle réelle de temps du comportement transitoire d'écoulement. Il doit être suffisamment petit pour résoudre les caractéristiques dépendant du temps. Pour des simulations de fluide stable, quand le Solveur CFX applique un pas de temps mal adapté, cela revient à déséquilibrer les équations pendant le processus d'itération. Si la solution est instable, l'échelle de temps doit être affinée. Si l'étape de temps est trop grande, il n'y aura pas de solutions transitoires comme le montre la figure V.14. Toutefois, si le pas de temps est trop petit, le temps de simulation va augmenter de façon spectaculaire.

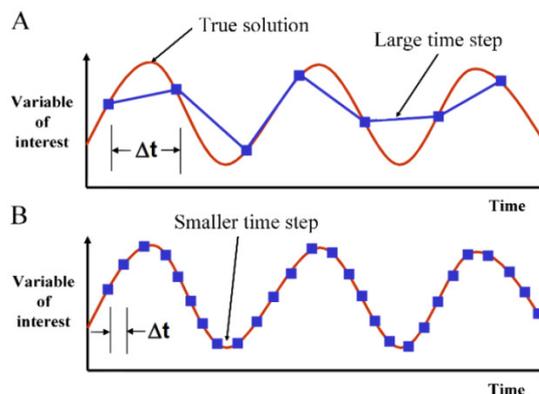


Figure V.14 : Influence du pas de temps sur la détermination de la solution (ANSYS Inc. 2011).

Dans cette modélisation, nous définissons une durée de 5 cycles de simulation, c'est à dire 4 s (5 x 0,8s). Par ailleurs, après avoir effectué divers tests avec des tailles de temps différentes, un pas de temps optimal est défini à 0,01 s.

5.1.3. Critères de convergence itérative

Un autre aspect important de simulation CFD est la convergence itérative. Les résidus des équations principales peuvent être appliqués comme critères de convergence pour juger de la convergence des solutions. Ils représentent le changement après une itération dans les équations. Il existe deux types de résidus [ANSYS Inc. 2011]:

- la valeur quadratique moyenne des résidus (en anglais : Root Mean Square-RMS), représentant la convergence basée sur la moyenne des résidus sur l'ensemble du volume contrôlé,
- la taille des résidus maximale (MAX) sur l'ensemble des résidus.

Les résidus RMS peuvent être réglés à des valeurs inférieures ou égales à 1×10^{-4} . Les résidus MAX sont généralement 10 fois plus petits que les résidus RMS.

Pour les simulations des états stables et transitoires, il est nécessaire de contrôler que la solution satisfasse les trois conditions suivantes [ANSYS Inc. 2011].

- les résidus RMS et MAX doivent être égaux à une valeur acceptable réduite (typiquement 10^{-4} ou 10^{-5}),
- des grandeurs (énergie, forces,...) ayant atteint une solution stable,
- des erreurs de simulation inférieures à 1%.

5.1.4. Conditions aux limites

La définition des conditions aux limites comprend plusieurs éléments tels que les conditions d'entrée / de sortie, les propriétés des fluides et la propriété de la paroi.

Le module CFX-pre permet de définir les conditions aux limites et initiales du système, ainsi que les équations à résoudre et le type de résolution (régime permanent ou transitoire).

Les conditions aux limites sont de 5 types : inlet, outlet, opening, wall et symet :

- les conditions de type inlet sont utilisées dans le cas d'un écoulement entrant à l'intérieur du domaine,
- les conditions de type outlet sont quant à elles utilisées dans le cas d'un écoulement sortant à l'extérieur du domaine,
- la condition opening est utilisée dans le cas d'une méconnaissance de la nature entrante ou sortante de l'écoulement,
- la condition aux limites de type wall est attribuée aux parois imperméables à l'écoulement,
- si l'écoulement présente un plan de symétrie, il est possible d'attribuer la condition symétrie à ce plan.

Dans cette étude, à l'entrée de modèle, l'inlet est défini par un écoulement pulsé dont le profil de vitesse, cf. figure V.15, est issu de données physiologiques. Ce profil de vitesse est réparti uniformément sur la section d'entrée du modèle.

A la sortie de modèle, la condition opening est appliqué en imposant le niveau de pression relevé lors des essais expérimentaux et dont le profil est donné figure V.15. Cette condition *opening* permet la simulation du flux et du reflux induits dans l'anévrisme par le cycle cardiaque.

La modélisation de fantôme considère la paroi rigide et le contact non glissant. Aussi au niveau de la paroi, la vitesse d'écoulement est nulle.

Le fluide a été défini comme le sang par un comportement newtonien, avec une densité constante de 1030 kg/m^3 et une viscosité de $0,004 \text{ Pa.s}$ à $25 \text{ }^\circ\text{C}$.

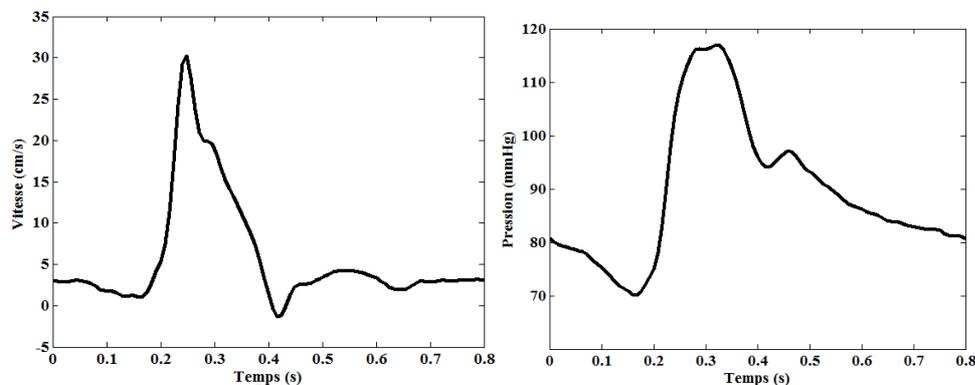


Figure V.15 : Profils de pression et de vitesse appliqués comme conditions aux limites respectivement en entrée et en sortie du modèle d'AAA.

Afin de simuler les phénomènes de turbulence, le modèle k-epsilon le plus couramment utilisé dans la CFD pour simuler les caractéristiques d'écoulement en conditions turbulentes, a été retenu. Enfin, le type de résolution est choisi en haute résolution pour une meilleure précision.

5.2. Analyse et interprétation des résultats

Le fichier de résultats est généré par Ansys CFX-Solver®. Il contient une description complète de la simulation de flux. 5 cycles ont été simulés et les résultats sont produits tous les 0.01s. Les champs de la vitesse du dernier cycle simulé sont ceux qui correspondent au mieux à la réalité et sont ainsi présentés figure V.16. La figure V.17 présente les niveaux de champs de vitesse pour les moments 0,38 s et 0,6 s.

Selon l'évolution du flux, nous pouvons distinguer 4 phases remarquables.

La première phase, $t = 0$ à $\sim 0,22 \text{ s}$, est caractérisée par la croissance de la vitesse du flux ; le vortex présent dans le sac anévrisimal étant progressivement chassé vers la sortie.

La deuxième phase, $t = 0,24$ à $\sim 0,38$ s, après l'arrivée de la pulsation, correspond à la vitesse maximale du flux. Comme l'effet pulsatile du cycle cardiaque produit une force brutale, le flux est poussé vers la sortie du fantôme d'AAA ; les lignes de flux en épousant la forme. C'est la période où la vitesse est globalement la plus élevée.

La troisième phase, $t = 0,4$ à $\sim 0,6$ s, correspond à la période de la formation de vortex et de leurs propagations dans le sac anévrismal. Un petit vortex se forme à l'entrée du sac en raison de la décroissance de la vitesse et de la géométrie. Ensuite, ce vortex croît pour en occuper pleinement l'espace.

Au cours de la quatrième phase, $t = 0,6$ à $\sim 0,8$ s, le flux avance toujours au milieu du fantôme avec la présence du vortex dans le sac. Par référence au cycle cardiaque, la 2^{ème} phase correspond à la systole et la 4^{ème} phase à la diastole. Les autres périodes correspondent à un état intermédiaire.

Toutefois, à la plupart des instants du cycle, un phénomène de turbulence existe dans le sac de l'anévrisme avec une vitesse faible d'ordre de 1 à 3 cm/s (cf. figure V.17 image de gauche) ; cela correspond à une énergie cinétique du vortex très petit. Néanmoins, l'influence de ces vortex sur la contrainte pariétale nécessite d'être étudiée comme l'indique nombre de travaux [Li 2005] [Sco2005] [Wol2005] [Ris 2009].

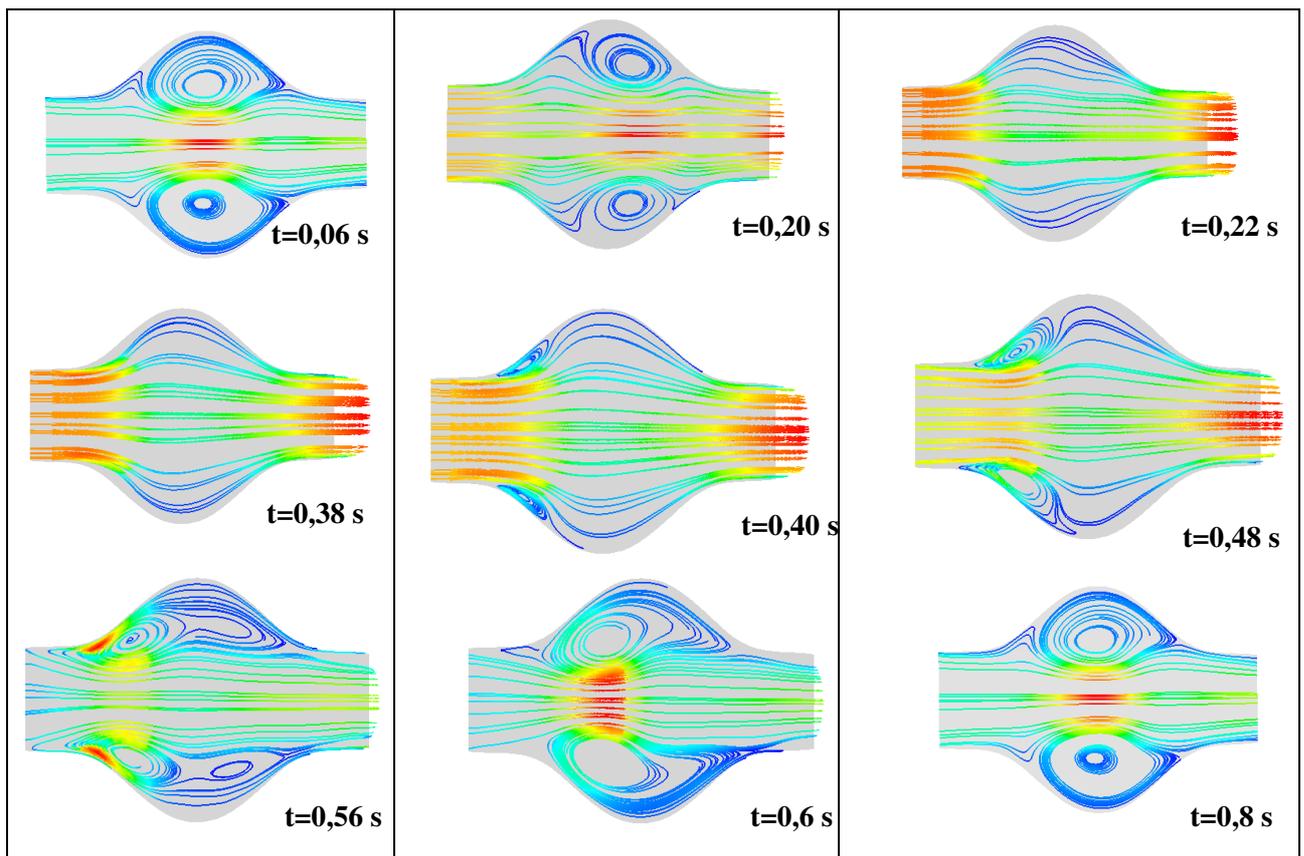


Figure V.16 : Evolution des champs de vitesse lors d'un cycle cardiaque simulé sur modèle d'AAA axisymétrique à paroi rigide.

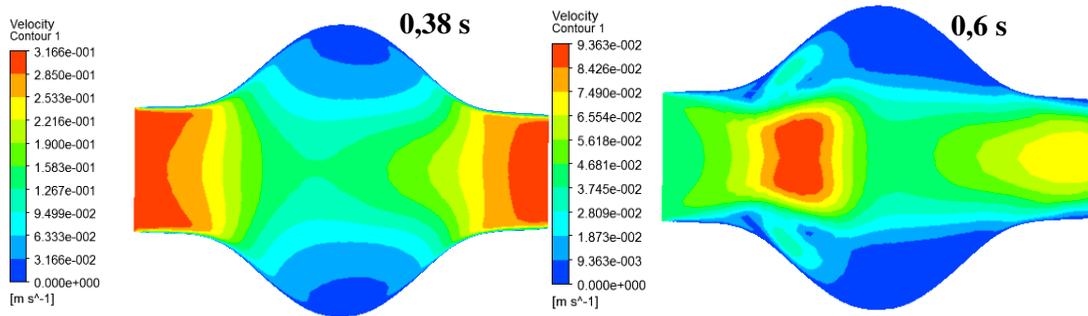


Figure V.17 : Distribution des vitesses à $t = 0,38$ s (systole) et $t = 0,6$ s (diastole).

6. Modélisation et simulation numérique fluide-solide du comportement d'AAA

Afin d'obtenir l'état de contrainte et de la déformation de la paroi, la simulation avec interaction fluide-structure est nécessaire. Par rapport à la simulation de structure sans fluide, cette modélisation est a priori plus proche de la réalité et donc plus convaincante.

L'analyse de l'interaction fluide-structure est un exemple de problème de multi physiques où l'interaction entre deux phénomènes physiques différents est prise en compte. Du point de vue de l'application mécanique, une analyse FSI consiste à effectuer une analyse structurale, avec une partie des chargements (forces) provenant d'une analyse de fluide correspondant. En revanche, les résultats de l'analyse mécanique peuvent également être utilisés comme des conditions dans une analyse de fluides. L'interaction entre les deux analyses se déroule généralement dans les limites qui sont appelées l'interface fluide-structure. C'est à cette interface que les résultats d'une analyse sont transmis à l'autre analyse.

Avec Ansys Workbench®, l'application mécanique comprend deux manières de réaliser l'interaction fluide-structure: le transfert unidirectionnel (one way) et le transfert dans deux sens (two ways) [Ben2011].

Pour le premier cas, les résultats CFD sont appliqués comme chargement au modèle utilisé pour la modélisation mécanique. Quant aux résultats de l'analyse mécanique, ils ne sont pas retransmis à l'analyse de fluide. Cette méthode est appropriée lorsque les déplacements calculés ne sont pas assez grands pour avoir un impact significatif.

Pour le second cas, les résultats issus de la simulation de structure mécaniques sont appliqués comme chargement au modèle fluide. Il est alors nécessaire d'utiliser le transfert dans les deux sens du FSI lorsque l'analyse mécanique peut affecter l'analyse du fluide de manière significative. Les simulations sont jugées finies lorsque l'équilibre global semble atteint entre la solution issue du calcul de structure et la solution CFD.

Dans ce travail, la simulation FSI est réalisée avec le transfert dans les deux sens, compte tenu du fait que, selon les études [Li 2005] [Sco2005] [Wol2005] [Ris2009], l'influence du déplacement de la paroi sur les champs d'écoulement du flux n'est pas négligeable. Deux modules d'Ansys Workbench® ont été employés

pour ces analyses : *Transient structural* et *CFX*. Le premier permet de déterminer la réponse dynamique de la structure sous l'action de toutes les charges en fonction du temps. Le module *CFX*, permet de déterminer les champs d'écoulement. Entre ces deux modules, un couplage est établi pour résoudre le problème de couplage Fluide Structure. Celui-ci provoque une pression locale sur la structure au niveau de l'interface et les mouvements structurels produisent donc un effet "chargement de fluide". Les équations matricielles, régies par méthode éléments finis, sont alors suivantes:

$$\begin{bmatrix} M_s & 0 \\ \rho_0 R^T & M_f \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{U} \\ \dot{P} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} K_s & -R \\ 0 & K_f \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} U \\ P \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_s \\ F_f \end{Bmatrix} \quad (\text{Eq. 5.17})$$

avec R matrice de couplage caractérisant l'interface fluide-structure (FSI) ; M_s et M_f , les matrices de masse solide et fluide, K_s et K_f est les matrices de rigidité fluide et solide; U le déplacement, P la pression locale et F_s et F_f les forces inconnues exercées sur le solide et sur le fluide au niveau de l'interface.

Dans un premier temps, la configuration concernant la structure a été effectuée avec le module *Transient structural* et l'analyse de fluide a été configurée avec le module *CFX*. Ensuite, un couplage a été réalisé en transférant les configurations de structure à l'analyse de fluide par l'intermédiaire de l'interface. Au final, la détermination des équations de couplage n'est réalisée que dans le solveur *CFX* et le solveur du module *Transient structural* est désactivé. La résolution s'effectue alors par l'option *Multi-field* du solveur *CFX* comme l'indique la figure V.18 :

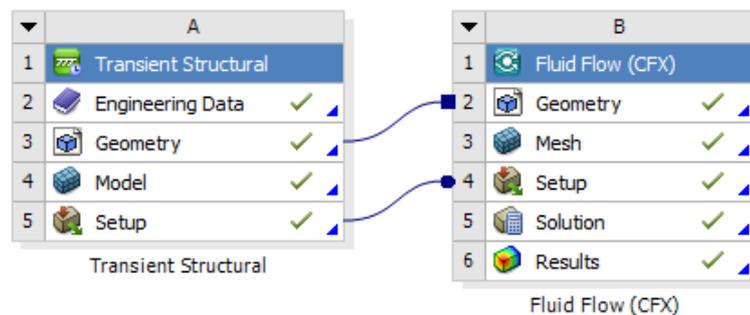


Figure V.18 : Schéma de résolution FSI.

6.1. Configuration du modèle solide

Dans ce solveur de structure, la géométrie, le comportement du matériau ainsi que le maillage sont configurés pareillement à ceux de la simulation de structure en statique. Pour rappel, une modélisation de coque est employée avec une épaisseur de 2 mm, le comportement du matériau est considéré hyperélastique. Un maillage en éléments 3D solides est généré avec 10260 éléments et 10374 nœuds au total (cf. figure V.19 image de gauche).

Concernant les conditions aux limites, on définit tout simplement les liaisons aux extrémités qui sont fixées (déplacements nuls). Une surface d'interface est également pré-définie (cf. figure V.19 image de droite). C'est sur cette surface que le transfert est réalisé pendant le calcul.

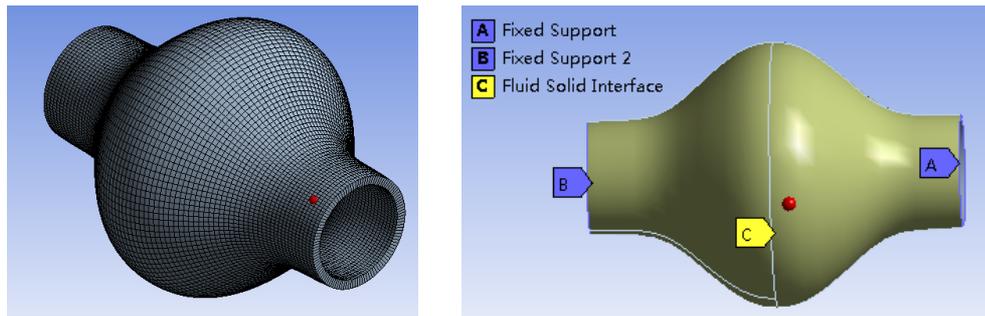


Figure V.19 : Maillage du modèle AAA axisymétrique et conditions aux limites appliquées.

6.2. Configuration du modèle fluide

La géométrie de la cavité fluide, réalisé sous Catia®, a été maillée sous Ansys® pour modéliser le fluide. Au niveau de la configuration, hormis la définition géométrique du fantôme, il n'y a pas de paramétrage spécifique à introduire par rapport à la simulation CFD présentée au paragraphe précédent. Le maillage, réalisé avec le module *CFX*, comprend 74016 éléments à base triangulaire de type tétraèdres et prismes et 3 couches limites près de la paroi, cf. figure V.20.

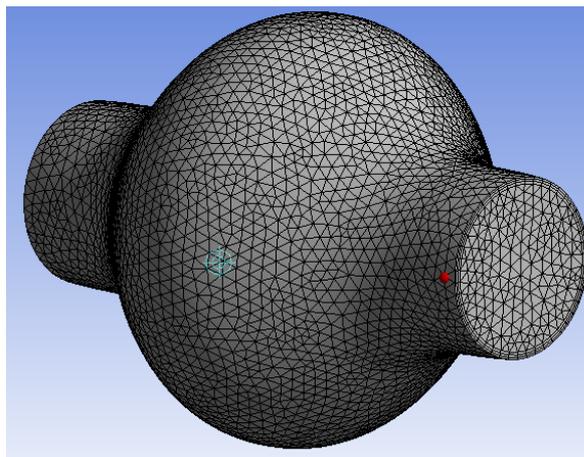


Figure V.20 : Maillage du fluide du modèle d'AAA axisymétrique.

Au niveau de l'interface fluide-solide, lieu du couplage, à chaque itération de calcul, le transfert des champs physiques fluides est réalisé par projection sur les éléments de la paroi. Pour avoir des résultats stables, le temps de simulation a été fixé à 5 cycles cardiaques soit un total de 4s avec une taille du pas de temps de 0,02s.

6.3. Analyse et interprétation des résultats

Parmi les grandeurs calculées lors de la simulation, nous nous sommes intéressés en particulier aux grandeurs suivantes : la déformation élastique équivalente dans la paroi, le champ de vitesse du flux et la contrainte de cisaillement à la paroi.

La figure V.21 regroupe les distributions de champs de vitesse à différents instants et on remarque alors les différents changements d'état d'écoulement.

