

Simulations Numériques Vasculaires, Spécifiques et Réalistes

par

Ramiro Moreno Roa

Thèse présentée dans la discipline de Radiophysique et Imagerie en Médecine
en vue de l'obtention du grade de Docteur en sciences (PhD)

UNIVERSITÉ DE TOULOUSE III - PAUL SABATIER

fait à Toulouse, le 18 octobre 2007

Composition du jury

Jacques Bittoun, Professeur
Centre Inter-Établissements de Résonance Magnétique (CIERM)
Hôpital de Bicêtre, Paris
Université Paris Sud
Rapporteur, Président du jury

Valérie Déplano, Directeur de Recherche
Équipe de Biomécanique Cardiovasculaire
IRPHE, CNRS UMR 6594
Marseille
Rapporteur

Hervé Rousseau, Professeur
Service de Radiologie, CHU de Rangueil, Toulouse
Institut de Médecine Moléculaire de Rangueil (I2MR)
INSERM U858, Équipe 10, Athérosclérose et Artériosclérose de greffe
Directeur de thèse

Franck Nicoud, Professeur
Institut de Mathématiques et Modélisation de Montpellier
CNRS - UMR 5149, Université de Montpellier II
Co-directeur de thèse

Isabelle BERRY, Professeur
Chef du Service de Médecine Nucléaire
Hôpital Rangueil (Toulouse)
Université Paul Sabatier, Toulouse III
Invitée

a mi linda familia, a mis amigos, a mi tierra

Remerciements

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance au Professeur Hervé Rousseau, pour avoir encadré et dirigé ce projet de recherche durant trois années. Je lui exprime ma profonde gratitude pour la confiance qu'il m'a accordée, pour ses compétences professionnelles et surtout pour le temps qu'il a pris pour me guider de façon toujours judicieuse dans un monde fantastique comme la Radiologie Interventionnelle. Qu'il soit assuré de mon profond respect.

Je tiens à remercier le Professeur Franck Nicoud pour son encadrement, ses conseils pertinents et la rigueur scientifique qui ont permis d'accomplir ce travail. Je le remercie également pour ses connaissances en mécanique des fluides et mathématiques en général qui ont toujours été pour moi une source d'enrichissement, ainsi que pour sa simplicité, son hospitalité, son dynamisme et sa gentillesse.

Je tiens également à remercier : Mme Valérie Déplano et le professeur Jacques Bittoun pour avoir accepté la lourde tâche de rapporter sur mon travail mais aussi pour avoir démontré un intérêt particulier pour le sujet.

Je veux dire merci au Professeur Isabelle Berry pour m'avoir fait l'honneur de faire partie de ce jury et pour avoir accepté d'examiner ce manuscrit de thèse. J'aimerais par ailleurs la remercier pour avoir eu confiance en moi il y a quelques années, quand je suis venu la voir en lui demandant mon chemin.

Je remercie aussi les manipulateurs et manipulatrices du service de Radiologie, pour leur collaboration lors de la mise en place du nouveau protocole sur l'aorte et les carotides et pour l'intérêt qu'ils ont toujours porté aux nouveaux développements présents autour de l'imagerie. Je les remercie également pour leur accueil et leur sympathie.

Je ne peux pas oublier l'immense aide quotidienne fournie par les secrétaires du service de radiologie et du service de médecine nucléaire qui m'ont toujours bien orienté.

Cette thèse aura été remplie de rencontres et d'amitiés avec de nombreux étudiants. Je tiens donc à remercier l'ensemble des stagiaires qui ont participé directement ou indirectement à la réalisation de ce travail. Un sincère remerciement aux internes que

j'ai eu l'occasion de rencontrer pendant ces dernières années, pour leur conseils leur collaboration et leur gentillesse. Je pense particulièrement à Marco Midulla, Mehdi Benaceur, Guillaume Moskovitch, Marie Agnès Marachet, Thibault Lhermusier (de la cardio) et Nathalie Nasr (de la neuro). Un grand merci à Valérie Chabert pour le temps passé autour des sujets toujours plus intéressants, au Professeur Vincent Larrue, au Docteur Florence Loubes et au Docteur Yves Glock pour m'ouvrir une brèche dans le sujet des carotides. J'ai une profonde reconnaissance pour le Docteur Jean Albert Lotterie qui m'a donné le goût des algorithmes pour le traitement des images biomédicales.

Je remercie particulièrement mes collègues et amis Louis Veunac, Shirod Jeetoo et David Gensanne, pour leur aide et leur gentillesse, mais surtout pour leur bonne humeur et les "soirées IRM" passées ensemble. Merci également à Gwenaél Herigaut pour son expérience en IRM et sa collaboration.

Je remercie également l'équipe du Cerfacs de Toulouse qui m'a aidé à intégrer l'application biomédicale dans AVBP. En particulier je tiens à remercier Simon Mendez et Olivier Vermorel pour leur amitié, leurs conseils avisés en calcul numérique et leur patience.

J'aimerais finalement remercier Aude Xavier pour son soutien, son courage et son amour. Elle et toute la famille Xavier m'ont donné l'envie d'avancer toujours un peu plus. Je leur dédie ce travail ainsi qu'à mon père qui m'a appris à créer ce qui n'existait pas, à la foi de ma mère, à mes sœurs et à mes enfants, Thomas, Martin et Esteban, qui représentent pour moi la joie de la vie.

Table des matières

Table des matières	ix
Résumé	1
Abstract	3
Introduction générale	7
Présentation de la problématique	7
Objectif de l'étude	8
Organisation du manuscrit	8
1 État de l'art	11
Introduction	11
1.1 Aorte thoracique	12
1.1.1 Notions d'anatomie	12
1.1.2 La paroi vasculaire	12
1.2 La dissection aortique	15
1.2.1 Étiologie	15
1.2.2 La prise en charge	16
1.3 Imagerie du cœur et des vaisseaux	17
1.3.1 Angioscanner	18
1.3.2 Angiographie par Résonance Magnétique (ARM)	18
1.3.3 Angiographie conventionnelle	20
1.4 Mesure du flux sanguin aortique : existe-t-il un "gold standard" ?	21
1.4.1 Échographie par effet doppler	21
1.4.2 Velocimétrie par contraste de phase	22
1.5 Biomécanique et CFD	23
1.5.1 Biomécanique de la paroi vasculaire	24
1.5.2 Étude expérimental	26

1.5.3	Méthode Analytique et méthode Numérique	28
1.5.4	CFD & Imagerie	31
	Conclusion	32
2	Protocole d'imagerie	35
	Introduction	35
2.1	Protocole clinique	36
2.1.1	Choix des antennes	36
2.1.2	Séquences classiques	40
2.2	Nouveau Protocole	41
2.2.1	Optimisation des séquences	42
2.2.2	Séquence destinée à extraire la géométrie native	45
2.2.3	Séquence destinée à suivre la dynamique de la paroi	47
2.2.4	Séquence destinée à mesurer le flux sanguin	51
	Conclusion	53
3	Traitement des Images Médicales	55
	Introduction	55
3.1	Description de la chaîne de traitements	55
3.1.1	Maillons de la chaîne	56
3.1.2	Présentations des Logiciels	56
3.2	Filtrage des images	60
3.2.1	Filtre Gaussien	61
3.2.2	Filtre de <i>Flou Selectif</i>	62
3.2.3	Filtre par diffusion anisotrope	65
3.3	Extraction de la géométrie " <i>native</i> "	69
3.3.1	Méthode de segmentation par Level Set	70
3.3.2	Méthode de segmentation par seuillage et proche voisin	74
3.4	Déplacement de la géométrie	78
3.4.1	Principe de déformation	79
3.4.2	Méthode de déformations non-linéaires	81
3.5	Flux artériels, ajustement et correction	89
	Conclusion	94
4	Mécanique des Fluides Numérique	97
	Introduction	97
4.1	Matériels et méthodes	98
4.1.1	Présentation des programmes	98

4.1.2	Structure des fichiers et évolution d'un calcul	100
4.1.3	Entre calcul et réalité	100
4.1.4	Montage expérimental : modèle d'AAT	106
4.2	Résultats sur un modèle d'AAT	108
4.3	Résultats Cliniques	116
4.3.1	Étude sur une bifurcation carotidienne	116
4.3.2	Cadre Aorte Thoracique	119
Conclusion générale		131
	Conclusions	131
	Limitations et Perspectives	133
Liste des figures		135
Bibliographie		147

Résumé

Ce travail fait suite aux interrogations soulevées par la médecine interventionnelle concernant la prise en charge des pathologies de la paroi artérielle (anévrisme, dissection, coarctation, athérosclérose). En effet, les cliniciens cherchent actuellement un outil suffisamment robuste et intuitif pour prévoir les conséquences du geste médical.

Une approche numérique, notamment de type Mécanique des Fluides Numériques (MFN), peut répondre aux questions posées avec une imagerie fonctionnelle de type biomécanique, à condition d'être intégrée à la fois en pratique clinique et en développement technologique.

L'originalité de ce travail est centrée sur la façon comment est imposée la position de la paroi dans le domaine discret. Les simulations hémodynamiques réalisées à ce jour ont beaucoup de mal à décrire une loi de comportement pour la paroi artérielle. Nous proposons d'opter plutôt pour un modèle non-couplé, fluide / structure, imposant au code de calcul, à chaque instant, la position de la paroi basée sur l'imagerie médicale dynamique. Un nouveau protocole d'IRM est à la base des conditions imposées aux calculs numériques.

La preuve du concept est donnée à travers quelques applications in-vitro et in-vivo. Une étude clinique permet de donner la preuve de faisabilité pour les cas de patients ayant un contrôle de Stent-Graft aortique.

Ce projet de recherche compte propulser la médecine moderne vers une meilleure connaissance de la pathologie vasculaire et des moyens techniques pour sa prise en charge.

Abstract

This work is a response to the queries raised by interventional medicine concerning the taking in charge of the arterial wall's pathologies (aneurysm, dissection, coarctation, atherosclerosis). Indeed, clinicians are currently looking forward for a sufficiently robust and intuitive tool to forecast the consequences of therapeutic interventions.

A numerical approach, in particular, Computational Fluid Dynamics (CFD), can answer to the interrogations put forward by biomechanical functional imaging, provided it is integrated to both clinical routine and to technological development.

The originality of this work is focused on the way how the position of the wall is set in the discrete field. The hemodynamic simulations carried out up to now can hardly describe the behaviour for the arterial wall. We propose to choose a non-coupled, fluid / structure model, which will impose at each time step of the CFD code, the position of the wall based on the dynamic medical imaging. A new MRI protocol is at the heart of the conditions imposed to the numerical calculations.

The validation of this concept is averred through some in-vitro and in-vivo applications. A clinical study enabled to realise the feasibility in the case of patients having an Aortic Stent-Graft control.

This research project intends to drive modern medicine towards a better knowledge of vascular pathologies and innovative technical means to handle them.

Abréviations

- MFN, mécanique des fluides numérique
- IRM, imagerie par résonance magnétique
- RMN, résonance magnétique nucléaire
- CL, conditions limites
- AAA, anévrisme de l'aorte abdominale
- AAT, anévrisme de l'aorte thoracique
- TABC, tronc artériel brachiocephalique
- LEI, limitante élastique interne
- LEE, limitante élastique externe
- VG, ventricule gauche
- TDM, tomographie par densitométrie
- VENC, vitesse d'encodage
- VAD, ventricular assist device (Thoratec)
- ALE, algebraic lagrangian eulerian (formulation)
- CFD, computational fluid dynamics (MFN)
- HPC, high performance computing
- FID, free induction decay (signal RMN)
- MIP, maximum intensity projection

Introduction générale

Présentation de la problématique

La mécanique des fluides est un champ disciplinaire où le recours à l'image a été constant. Léonard de Vinci se servait déjà du dessin pour décrire un phénomène comme la turbulence, dont la complexité n'a permis des descriptions que bien plus tard. Les mécaniciens des fluides ont longtemps employé l'image de façon annexe, pour compléter les mesures de champ de vitesse ou de pression dans les écoulements. Mais les dernières décennies ont connu une explosion technologique et l'image est utilisée aujourd'hui de façon quantitative comme support premier d'un projet de recherche.

Ce travail fait suite à des interrogations soulevées par la médecine interventionnelle concernant la prise en charge des pathologies de la paroi artérielle (anévrisme, dissection, coarctation, athérosclérose). En effet, les cliniciens cherchent actuellement un outil suffisamment robuste et intuitif pour prévoir les conséquences du geste médical. Concernant la prise en charge, deux procédures sont utilisées à ce jour : la chirurgie ou le traitement endovasculaire.

Ce travail propose une méthode qui se sert de l'imagerie en médecine pour paramétrer un modèle vasculaire numérique, réaliste et patient-spécifique, basé sur la **mécanique des fluides numérique** (MFN). Cette combinaison donne accès à un nouveau type d'imagerie quantitative (fonctionnelle) où plusieurs grandeurs physiques intéressant la paroi artérielle peuvent être analysées en trois dimensions.

Les procédures endovasculaires ont leurs avantages et leurs inconvénients, face à la chirurgie. Il est admis que la mortalité post-opératoire est inférieure après la mise en place d'une endoprothèse. Cependant le traitement chirurgical garde l'avantage d'être une technique dont on sait que les résultats sont durables (survie de plusieurs décennies) et avec laquelle le risque de rupture secondaire est exclu, puisque l'anévrisme a été retiré. Dans le cas du traitement par endoprothèse le patient doit s'astreindre à des contrôles réguliers (scanner ou IRM), car il existe un risque non négligeable d'"endofuites" qui, dans un très faible pourcentage, peuvent conduire à la rupture malgré le traitement. Depuis les premières implantations en 1991 [1], le traitement

par endoprothèse, ou **Stent-Graft**, ne cesse d'évoluer cherchant à optimiser la procédure. Les médecins s'interrogent donc sur l'avenir de cette technique et les ingénieurs biomécaniciens, sur les matériaux et le design les plus adaptés.