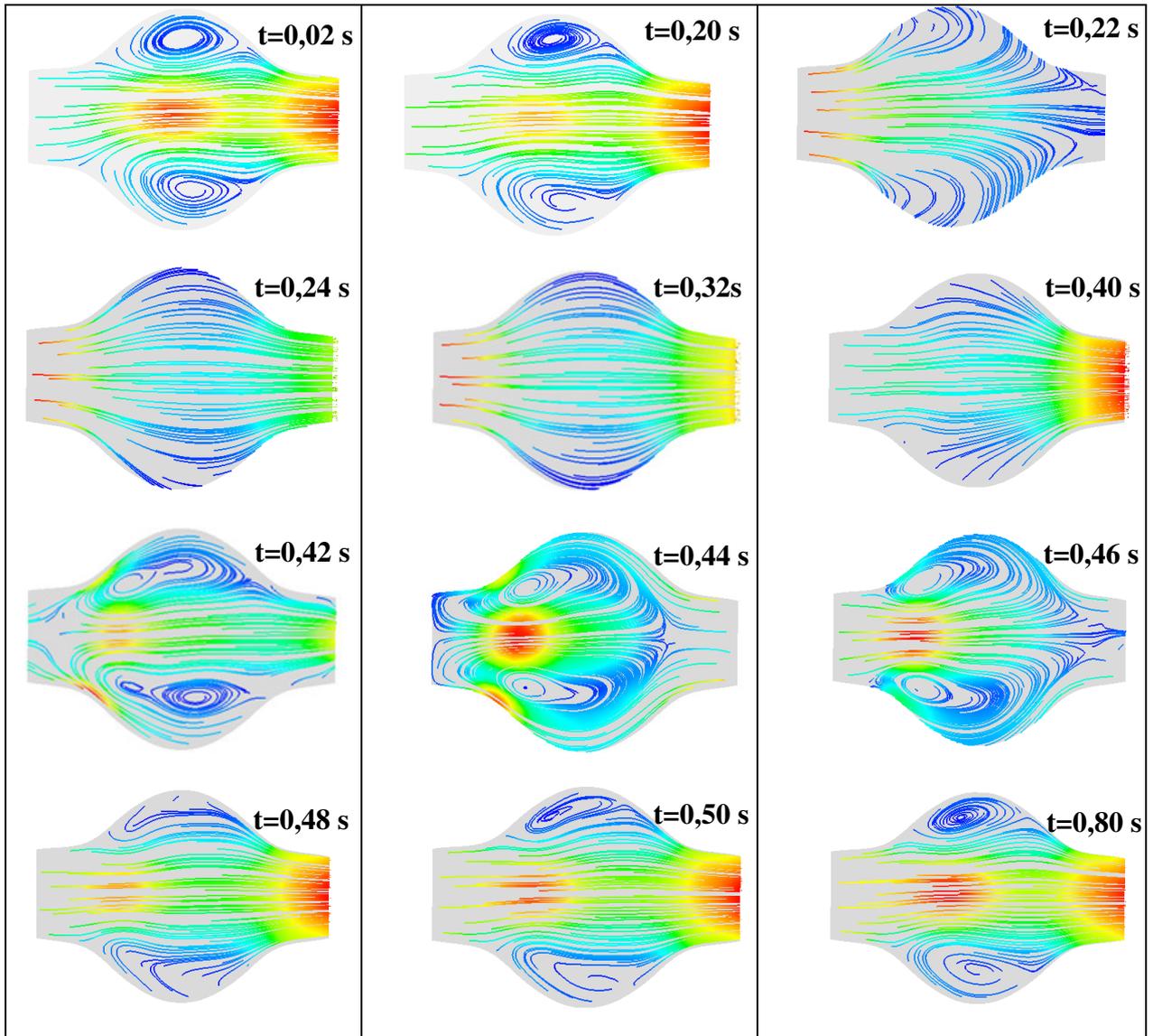


Figure V.21 : Evolution des champs de vitesse pour le modèle souple en silicone.

Selon ces figures, nous pouvons suivre l'évolution du flux au cours d'un cycle cardiaque simulé pour ce fantôme déformable d'AAA axisymétrique. En parallèle, comme il s'agit de résultats issus d'une simulation avec un couplage de fluide-solide, il est utile de faire corrélérer ces champs de vitesse obtenus à différents instants avec la déformation subie par le fantôme.

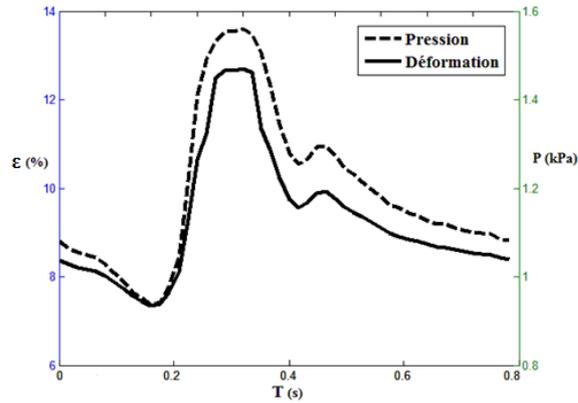


Figure V.22 : l'évolution de la déformation ε et de la pression P pendant le cycle.

Ainsi, la figure V.22 présente l'évolution de la déformation de la paroi et de la pression globale dans un cycle simulé.

L'observation des figures V.21 et V.22 met en évidence 3 phases distinctes.

La première phase, $t = 0,5$ à $0,8s$ puis $t = 0$ à $0,2s$, représente près de la moitié du cycle. Cette phase peut être considérée comme une période relativement stable avec la présence d'un vortex, dans le sac anévrismal, et ce pour des vitesses très faibles de l'ordre $0,5$ cm/s (cf. figure V.21). Au centre du fantôme d'AAA, le fluide, quant à lui, avance avec une vitesse d'environ 3 cm/s. Lors de cette phase, la déformation est autour de 8% avec très peu de variation. Sur cette période, on peut donc considérer que la variation de la géométrie impacte peu l'écoulement du fluide.

La deuxième phase, $t = 0,22$ à $0,40$ s, après le passage de la pulsation), représente une phase de flux poussé. Le flux avance régulièrement selon la forme du fantôme tandis que le phénomène de turbulence a disparu suite à l'augmentation de la pression, induisant la croissance de la cavité. La paroi se dilatant vers l'extérieur, le fluide vient combler ce volume croissant. Le flux pulsatile empêche le fluide de sortir du sac. De ce fait, la turbulence dans le sac disparaît. On note également que cette phase est légèrement plus longue que celle correspondant au cas du fantôme à paroi rigide. La dilatation de sac anévrismal, lors de cette phase, justifie l'allongement de la période considérée.

La troisième phase, $t = 0,42$ à $0,48$, est la période de transition où la turbulence est la plus violente. Cela peut s'expliquer par le rétablissement de la forme initiale du fantôme. Ceci crée un mouvement pariétal de l'AAA poussant le fluide au centre de l'anévrisme. Celui-ci est néanmoins contraint par la résistance du fluide du fait de son incompressibilité. Comme l'énergie cinétique n'est pas importante, un vortex s'est formé dans le sac. A l'issue de cette phase, la déformation, la pression et le flux se stabilisent. La paroi est alors très peu sollicitée.

Par correspondance avec le cycle cardiaque, la première phase peut être associée à la diastole, la deuxième phase à la systole, quant à la troisième phase, il s'agit d'une période courte de transition entre la diastole et la systole.

Sur la figure V.23, nous pouvons comparer la cartographie de vitesses de flux pour les étapes systolique (0,24 s) et diastolique (0,8 s). Nous notons que le flux coule principalement au centre du fantôme avec une vitesse faible de l'ordre de 3cm/s pendant la diastole contre 15 cm/s pendant la systole.

Par ailleurs, l'étude des lignes de flux et de leurs vitesses, (cf. figure V.23) à $t = 0,8$ s, laisse à penser que cet écoulement pourrait potentiellement être à l'origine de la formation d'un thrombus au niveau de l'AAA du fait de la stagnation du fluide.

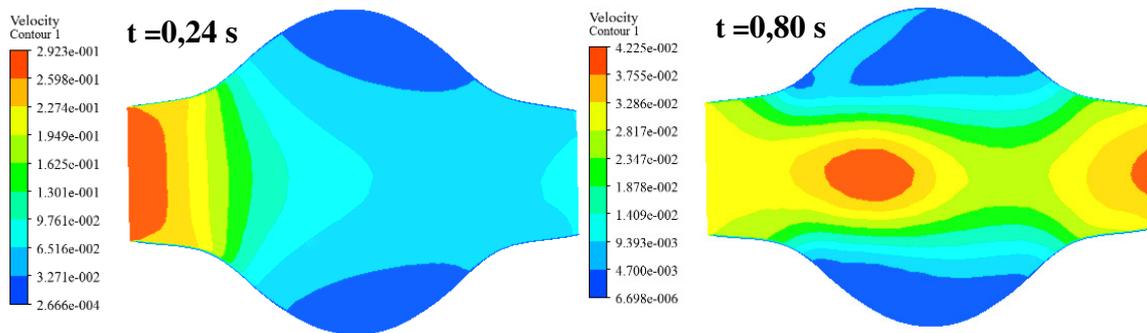
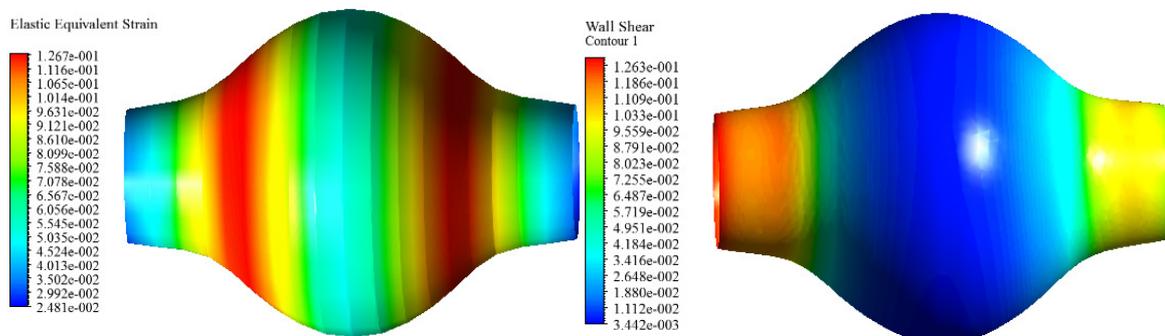


Figure V.23 : Cartographie de vitesses de flux du fantôme déformable d'AAA axisymétrique, à gauche en phase systolique et à droite en phase diastolique.

Les courbes d'évolution de la déformation et de la pression pendant le cycle sont tracées sur la figure V.22. Selon l'évolution de ces paramètres, nous retrouvons également les périodes diastolique et systolique. Nous notons également que les courbes de pression et de déformation sont semblables. La déformation maximale à chaque instant est relevée ainsi que la pression. Nous constatons que la déformation est liée directement au niveau de la pression interne. Nous voyons que le fantôme se déforme le plus (de l'ordre de 12,69 %) à $t = 0,32$ s. Ce niveau de déformation est stable pendant un court laps de temps de 0,1s pour redescendre rapidement autour de 8%.

Afin d'étudier cet état où la déformation est la plus élevée, nous présentons sur la figure V.24 la distribution des déformations, des vitesses, des pressions internes et de la contrainte de cisaillement à la paroi.



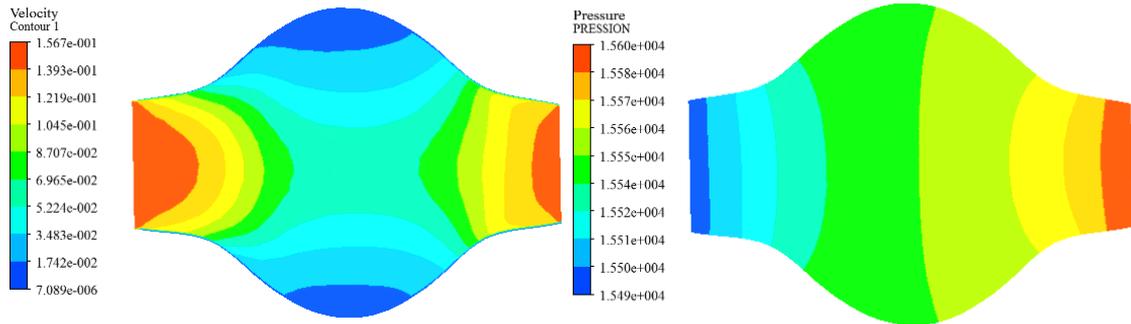


Figure V.24 : Cartographies des déformations, de la contrainte de cisaillement à la paroi, des champs de vitesse et de pression au moment où le fantôme d'AAA axisymétrique est le plus dilaté ($t=0,32s$).

Au niveau de la distribution de la déformation, nous remarquons très peu de changement par rapport à la simulation en statique (cf. figure V.24 (a) et figure V.10). En effet, nous constatons une faible variation des pressions internes, de l'ordre de 0,7% au maximum, cf. figure V.24 (d). Nous en déduisons la faible influence de l'écoulement sur la distribution de la déformation.

Par contre, toujours en comparaison avec les résultats obtenus sous pression statique, pour un même niveau de pression maximale, les résultats de déformation maximale, obtenus en simulation dynamique FSI, sont supérieurs de l'ordre de 9 %. Ceci s'explique probablement par l'influence de l'énergie cinétique de l'écoulement transmise à la paroi.

La contrainte de cisaillement à la paroi, cf. figure V.24 (b), provoquée par les forces de frottement et liée à la viscosité du flux, est très faible à l'instant considéré. En effet, la vitesse y est plus faible qu'au centre de l'AAA et le gradient de la vitesse, au niveau de la paroi, y est également très faible cf. figure V.24 (c). Ainsi, la contrainte de cisaillement à la paroi influence peu la contrainte dans la paroi (de l'ordre 205 kPa) comme le montre la figure V.25. En effectuant une simulation avec de l'eau comme fluide (sa viscosité étant 4 fois plus faible que celle du sang), la contrainte de cisaillement à la paroi a baissé de 40% (0,72 Pa à 0,12 Pa). Ainsi, la viscosité influence directement la contrainte de cisaillement à la paroi mais n'est pas un paramètre important pour la contrainte au sein de la paroi.

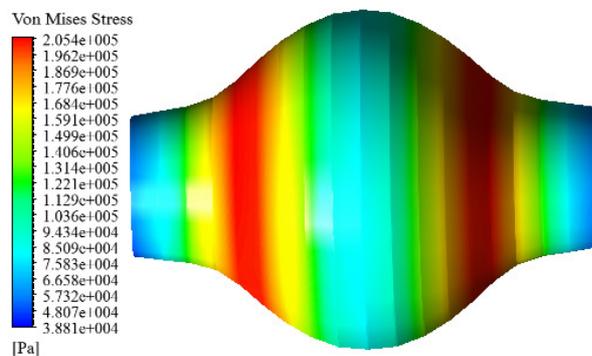


Figure V.25 : Cartographies des contraintes Von mise au moment où le fantôme d'AAA axisymétrique est le plus dilaté ($t=0,32s$).

7. Comparaison des résultats de la simulation et de l'expérimentation pour le fantôme d'AAA axisymétrique

Afin de réaliser la comparaison des résultats de la simulation et l'expérimentation sur le fantôme d'AAA axisymétrique, une modélisation fluide solide couplée avec les données expérimentales est abordée. Ensuite, ces résultats sont confrontés avec ceux obtenus expérimentalement dans le chapitre 4.

La simulation fluide/solide couplés est effectuée avec le même protocole décrit précédemment cf. chapitre V §6.1 et §6.2 en respectant les conditions d'expérimentation. Le profil de la vitesse (issu des résultats de mesure par IRM) à l'entrée du fantôme, et le niveau de pression mesuré à la sortie du fantôme sont donnés dans la figure V.26. Les essais ayant été menés avec de l'eau, le fluide a été défini comme un fluide newtonien de densité constante de 1000 kg/m^3 et de viscosité de $0,001 \text{ Pa.s}$ à $25 \text{ }^\circ\text{C}$.

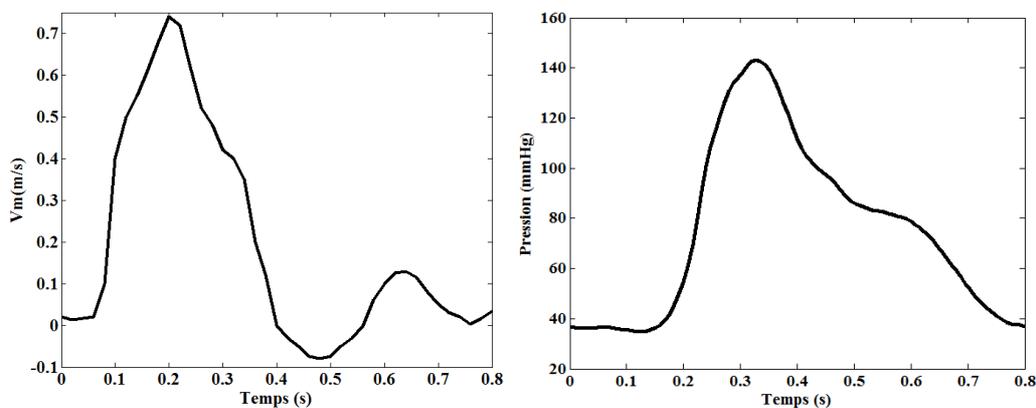


Figure V.26 : Profils de pression et de vitesse appliqués comme conditions aux limites respectivement en entrée et en sortie du modèle d'AAA axisymétrique.

7.1. Comparaison des résultats d'évolution du flux

La figure V.27 montre les résultats d'évolution du flux au cours du cycle. Nous remarquons également trois périodes selon l'évolution de la turbulence dans le sac anévrismal : la période stable (0 s à $0,20 \text{ s}$ et $t = 0,46 \text{ s}$ à $0,8 \text{ s}$), la période pulsative ($t=0,20 \text{ s}$ à $0,32 \text{ s}$) et la période de transition ($t=0,32 \text{ s}$ à $0,46 \text{ s}$).

La première phase peut être considérée comme une période relativement stable avec la présence d'un vortex, dans le sac anévrismal, et ce pour des vitesses très faibles de l'ordre $0,5 \text{ cm/s}$. Au centre du fantôme d'AAA, le fluide avance avec une vitesse d'environ 5 à 8 cm/s . Pendant la période pulsative, le flux avance régulièrement selon la forme du fantôme tandis que le phénomène de turbulence est chassé et a disparu, suite à l'augmentation de la vitesse du flux, dans le sac. La vitesse dans le sac est de l'ordre de 2 cm/s , quant à celle au centre, elle est de l'ordre de 20 cm/s . Durant la période de transition, un vortex s'est formé dans le sac, qui avec le rétablissement de la forme, se propage dans l'ensemble du sac.

Quand nous comparons ces résultats avec ceux de la mesure par IRM flux 4D en faisant la référence à la figure IV.20, il est notable que les 3 périodes se retrouvent mais avec un décalage dans le temps. Pour l'expérimentation, le vortex s'est formé avec l'arrivée de la pulsation. Tandis que dans la simulation, le tourbillon dans le sac est chassé pendant la pulsation et puis reforme ensuite et est présente le restant du cycle.

Ces écarts peuvent provenir d'une part de la synchronisation du signal mais aussi du fait que la simulation ne prend pas parfaitement en compte les conditions réelles de l'installation expérimentale, le flux étant fortement dépendant de celles-ci. Pour améliorer ces résultats, il serait nécessaire de répéter les mesures 4D. Ceci n'a pas été possible faute de temps

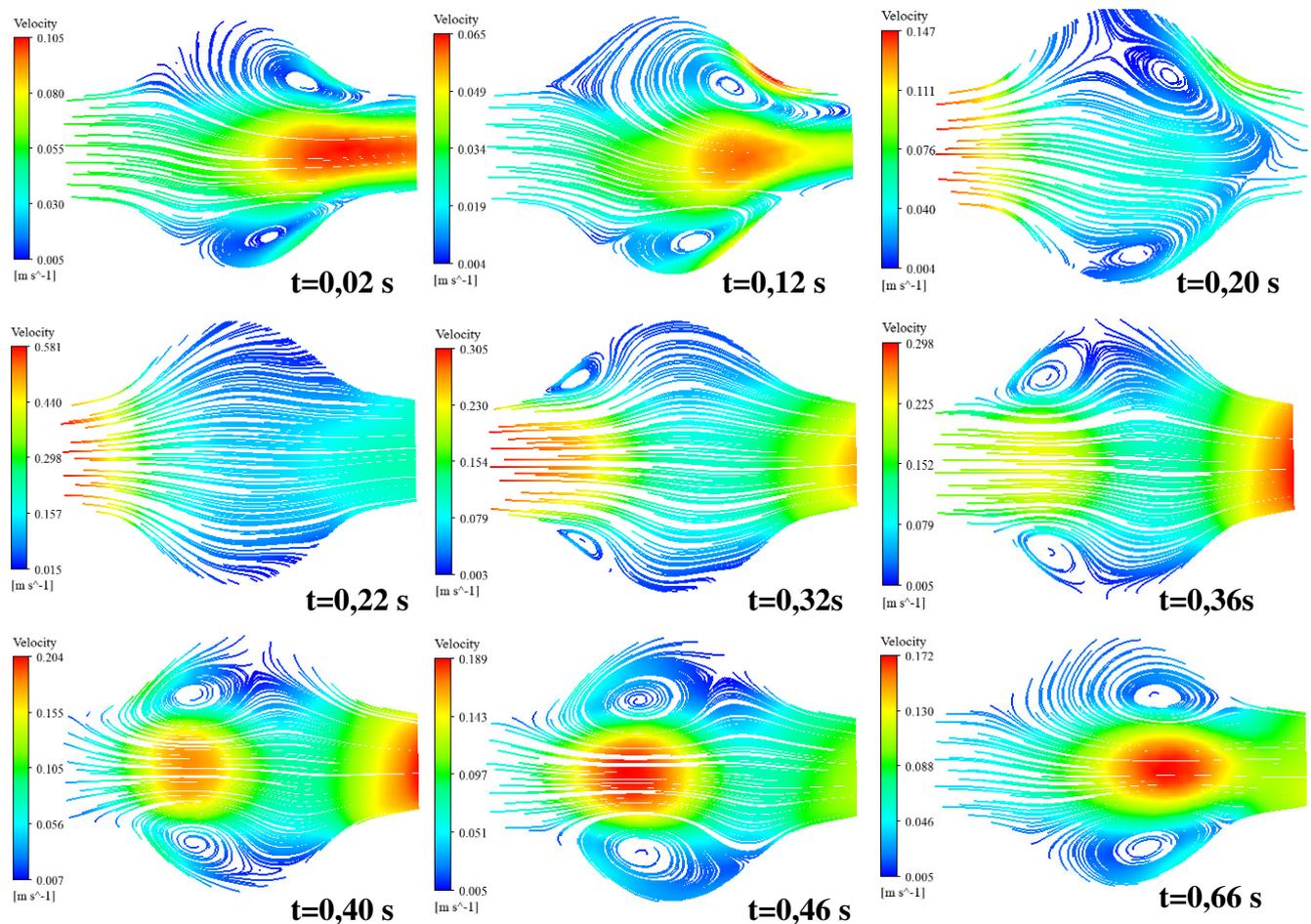


Figure V.27 : Evolution des champs de vitesse issue de la simulation pour la configuration expérimentale.