Objectif de l'étude

Une approche numérique peut répondre aux questions posées, à condition d'être intégrée à la fois en pratique clinique et en développement technologique.

De nombreuses études se servent de la MFN pour répondre à ce sujet. Elles ont développé des modèles théoriques et expérimentaux, et leurs travaux sont disponibles dans la littérature spécialisée. Mais les méthodes utilisées ne sont pas encore au point pour représenter la réalité physiologique de façon significative, tenant compte des contraintes temporelles retrouvées en pratique clinique. Les objectifs de ce travail de thèse sont les suivants :

- Il faut intégrer la MFN dans le protocole d'imagerie qui sert de contrôle post-opératoire, pour qu'elle puisse travailler sur des données réalistes (géométrie et hémodynamique).
- Il faut préparer les méthodes de post-traitement des images pour tirer le meilleur profit de chaque protocole d'imagerie en fonction des avancées technologiques des nouveaux appareils.
- Il faut limiter les erreurs sur le déplacement de la paroi dans le domaine discret. Proposer une méthode non linéaire au lieu de coupler la MFN avec une loi de comportement pour la paroi, semble être la meilleure solution.
- Il faut proposer une méthode numérique qui utilise des modèles mathématiques adaptés aux applications biomédicales, pour imposer correctement les conditions initiales aux algorithmes de calcul pour la MFN.
- Finalement, il faut que toutes les parties puissent être assemblées pour donner un résultat robuste et significatif de la réalité modélisée.

L'héritage industriel, en matière d'optimisation des systèmes, apporte dans ce projet son expertise à travers la MFN. Ce travail de doctorat cherche à propulser la médecine moderne vers une meilleure connaissance de la pathologie vasculaire.

Organisation du manuscrit

Ce manuscrit s'articule autour de quatre axes principaux.

Le premier chapitre fait un état de l'art autour de la pathologie artérielle et ses différentes techniques diagnostiques disponibles à travers l'imagerie. Il décrit la dis-

section aortique comme étant la pathologie la plus complexe en termes biomécaniques et donne certaines références bibliographiques sur l'étude de cette maladie de la paroi. Cet état de l'art se complète avec la description des avantages apportés par les nouvelles technologies en imagerie et les nouvelles possibilités données par la MFN à travers les protocoles d'imagerie par résonance magnétique (IRM).

Le deuxième chapitre amène le lecteur à se concentrer uniquement sur le protocole d'IRM clinique utilisé actuellement lors du contrôle d'une procédure par endoprothèse vasculaire. Il décrit le principe physique du recueil du signal de résonance magnétique nucléaire (RMN) à travers les antennes dédiées et explique comment il est possible d'optimiser la qualité des images reconstruites. Il présente l'avantage de re-formuler le protocole clinique pour qu'il soit à la fois utile pour le radiologue diagnosticien et pour le développement des applications en MFN. Il nous a permis de proposer un nouveau protocole qui préserve le matériel diagnostique de base, l'ergonomie du patient et qui a une valeur ajoutée pour les applications numériques. Cette partie aboutit sur des possibles solutions en terme d'optimisation de séquences dans le domaine de l'imagerie cardiovasculaire rapide à haute définition.

Un chapitre central vient ensuite avec l'introduction d'un concept de chaîne de traitement, où sont impliquées toutes les parties d'un processus d'obtention, de préparation et d'exploitation des données issues du nouveau protocole. En particulier il explique le passage de l'IRM vers le domaine numérique, à travers l'extraction de la géométrie vasculaire. Une technique de segmentations par la méthode Level Set en 3D et alors proposée et développée par les algorithmes codés au laboratoire. Une nouvelle méthode de déformations non-linéaires est aussi présentée pour la première fois comme une solution à un problème d'interaction fluide / structure. Elle permet à présent la reconstruction d'un domaine numérique (maillage) qui suit exactement le déplacement de la paroi vasculaire évitant de faire des erreurs sur sa rhéologie. Les traitements sur les données de vélocimétrie par contraste de phase concluent cette partie du manuscrit avec un ensemble de conditions limites (CL) qui sera nécessaire à l'application du problème en MFN.

En dernière partie et comme preuve de faisabilité des techniques et méthodes citées plus haut, plusieurs exemples d'application sont présentés. Tout d'abord sera exposé un modèle physiologique simplifié d'un anévrisme de l'aorte thoracique (AAT). Ce modèle expérimental reprend le modèle de Windkessel et démontre qu'il est possible de faire un calcul non couplé à partir de la méthode de déformation qui est proposée dans ce document. Un modèle in-vivo sur une bifurcation carotidienne illustrera les possibilités de cette méthode dans l'étude de la plaque d'athérome. Enfin, les premières applications de la méthode sur l'aorte thoracique donnent la voie vers l'analyse

des pathologies de la paroi et ouvrent l'étude sur l'optimisation des prothèses endovasculaires. Pour cette dernière partie nous allons présenter les calculs sur deux patients avec une endoprothèse aortique.

Chapitre 1

État de l'art

Introduction

Nombreuses sont les équipes qui, dans le monde, se sont depuis l'antiquité intéressées à la circulation du sang et au système cardiovasculaire. Ainsi, Jean-Louis-Marie Poiseuille (1797-1869), médecin français auquel on doit différents mémoires sur le cœur et la circulation du sang dans les vaisseaux (l'hémodynamique), a établi en 1844 - à travers son ouvrage "Le mouvement des liquides dans les tubes de petits diamètres" - les lois de l'écoulement laminaire des fluides visqueux dans les tuyaux cylindriques. Par ailleurs, Osborne Reynolds (1842-1912), ingénieur et physicien Irlandais, fit d'importantes contributions à l'hydrodynamique et à la dynamique des fluides, la plus notable étant l'introduction du nombre de Reynolds en 1883, nombre sans dimension qui caractérise le régime d'un écoulement. Et si la médecine reste toujours en constante évolution, c'est parce qu'elle s'est toujours donné les moyens scientifiques pour travailler avec tout l'éventail des dernières avancées technologiques. Chaque jour les défis sont déplacés et de nouvelles perspectives sont mises sur la table de travail.

Après une brève présentation de l'anatomie de l'aorte thoracique et de l'organisation structurelle de sa paroi vasculaire, nous insisterons sur la description des pathologies liées à cette artère, en particulier la dissection de l'aorte thoracique qui sera suivie des différents types de prise en charge pour ces patients. Finalement, la présentation des différentes techniques disponibles en imagerie pour le diagnostic et le traitement (interventionnel) aura pour but d'essayer de montrer pourquoi le couplage imagerie / calcul numérique est nécessaire pour optimiser le geste médical et le design des prothèses endovasculaires. Pour ne pas surcharger le sujet, certains thèmes ne seront pas développés et le lecteur sera donc invité à suivre les références citées s'il veut aller plus loin dans le détail d'un thème en particulier.

1.1 Aorte thoracique

L'aorte est la plus grande artère du corps. Elle part du ventricule gauche du cœur et assure la vascularisation artérielle (sang oxygéné) de à tout le corps. Elle possède des propriétés biomécaniques qui dépendent des caractéristiques structurelles de sa paroi. Différentes pathologies peuvent concerner ce vaisseau, d'ordre génétique par défaut du tissu élastique, ou liées à la dégénérescence pariétale essentiellement due à l'hypertension artérielle essentielle ou l'athérosclérose [2,3]

1.1.1 Notions d'anatomie

L'aorte thoracique s'étend de l'orifice du ventricule gauche à la base du cœur jusqu'à la traversée diaphragmatique. Trois segments sont décrits (Fig. 1.1) :

- Le segment I ou aorte ascendante chemine dans le médiastin antérieur depuis le ventricule gauche jusqu'à la ligne de réflexion péricardique au voisinage du tronc artériel brachiocéphalique (TABC). Sa partie initiale ou segment 0 (sinus de Valsalva) est parfois distinguée en raison de ses particularités cliniques et thérapeutiques ;
- Le segment II, aorte transverse ou arche aortique chemine d'avant en arrière dans le médiastin supérieur et donne naissance aux troncs supra aortiques (Le TABC, l'artère carotide commune et l'artère sous clavière gauche ;
- Le segment III ou aorte descendante chemine dans le médiastin postérieur et se poursuit jusqu'au hiatus diaphragmatique ;

La jonction entre l'arche aortique (portion mobile) et l'aorte descendante (portion relativement fixe) s'appelle 'isthme aortique' et représente le lieu de prédilection des ruptures traumatiques de l'aorte et des dissections de type B.

1.1.2 La paroi vasculaire

Le comportement mécanique du réseau vasculaire est régi par des propriétés physiques qui sont plus difficiles à appréhender que celles de simples tuyaux. En effet, les vaisseaux sanguins sont vivants, ils changent constamment de taille, non seulement de façon passive avec les changements de pression sanguine, mais aussi de façon active par l'activation des cellules musculaires lisses de leur paroi. De plus au cours de la croissance, du vieillissement et dans de nombreuses situations pathologiques, la composition et la structure histologique des vaisseaux sont modifiées et en conséquence, leur comportement mécanique est différent.

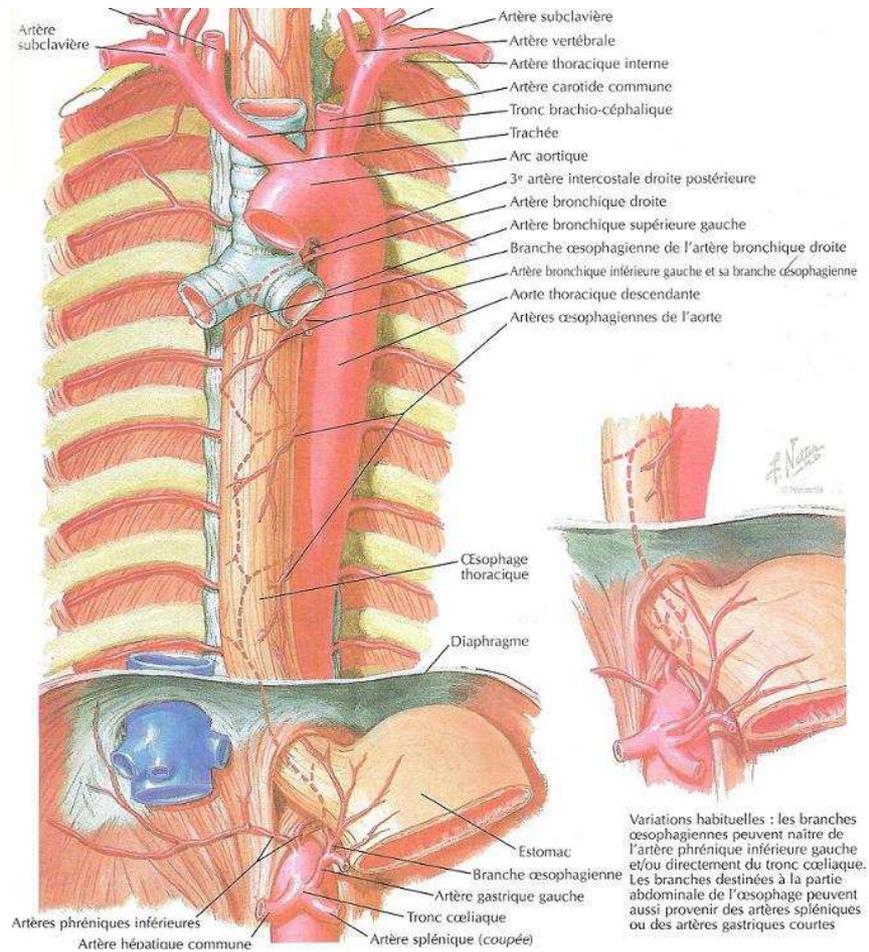


FIGURE 1.1 – Atlas de l'Aorte Thoracique

La paroi artérielle est constituée de plusieurs tuniques, disposées de manière concentrique de la lumière vers la périphérie de l'artère (Fig. 1.2). Ces tuniques sont l'intima, la media et l'adventice. L'intima peu épaisse, est constituée d'une couche de cellules endothéliales et d'une couche de cellules musculaires lisses vasculaires. Elle est séparée de la media par une lame élastique épaisse, la limitante élastique interne (LEI). La media des artères élastiques présente une apposition concentrique de lamelles élastiques circulaires, qui peut aller jusqu'à 40 couches dans l'aorte. La média est séparée de l'adventice par une lame élastique épaisse, la limitante élastique externe (LEE). C'est l'organisation générale tridimensionnelle des éléments distensibles, comme l'élastine et les cellules musculaires lisses vasculaires, avec des éléments rigides, comme le

collagène, qui confère à la paroi vasculaire ses propriétés élastiques.

La compliance de la partie proximale de l'aorte sert de transducteur d'énergie. L'énergie développée par le ventricule gauche (VG) pendant la systole est stockée dans la paroi artérielle sous forme de déformation élastique, puis restituée à la colonne sanguine pendant la diastole. D'un point de vue hémodynamique, toute perte de compliance artérielle est équivalente à une surcharge de pression dans le VG. A cette dépense d'énergie s'ajoute celle occasionnée par la viscosité artérielle. En effet la déformation de la paroi artérielle est en partie visqueuse, entraînant un amortissement de la pression le long de l'arbre artériel qui se traduit par une dissipation d'énergie. Les propriétés mécaniques et géométriques de la paroi artérielle conditionnent donc l'efficacité du couplage cœur - vaisseaux.