7.2. Comparaison des résultats de déformations de la paroi

Seul l'état où la déformation est la plus élevée est étudié. Pareillement, le fantôme dilate le plus, ce qui correspond au moment où la pression est maximale sur le cycle ($t=0,32s$).

Nous présentons figure V.28 la distribution des déformations, de la contrainte de cisaillement à la paroi, des pressions internes et des contraintes obtenus par la simulation à cet état ($t=0,32 s$).

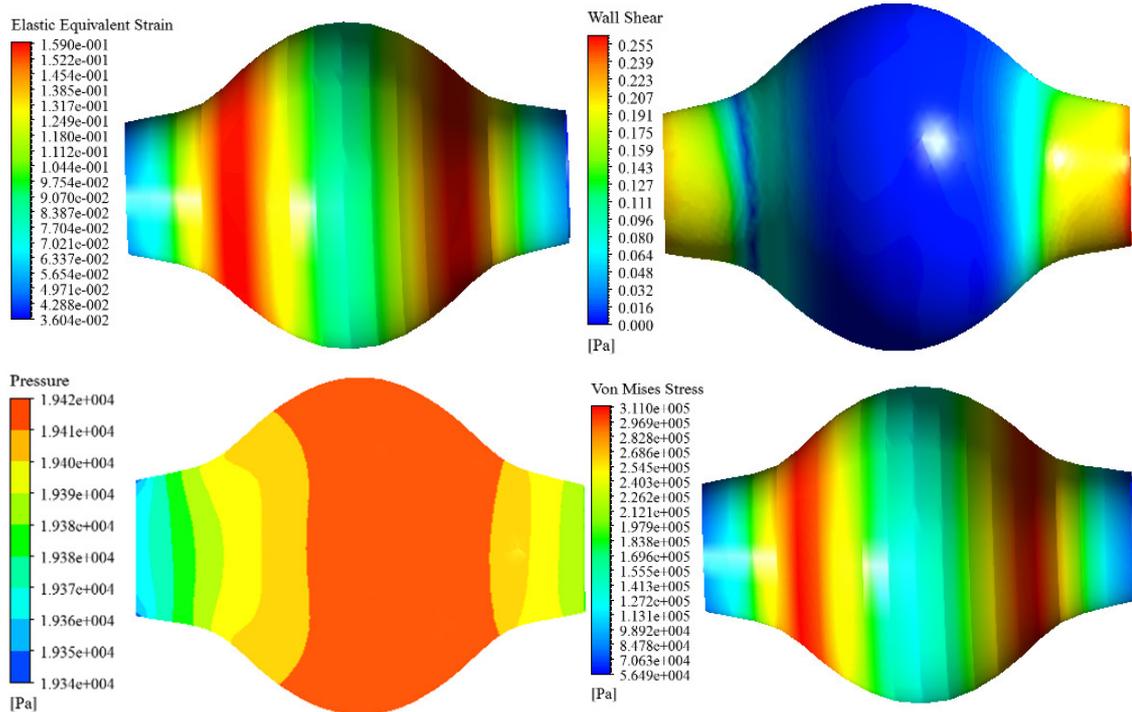


Figure V.28 : Cartographies des déformations, de la contrainte de cisaillement à la paroi, des champs de pression et des contraintes au moment $t=0,32s$ obtenues par la simulation avec les conditions d'expérimentation pour le modèle d'AAA axisymétrique.

Suivant ces figures, nous constatons que la déformation maximale du cycle est égale à 15,9% et la pression dans l'anévrisme est quasiment homogène avec une différence maximale de 0,4%. La contrainte de cisaillement à la paroi est égale à 0,225 Pa et elle est négligeable face à la contrainte dans la paroi qui est égale à 311 kPa. En comparaison avec les résultats obtenus sous pression statique (13,4%), pour un même niveau de pression maximale, les résultats de déformation maximale, obtenus en simulation dynamique FSI, sont supérieurs de l'ordre de 15 %. Le tableau V.5 synthétise les résultats de mesure et de calcul pour 2 niveaux de pression.

	Déformation maximale	
	à la pression 12 cmHg	à la pression 14.5 cmHg
Stéréovision	14,5	19,9
Simulation	12,67	15,9
Écart relatif	12%	20%

Tableau V.5 : Comparaison de déformations obtenues par la stéréovision et par la simulation pour le modèle d'AAA axisymétrique

Selon ce tableau, nous trouvons un écart relatif de l'ordre de 16 % en moyenne. Ceci est dû à plusieurs faits : premièrement, la pression mesurée n'est pas exactement celle présente à l'intérieur de l'anévrisme (les pressions étant prises en amont et en aval mais à une distance de l'ordre de 20 cm à 70 cm) et les résultats de la modélisation sont fortement dépendant des pressions; deuxièmement, les bruits de mesure existent toujours

pour la mesure de stéréovision et ils sont de plus aggravés dans le cas dynamique. Malgré tout, les résultats de déformations sont comparables et cette comparaison montre la faisabilité de la méthodologie.

En plus des résultats donnés aux chapitre VI § 6.3, nous pouvons donc considérer qu'une modélisation statique, à la place de la modélisation FSI, est faisable.

8. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons abordé des simulations numériques sur des modèles d'anévrismes axisymétriques prenant en compte différents types de modélisations mécaniques (modélisation de comportement solide, de comportement fluide et fluide-solide couplés). Les résultats issus de ces simulations sont présentés et confrontés avec ceux obtenus expérimentalement.

Les résultats en termes de déformation pour le cas statique, d'une modélisation solide avec une hypothèse sur les conditions aux limites en pression interne, sont bien corrélés avec ceux obtenus expérimentalement (un écart inférieur à 10%). Les résultats des déformations pour le cas dynamique, d'une modélisation fluide-solide couplé, ont un écart de l'ordre 16% par rapport à ceux obtenus par expérimentation. Ceci est dû à plusieurs causes identifiées plus haut. Malgré tout, grâce à ces études numériques et aux comparaisons, nous comprenons mieux les rôles de différentes paramètres dans cette problématique de détermination de la contrainte et de la déformation :

- La déformation et la contrainte sont liées principalement à l'épaisseur de la paroi, au niveau de la pression et à la géométrie etc.
- La viscosité n'influence que la contrainte de cisaillement à la paroi qui est négligeable devant la contrainte de la paroi.

Les comparaisons sur l'évolution du flux présentent des écarts entre les résultats expérimentaux et numériques qui sont dues à la prise en compte des conditions aux limites réelles dans les modélisations.

Par contre quelques constats intéressants sont peuvent être établis sur l'ensemble des études sur le flux :

- Le vortex existe toujours dans le sac anévrisimal avec une vitesse très faible de l'ordre 0,5mm/s et le flux avance principalement dans la partie centrale du fantôme proche de l'axe,
- Le niveau de pression dans l'anévrisme est quasiment homogène avec un écart maximal de l'ordre 0,4 %
- Trois périodes sont observables en fonction de l'évolution du vortex dans le sac.

En conclusion, la méthodologie est faisable, mais peut être améliorée par une meilleure mesure de la pression dans la poche anévrismale notamment. Ces études numériques et expérimentales permette de proposer une démarche d'aide au diagnostic des pathologies d'anévrisme de type AAA qui fait l'objet du chapitre suivant.

Chapitre VI : Préfiguration d'un protocole pour une aide au diagnostic et vérification sur un fantôme réaliste

1. Introduction

Les travaux présentés dans les chapitres précédents donnent l'embryon d'un protocole pour le diagnostic de la prédiction de la rupture d'anévrisme aorte abdominale. Ainsi, dans ce chapitre nous proposons une démarche de processus d'aide au diagnostic basée sur l'estimation des contraintes pariétales. Pratiquement, il est difficile de trouver une méthode de diagnostic standard valable quelques soient les cas du fait de la variété de la géométrie de l'anévrisme. Comme les travaux effectués et présentés précédemment sont basés sur un fantôme axisymétrique assez simple, nous ne pouvons pas étendre a priori ce protocole à une géométrie plus complexe. Donc, un fantôme réaliste avec une géométrie beaucoup plus complexe est étudié avec l'objectif d'établir un protocole pour le diagnostic dans le cas d'anévrisme réaliste.

Dans ce chapitre, nous décrivons d'abord la constitution d'un protocole pour le diagnostic, puis les résultats expérimentaux obtenus par stéréovision et par IRM en flux 4D. Comme les déformations ne sont pas mesurables par IRM, une modélisation par la méthode des éléments finis est nécessaire pour les estimer. Le problème d'une modélisation solide avec une hypothèse sur les conditions aux limites en pression ou avec interaction fluides/solide est abordé à la lumière des résultats trouvés dans les chapitres IV et V. Par ailleurs, nous présentons une comparaison des résultats de mesure par flux 4D et de calcul des champs de vitesse sur ce fantôme complexe.

2. Protocole d'aide au diagnostic

Comme évoqué dans le chapitre II § 4.3, la rupture d'anévrisme est liée à la contrainte maximale subie par la paroi au niveau de l'anévrisme au cours d'un cycle cardiaque, la détermination de cette contrainte est l'élément essentiel pour prédire la rupture d'anévrisme. Par ailleurs, dans le traitement clinique, l'IRM est un outil couramment utilisé par les chirurgiens pour le diagnostic préopératoire. Ainsi, dans ce protocole d'aide au diagnostic, la détermination des contraintes doit être obtenue à partir des images d'IRM. Dans le cas de fantôme en silicone, les contraintes peuvent être déduites assez simplement des déformations à partir de la loi de comportement (cf. chapitre V § 3.2). Cependant, dans le cas d'un patient, la connaissance de la loi de comportement est une réelle difficulté qui devra être surmontée dans le cadre d'une véritable démarche d'aide au diagnostic.

Avec les études réalisées dans ce travail et sur la base des travaux abordés par les chercheurs spécialistes de ce domaine, nous pouvons imaginer plusieurs méthodes pour atteindre l'objectif. Nous les présentons ci-dessous.

Méthodes A : au vu des résultats de l'intercomparaison présentée au chapitre III et IV entre l'IRM et la stéréovision, la capacité de la mesure des déformations par l'IRM est assez satisfaisante et cohérente pour des géométries simples régulières. Les déformations sont directement obtenues par l'intermédiaire de la variation du rayon. Selon la théorie de la mécanique des milieux continus, les contraintes sont toujours déductibles des déformations, quand nous connaissons l'une ou l'autre à partir du moment où la loi de comportement est connue. Toutefois l'estimation des contraintes est alors globale et dépend de la régularité du fantôme. Les singularités ne sont pas bien prises en compte et, malheureusement, c'est souvent au niveau de ces singularités que les déformations se concentrent. Cette méthode ne convient donc pas sauf si l'anévrisme est géométriquement simple et régulier.

Méthode B : Inspiré par la corrélation d'image pendant la mesure de stéréovision et PIV, nous pouvons également effectuer directement la corrélation entre les images d'IRM à deux moments d'acquisition pour déterminer la déformation et donc, la contrainte. Toutefois, avec une épaisseur de l'ordre 2 mm (cf. chapitre II §4.1.1), la paroi du fantôme est trop fine au regard de la résolution des IRM. Par contre, pour un anévrisme avec un thrombus épais, cette méthode plus directe peut trouver quand même beaucoup d'avantages mais reste à développer. En tout cas, elle sera sans doute possible dans un avenir proche.

Méthode C : les résultats de l'intercomparaison entre l'IRM et la stéréovision montrent non seulement la capacité de la mesure de déformation par l'IRM, mais aussi sa faisabilité de la détermination morphologique de la paroi des vaisseaux mesurés et du flux sanguin. Donc, nous pouvons reconstruire l'anévrisme en 3D à partir des images d'IRM en utilisant le logiciel Mimics ® par exemple, puis exporter cette géométrie dans un logiciel éléments finis. Avec l'étude du flux 4D et la simulation de FSI (présentée dans le chapitre V), nous remarquons que la déformation est liée directement à la pression interne de l'anévrisme, et le flux influence très peu la contrainte dans la paroi. De ce fait, la simulation numérique pour ce genre de problème peut être simplifiée et réalisée en considérant uniquement l'aspect solide, c'est-à-dire en ayant des conditions aux limites fluide/solide en pression, pour déterminer la contrainte. La simulation d'un problème statique reste très simple et rapide. De plus, le processus de simulation peut être standardisé et uniformisé. Ceci peut donc donner une idée de diagnostic immédiate et efficace aux chirurgiens. La seule difficulté est alors l'identification des propriétés matérielles de la paroi in vivo. Mais dans les travaux de Franquet et al. , une solution de cette difficulté in vivo a été trouvée avec l'aide de la machine IRM [Fra2013¹] [Fra2013²].

Une synthèse de ces trois méthodes proposées est montrée dans la figure VI.1.

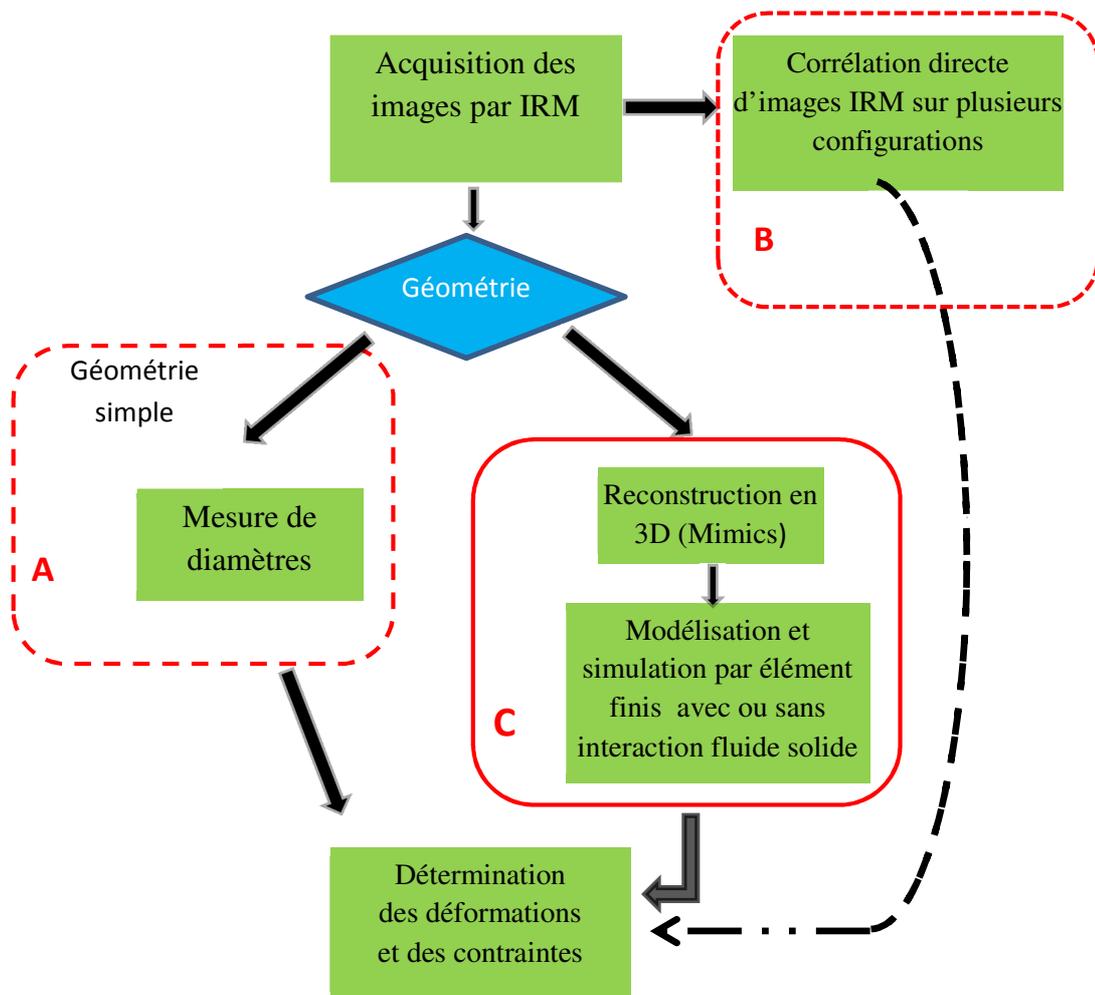


Figure VI.1 : Visualisation des trois méthodes de protocoles pour une aide au diagnostic.

3. Modèle réaliste d'AAA

En vue d'effectuer des études sur une réplique d'AAA la plus représentative possible d'un AAA réel, un modèle numérique d'AAA, d'un patient mâle âgé de 70 ans, a été reconstruit à partir d'images médicales issues de Scan CT (Computed Tomography). Ce modèle numérique a été reconstruit par le laboratoire partenaire GMedTech, situé à Galway en Irlande, qui a ensuite réalisé un fantôme en silicone par moulage (cf. figure VI.2.).



Figure VI.2 : Réplique réaliste d'AAA utilisée lors des essais.

Afin d'en connaître plus précisément les caractéristiques dimensionnelles et géométriques, nous avons effectué des mesures par IRM de ce fantôme. Un total de 40 coupes d'épaisseur de 0,75 mm, a été réalisé selon trois axes orthogonaux. Le champ de vision était composé de 256×256 pixels ayant des dimensions 1,35×1,35 mm². Un modèle 3D numérique a ensuite été reconstruit à l'aide du logiciel de segmentation d'images médicales et de génération d'objets 3D Mimics® (Materialise Software) dont le processus de reconstruction est synthétisé sur la figure VI.3. L'obtention d'un modèle 3D est obtenue en créant un « mask » (masque). Le « masking » correspond au processus de segmentation de d'images en niveaux de gris (images au format Dicom provenant d'exams par IRM dans notre cas) afin de générer la géométrie 3D. Ceci est réalisé en utilisant différentes techniques de traitements d'images telles que le « thresholding » (fonction seuillage ou débruitage), le « region growing » (segmentation d'images par méthode de croissance de région. Le « thresholding » consiste à définir un intervalle des valeurs en niveaux de gris à retenir. Les pixels qui relèvent de cette gamme sont sélectionnés dans le cadre du masking. Le « region growing » a été utilisé pour éliminer les bruits et les pixels distincts qui sont isolés.

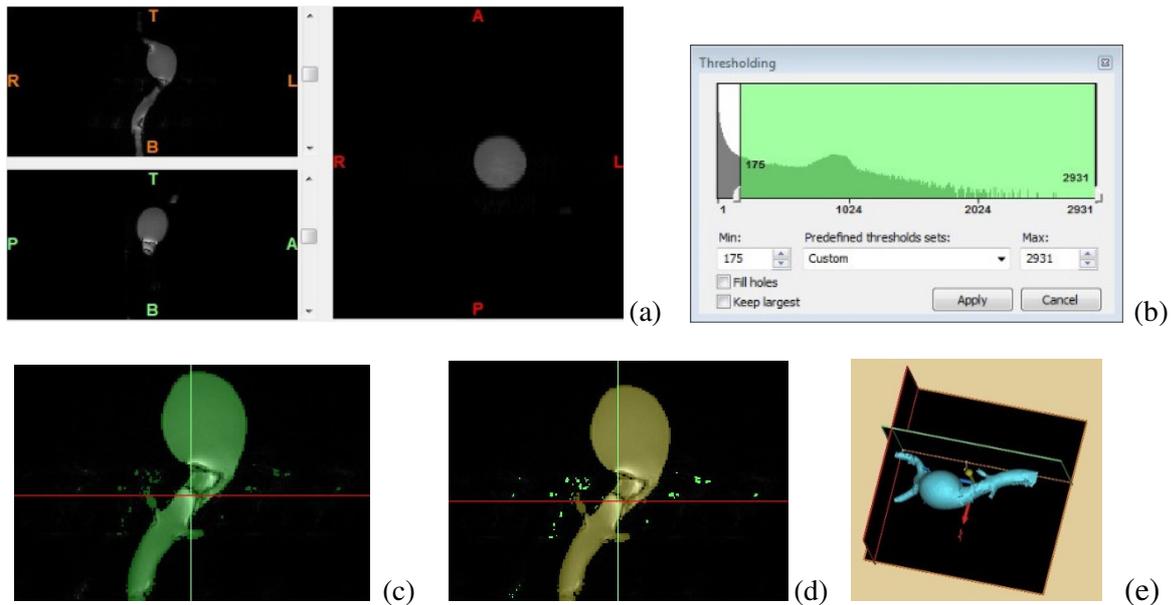


Figure VI.3 : Processus de reconstruction 3D sous Mimics : (a) Acquisition et lecture d'une image au format Dicom (b) Thresholding ou seuillage (c) Création d'un masque (d) Filtrage par region growing ou méthode de croissance par région (e) Reconstruction 3D.

La figure VI.4 montre une image du modèle 3D numérique reconstruit à partir des images obtenues en IRM de l'AAA du patient considéré. Ce modèle réaliste reproduit la nature tortueuse de l'aorte abdominale avec des courbures dans toutes les directions et toutes très variables. Ainsi, le diamètre d'aorte abdominale a une variation remarquable tout au long de son axe principal. Des valeurs de ce diamètre aortique et de la longueur aortique, obtenues à l'aide du logiciel Mimics®, sont données dans le tableau VI.1. Ces valeurs sont confrontées aux valeurs de la base de données d'Eurostar Data Registry System (EDRS). Nous remarquons que l'AAA du

patient considéré a des dimensions supérieures à la moyenne, pouvant suggérer une situation malade plus inquiétante.

	Données modèle 3D reconstruit	Données base ERDS
Diamètre externe moyen d'AA (mm)	30.5	23.6
Diamètre externe maximal d'AAA (mm)	70.5	56.3
Longueur (mm)	105.88	89.6

Tableau VI.1 : Exemples de caractéristiques dimensionnelles d'AAA [Euro2001].