Les facteurs d'augmentation de la rigidité artérielle seront nombreux et incluent, parmi les plus importants, le vieillissement, le sexe masculin, les antécédents familiaux de diabète et d'infarctus, l'hypertension artérielle, le tabac, la sédentarité et une alimentation riche en graisses. Un mécanisme bien accepté à l'heure actuelle est qu'une rigidité artérielle excessive entraîne un retour anormalement précoce des ondes réfléchies en fin de systole. Ceci augmente la pression au niveau de l'aorte ascendante, réduisant la fraction d'éjection et augmente la consommation d'oxygène du myocarde. La rigidité artérielle est un facteur 'intégrateur' des lésions d'athérosclérose au niveau cérébrovasculaire et constitue un facteur de risque cardiovasculaire indépendant.

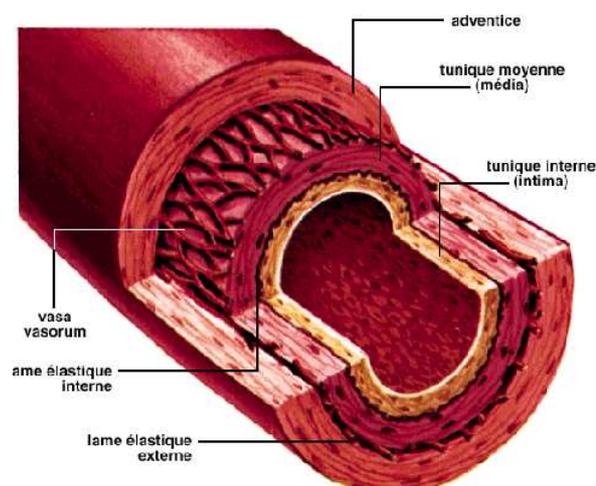


FIGURE 1.2 – Feuilletts composants la paroi artérielle

1.2 La dissection aortique

La dissection aortique est l'urgence aortique non traumatique la plus fréquente. Son incidence est estimée entre 10 et 20 cas par million d'habitants et par an. En dehors de tout traitement, le pronostic d'une dissection est grave avec près de 75% de décès à 48h [4].

1.2.1 Étiologie

Le facteur favorisant la maladie est une fragilité anormale de la média. Celle-ci peut être favorisée par l'hypertension et l'âge ou par une dégénérescence kystique de la média chez les patients présentant une anomalie du collagène, type maladie de Marfan ou d'Ehlers-Danlos. Le facteur déclenchant de la dissection est la plaie intimale provoquant la pénétration de sang dans la média avec clivage de celle-ci au niveau de son tiers interne. Les deux chenaux aortiques sont séparés par la membrane intimale appelée flap intimal. La progression de la dissection peut se faire de manière antérograde ou rétrograde. Le flux circulant dans l'aorte va produire d'autres plaies intimales qui permettent au sang de circuler d'un chenal à l'autre. En fonction du sens de circulation du flux dans ces orifices, on les appelle orifices de sortie du faux vers le vrai chenal, ou de réentrée du vrai vers le faux chenal. L'orifice d'entrée peut être situé sur toutes les portions de l'aorte thoracique et abdominale, mais il siège le plus souvent au niveau du bord externe de la première portion de l'aorte ascendante au-dessus des valves aortiques (type A de Stanford) ou au niveau de l'aorte descendante (type B de Stanford) en particulier en regard de l'isthme aortique. L'extension de ce clivage de la paroi peut se faire dans le sens du flux (antérograde) ou à contre courant (rétrograde). La présentation clinique et la gravité dépendent du site de la porte d'entrée et de l'extension aux collatérales aortiques. Les collatérales aortiques peuvent être obstruées selon deux mécanismes, statique ou dynamique.

- Dans le mécanisme statique, le flap intimal s'étend à la collatérale dont la vraie lumière est comprimée par la fausse lumière.
- Dans le cadre d'un mécanisme dynamique, c'est le prolapsus du flap intimal aortique contre l'origine d'une collatérale qui peut entraîner son obstruction.

La classification de Stanford permet ainsi de séparer les différents types de dissection selon le site lésé, elle guide l'attitude thérapeutique



FIGURE 1.3 – Endoprothèse recouverte (stent-graft) déployée dans l'aorte thoracique

1.2.2 La prise en charge

À la phase aiguë, l'évolution peut se faire vers la rupture du faux chenal, soit au niveau de la cavité péricardique, représentant la cause de décès la plus fréquente (70% des cas), soit au niveau de la cavité pleurale. Les dissections de type A bénéficient d'un traitement chirurgical en urgence de type remplacement prothétique simple du segment I ou par la technique de Bentall (tube aortique valvé avec réimplantation des coronaires). Les dissections de type B peuvent bénéficier soit d'un traitement médical, d'une chirurgie ou bien de la mise en place d'une endoprothèse couverte (Stent-Graft) en fonction des signes cliniques et des complications (Fig.1.3) . En cas de malperfusion vicérale à côté des traitements chirurgicaux, les techniques endovasculaires de revascularisation se sont développées et sont maintenant en première ligne du fait de leur meilleure tolérance dans le contexte. Les différentes techniques endovasculaires sont :

- La fenestration : le principe est de créer un orifice distal de communication large entre les deux chenaux qui permettra de lever la pression du faux chenal, de décompresser le vrai, donc de lever l'ischémie liée au mécanisme dynamique [5].
- Le stenting de l'aorte ou des artères concernées par la malperfusion, réalisé seul ou en complément d'une fenestration.
- La pose d'une endoprothèse couverte, rarement réalisée en urgence pour une malperfusion, est indiquée en urgence surtout en cas de signe d'évolutivité ou de rupture du faux chenal. En cas de dissection subaiguë ou chronique, le traite-

localisation	endovascular			chirurgical		
	2004	2005	%	2004	2005	%
AAA	2,560	3,769	47%	14,380	13,257	-8%
Aorto-Iliac	22,141	23,971	8%	11,986	10,606	-11%
Carotid	3,242	4,362	34%	21,013	19,495	-7%
Fem-Pop	24,851	28,195	13%	17,295	15,101	-13%
Thoracic	645	939	45%	1,525	1,321	-13%
Overall	53,439	61,236	14%	66,199	59,780	-10%
Source : BIBA Estimates based on EVEM Panel Data & other BIBA Research Q3 2005 Total Western Europe						

TABLEAU 1.1 – Chirurgie et Endoprothèse : évolution des procédures entre 2004 et 2005

ment par endoprothèse couverte peut être proposé après une parfaite évaluation anatomique.

Les thérapeutiques interventionnelles précoces ont permis d'améliorer de manière très sensible l'évolution des dissections. Un court aperçu des chiffres du tableau 1.1 en constante progression montrent que le traitement par Stent Graft est de plus en plus utilisé. Les examens annuels de contrôle par IRM ou angioscanner sont proposés, avec une prédilection pour l'IRM car non irradiante et non néphrotoxique.

1.3 Imagerie du cœur et des vaisseaux

Depuis les années 1920 avec l'avènement de l'artériographie, l'imagerie des artères périphériques est longtemps restée du domaine de l'invasif. Il a fallu attendre les années soixante-dix pour voir éclore avec le Doppler continu les méthodes d'exploration non invasives. Depuis, grâce aux progrès techniques, ces méthodes se sont développées, offrant ainsi aux praticiens des possibilités d'exploration précises, reproductibles et faciles à mettre en œuvre en pratique clinique. Bien sûr, en matière d'explorations vasculaires, la clinique reste la pierre angulaire de l'évaluation des patients. Pour autant les possibilités offertes par l'imagerie moderne conduisent à repenser les stratégies d'explorations dans tous les territoires. Aujourd'hui les méthodes d'exploration non invasives des vaisseaux font essentiellement référence aux ultrasons, au scanner et à la résonance magnétique. Leur utilisation s'est vue enrichie de nouvelles indications, dépistage de formes symptomatiques et contribution à l'évaluation du risque cardiovasculaire en particulier.

1.3.1 Angioscanner

La tomодensitométrie multibarrette a singulièrement amélioré les performances du scanner et permet actuellement l'exploration de la majorité des artères et de l'aorte [6]. L'association d'émetteurs comportant plusieurs barrettes (16,40,64) placées en parallèle permet l'acquisition de plusieurs coupes en une seule rotation. La dose d'irradiation nécessaire reste un point critique même si elle n'excède pas celle d'une angiographie conventionnelle [7].

C'est la méthode actuellement la plus utilisée pour faire le diagnostic de dissection : 61% des examens de première intention dans l'étude de l'IRAD (International Registry of Acute Aortic Dissection) [8]. Ses performances sont excellentes pour le diagnostic positif et l'étude de l'extension des dissections (section 1.2) en rapport avec sa bonne résolution et son volume d'acquisition. Actuellement, le scanner permet, dans tous les cas, de poser l'indication thérapeutique et sert de référence initiale pour le suivi. [9].

Une nouvelle génération est proposée pour le scanner avec l'arrivée du scanner avec double tube (*DualTube*) (Fig.1.4). Les possibilités de faire des acquisitions de qualité avec des résolutions temporelles constantes voisines de 80 ms ouvrent la voie vers l'imagerie cardiaque haute résolution [10]. L'application d'une acquisition à double énergie est plus spécifique et permet de différencier les structures, en particulier en *Imagerie de la plaque* pour l'athérosclérose [11].

1.3.2 Angiographie par Résonance Magnétique (ARM)

L'IRM de l'aorte thoracique est une méthode d'analyse simple et fiable. Du fait de son caractère non invasif, elle est la référence pour le suivi évolutif (pas de néphrotoxicité, pas de radiation ionisante). Pour le diagnostic des maladies de la paroi aortique, son utilisation est variable selon les centres. Plusieurs types de séquences sont disponibles. Les examens en mode *ciné* ont un intérêt particulier pour l'étude cardiovasculaire. Les séquences citées ci-dessous sont les plus utilisées en clinique classique et seront décrites brièvement dans la section 2.1.2.

- La séquence SSFP Single-Shot
- La séquence mono-coupe Turbo Spin Echo T1
- La séquence en écho de gradient T2 haute résolution
- La séquence à effet angiographique (ARM 3D)
- La séquences cinétiques (SSFP multi shot)
- La séquences dynamiques (ARM 2D)

Les artéfacts d'origine métallique peuvent gêner la visualisation de petits vaisseaux collatéraux (clips chirurgicaux) ou l'analyse de l'aorte (présence d'une endoprothèse).

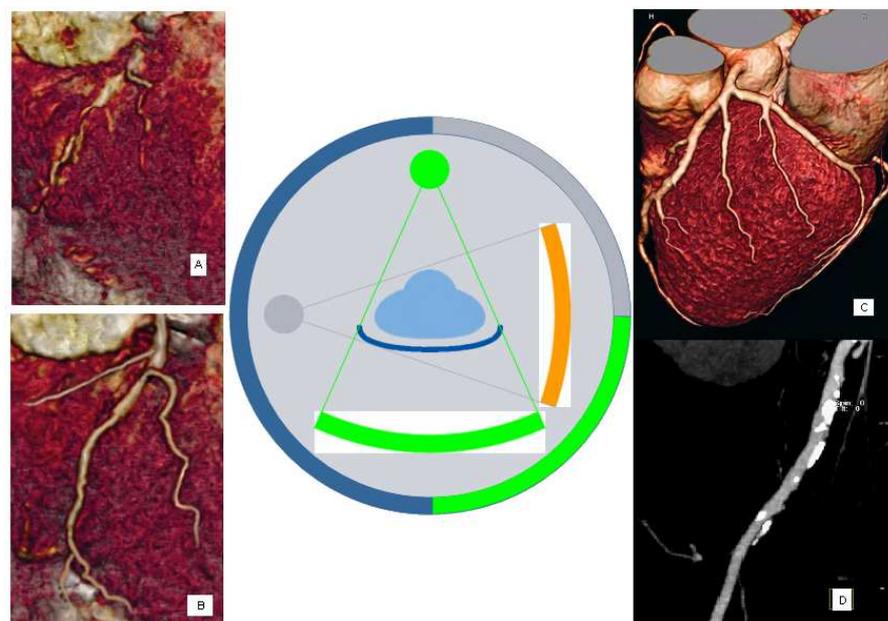


FIGURE 1.4 – Scanner DualTube, acquisition simple (A) et double source (B). Imagerie cardiaque, reconstruction des coronaires (C). Imagerie de la plaque avec double énergie (sélective)(D).

Les artéfacts cinétiques sont présents en cas de synchronisation mal réglée, d'arythmie ou d'apnée imparfaite. Les limites tiennent aux difficultés d'exploration et de surveillance des patients instables (champ magnétique et taille de l'anneau restant peu compatibles avec l'utilisation des systèmes de monitoring continu) et au nombre restreint de machines installées. L'IRM de l'aorte thoracique est une méthode d'analyse simple et fiable. Du fait de son caractère non invasif, elle est la référence pour le suivi évolutif. Pour le diagnostic des maladies de la paroi aortique, son utilisation est variable selon les centres. Elle souffre, par rapport à la TDM multidétecteurs, de la durée relative de l'installation du patient et de la réalisation de l'examen, de sa sensibilité aux artéfacts métalliques et surtout, de sa résolution spatiale inférieure.

Les performances de l'IRM, pour le diagnostic de dissection, sont excellentes avec une sensibilité et une spécificité proches de 100%. L'étude avec l'agent de contraste permet de contrôler l'endoprothèse. Le gadolinium, contrairement aux produits de contraste iodés, n'a en général pas de néphrotoxicité, même si des cas exceptionnels ont été décrits [12]. En revanche, l'ARM reste de réalisation difficile chez les patients intubés et ventilés, mais elle présente de rares contre-indications.