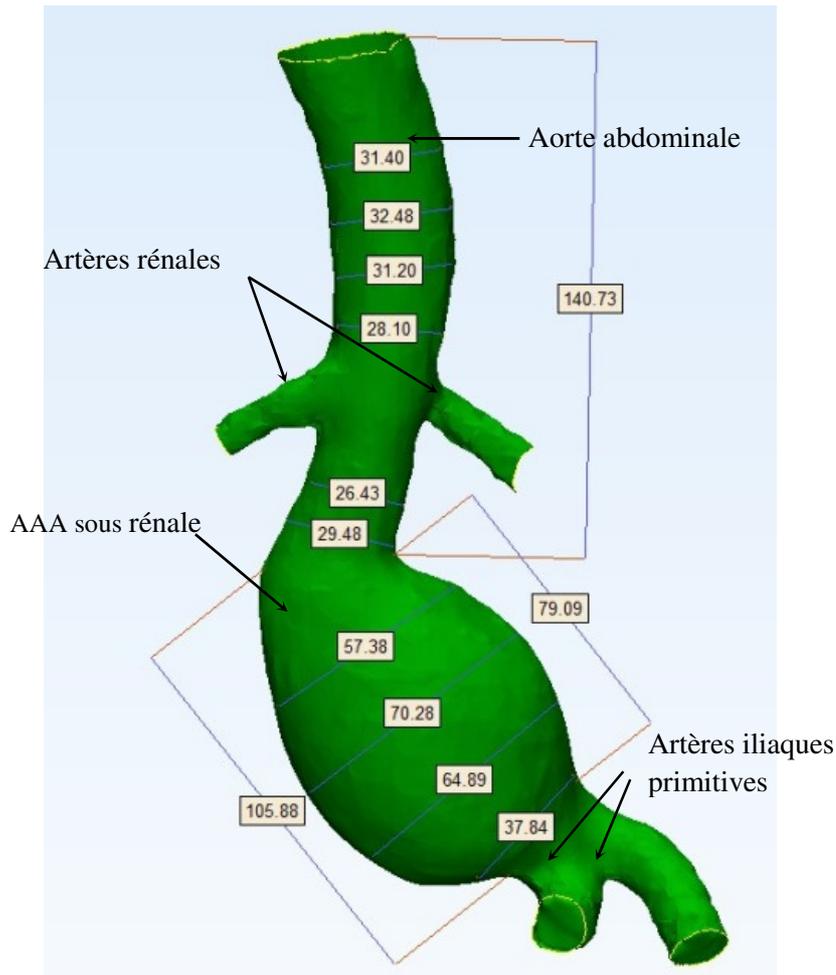


Figure VI.4: Modèle réaliste 3D d'un AAA avec ses principales dimensions.

4. Expérimentation sur le fantôme réaliste

La même procédure d'essai est appliquée sur le fantôme réaliste avec certaines modifications en fonction de la géométrie et la dimension du fantôme (cf. figure VI.5). Avec ce banc d'essai, nous avons abordé des expérimentations avec l'objectif de mesurer la déformation par stéréovision et de étudier l'évolution de flux par IRM flux 4D. Les résultats de ces expérimentations sont présentés dans la suite de ce paragraphe.

Application de stéréovision sur le fantôme réaliste

Les expérimentations ont été réalisées sur la même installation du système de stéréovision que précédemment avec une pression maximale du cycle de 120 mmHg soit 15 kPa. Pour un fantôme si complexe, il est difficile de tout mesurer en une seule fois. De plus, les côtés et le dessous du fantôme sont difficilement voire impossibles à prendre en photo avec le dispositif actuel. Seulement la surface supérieure du fantôme est donc étudiée et mesurée en 3 zones comme l'indique la figure VI.5. Le même protocole, que celui présenté dans le chapitre 3, est appliqué à chaque mesure.

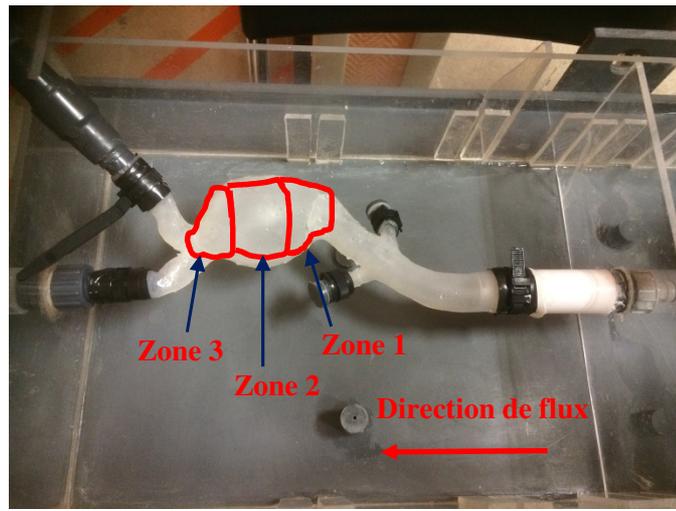
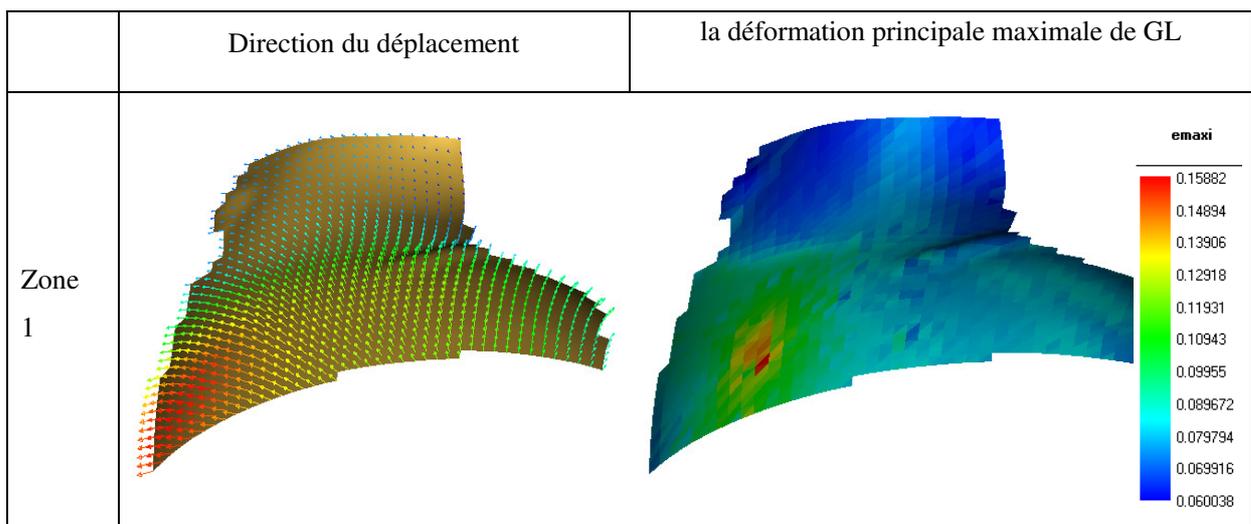


Figure VI.5 : Installation du fantôme et définition des zones de mesure.

Les résultats des déplacements et des déformations principales maximales de GL (Green-Largange) pour les trois zones au moment de la pression maximale sont montrés dans la figure VI.6.



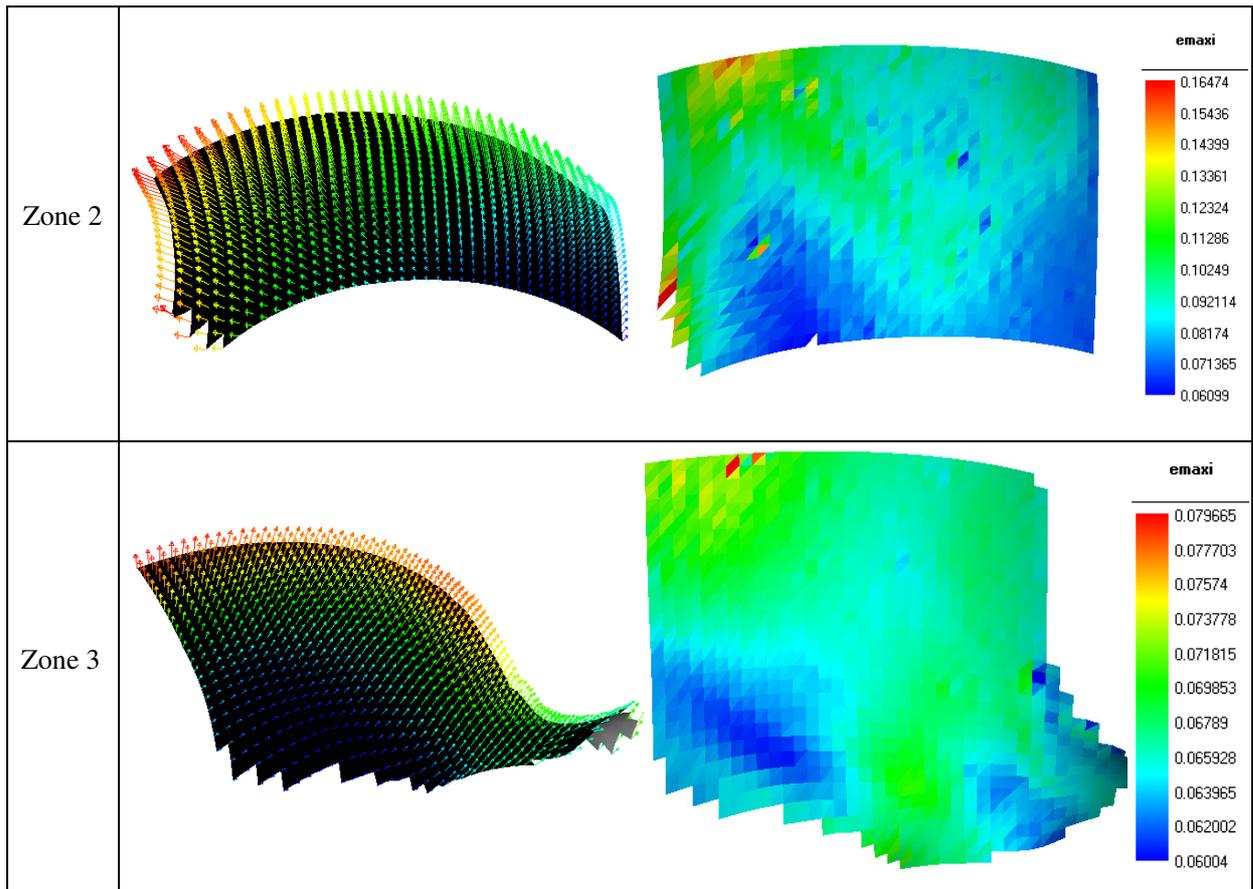


Figure VI.6 : Résultats des déplacements et des déformations du fantôme réaliste issus de la stéréovision

Selon ces résultats, nous ne pouvons pas juger où la déformation maximale se trouve compte tenu de la dissymétrie du fantôme. Par contre, ils nous serviront à faire une intercomparaison avec les résultats issus d'une modélisation numérique (cf. Chapitre § 5.3). Grâce à ceci, nous pouvons vérifier l'efficacité du protocole proposé.

4.2. Application d'IRM flux 4D sur le fantôme réaliste

L'IRM en flux 4D est appliquée sur le fantôme réaliste pour observer l'évolution du flux au cours du cycle simulé. L'expérimentation est effectuée avec un débit 4 L/mn pour une pression maximale 120 mmHg. Le protocole de la manipulation est identique à celui utilisé pour mesurer le fantôme axisymétrique. La figure VI.7 montre quelques images d'acquisition.

Les résultats d'évaluation des champs de vitesse au cours du cycle dans la partie de l'anévrisme du fantôme sont présentés dans la figure VI.8. Seuls les champs des vitesses aux moments où de grands changements de situation de flux sont illustrés. Pour faciliter les commentaires, nous définissons différentes zones au sein de l'anévrisme de ce fantôme complexe : la zone centrale, la zone côté intérieur, et la zone côté extérieur.

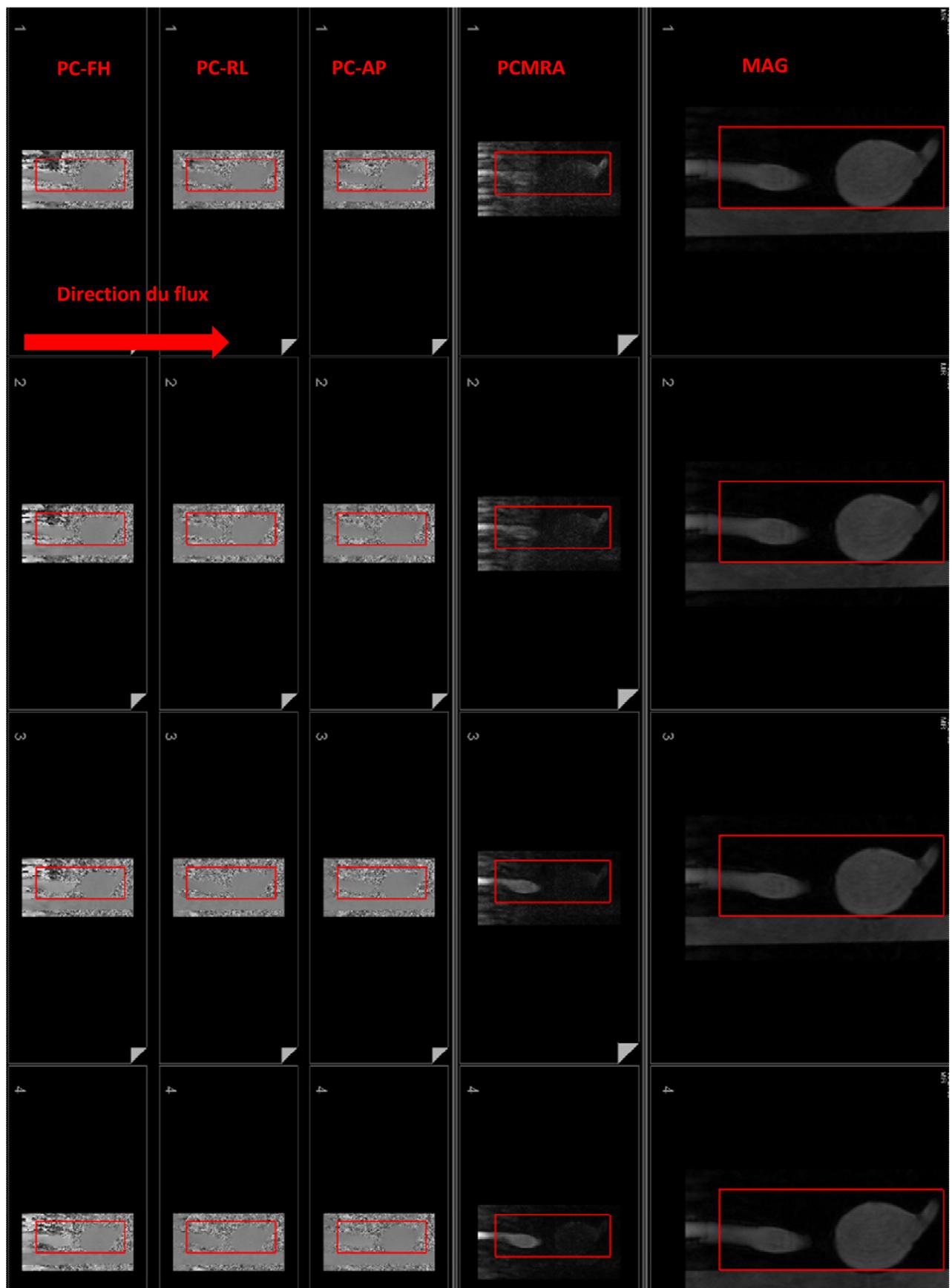


Figure VI.7 : Exemples des images d'acquisition du fantôme réaliste par IRM.

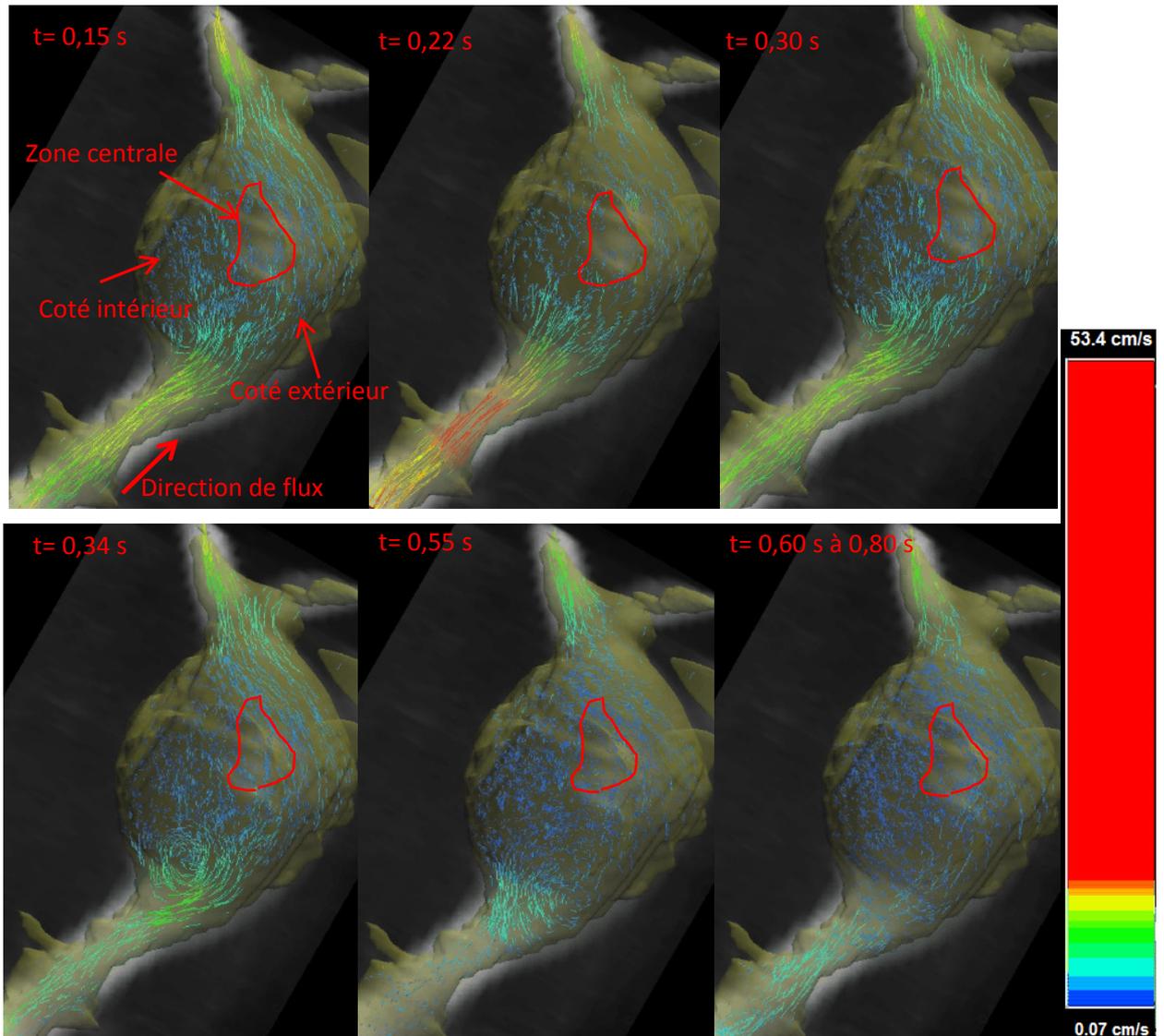


Figure VI.8 : Evolution de champs de vitesse du fantôme réaliste déterminé par l'IRM Flux 4D.

Selon ces figures, dans la plupart du temps le flux avance principalement dans la zone côté extérieur. Dans la partie du côté intérieur, le flux coule tellement lentement que peu de vecteurs de vitesses sont produits par la simulation d'IRM. De petits vortex près de la paroi côté intérieur sont bien visibles à l'entrée du fantôme et avant de l'arrivée de la pulsation ($t = 0,15s$). Au moment du passage de la pulsation ($t = 0,22s$), les vortex ont disparu. On les retrouve à $t = 0,30$ avec un recul de flux, et ils se propagent depuis le côté intérieur vers le côté extérieur ($t = 0,30s, 0,34s$ et $0,50s$). De $t = 0,6s$ à $t = 0,8s$, le flux coule régulièrement avec de petits de vortex remarquables à l'entrée près de la paroi côté extérieur et la vitesse à la zone centrale reste très faible de l'ordre $0,1mm/s$.

Une comparaison entre ces résultats d'IRM flux 4D avec une simulation numérique CFD est présentée dans le paragraphe suivant à la partie VI. § 5.2.

5. Simulations sur le fantôme réaliste

Comme évoqué dans le protocole pour l'aide au diagnostic, la simulation par méthodes éléments finis, représentent une étape majeure pour déterminer la contrainte dans la paroi. Dans notre cas elle sera effectuée avec une pression interne sur le fantôme réaliste, l'interaction fluide solide ne sera pas prise en compte. Les caractéristiques dimensionnelles et géométriques du fantôme réaliste sont celles indiquées précédemment (chapitre VI § 2). Le modèle 3D est réalisé dans le logiciel commercial Mimics® à partir des images d'IRM. Pour compléter cette étude, une simulation CFD (en méthode volumes finis) est abordée avec les conditions aux limites issues des conditions expérimentales.

Dans ce paragraphe, nous présentons d'abord la simulation CFD puis la comparaison entre les résultats numériques et expérimentaux (IRM Flux 4D). Enfin, les résultats de la modélisation solide sont présentés puis comparés avec ceux de stéréovision pour vérifier la validité du protocole proposé.

5.1. Résultats de la simulation CFD sur le fantôme réaliste

La simulation CFD est réalisée dans l'Ansys Workbench®CFX avec la même procédure que celle évoquée dans le chapitre V § 5.

Dans cette étude sur le fantôme réaliste, un maillage structuré avec des éléments hexaédriques pour la cavité fluide et des éléments prismatiques pour les 3 couches près de la paroi, a été conçu. La figure VI.9 montre le résultat du maillage qui contient 890364 éléments. Les types des éléments sont : 437127 tétraèdres, 50136 triangles, 396579 prismes à base triangulaire et 6528 quadrilatères.