1.3.3 Angiographie conventionnelle

Cet examen est resté pendant longtemps l'examen de référence pour le diagnostic des maladies aortiques. Il garde une place importante dans le bilan pré-thérapeutique. L'angiographie reste le moyen de guidage essentiel des procédures interventionnelles aortiques (stent-grafts, fenestration). Des séries d'angiographie globale sont obtenues à l'aide d'une sonde multiperforée positionnée au niveau de l'aorte sus-sigmoïdienne. Les séries sont réalisées en oblique antérieur gauche, de face et en oblique antérieur droit. La cadence des images doit être supérieure à 3 images/seconde. Dans le bilan pré-implantation d'une endoprothèse, un cathéter gradué permet de fiabiliser les mesures de longueur (Fig. 4.11(b)). Elle n'est proposée que, lorsqu'un traitement en-



FIGURE 1.5 – Angiographie avant l'introduction d'une prothèse aortique. Crosse aortique avec une dissection aortique de type B.

dovasculaire est envisagé, pour réalimenter le vrai chenal aortique ou des collatérales aortiques par endoprothèse ou fenestration [13]. L'imagerie rotationnelle 3D par capteur plan (figure 1.6) révolutionne à nouveau le monde de l'imagerie angiographique et de la radiologie interventionnelle. La rotation, autour du patient, d'un bras (*C arm*) muni d'un capteur plan, permet d'obtenir des reconstruction en 3D avec une résolution et une qualité exceptionnelles.

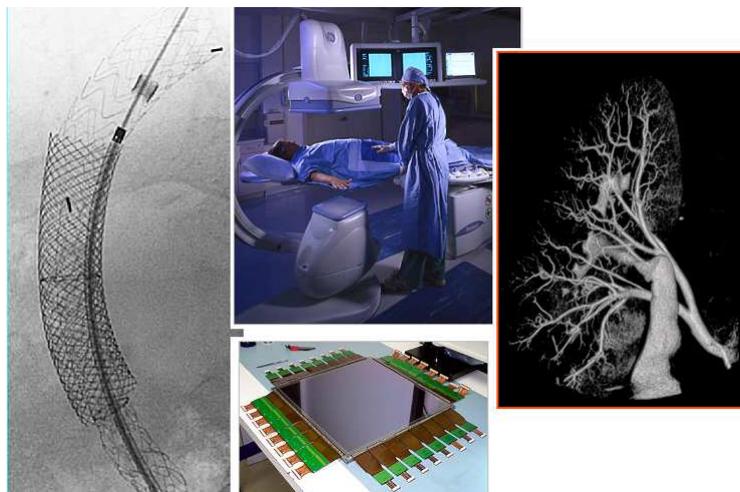


FIGURE 1.6 – Angiographie par capteur plan et angiographie 3D rotationnelle (Tiré de CIRSE 2004, Barcelona, Spain, Annual meeting and postgraduate course of the Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe)

1.4 Mesure du flux sanguin aortique : existe-t-il un "gold standard" ?

Les deux grandes techniques utilisées pour mesurer l'hémodynamique artérielle sont l'échographie par effet doppler et la vélocimétrie par contraste de phase en IRM. La première est la plus répandue, la plus robuste, elle correspond à l'indication initiale chez le sujet athéromateux et elle est la plus accessible. La deuxième est utilisée à l'heure actuelle à des fins diagnostiques précis comme c'est le cas de l'étude de la fonction cardiaque (flux mitral, % régurgitation, ejection systolique, etc..).

Bien que l'échographie reste le 'gold standard' en vélocimétrie, chacune a ses avantages et ses inconvénients. Je veux ici justifier l'utilité de la vélocimétrie par contraste de phase comme méthode de référence dans ce qui va suivre de mon étude.

1.4.1 Échographie par effet doppler

Par échographie trans-thoracique (superficielle), il est possible d'accéder à la grande circulation artérielle mais compte-tenu de la présence de la cage thoracique, barrière très echogène, les ultrasons sont réfléchis. L'échographie trans œsophagienne (semi-invasive) est capable de mesurer le flux aortique par l'accès d'une sonde près de l'aorte

descendante. Certains travaux ont démontré qu'il était possible de reconstruire le profil de vitesses sur une section artérielle à partir de cette méthode [14]. S'il est vrai que l'échographie doppler est une technique assez fiable destinée à mesurer la vitesse du sang, elle est limitée par le facteur géométrique et donne des informations provenant du plan de focalisation (2D).

L'échographie intravasculaire : la miniaturisation de la technologie doppler permet actuellement la réalisation de guides extrêmement fins (technique invasive) compatibles avec les techniques de coronarographie comme d'angioplastie autorisant ainsi l'exploration de la majorité des vaisseaux coronaires épicaudiques. Un guide métallique souple de 0.014 inch possède à son extrémité distale un transducteur ultrasonore (12 MHz), fonctionnant sur un mode d'échos pulsés, qui permet par l'application de l'effet doppler de déterminer les vitesses du flux sanguin coronaire. La validation d'un tel guide revient à Doucette et son équipe en 1992 [15], qui ont ainsi montré sur banc d'essai la relation linéaire extrêmement étroite ($r=0,93$ à $0,99$) liant le pic du spectre de vitesse doppler à la vitesse absolue, et ce pour des diamètres très variés, quels que soient le segment étudié et la fréquence. La principale limite de la technique est son caractère invasif, en effet, cette technique présente le risque non nul de créer le détachement d'une plaque d'athérome par son passage à l'intérieur du vaisseau.

1.4.2 Velocimétrie par contraste de phase

Le contraste entre les vaisseaux et les tissus environnants est obtenu par la différence de phase entre les spins circulants et ceux statiques. Un gradient magnétique bipolaire est appliqué. Les spins statiques sont défocalisés puis refocalisés. L'application de ces gradients de champ magnétique est donc responsable d'un déphasage entre les protons circulants et ces protons stationnaires. L'intensité de ce déphasage est directement proportionnelle à la vitesse des protons circulants. L'acquisition peut se faire en 2D ou en 3D. L'utilisation d'un navigateur respiratoire avec une efficacité proche de 60 % ouvre actuellement la possibilité de faire l'acquisition du champ de vitesse dans les trois directions de l'espace et en respiration libre [16, 17]. Ce type d'applications permettent de reconstruire le champ de vitesses en 3D pour l'aorte (Fig 1.7). Le temps d'examen d'un grand volume d'acquisition reste encore long ($20,1 \pm 5,3min$) pour un imageur 3T. Les problèmes liés à cette technique sont principalement la difficulté à choisir une vitesse d'encodage (V_{enc}) optimale pour tout le domaine à explorer. Avec une même V_{enc} , certains territoires présenteront un phénomène d'aliasing aux zones où les vitesses sont supérieures à V_{enc} , et d'autres, aux vitesses très faibles par rapport à la V_{enc} , présenteront un défaut de contraste.