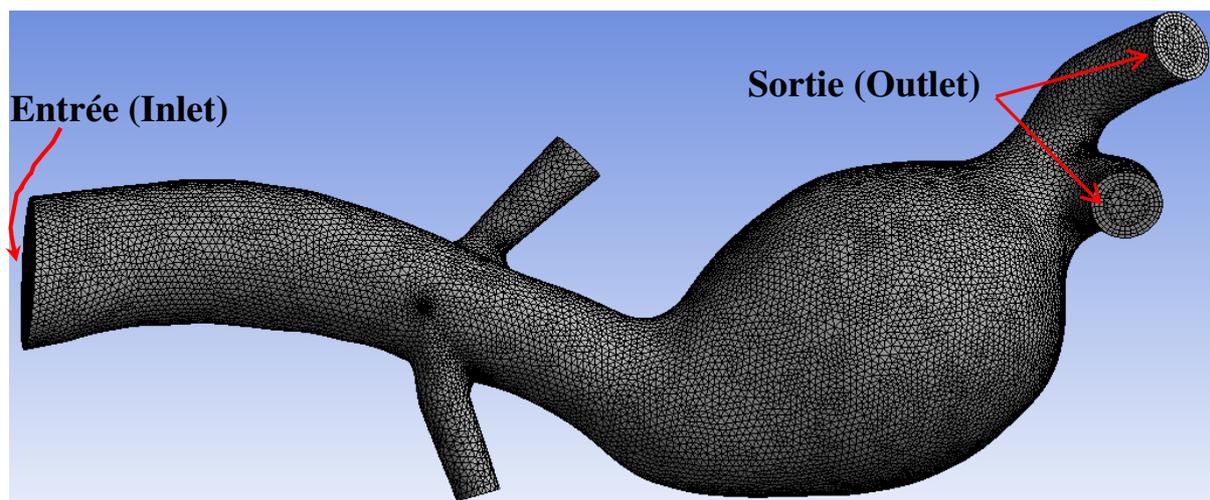


Figure VI.9 : Maillage volumique pour le fantôme réaliste et définition de l'entrée et des sorties

Au niveau de conditions aux limites, nous définissons une entrée et deux sorties qui correspondent à l'installation expérimentale. À l'entrée du modèle, l'inlet est défini par un écoulement pulsé dont le profil de

vitesse, est issu de données expérimentales (cf. figure VI.10). Ce profil de vitesse est réparti uniformément sur la section d'entrée du modèle. Aux sorties du modèle, la condition *opening* est appliquée en imposant le niveau de pression mesuré et dont le profil est donné figure VI.10.

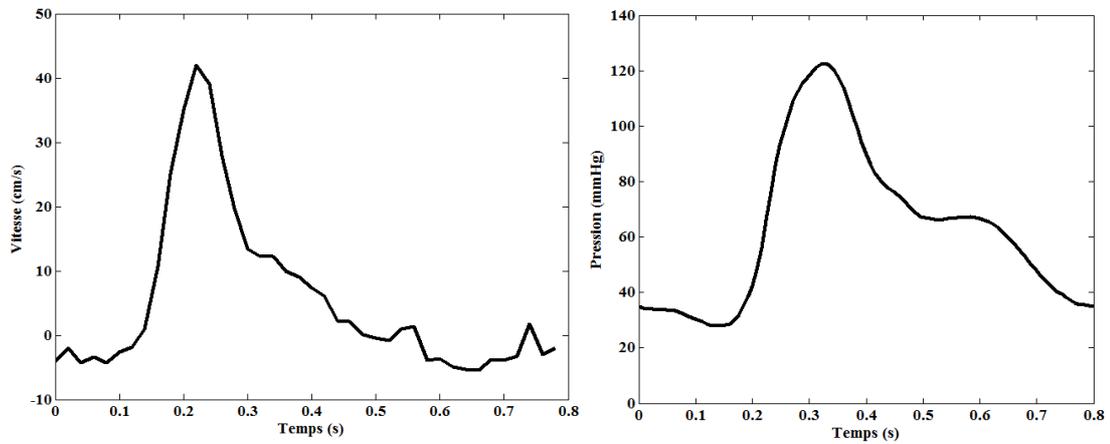


Figure VI.10 : Profil de vitesse et profil de pression appliqués pour les conditions aux limites.

Le fantôme est considéré avec une paroi rigide et le contact du fluide sur la paroi est non glissant. Les essais ayant été menés avec de l'eau, le fluide a été défini comme un fluide newtonien de densité constante de 1000 kg/m^3 et de viscosité de $0,001 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ à $25 \text{ }^\circ\text{C}$. 5 cycles ont été simulés et les résultats sont produits tous les $0,02\text{s}$. Les champs de vitesses du dernier cycle simulé sont ceux qui correspondent au mieux à la réalité et sont ainsi présentés sur la figure VI.11.

Selon la figure VI.11, nous notons tout d'abord, dans la plupart des instants du cycle ($t= 0 \text{ s}$ à $0,2\text{s}$ et $0,32$ à $0,8\text{s}$), un grand vortex (encadré par le cercle noir dans la figure). Sa présence est due à la dimension de l'anévrisme qui est importante ici (le fluide étant libéré) ainsi qu'à la bifurcation de la fin de l'anévrisme. La vitesse du centre du vortex est quasiment nulle, ainsi nous voyons une zone sans flux au niveau du centre du fantôme dans la figure. Au moment du passage de la pulsation ($t = 0,22\text{s}$ à $0,30 \text{ s}$), ce vortex est chassé grâce à l'augmentation de la vitesse dans l'anévrisme. Mais, le flux avance principalement vers le côté extérieur du fantôme, la vitesse côté intérieur du fantôme reste très faible (au-dessous 3 cm/s). Par ailleurs, un vortex un peu plus petit (encadré par le cercle rouge sur La figure) est également observé. Il se forme près de l'entrée du côté intérieur du fantôme à partir de la fin de la pulsation ($t=0,32\text{s}$), puis il se déplace progressivement depuis le côté intérieur du fantôme vers le côté extérieur du fantôme ($t=0,32\text{s}$ à $0,6\text{s}$), enfin il reste quasiment toujours au même endroit jusqu'à l'arrivée de la pulsation.

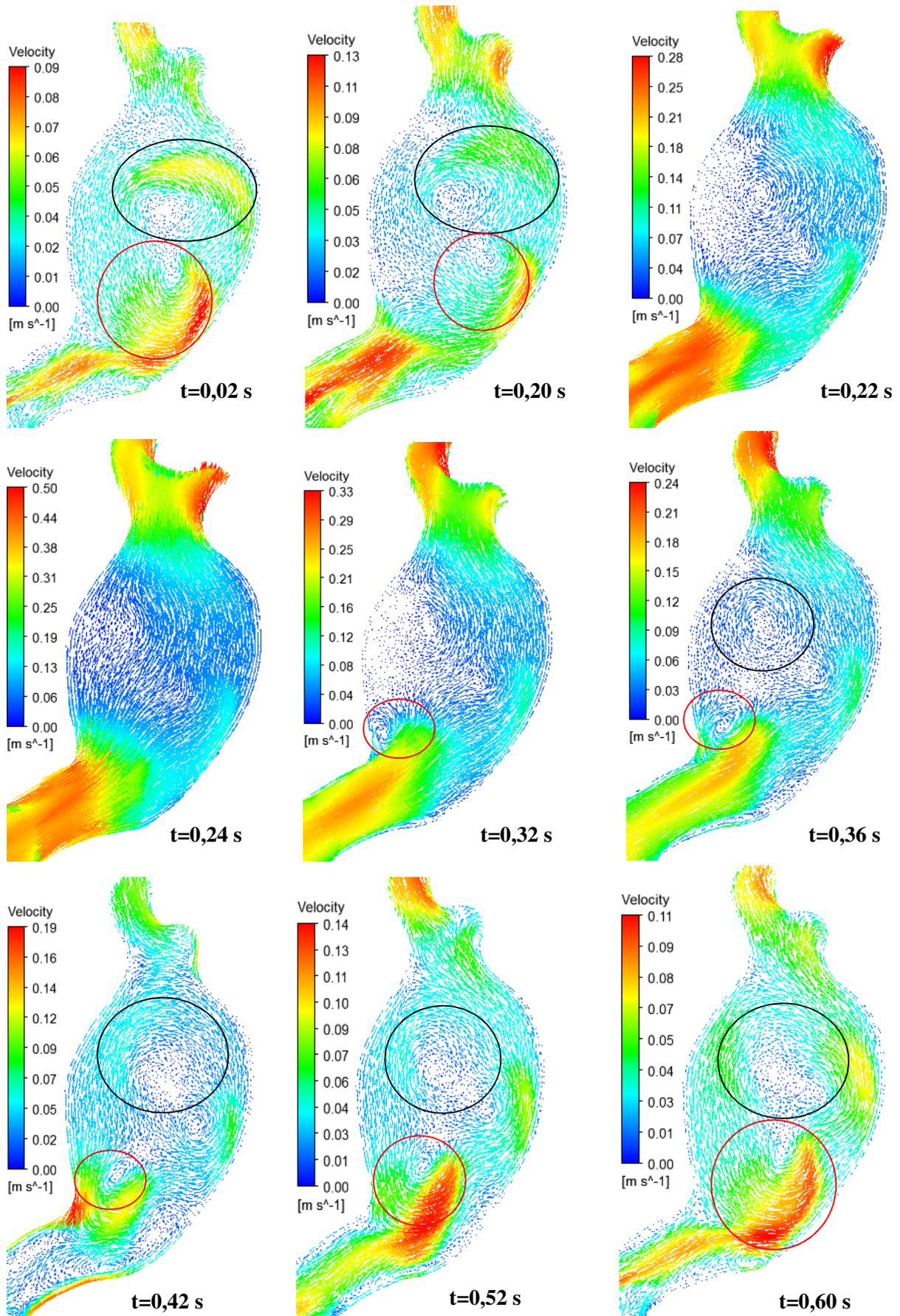


Figure VI.11 : Champs de vitesse déterminés par la simulation pour le fantôme réaliste.

La figure VI.12 montre la distribution de la pression à $t= 0,34$ s où elle est la plus élevée au cours de cycle.

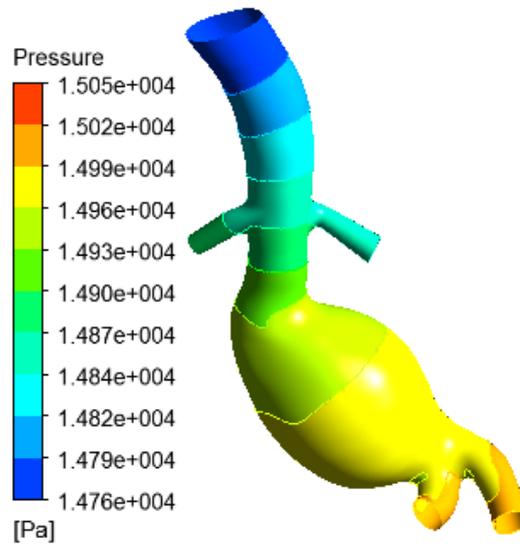


Figure VI.12 : Distribution de la pression ($t= 0,34$ s) pour le fantôme réaliste.

Nous remarquons qu'à ce moment-là, le niveau de pression dans la partie d'anévrisme est presque homogène avec un écart maxi de 0,2%. Ainsi, ceci nous laisse à penser que le protocole proposé au début de ce chapitre peut être valable.

5.2. Comparaison des champs de vitesse mesurés par flux 4D et calculés numériquement sur le fantôme réaliste.

Lors de la comparaison entre les champs de vitesse issus de la simulation et ceux issus de l'expérimentation d'IRM flux 4D, nous remarquons que le petit vortex est observé similairement pour les deux moyens de mesure. Pourtant, l'IRM flux 4D n'a pas été capable de visualiser le grand vortex. Ceci peut s'expliquer par le fait que le poste de traitement d'IRM flux 4D n'arrive pas à visualiser autant de vecteur pour les faibles vitesses.

Ensuite, nous avons effectué une comparaison quantitative en étudiant l'évolution de vitesse moyenne de la section (V_m) au cours du cycle pour les 5 sections du fantôme définies sur la figure VI.13.

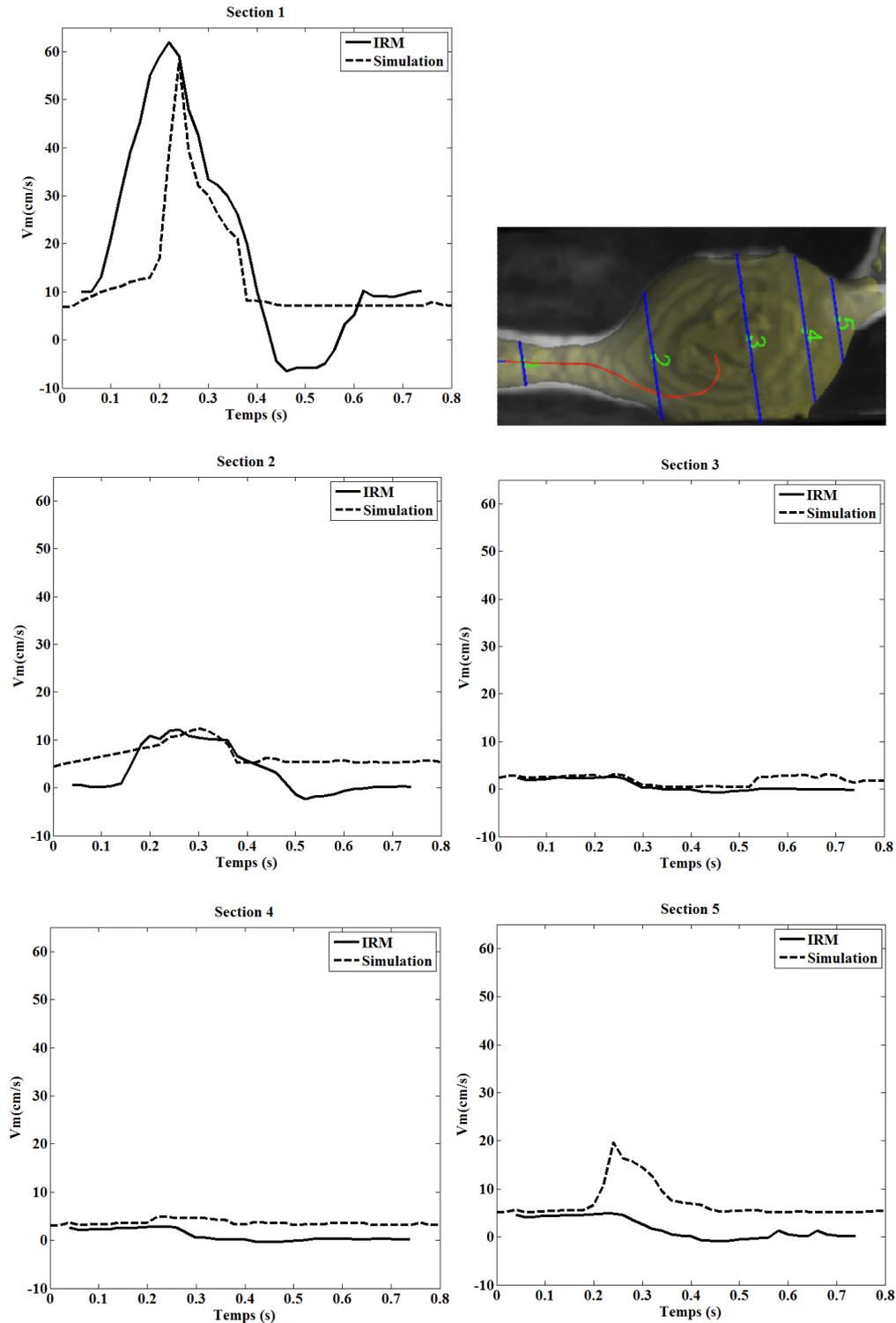


Figure : 6.13 : Comparaisons de l'évolution V_m vs. Temps déterminé par l'IRM et par simulation pour les 5 sections du fantôme

Selon ces figures, il est notable qu'il y a toujours des différences entre les courbes à chaque section, parce que celles obtenus par simulation sont des résultats théoriques liés directement au profil de vitesse imposé à l'entrée du fantôme alors que celles donnant les mesures par IRM sont déterminées pour une situation réelle en prenant en compte les environnement, surtout les installations. Les courbes de la section 5 ont une différence très

évidente à cause de l'installation, parce que la modélisation ne respecte pas exactement la mise en position des deux branches de la sortie qui sont un petit peu plus hautes que la partie restante du fantôme. Donc, le recul de flux dû à la gravité contrebalance l'effet de la divergence de la géométrie. Enfin la simulation a été effectuée avec une paroi rigide alors que le fantôme se déforme dans la pratique ce qui influence le flux comme nous l'avons vu au chapitre V § 6.3 pour le fantôme présentant un anévrisme axisymétrique. Bref, le flux 4D est un module en développement et la comparaison de champs de vitesses montre un certain niveau de sa faisabilité. Ce module peut apporter des résultats assez cohérents sur le flux pour aider les médecins à comprendre l'évolution de flux dans le fantôme sans passer une étape complexe comme la simulation.

5.3. Résultats de la simulation solide sur le fantôme réaliste

La simulation solide sur le fantôme réaliste est la dernière étape du protocole pour l'aide au diagnostic. Elle peut être réalisée avec un certain nombre de logiciels commerciaux utilisant la méthode des éléments finis. Dans notre cas nous employons Abaqus® comme évoqué dans le chapitre V.

La variation de l'épaisseur du fantôme est considérée dans la modélisation comme indiqué dans la figure VI.14. L'épaisseur est 2.5 mm pour la zone marron, 1.5 mm pour la zone bleue et 4 mm pour la zone grise. Les valeurs d'épaisseurs sont obtenus à l'aide d'un mesureur d'épaisseur par ultrasons de type Parametrics 25DL plus.

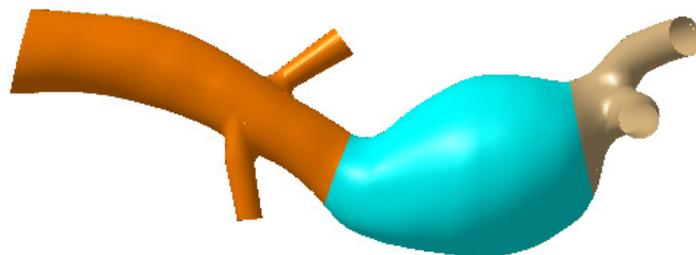


Figure VI.14: Définition d'épaisseur du fantôme réaliste

Concernant la propriété du matériau, le modèle de la loi de comportement utilisée est le modèle de Yéoh hyperélastique isotrope, le matériau étant identique à celui du fantôme axisymétrique (voir Tableau V.3 cf. chapitre V § 4.2). En termes de chargement, une pression constante de 15 kPa est appliquée à la paroi interne du fantôme. Toutes les extrémités du fantôme sont définies comme encastées: ni déplacement, ni rotation. Le maillage est réalisé avec une taille d'élément de l'ordre de 0,5 mm, au total 151 202 éléments sont construits.

Nous présentons les déformations principales maximales dans la figure VI.15. Elles sont présentées suivant trois vues différentes sur la figure VI.16 pour visualiser le fantôme entier. La vue expérimentale de stéréovision est définie comme 'vue à 0°', c'est la première image. La deuxième image est obtenue après une rotation de

90° et la troisième après une rotation de 180°. Les directions des déformations principales sont illustrées dans la figure VI.16.

Selon la figure VI.15, nous déterminons la déformation maximale du fantôme réaliste de l'ordre de 18,20% dans le cas étudié. Elle se trouve au niveau du raccordement ,entre l'aorte et l'anévrisme, du coté intérieur. Sur la zone restante de l'anévrisme, elle est de l'ordre de 7% à 10%. Selon la figure VI.16, nous remarquons que la déformation principale maximale n'est plus toujours dans la direction circonférencielle alros que la déformation principale minimale est perpendiculaire à celle qui est maximale.

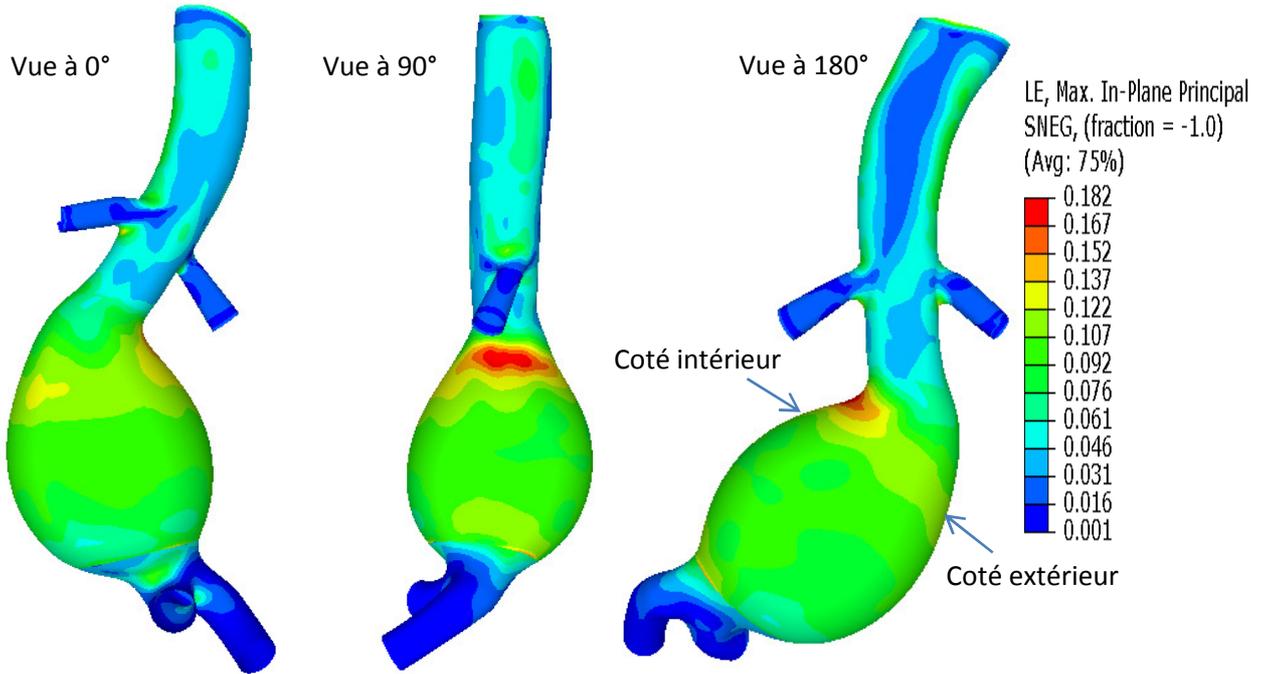


Figure VI.15 : Déformation principale maximale du fantôme réaliste déterminée par la simulation.

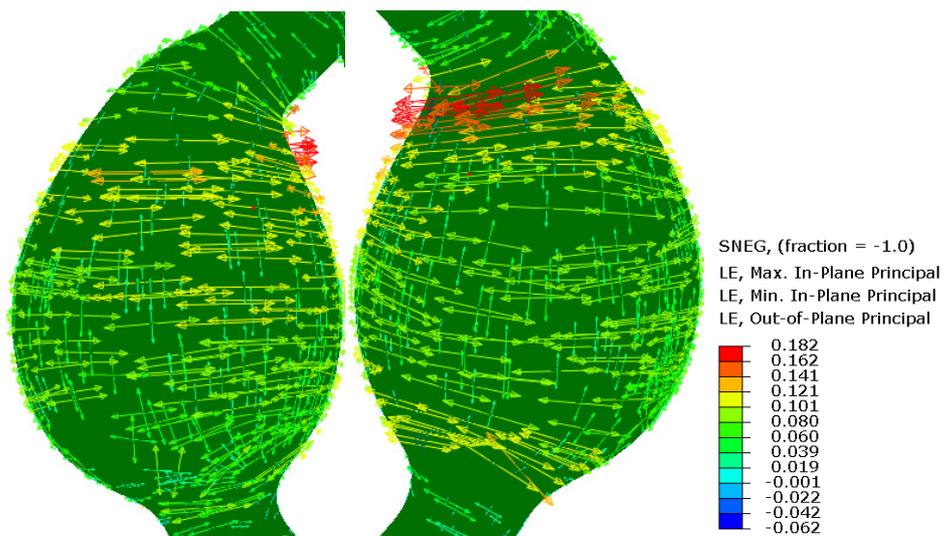


Figure VI.16 : Directions des déformations principales.

5.4. Comparaison des résultats de la simulation solide et de stéréovision

En faisant référence à la figure VI.6, la comparaison entre la simulation solide et la mesure par stéréovision est possible pour la vue capturée par les caméras (vue à 0°). Comme la mesure de stéréovision peut être très locale, nous avons étudié 9 zones de surface égale à de 4x5 mm², comme indiqué dans la figure VI.17. Nous prenons l'endroit avec la courbure la plus critique comme le point de référence, puis nous définissons une zone de comparaison tous les 1.5 mm le long du fantôme (zone 1 à zone 8), puis une zone est prise sur le début de la bifurcation distale (zone 9).

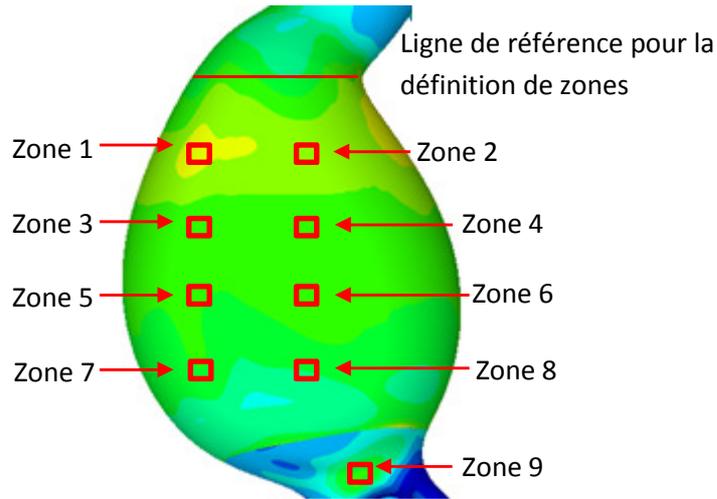


Figure VI.17 : Définition des zones d'étude pour la comparaison des résultats de la simulation et de stéréovision.

Le tableau VI.2 résume les valeurs des déformations principales maximales pour chaque zone. La moyenne et l'écart-type des déformations des zones étudiées sont calculés pour la mesure de stéréovision.

Déformation		Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7	Zone 8	Zone 9
simulation	Moyen (%)	12,91	11,11	10,16	10,21	9,01	9,26	7,01	7,21	7,91
	Ecart-type (%)	0,25	0,22	0,37	0,20	0,17	0,17	0,29	0,53	0,11
stéréovision	Moyen	13,82	9,01	11,5	9,77	8,33	8,29	6,67	6,44	6,22
	Ecart-type	1,66	0,71	1,13	0,76	1,01	0,89	0,49	0,61	0,48
Ecart relatif (%)		7,01	18,90	13,19	4,31	7,55	10,48	4,85	10,68	21,37

Tableau VI.2 : Déformations principales maximales déterminés par la simulation et la stéréovision pour chaque zone étudiée.

En utilisant la formulation (eq 6.1), nous avons déterminé la déformation équivalente associée à la contrainte de Von mises. Les résultats sont résumés dans le tableau VI.3.

$$\varepsilon_v = \sqrt{\varepsilon_{max}^2 - \varepsilon_{max}\varepsilon_{min} + \varepsilon_{min}^2} \quad (\text{Eq. 6.1})$$

avec, ε_{max} est la déformation principale maximale selon la théorie des coques

ε_{min} est la déformation principale minimale selon la théorie des coques

ε_v est la déformation équivalente associée à la contrainte de Von Mises.

Déformation	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Zone 4	Zone 5	Zone 6	Zone 7	Zone 8	Zone 9
simulation	12,48	10,48	8,89	8,94	7,81	8,15	6,30	6,25	7,50
stéréovision	13,22	8,23	10,61	8,76	7,29	7,26	6,72	6,49	5,68
Ecart relatif (%)	5,88	21,51	19,30	1,94	6,66	10,94	6,62	3,90	24,24

Tableau VI.2 : Déformations équivalentes de Von mise déterminés par la simulation et la stéréovision pour chaque zone étudiée.

Pour visualiser la différence plus directement les résultats, nous illustrons ce tableau par le graphe représenté sur la figure VI.18 et VI.19.

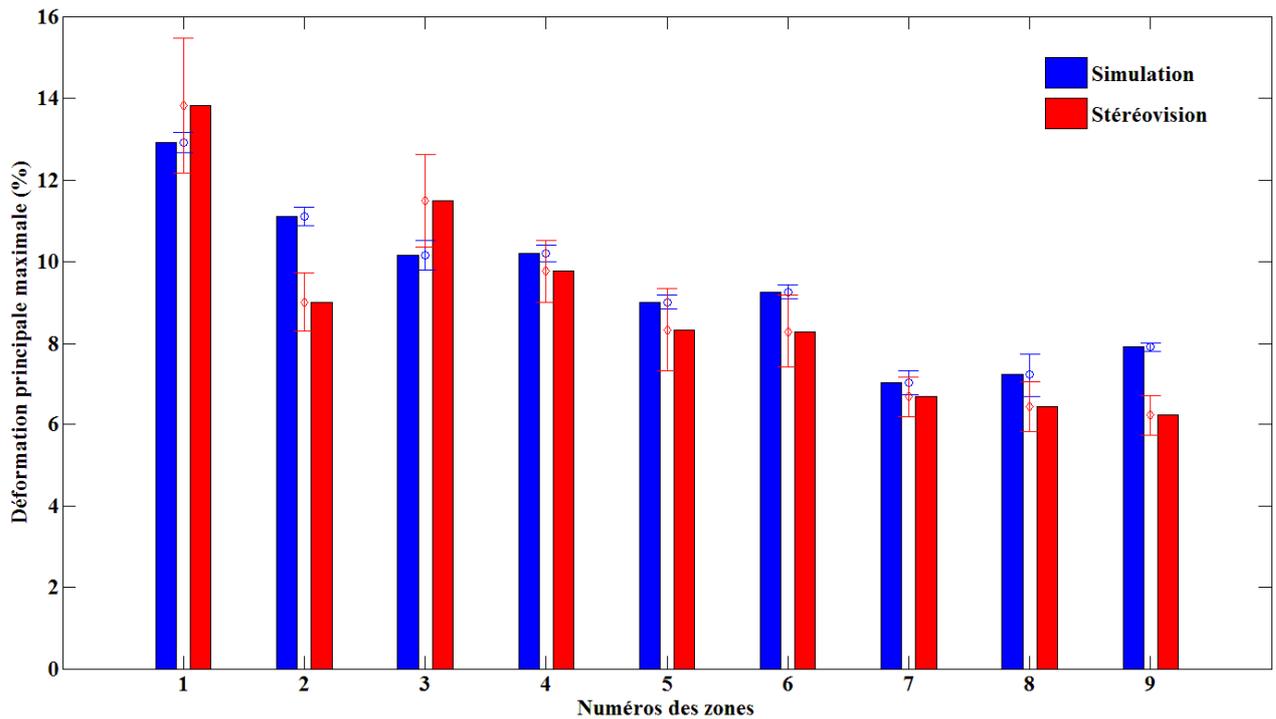


Figure VI.18: Comparaison des déformations principales maximales déterminées par la simulation et la stéréovision pour chaque zone étudiée.

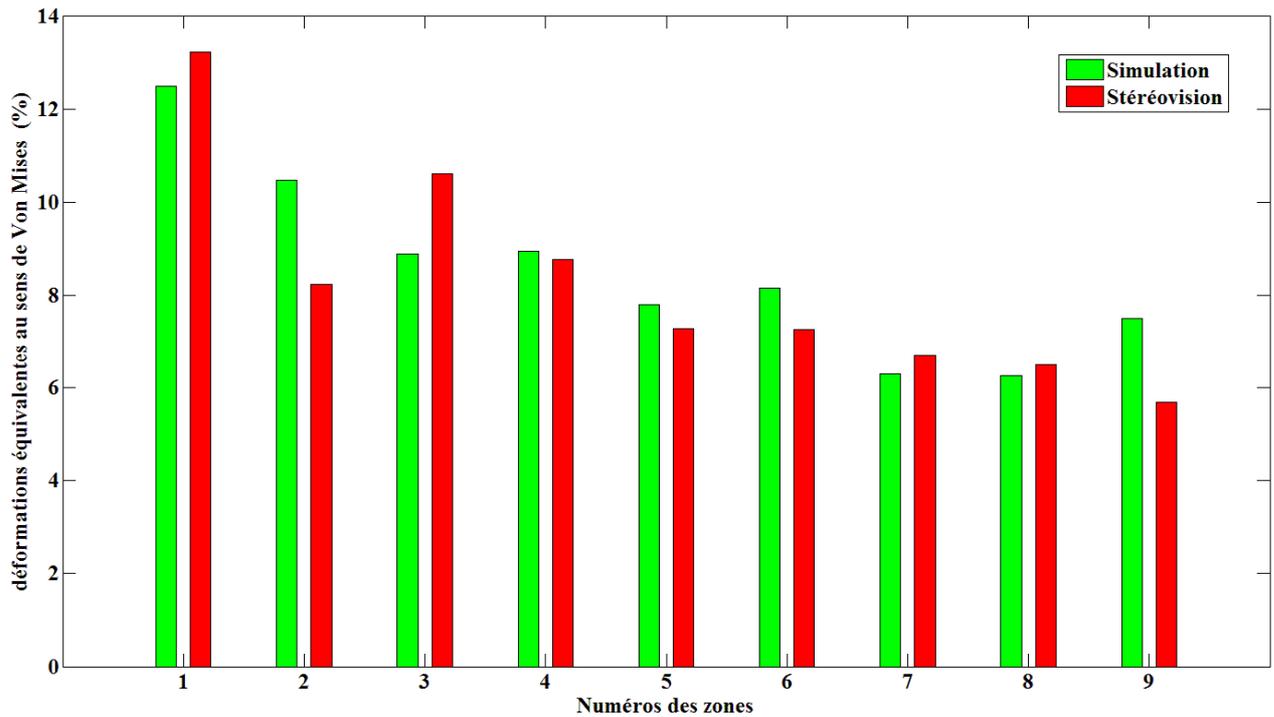


Figure VI.19: Comparaison des déformations équivalentes au sens de Von Mises déterminées par la simulation et la stéréovision pour chaque zone étudiée.

Selon l'ensemble de ces résultats, nous notons une différence assez importante pour la zone 2 et la zone 9 mais les écarts sont acceptables pour le reste de la zone étudiée. Plusieurs sources potentielles peuvent être trouvées pour expliquer les causes de ces écarts.

La première est l'incertitude sur l'épaisseur du fantôme, parce que dans la simulation, l'épaisseur est considérée constante pour chaque différente région, mais en réalité, l'épaisseur du fantôme est variable à certains endroits du fait des contraintes de fabrication. Ce qui est le cas pour la zone 2.

La deuxième source est la maîtrise de la précharge initiale lors de la mesure par stéréovision. Cette précharge inévitable peut provoquer un décalage. Par ailleurs, le bruit environnemental comme évoqué dans le chapitre III § 3 peut influencer la mesure. Quant à la simulation, elle est effectuée sans considérer les bruits, l'installation etc. La zone 9 se situe dans la région de bifurcation, une charge évidente est imposée au moment de l'installation et sans doute mal maîtrisée localement. Ceci peut expliquer la différence obtenue pour cette zone.

Donc, si nous enlevons les deux zones très bruitées (Zone 2 et Zone 9), les moyennes de ces écarts deviennent 8,3% pour la déformation principale maximale et 7,9% pour la déformation équivalente au sens de Von Mises. Donc, nous pouvons constater un résultat acceptable de l'intercomparaison. Ainsi, nous pouvons obtenir directement la contrainte de Von Mises par la simulation cf. figure VI .20.

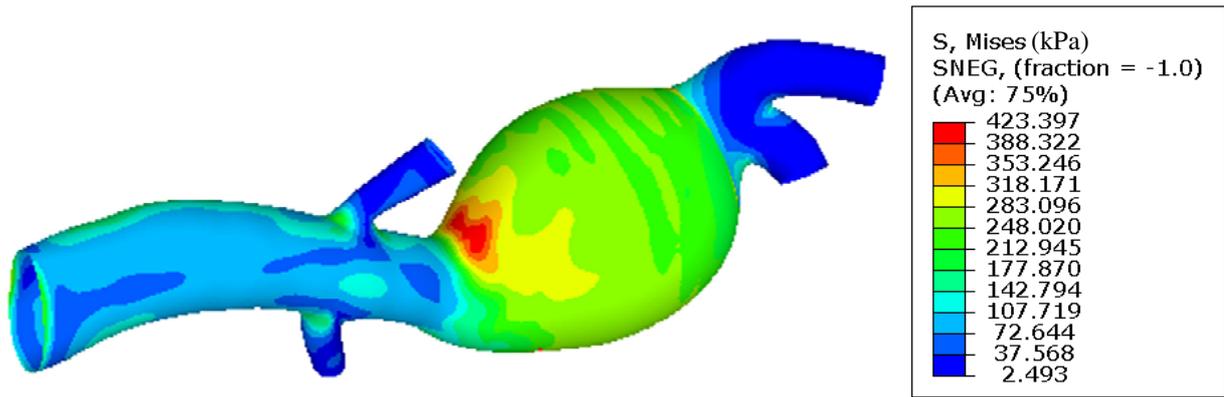


Figure VI.15 : Contraintes de Von Mises du fantôme réaliste déterminée par la simulation.

Dans notre cas, la contrainte de Von Mises maximale est 423 kPa correspondant un niveau de déformation de 18,2%. Donc, le protocole est complet en fournissant aux médecins l'évolution des flux déterminée par IRM et l'estimation des contraintes déterminées par la simulation numérique avec la géométrie issue de l'acquisition d'IRM.

6. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons exposé une proposition de protocole pour une aide au diagnostic de l'AAA et sa vérification sur un fantôme réaliste. Le protocole proposé est basé sur l'acquisition par IRM puis une reconstruction solide afin d'obtenir les déformations et les contraintes pariétales. Nous avons présenté et comparé les résultats de l'évolution de flux dans ce fantôme réaliste obtenus expérimentalement par IRM en flux 4D et par modélisation numérique en simulation fluide (CFD). Au final, la comparaison des déformations déterminées par modélisation, sur la base des images cinétiques IRM, et par expérimentation sur la base de mesure par stéréovision permet de valider le protocole sur un fantôme réaliste.

Conclusions générales et Perspectives

Conclusions générales

Dans cette thèse, nous avons effectué un grand nombre de modélisations expérimentales in vitro et numériques sur des fantômes reproduisant les pathologies de l'aorte abdominale de type d'anévrisme. L'objectif en était d'améliorer le diagnostic clinique. L'aspect métrologique a été pris en compte tout du long de ces travaux sur l'ensemble des études expérimentales réalisées in vitro sur les répliques de formes diverses en silicone ou en verre. Plusieurs dispositifs de mesures tels que, la mesure par PIV, la stéréovision et de différentes séquences d'IRM, ont été employés pour la réalisation des expérimentations afin d'évaluer les différents paramètres. Des études numériques ont été établies pour, non seulement corréler les résultats avec ceux obtenus expérimentalement, donc, pour améliorer la crédibilité de notre étude, mais aussi pour faire partie intégrante du protocole d'aide au diagnostic que nous proposons.

Dans un premier temps, afin d'effectuer les expérimentations in vitro, un banc d'essai tout en plastique a été construit pour éviter la perturbation des mesures par IRM. La fonction principale de ce banc d'essai in vitro était de reproduire les conditions physiologiques du flux sanguin traversant les répliques dans des conditions hémodynamiques les plus réalistes possibles. De plus, il a été conçu pour l'acquisition d'images soit par stéréovision ou PIV dans un environnement de laboratoire, soit par IRM dans un environnement hospitalier. La validation de ces fonctions a été accomplie en l'appliquant sur un fantôme cylindrique. Après l'inter-comparaison des mesures en termes de déformation par les mesures en stéréovision et en IRM, de l'évolution de vitesses par le dispositif PIV et l'IRM en flux 2D et 4D, nous avons obtenus des résultats similaires. Donc, nous avons pu confirmer la méthodologie métrologique pour la suite d'étude.

Dans un deuxième temps, Afin de se rapprocher d'une modélisation plus proche de l'anévrisme, une série d'études sur un fantôme d'AAA axisymétrique ont été menées pour identifier des paramètres importants concernant le niveau de déformation et l'évolution du flux. A l'issue des études expérimentales, les résultats sont pas toujours complètement comparable du fait de la spécificité des dispositifs de mesure (champs de vue différents, résolution spatiale différentes,...). Ils sont toutefois globalement similaires en termes de déformation (écart relatif inférieur à 10%). La comparaison des résultats en termes d'évolution de la vitesse est globalement convaincante mais n'est pas pas idéale, parce que les bruits de mesure provenant des dispositifs, ou encore de la limite de technique de mesure sont inévitables et augmentent avec la complexité de la géométrie du fantôme. Ainsi, nous avons effectué des modélisations numériques en prenant en compte les aspects expérimentaux, ce qui permet de compléter notre étude.

Les simulations numériques sur des modèles d'anévrismes axisymétriques ont tenu compte de différents types de modélisations mécaniques, notamment la modélisation solide, la modélisation fluide dynamique et la

Conclusions générales et Perspectives

modélisation fluide-solide couplés. L'identification de la loi de comportement a montré que le modèle de Yéoh (loi hyperélastique) était le plus adéquat pour suivre le comportement du silicone utilisé pour la fabrication des fantômes. Les coefficients déterminés ont été utilisés pour toutes les modélisations numériques. Les résultats de la simulation FSI ont montré que le niveau de pression dans l'anévrisme est quasiment homogène avec un écart maximal de l'ordre 0.4 % et que la viscosité du fluide n'influence que la contrainte de cisaillement à la paroi (0,25 Pa). Cette dernière reste cependant négligeable devant la contrainte dans la paroi (205kPa). Par ailleurs, la comparaison des résultats des modélisations FSI et solide ont montré que pour un même niveau de pression maximale, la déformation maximale, obtenu en simulation FSI, est supérieure de l'ordre de 9 % mais avec quasiment la même distribution. Ceci montre que l'écoulement influence relativement peu l'état des déformations et il est possible d'utiliser une modélisation solide à la place d'une modélisation fluide/solide couplés (qui reste encore aujourd'hui complexe à mettre en œuvre et très coûteuse en temps de calcul) pour déterminer l'état des déformations et des contraintes dans la paroi.

Les résultats en termes de déformation pour le cas statique, d'une modélisation solide avec une hypothèse sur les conditions aux limites en pression interne, sont bien corrélés avec ceux obtenus expérimentalement (un écart inférieur à 10%). Pourtant, les résultats des déformations pour le cas dynamique, d'une modélisation fluide-solide couplé, avaient un écart de l'ordre 16% aux comparaisons avec ceux d'expérimentation. Ceci est dû à plusieurs effets : la position où on mesure la pression est après le fantôme (une distance de 70 cm entre la position mesurée et l'anévrisme), apparemment la pression est plus élevée dans l'anévrisme. Dans le cas dynamique, les écarts sont un peu plus importants mais proviennent de diverses causes : les bruits de mesure pour la mesure de stéréovision en statique sont aggravés en dynamique, les résultats de la modélisation sont fortement dépendant des pressions qui doivent être mesurées le plus proche possible de l'anévrisme. La non-maitrise parfaite de la mesure des pressions n'influence pas notre étude d'inter comparaison entre les expérimentations par les différentes techniques, car les conditions expérimentales étaient reproductibles, mais cela apporte des écarts supplémentaires entre la modélisation numérique et expérimentale. Malgré tout, les comparaisons des résultats des simulations et l'inter comparaison des résultats d'expérimentations ont mis en évidence que la déformation est liée principalement à l'épaisseur de la paroi, au niveau de la pression et à la géométrie. De la même raison, en termes d'évolution de flux, la comparaison des résultats numériques et expérimentaux (IRM flux 4D) ont montré certaines différences. Pourtant, ces résultats amènent des constats intéressants qui rejoignent certains résultats de la littérature : la turbulence existe toujours dans le sac anévrisimal avec une vitesse très faible de l'ordre 0.5mm/s et le flux avance principalement dans la partie centrale du fantôme (proche de l'axe). C'est la raison possible pour laquelle un thrombus se forme régulièrement dans le sac.

L'ensemble de ces résultats ont conduit à proposer un protocole d'aide au diagnostic valable et réalisable basé sur des séquences IRM dans la dernière partie du mémoire. L'application de ce protocole sur un fantôme complexe d'AAA réaliste a mis en évidence sa faisabilité. Dans ce dernier chapitre, nous avons effectué les études sur l'évolution du flux par IRM flux 4D et la modélisation fluide dynamique (CFD). La comparaison

des résultats a montré que le flux 4D est capable de reproduire le champ de vitesse avec un certain niveau de cohérence, ce qui permet donc aux médecins de comprendre l'évolution du flux dans l'anévrisme sans passer une étape complexe comme la simulation. Par ailleurs, la simulation CFD a montré que la pression interne dans l'anévrisme est homogène avec l'écart maximal 0.2%. Ceci donne encore des éléments en faveur de la simplification de la modélisation FSI à la modélisation uniquement solide pour le cas d'un anévrisme qui est peu rigide. Au final, la comparaison de la déformation issue de la mesure de stéréovision et de la simulation a conduit à un écart autour de 8 % en moyen. Nous pouvons donc affirmer que la faisabilité du protocole proposé est démontrée et que l'IRM, notamment à partir des séquences obtenues en flux 4D, permet d'appliquer ce protocole avec des mesures fiables. Toutefois celui-ci reste à améliorer.

Perspectives

Différents points pourraient être améliorés et affinés tant de point de vue expérimentation que de point de vue application à un vrai patient.

Concernant le banc d'essai développé, dû aux limites des dispositifs et au manque d'expérience, certaines faiblesses existent. Premièrement, au niveau de profil de pression, les niveaux de pression diastolique et systolique sont difficilement contrôlables simultanément sans une chambre efficace de compliance et naturellement le système induit une pression spécifique beaucoup plus faible voire quasi nulle parfois. Même si nous avons estimé que le non-respect de la pression diastolique n'était pas préjudiciable à la démarche d'inter-comparaison, il est nécessaire dans le cas de la poursuite de l'établissement d'un protocole d'aide au diagnostic des pathologies de l'aorte d'avoir un profil de pression plus proche de la réalité. Deuxièmement, comme il faut éviter les pièces métalliques autour du banc d'IRM, nous n'avons pas pu utiliser le capteur de pression (en métal) de mesurer la vraie pression interne du fantôme. Là encore, ceci ne pose pas de problème pour l'inter comparaison mais a apporté des soucis pour la modélisation numérique lorsque nous avons défini les conditions aux limites en chargements vu l'écart important entre la simulation et l'expérimentation pour le cas dynamique. Ainsi, un cathéter permettant la prise de pression au plus près de l'anévrisme peut être envisagé pour de futures études.

Concernant le dispositif de stéréovision, tout d'abord, les caméras ne sont pas des caméras super rapides (la cadence de 7 images/s est retenue) ce qui provoque des bruits de mesure dans le cas dynamique. Il est sans doute nécessaire de prendre des caméras un peu plus rapides pour diminuer les bruits de mesure. Enfin, pour avoir une vue panoramique sur un fantôme présentant une géométrie complexe, un système de multi-stéréovision peut être développé en mettant 3 systèmes de stéréovision au tour d'un banc d'essai qui serait complètement transparent. A travers ceci, l'intercomparaison en termes de déformation pour un fantôme de forme complexe sera plus cohérente et parlante.

Conclusions générales et Perspectives

Concernant le dispositif de PIV, à cause du manque d'expérience, les résultats de PIV au niveau de la visualisation ne sont pas idéaux pour le fantôme d'AAA axisymétrique. Par ailleurs, pour avoir un champ de vitesse en 3D d'un fantôme de forme complexe, la stéréo-PIV pourrait être utilisée.

Concernant le protocole d'aide au diagnostic, effectuer ce protocole sur un fantôme pour une raison de reproductibilité et de répétabilité est une bonne chose mais son objectif est bien sûr d'être appliqué sur de vrais patients afin de vérifier sa fiabilité et son efficacité. Dans ce sens beaucoup de verrous restent à lever :

- Le comportement du sang est très différent de celui de l'eau, il est nécessaire de se rapprocher des conditions de viscosité en ajoutant de la glycérine par exemple mais dans ce cas il sera nécessaire de prévoir une régulation thermique,
- Le fantôme en silicone bien qu'ayant globalement un comportement proche de celui du tissu humain n'introduit pas l'anisotropie réelle de celui-ci. Un travail sur la réalisation de fantôme plus réaliste sur le plan comportement matériel nous semble important,
- l'environnement du fait du squelette et des organes est complexe et interagit sans aucun doute sur le comportement de l'artère mais dans quelle mesure ?

Beaucoup de perspectives sont donc ouvertes dans différentes directions, gage que dans l'avenir des réponses y soit apportées afin d'améliorer le diagnostic d'une pathologie qui est la cause aujourd'hui de nombreux décès.

Bibliographie

- [Ach2011] Achille P.D., Celi S., Di Puccio F., Forte P., “Anisotropic AAA: Computational comparison between four and two fiber family material models”, J. of Biomechanics, 2 September 2011 : 44 : 13 : pp. 2418-2426.
- [Ann2014] Annerel S., Claessens T., Degroote J., Segers P., Vierendeels J., “Validation of a numerical FSI simulation of an aortic BMHV by in vitro PIV experiments”, Med Eng Phys. 2014 Aug;36(8):1014-23.
- [Avr2009] Avril S., Huntley J., and Cusack R. , “In-vivo measurements of blood viscosity and wall stiffness in the carotid using PC-MRI”, Eur. J. of Computational Mechanics, 2009: 18(1): pp. 9-20.
- [Avr2010] Avril S., Badel P., Duprey A. “Anisotropic and hyperelastic identification of in vitro human arteries from full field optical measurements” J. of Biomechanics, 2010: 43 : 15 : pp. 2978-2985.
- [Bal2011] Balezeau F., “Developpements methodologique en IRM dynamique: vers la caracterisation des etats precancereux et cancreux du foie”, Signal and Image processing. Universite Rennes1, 2011. French.
- [Bas2007] Basketry OK., Hardeman PR, Rampling MW and Meiselman HJ., “In vivo hemorheology Handbook of Hemorheology and hemodynamics”, IOS Press. 2007 : 3: pp. 322-338.
- [Bas2009] Basketry OK., Boynard M, Cokelet GC, Connes P, Cooke BM, Forconi S, Liao F, Hardeman MR, Jung F, Meiselman HJ, Nash G, Nemeth N, Neu B, Sandhagen B, Shin S, Thurston G, and Wautier JL., “ New guidelines for hemorheological laboratory techniques”, Clin Hemorheol Microcirc, 2009 : 42: pp.75-97.
- [Bec1998] Becquemin J.P., Ernenwein D., “Anévrisme de l’aorte abdominale ”, Revue du Praticien, 1998: 48 : pp. 1601-1607.
- [Bel2005] Belhomme D., Neveux M., Laurian C., “Anévrisme de l’aorte ascendante et de l’aorte abdominale : Maladie du tissu élastique ”, Sang Thrombose Vaisseaux. Janvier 2005 : 17 : 1 : pp. 69-70.
- [Ben2011] FK. Benra, Dohmen HJ., Pei J., Schuster S., Wan B., “A Comparison of One-Way and Two-Way Coupling Methods for Numerical Analysis of Fluid-Structure Interactions”, Journal of Applied Mathematics Volume 2011, Article ID 853560, 16 pages .
- [Ber1995] Berthier P., Flaud P., “Comportement rhéologique stationnaire d'une dispersion concentrée de silice-bentonite:modélisation et aspects prédictifs ”, Les cahiers de réologie, 1995 : 2 : 4 : pp. 119-129.
- [Bih2013] Bihari P., Shelke A., Nwe T.H., Mularczyk M., Nelson K., Schmandra T., Knez P., Schmitz-Rixen T. , “Strain Measurement of Abdominal Aortic Aneurysm with Real-time 3D Ultrasound Speckle Tracking”, European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, April 2013 : 45: 04 : pp. 315-323.
- [Bra1988] Branchereau A, Scotti L., “Anévrysmes rompus de l’aorte sous rénale: les urgences en chirurgie vasculaire” , Paris : Masson éd, 1988 : pp. 81-95.
- [Bra1992] Branchereau, A. “Anévrysmes de l’aorte abdominale”, Revue du Praticien, 1992 : 42 : 6 : pp. 761-766.
- [Bro2009] Brossard C., Monnier J.-C., Barricau P., Vandernoot F.-X., Le Sant Y., Champagnat F., Le Besnerais G., “Principles and Applications of Particle Image Velocimetry”, Journal Aerospace Lab Issue 1 - December 2009 AL01-03.

- [Cho1995] Cholley BP, Shroff SG, Sandelski J., “*Differential effects of chronic oral antihypertensive therapies on systemic arterial circulation and ventricular energetics in African-American patients*”, *Circulation*, 1995 : 91 : pp.1052-62.
- [Cho1997] Cholley B.P., Shroff S.G., “*Mesure non invasive des propriétés élastiques de l’aorte : technique et intérêt physiopathologique*”, *Sang Thrombose Vaisseaux Mini-revues*, Novembre 1997 : 9 : 9 : pp. 572-8
- [Cho2009] Choudhury N., Bouchot O., Rouleau R., Tremblay D., Cartier R, Butany J, Mongrain R., Leaska R. L., “*Local mechanical and structural properties of healthy and diseased human ascending aorta tissue*”, *Cardiovascular Pathology*, 2009 : 18 : pp. 83–91
- [Con2010] Connes P and Boisseau MR., “*Hémorhéologie*”, *Sang Thromb Vaisseaux*. 2010 : 22: 126-136.
- [Cou2005] COUDERT T., “*Reconstruction tridimensionnelle du volume intérieur d’une chaussure : évaluation du chaussant*”, Thèse préparée au sein du laboratoire de mécanique appliquée d’Annecy et de CTC à Lyon le 18 mai 2005.
- [Del2009] Del Álamo J.C., Marsden A.L., and Lasheras J.C., “*Recent Advances in the Application of Computational Mechanics to the Diagnosis and Treatment of Cardiovascular Disease*”, *Cardiovascular Translational Medicine (VII)*, 2009 : 62(7) : pp. 781-805.
- [Dep2007] Deplano V., Knapp Y & Al, “*Flow behaviour in an asymmetric compliant experimental model for abdominal aortic aneurysm*”, *Journal of biomechanics* 2007;40(11):2406-13.
- [Dep2013] Deplano V., Meyer C., Guivier-Curien C., Bertrand E., “*New insights into the understanding of flow dynamics in an in vitro model for abdominal aortic aneurysms*”, *Medical Engineering & Physics*, June 2013 : 35 : 06 : pp. 800-809.
- [Det2006] Dettmer W, Peric D. , “*A computational framework for fluid–structure interaction: finite element formulation and applications*”, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2006 : 195 : pp. 5754–5779.
- [Dor1996] Dormont D., Duyme M., Marsault C., Baulac M., Sahel M., Zouaoui A., Chantôme M, Hasboun D., “*Evaluation du volume cérébral : Reproductibilité et précision d’une technique 3D IRM*”, *Bulletins et Mémoires de la Société d’anthropologie de Paris* 1996.
- [Doy2012] Doyle B.J., Killion J., Callanan A., “*Use of the photoelastic method and finite element analysis in the assessment of wall strain in abdominal aortic aneurysm models*”, *J. of Biomechanics*, Volume 45, Issue 10, 26 June 2012 : 45 : 10 : pp. 1759-1768.
- [Dup2010] Duprey A., Khanafer K., Schlicht M., Avril S., Williams D., Berguer R., “*In Vitro Characterisation of Physiological and Maximum Elastic Modulus of Ascending Thoracic Aortic Aneurysms Using Uniaxial Tensile Testing*”, *Eur. J. of Vascular and Endovascular Surgery*, June 2010 : 39 : 6 : pp. 700-707.
- [Ene2011] Ene F., “*numerical and experimental investigation of factors influencing abdominal aortic aneurysm haemodynamics*”, PhD, Galway-Mayo Institute of Technology, Galway, Ireland: 2011.
- [Euro2001] EUROSTAR, *Diameter of the AAA and Its Relationship to EVAR Outcome - Eurostar data registry centre*, 2001.
- [Fab1995] Fabian JN, Saliou C. “*Anévrysme de l’aorte abdominale*”, *Revue du Praticien*, 1995 : 45 : pp.1309-1316.

- [Fil2002] Fillinger, M. F., Raghavan, M. L., Marra, S. P., Cronenwett, J. L., Kennedy, F. E. “*In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk*”. J. of Vascular Surgery, 2002 : 36 : pp. 589–599.
- [Fil2003] Fillinger M. F., Marra S. P., Raghavan M. L., Kennedy F. E. “*Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: Wall stress versus diameter*”, J. of Vascular Surgery, 2003 : 37 : pp.724–732.
- [Fuk1989] Fukushima T, Matsuzawa T, Homma T., “*Visualization and finite element analysis of pulsatile flow in models of the abdominal aortic aneurysm*”, Bio-rheology, 1989 : 26(2) : pp.109-30.
- [Fun1993] Fung, Y.C. “*Biomechanics : Mechanical Properties of Living Tissues*”, Springer. 1993.
- [Fra2013¹] Franquet A., Avril S., Le Riche R., Badel P., Schneider F. C., Li Z. Y., Boissier C., Favre J., “*A New Method for the In Vivo Identification of Mechanical Properties in Arteries From Cine MRI Images: Theoretical Framework and Validation*”, IEEE Transactions on medical imaging, VOL. 32, NO. 8, AUGUST 2013.
- [Fra2013²] Franquet A., Avril S., Le Riche R., Badel P., Schneider F., “*Identification of the in vivo elastic properties of common carotid arteries from MRI: a study on subjects with and without atherosclerosis*”, Journal of the Mechanical Behavior of Biological Materials, 2013, 27 (11), pp.184-203.
- [Gao2006] Gao. F., Ueda H., GangLi, Okada H., “*Fluid structure interaction simulation in three-layered aortic aneurysm model under pulsatile flow: Comparison of wrapping and stenting*”, J. of Biological Physics, November 2006 : 32 : 5 : pp. 435-454.
- [Gat2005] Gatehouse P.D., Keegan J., Crowe L.A., Masood S., Mohiaddin R.H., Kreitner K.-F., Firmin D.N., “*Applications of phase-contrast flow and velocity imaging in cardiovascular MRI*”, Eur Radiol 2005; Vol. 15: 2172-2184.
- [Gos2008] Gosset D., Simler P., Dasic J., “*Traitement chirurgical d’un anévrisme de l’aorte abdominale*”, ISBN 978-2-35305-366-7 Dépôt légal 2e trimestre 2008.
- [Hay1960] Haynes R. H., “*Physical basis of the dependence of blood viscosity on tube radius*”, Am. J. Physiol. 1960 : 198: pp. 1193-1200
- [He 1994] He C. M., Roach M. R., “*The composition and mechanical properties of abdominal aortic aneurysms*”, J. of Vascular Surgery, 1994 : 20: pp. 6–13.
- [Hol2000] Holzapfel G., Gasser T., and Ogden R., “*A new constitutive framework for arterial wall mechanics and comparative study of material models*”, Journal of Elasticity, 2000 : 61: pp. 41-48.
- [Hol2002] Holzapfel G., Gasser T. and Stadler M., “*A structural model for the viscoelastic behavior of arterial walls : Continuum formulation and finite element analysis*”, Eur. J. of Mechanics A/Solids, 2002 : 21: pp. 441–63.
- [Hol2006] Holzapfel G. A., “*Determination of material models for arterial walls from uniaxial extension tests and histological structure*”, J. of Theoretical Biology, 2006 : 238: pp. 290–302.
- [Ili2009] Iliopoulos D.C., Deveja R.P., Kritharis E.P., Perrea D., Sionis G.D., Toutouzas K., Stefanadis C., Sokolis D.P. , “*Regional and directional variations in the mechanical properties of ascending thoracic aortic aneurysms*”, Medical Engineering & Physics. Vol. 31, Issue 1, January 2009 : 31 pp. 1-9.

Bibliographie

- [Kar2013] Karimi A, Navidbakhsh M, Shojaei A, Faghihi S., "*Measurement of the uniaxial mechanical properties of healthy and atherosclerotic human coronary arteries*" ,Materials Science and Engineering C, Materials for Biological Applications, 2013 : 33 (5) : pp. 2550-2554.
- [Kha2011] Khanafer K, Duprey A, Zainal M, Schlicht M, Williams D, Berguer R., "*Determination of the elastic modulus of ascending thoracic aortic aneurysm at different ranges of pressure using uniaxial tensile testing*" ,The J. of Thoracic and Cardiovascular Surgery, 2011 : 142 (3) : pp. 682-686.
- [Lac2009] Lacroix V., Aboyans I., Guessous A., Leclerc P., "*De la recommandation d'un dépistage à son (non) implantation : le cas de l'anévrisme de l'aorte abdominale*", Médicale Suisse N° : 3256, 2009.
- [Lal2007] Lalande A. "*IRM cardio-vasculaire, des séquences d'acquisition aux paramètres physiologiques*" le 29 mai 2012, Université de Bourgogne, à Dijon.
- [Lan2007] Lansac E., Di Centa I., Jondeau G., "*Particularités de la chirurgie de l'aorte thoracique dans le syndrome de Marfan*", MT Cardio. Mai-Juin 2007: 3: 3: pp. 212-225.
- [Li 2005] Li Z., C. Kleinstreuer, "*Blood flow and structure interactions in a stented abdominal aortic aneurysm model*", Medical Engineering & Physics 27 (2005) 369–382.
- [Li 2008] Li, Z.Y.,U-King-Im,J.,Tang,T.Y.,Soh,E.,See,T.C.,Gillard,J.H.,"*Impact of calcification and intraluminal thrombus on the computed wall stresses of abdominal aortic aneurysm*", J. of Vascular Surgery 2008 : 47: pp. 928–935.
- [Lil2014] Lilly SM., Jacobs DR Jr., Kronmal R., Bluemke DA., Criqui M., Lima J., Allison M., Duprez D., Segers P., Chirinos JA., "*Arterial compliance across the spectrum of ankle-brachial index: the Multiethnic Study of Atherosclerosis*", Atherosclerosis. 2014 Apr;233(2):691
- [Mar2004] Marcotte J.,Ouimet R., Landry G., "*Le cœur et les vaisseaux sanguins*", Ed. Lettres en main, ISBN: 2-922908-02-X, 2004.
- [Mar2009] Michelle C. Martin, Kristina A. Giles, Frank B. Pomposelli, Allen D. Hamdan, Mark C. Wyers, Marc L. Schermerhorn, "*Résultats nationaux de la chirurgie ouverte pour anévrisme de l'aorte abdominale incluant à un pontage rénal ou viscéral*", Annales de Chirurgie Vasculaire, 2010 : 24 (1) : pp. 118–126.
- [Mar2012] Markle M., Frydrychowicz A., Kozerke S., Hope M., Wieben O., "*4D flow MRI*", Journal of Magnetic Resonance Imaging 2012; vol. 36: 1015-1036.
- [Maz2007] Mazeyrat J., Romain O., "*Wireless communicative stent for follow-up of abdominal aortic aneurysm*" , Proceedings of the 2006 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference.
- [Mol2009] Molony DS., Callanan A., Kavanagh EG., "*Fluid-structure interaction of a patient-specific abdominal aortic aneurysm treated with an endovascular stent-graft*". *BioMedical Engineering OnLine* 2009, **8**:24.
- [Mor2005] Morris L, Delassus P, Callanan, "*3-D Numerical Simulation of Blood Flow through Models of the Human Aorta*", Journal of Biomechanical Engineering, 2005 127:767.
- [Mor2006] Morris L, Delassus P, Grace P, "*Effects of flat, parabolic and realistic steady flow inlet profiles on idealised and realistic stent graft fits through Abdominal Aortic Aneurysms (AAA)*", Medical engineering & physics ,2006 28:19–26.

- [Nic2012] Demanget, N., “*Analyses des performances mécaniques des endoprothèses aortiques par simulation numérique: application au traitement des anévrismes tortueux*”, Thèse de doctorat de l’école Nationale Supérieure des Mines de Saint-étienne le 4 décembre 2012.
- [Nor2004] Norman, P. E., Jamrozik, K., Lawrence-Brown, M. M., Le, M. T. Q., Spencer, C. A., Tuohy, R. J., Parsons, R. W. et Dickinson, J. A. , “*Population based randomized controlled trial on impact of screening on mortality from abdominal aortic aneurysm*”, *BMJ* 2004,329(7477):1259.
- [Nor2007] Norman, P., Powell, J., “*Abdominal aortic aneurysm the prognosis in women is worse than in men*”, *Circulation*, 2007, 115:2865–9.
- [Pel1991] Pelc N.J., Bernstein M.A., Shimakawa A., Glover G.H., “*Encoding strategies for three-direction phase-contrast MR imaging of the flow*”, *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 1991; vol. 1(4): 405-413.
- [Pha2013] Pham T., Martin C., Elefteriades J., Sun W., “*Biomechanical characterization of ascending aortic aneurysm with concomitant bicuspid aortic valve and bovine aortic arch*”, *Acta Biomaterialia*, In Press, Corrected Proof, Available online 30 April 2013.
- [Pri1992] Pries A.R., Neuhaus D. and Gaehtgenes P., “*Blood viscosity in tube flow: dependence on diameter and hematocrit*”, *Am. J. Physiol.* 1 December 1992 : 263 : pp. 1770-1778.
- [Rag1996] Raghavan M. L., Webster M.W. and Vorp D. A., “*Ex vivo biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysm : Assessment using a new mathematical model*”, *Annals of Biomedical Engineering*, 1996 : 24: pp. 573–82.
- [Rag2000] Raghavan M.L., Vor D. A., “*Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability*”, *J. of Biomechanics*, Vol. 33, Issue 4, April 2000 : pp. 475-482.
- [Rag2006] Raghavan M. L., Kratzberg. J., dDe Tolosa E. M. C., Hanaoka M. M., Walker, P. et da Silva E. S., “*Regional distribution of wall thickness and failure properties of human abdominal aortic aneurysm*”, *J. of Biomechanics*, 2006 : 39 : pp. 3010–3016.
- [Rag2009] Raghavan M. L., Hanaoka M. M., Kratzberg J. A., Higuchi M. L., da Silva E. S., “*Biomechanical failure properties and microstructural content of ruptured and unruptured abdominal aortic aneurysms*”, *J. of Biomechanics*, January 2009 : 31: 01: pp. 1-9.
- [Rag2011] Raghavan M.L., Hanaoka M.M., Kratzberg J. A., Higuchi M.L., da Silva E.S., “*Biomechanical failure properties and microstructural content of ruptured and unruptured abdominal aortic aneurysms*”, *Journal of Biomechanics*, 2 Sept 2011 : 44 : 13 : pp. 2501-2507.
- [Ree2009] Reeps C., Gee M, Maier A., Gurdan M., Eckstein H.H., Wall W. A., “*The impact of model assumptions on results of computational mechanics in abdominal aortic aneurysm*”, *Journal of Vascular Surgery* 2009 : 51: 3.
- [Rod2007] Rodriguez J.F., Ruiz C., Doblaré M. and Holzapfel G.A., “*Mechanical stresses in abdominal aortic aneurysm. Material anisotropy a parametric study*”, IX International Conference on Computational Plasticity COMPLAS IX E. Onate and D.R.J. Owen (Eds) CIMNE, Barcelona, 2007.
- [Rom2014] ROMDHANI F., HENNEBELLE F., GE M., JUILLION P., COQUET R., FONTAINE J.F., “*Methodology for the assessment of measuring uncertainties of articulated arm coordinate measuring machines*”, *Measurement Science & Technology*, 25 (125008), pp. 14pp, 2014.

- [Rib2010] Ribuot Ch., “*La pompe cardiaque, le débit cardiaque et son contrôle*”, Cours Université Joseph Fourier Année universitaire 2010/2011.
- [Ris2009] Risland, P., Alemu, Y., Einav, S., Ricotta, J., Bluestein, D., “*Abdominal aortic aneurysm risk of rupture: patient-specific FSI simulations using anisotropic model*”, *J. of Biomechanical Engineering* 2009 : 131: 03 : pp. 1001.
- [Sac2000] Sacks M. S., “*Biaxial mechanical evaluation of planar biological materials*”, *J. of Elasticity*, 2000 : 61:199–246.
- [Sal2005] Salsac A.-V., “*Evolution des contraintes hemodynamiques lors de la croissance des aneurysmes aortiques abdominaux*”, thèse soutenue l'école polytechnique, le 7 février 2005.
- [Sco2005] C.M Scotti, A. D Shkolnik, S. C Muluk, E. A Finol, “*Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysms: effects of asymmetry and wall thickness*”, *BioMedical Engineering OnLine* 2005, 4:64.
- [Sco2007] Scotti C.M., Finol E.A., “*Compliant biomechanics of abdominal aortic aneurysms: A fluid–structure interaction study*”, *Computers & Structures*, June–July 2007 : 85 : 11-14 : pp. 1097-1113.
- [Sco2008] Scotti, C.M., Jimenez, J., Muluk, S.C., Finol, E.A., “*Wall stress and flow dynamics in abdominal aortic aneurysms: finite element analysis vs. fluid–structure interaction*”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2008 : 11 : pp. 301–322.
- [Seh2008] Keum, Sehyun Shin Do-Young., “*Measurement of blood viscosity using mass-detecting*”, sensor School of Mechanical Engineering, Kyungpook National University, Taegu 702-701, South Korea, 2008.
- [Sim1998] Simon B. R., Kaufmann M. V., McAfee, M. A., Baldwin A. L., Wilson L.M., “*Identification and determination of material properties for porohyperelastic analysis of large aneurysm*”, *J. Biomech. Eng.* 1998: 120(2) : pp.188–194.
- [Sla2000] Slager C., Wentzel J., Schurbiers J., Oomen, J., Kloet J., Krams R., von Birge- len C., van der Giessen W., Serruys P. and de Feyter P., “*True 3-dimensional reconstruction of coronary arteries in patients by fusion of angiography and IVUS and its quantitative validation*”, *Circulation*, 2000 : 102 : pp.511-516.
- [Sok2002] Sokolis D.P., Boudoulas H., Karayannacos P.E., “*Assessment of the aortic stress–strain relation in uniaxial tension*”, *J. of Biomechanics*, Sept.2002 : 35 : 09 : pp.1213-1223.
- [Ste2013] Stefanov F., Delassus P., Morris L., “*Stent graft performance in the treatment of abdominal aortic aneurysms: The influence of compliance and geometry*”, *Journal of Biomechanics*, Volume 46, Issue 2, 18 January 2013, Pages 383-395.
- [Ste2014] Stefanov F., “*A haemodynamic evaluation of patient-specific bifurcated stent-graft devices for the treatment of abdominal aortic aneurysms*”, Thesis submitted for the Degree of Doctor of Philosophy, May 2014, Galway-Mayo Institute of Technology, Galway, Ireland.
- [Sun2005] Sun W. and Sacks M. , “*Finite element implementation of a generalized Fung-elastic constitutive model for planar soft tissues. Biomechanics and Modelling in Mechanobiology*, 2005 : 4: pp.190-199.
- [Swe2006] Swedenborg J. and Eriksson P. “*The intraluminal thrombus as a source of proteolytic activity*”, *Annals of the New York Academy of Sciences*, 2006 : 1085 : pp.133-8.

- [Tay2007] Tezduyar T.E., Sathe S., Cragin T., Nanna B., Conklin B.S., Pausewang J. and Schwaab M., “*Modelling of fluid–structure interactions with the space–time finite elements: Arterial fluid mechanics*”, Int. J. Numer. Meth. Fluids, 2007 : 54 : pp. 901–922.
- [Tay2008] Tezduyar T.E., Sathe S., Schwaab M. and Conklin B.S., “*Arterial fluid mechanics modeling with the stabilized space–time fluid–structure interaction technique*”, Int. J. Numer. Meth. Fluids, 2008 : 57 : pp. 601–629.
- [Tay2009] Taylor C.A., Humphrey J.D., “*Open problems in computational vascular biomechanics: Hemodynamics and arterial wall mechanics*”, Comput Methods Appl Mech Eng., 2009 : 198 : 45-46 : pp. 3514–3523.
- [Ton2011] Tong J., Cohnert T., Regitnig P., Holzapfel G.A., “*Effects of age on the elastic properties of the intraluminal thrombus and the thrombus-covered wall in abdominal aortic aneurysms: biaxial extension behavior and material modeling*”, Eur J Vasc Endovasc Surg, 2011 : 42 : pp. 207–219.
- [Ton2013] Tong J., Schriefl A.J., Cohnert T., Holzapfel G.A., “*Differences in Biomechanical Properties, Thrombus Age, Mass Fraction and Clinical Factors of Abdominal Aortic Aneurysms*”, Eur J Vasc Endovasc Surg, April 2013 : 45 : 46 : pp. 364-372.
- [Tor2004] Torii R, Oshima M, Kobayashi T, Takagi K, Tezduyar T.E., “*Computation of cardiovascular fluid–structure interactions with the DSD/SST method*”, Proceedings of the 6th World Congress on Computational Mechanics, Beijing, China, 2004.
- [Tor2009] Torii R. Oshima M., Kobayashi T., Takagi K., Tezduyar T.E., “*Fluid–structure interaction modeling of blood flow and cerebral aneurysm: Significance of artery and aneurysm shapes*”, Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering ,15 Sept. 2009 : 198 : 45-46 : pp. 3613–3621.
- [Tou2009] Toungara M. C., “*Influence du comportement mécanique des artères sur la prédiction de la rupture des anévrismes de l’aorte abdominale*”, 19ème Congrès Français de Mécanique. Marseille, 24-28 août 2009.
- [Tru2007] Truijers M., Pol J.A., SchultzeKool L.J., van Sterkenburg S.M., Fillinger M.F., Blankensteijn J.D., “*Wall stress analysis in small asymptomatic, symptomatic and ruptured abdominal aortic aneurysms*”, Eur. J. Vasc Endovasc Surg, 2007: 33 : 4: pp. 401-407.
- [Val2006] Valencia A., Solis F., “*Blood flow dynamics and arterial wall interaction in a saccular aneurysm model of the basilar artery*”, Computers and Structures, 2006 : 84 : pp. 1326–1337.
- [Van2006¹] Vande Geest J., Sacks M., and Vorp D., “*The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta*”, J. of Biomechanics, 2006 : 39(7) : pp. 1324 –1334,.
- [Van2006²] Vande Geest. J. P., Sacks M. S. , Vorp D.A. “*A planar biaxial constitutive relation for the luminal layer of intra-luminal thrombus in abdominal aortic aneurysms*”, J.of Biomechanics 2006 : 39 : 13 : pp. 2347–2354.
- [Vas2009] Vassal J.P., Avril S., Genovese K., “*Caractérisation des propriétés mécaniques d'un tronçon d'aorte par méthode inverse basée sur une mesure ex-vivo*”, 19ème Congrès Français de Mécanique. Marseille, 24-28 août 2009.
- [Ven2004] Venkatasubramaniam A. K., Fagan M. J., Mehta T B., Ray K. J. M., Kuhan G., Chetter I. C., McCollum P. T., “*A comparative study of aortic wall stress using finite element analysis for ruptured and non-ruptured abdominal aortic aneurysms*”, Eur J Vasc Endovasc Surg, 2004 : 28 : pp.168–176.

Bibliographie

- [Wan2002] Wang D.H.J., Makaroun M.S., Webster M.W., Vorp D.A., “*Effect of intraluminal thrombus on wall stress in patient-specific models of abdominal aortic aneurysm*”. J Vasc Surg 36, 2002 : pp. 598–604.
- [Wes1997] Westerweel J., “*Fundamentals of digital particle image velocimetry Measurement*”, Science. Technology. 8 (1997) 1379–1392.
- [Wol2005] Wolters, B.J.B.M., Rutten, M.C.M., Schurink, G.W.H., Kose,U. de Hart, J.,vandeVosse, F.N., “*A patient-specific computational model of fluid–structure interaction in abdominal aortic aneurysms*”, Medical Engineering & Physics 2005 : 27 : pp. 871–883.
- [Wom1955] Womersley, J.R., *Method for calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known*. Journal of Physiology, 1955. **127**: p. 553-563.
- [Zam2000] Zamir, M., *The physics of pulsatile flow*. 2000, New York: Springer-Verlag New York. 250.
- [Zan1998] Zanchi A, Stergiopoulos N, Brunner HR., Hayoz D., “*Differences in the mechanical properties of the rat carotid artery in vivo, in situ, and in vitro*”, Hypertension 1998 : 32(1) : pp. 180-185.

Annexe I : Formulation mathématique du calibrage

La méthode classique de détermination des paramètres intrinsèques est résumée ci-dessous.

- Transformations géométriques

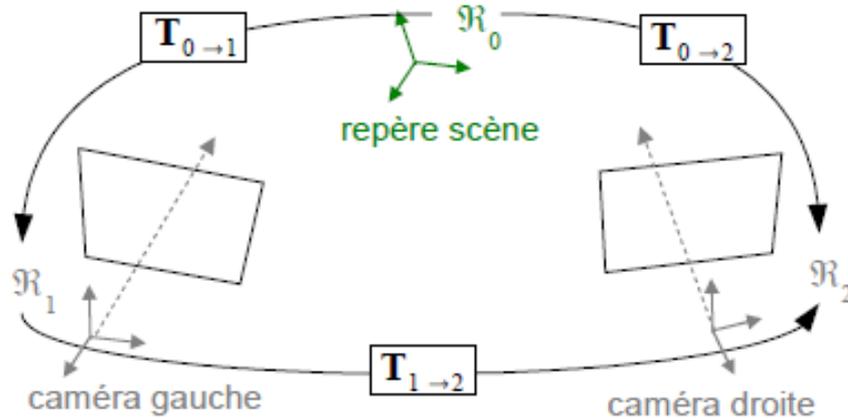


Figure A.1.1 : Géométrie du capteur

Soit un point P_0 du repère scène R_0 , les coordonnées de ce point dans le repère de la caméra gauche R_1 et respectivement dans le repère de la caméra droite R_2 sont obtenues par les expressions suivantes :

$$\begin{aligned} P_1 &= T_{0 \rightarrow 1} P_0 = T P_0 \\ P_2 &= T_{0 \rightarrow 2} P_0 = T' P_0 \end{aligned} \quad (\text{eq. I.1})$$

De même, il est possible de relier le point P_1 au point P_2 par :

$$P_2 = T_{1 \rightarrow 2} P_1 = T_{gd} P_1 \quad (\text{eq. I.2})$$

Ainsi des équations (I.1) et (I.2), nous en déduisons la matrice de passage T_{gd} du repère R_1 au repère R_2 :

$$T_{gd} = T_{0 \rightarrow 2} T_{0 \rightarrow 1}^{-1} = T' T^{-1} \quad (\text{eq. I.3})$$

La transformation $T = T_{0 \rightarrow 1}$ n'est fonction que des paramètres extrinsèques de la caméra de gauche. De même, la transformation $T' = T_{0 \rightarrow 2}$ représente les paramètres extrinsèques de la caméra de droite. Nous pouvons noter que pour la i ème vue de la mire, la transformation qui relie le référentiel de la mire à la caméra 1 et à la caméra 2 de la façon suivante :

$$T_i = \begin{pmatrix} R_i & t_i \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \text{ et } T'_i = \begin{pmatrix} R'_i & t'_i \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{eq. I.4})$$

avec les matrices de rotation R_i et les vecteurs de translation t_i .

- Les paramètres de calibrage

La mire est composée de m points et n paires d'images stéréoscopiques de la mire sont enregistrées.

Les inconnues du problème sont :

- les paramètres intrinsèques de chaque caméra, au nombre de 4, notés k et k' respectivement pour la caméra de gauche et de droite soit 8 inconnues avec $k=(u, v, \alpha u, \alpha v)$ et $k'=(u', v', \alpha' u, \alpha' v)$;
- les paramètres de distorsions, au nombre de 7 par caméra, notés d et d' respectivement pour la caméra de gauche et de droite soit 14 inconnues :

$$d = (r_1 \ r_2 \ r_3 \ d_1 \ d_2 \ p_1 \ p_2) \text{ et } d' = (r_1' \ r_2' \ r_3' \ d_1' \ d_2' \ p_1' \ p_2') ;$$

- les n matrices de passage T et T' de la caméra de gauche et la matrice de passage gauche-droite T_{gd} . Cette matrice permet d'estimer les matrices de passage de la caméra de droite en utilisant l'équation $T_i' = T_{gd} T_i$ (déduite de l'équation (1.2)) soit $6 \times n + 6$ inconnues.
- $\times m$ inconnues correspondant aux coordonnées de la mire (avec m le nombre de points utilisés pour le calibrage et communs à chacune des paires d'images).

Le vecteur inconnu des paramètres de calibrage s'écrit donc :

$$\theta = (k, d, R_i, t_i, R_{gd}, T_{gd}, P_m) \quad (\text{eq. I.5})$$

soit un total de $8 + 14 + 6n + 6 + 3m$ inconnues.

● Équations et résolution

Les équations utilisées sont les relations du modèle caméra soit $2 \times n \times m$ équations. Une fois les points de la mire extraits dans la séquence d'images, l'estimation des paramètres du modèle de la caméra est posée comme un processus de minimisation. Il faut chercher à minimiser la distance entre les points mesurés dans les images et les points calculés par le modèle du capteur. La fonctionnelle à minimiser est donc la somme des erreurs quadratiques de la caméra gauche $\delta(i,j)$ et des erreurs quadratiques de la caméra droite $\delta'(i,j)$ (équation (3.5)). L'algorithme Levenberg-Marquardt est classiquement utilisé pour résoudre ce système non linéaire. Le critère à minimiser s'écrit :

$$\min_{\theta} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (\delta(i,j) + \delta'(i,j)) \quad (\text{eq. I.6})$$

$$\text{Avec, } \delta(i,j) = \left\| p_i^j - f(k, d, R_i, t_i, P_i) \right\|^2$$

Annexe II : Nombre de Womersley

Le **nombre de Womersley** Wo est un nombre sans dimension utilisé en mécanique des fluides pour caractériser l'effet d'un écoulement pulsé avec les forces visqueuses. Ce nombre a des applications en biomécanique notamment en modélisation du flux sanguin dans les artères.

Dans la circulation humaine, il dépend de la viscosité dynamique μ du sang, de sa densité ρ , de la pulsation ω et du rayon R de l'artère. Donc,

$$Wo = R \sqrt{\frac{\rho \omega}{\mu}} \quad (\text{eq. II.1})$$

Chaque particule de sang possède son propre mouvement oscillatoire dans le segment d'artère à la pulsation ω le long de l'axe longitudinal. Ce mouvement dépend de la position de la particule sur l'axe radial de l'artère. Donc, l'équation de la solution du mouvement pour une particule de sang peut être exprimée à l'aide des équations de Navier-Stokes.

Dans le cas où le flux est laminaire et pulsatif, la pression différentielle ΔP est une fonction oscillante sous la forme :

$$\Delta P = \Delta P_0 e^{j\omega t} \quad (\text{eq. II.2})$$

où ΔP_0 représente la moyenne de la pression différentielle et ω la pulsation de la pression.

La vitesse du flux artériel s'écrit selon la définition $v = v(r, t)$ et la solution du cas pulsatif s'écrit selon l'équation :

$$v(r, \omega, t) = -j \frac{\Delta P_0}{\rho L \omega} e^{j\omega t} \left(1 - \frac{J_0(W_0 \sqrt{-j})}{J_0(W_0 \sqrt{-j})} \right) \quad (\text{eq. II.3})$$

Avec, J_0 est la fonction de Bessel d'ordre 0 qui s'exprime :

$$J_0(x) = \sum_{p=0}^{\infty} \frac{(-1)^p x^{2p}}{2^{2p} p! p!} \quad (\text{eq. II.4})$$

Annexe III : Etude expérimentale par stéréovision sur un fantôme d'AAA réaliste avec thrombus

Nous avons effectué un essai sur un modèle réaliste d'AAA avec thrombus afin de tester la faisabilité de la stéréovision. Ce modèle a été fabriqué avec la technologie de l'imprimante 3D au laboratoire GMedTech (notre partenaire irlandais) à GALWAY [Ste2014].

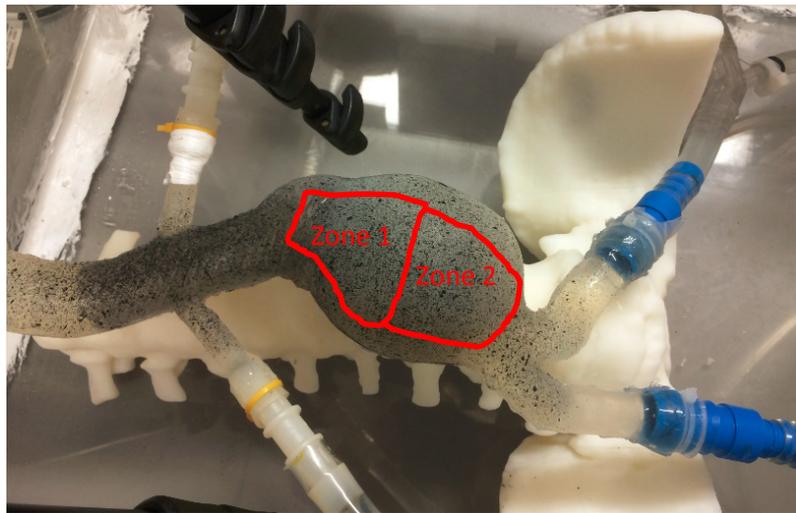


Figure A.3.1 : Fantôme réaliste avec le thrombus

La géométrie externe est la même comme celle sans thrombus. La géométrie interne avec thrombus est montrée dans la figure A.3.2.

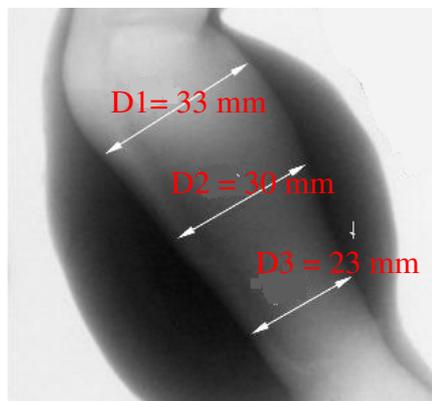


Figure A.3.2 : Géométrie de la partie de thrombus du fantôme réaliste.

Les mesures ont été effectuées sur deux zones comme indiqué dans la figure A.3.1. Nous présentons ici seulement le résultat de mesure avec une pression maximale de 120mmHg cf. figure A.3. 3. Mais comme la paroi devient très épaisse avec l'existence du thrombus, nous ne pouvons pas considérer que la déformation de la surface externe est la même que celle au sein de la paroi interne. Ainsi, c'est une limite de la stéréovision pour la mesure de la déformation sur un fantôme avec thrombus.

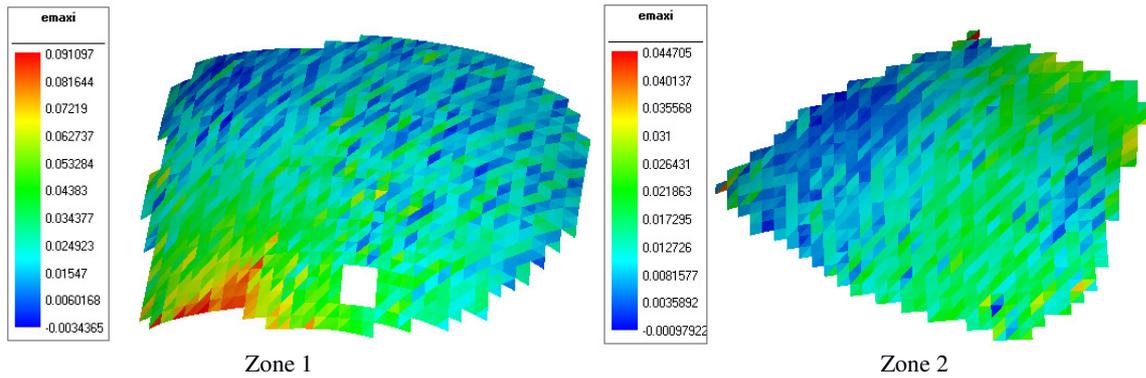


Figure A.3.3 : Champs de déformation déterminés par la stéréovision pour le fantôme réaliste avec thrombus

Selon la mesure par stéréovision, la déformation maximale des zones mesurées sur ce fantôme se situe au raccordement entre la partie saine et la partie présentant l'anévrisme. Elle est de l'ordre de 9%. La déformation de l'anévrisme est de l'ordre 3%. En comparaison des mesures avec le modèle de réaliste sans thrombus, le fantôme avec thrombus se déforme beaucoup moins avec un écart de l'ordre de 50%.