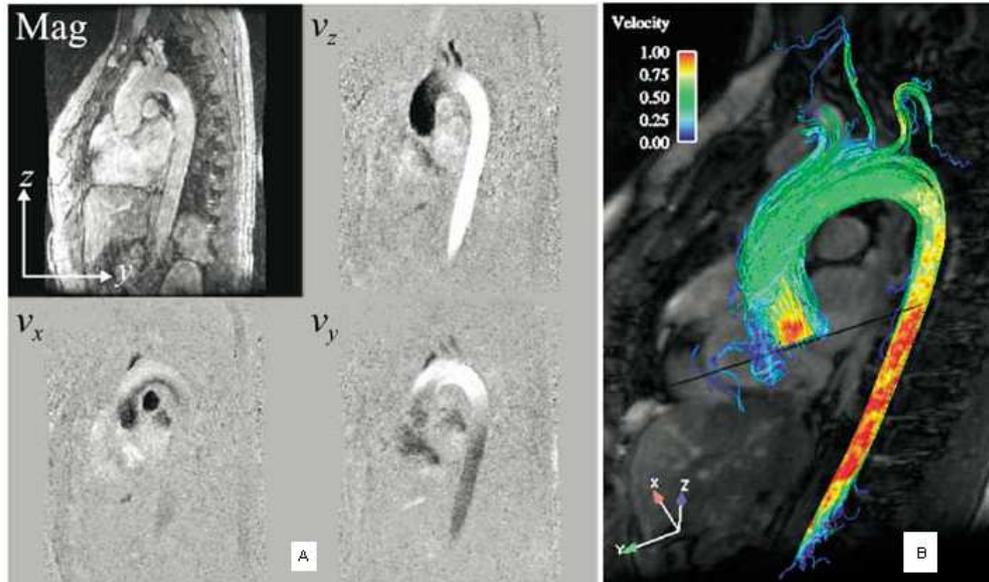


FIGURE 1.7 – Acquisition multicoupe, multiphases et dans les trois directions de l'espace pour l'orientation d'encodage de la vitesse (V_x , V_y , V_z)(A). Reconstruction du champ de vitesses (*streamlines*)(B) [16,17]

La technique de contraste de phase est dépendante des tissus environnants, référence utilisée pour la vitesse nulle. Cette hypothèse n'est pas toujours confirmée et un décalage peut se retrouver dans la mesure quantitative de la grande circulation [18]. D'autres problèmes sont liés aux courants de Foucault (*Eddy currents*) qui présentent des gradients concomitants locaux qui faussent les mesures de flux. Une bonne connaissance de ces problèmes et une correcte utilisation des techniques de contraste de phase peut donner lieu à des mesures assez précises du flux sanguin [19].

1.5 Biomécanique et CFD

L'écoulement sanguin est régi par la mécanique des fluides. Quand on parle de sang, il faut parler de fluide incompressible et de liquide non-newtonien. Ce qui veut dire qu'il a une densité constante et une viscosité apparente fonction du calibre de l'artère. Si pour la grande circulation la viscosité est de 4cPoi elle peut descendre jusqu'à 1 cPoi dans le lit capillaire par un phénomène connu sous le nom de Fåhræus-Lindqvist et pris en compte par le modèle Carreau-Yasuda. Un exemple de calcul tenant compte de ce phénomène dans un stent coronaire a été développé par Benard

et al. [20]. Tout au long de mon travail de thèse, je me suis appliqué à décrire l'étude de la grande circulation (aorte et collatérales) ce qui permet de faire la simplification au liquide newtonien avec un comportement visqueux constant.

Si cette simplification est possible et couramment acceptée, des simplifications sur la rhéologie de la paroi sont beaucoup moins courantes et c'est normal : par exemple le comportement élastique d'une paroi artérielle athéromateuse est complètement non linéaire et sa description mathématique s'avère presque impossible.

Maintenant, si nous essayons de décrire le phénomène fluide en même temps que le phénomène structure (paroi), nous sommes alors face à un problème d'interaction fluide / structure très difficile à résoudre.

1.5.1 Biomécanique de la paroi vasculaire

La quantité de collagène présente dans la média augmente régulièrement avec l'âge, alors que le contenu en élastine reste stable ou inchangé, ce qui explique la rigidification artérielle. La compliance d'un vaisseau dépend directement des propriétés mécaniques de sa paroi ainsi que de son volume. La capacité du système artériel à stocker une partie du volume d'éjection systolique (VES) est le rapport 1.1. L'impossibilité de mesurer directement la variation systolo-diastolique du volume artériel rend nécessaire l'utilisation de modèles simplifiés. On distingue plusieurs types de compliance artérielle : systémique, régionale et locale.

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (1.1)$$

- **La compliance artérielle systémique** : elle représente la compliance de tout le secteur à haute pression, depuis les valves aortiques jusqu'aux artérioles pré-capillaires. C'est l'un des facteurs déterminants de la post-charge du ventricule gauche (VG). La compliance artérielle systémique est calculée à partir d'un modèle très simplifié du système vasculaire [21]. Le modèle classique de *windkessel* considère le réseau artériel comme un vaisseau unique distensible connecté en amont à la pompe ventriculaire gauche et ouvert en aval sur le système veineux à basse pression par l'intermédiaire d'une résistance périphérique unique équivalente. Ce modèle suppose que le système artériel ait une compliance unique et constante pendant tout le cycle cardiaque et qu'à la sortie artériolaire du réseau à haute pression, le débit et la pression sanguins soient reliés linéairement. Dans ces conditions, la pression artérielle diastolique suit un décours exponentiel dont la constante de temps dépend uniquement de la résistance périphérique et de la compliance artérielle systémique. Ce modèle mathématique, plus ou moins

modifié ou compliqué, rend des services incontestables et suppose que l'onde de pression (ou onde de pouls) soit transmise de façon instantanée depuis le cœur jusqu'aux artérioles.

- **La compliance artérielle régionale** : elle mesure les propriétés élastiques d'un segment artériel limité comme celui de l'aorte thoraco-abdominale. L'hypothèse de propagation instantanée de l'onde de pression est évidemment inexacte et l'on complète valablement les modèles de type *windkessel* par des modèles de type *propagatif*. Ces modèles reposent sur l'équation 1.2 de Moens-Korteweg, qui pour un tube de paroi mince infinie relie les caractéristiques géométriques et mécaniques du tuyau à la vitesse de l'onde pulsatile qui le parcourt. C est la vitesse de propagation de l'onde de pression (en m/s), E le module d'élasticité de la paroi du tuyau (en Pa), h son épaisseur, R son rayon (en m) et ρ la masse volumique du fluide contenu dans le tuyau. Au prix de quelques approximations tout à fait acceptables dans le domaine de la biologie, la distensibilité d'une artère D (relation 1.3) peut être liée à la vitesse de l'onde de pression (VOP) qui parcourt le réseau.

$$C^2 = \frac{Eh}{2\rho R} \quad (1.2)$$

$$D = \left(\frac{3,57}{VOP}\right)^2 \quad (1.3)$$

La vitesse de l'onde de pression est un paramètre facile à mesurer à l'aide de capteurs mécaniques ou de capteurs de vélocimétrie sanguine Doppler posés simultanément aux deux extrémités du réseau artériel à explorer (racine de l'aorte et artère fémorale pour l'aorte). Le temps de transit, ou intervalle de temps entre les pieds des ondes de pression ou de débit enregistrées simultanément, rapporté à la distance entre les deux capteurs, définit la vitesse de propagation de l'onde de pression. Chez les sujets hypertendus et les hémodialysés chroniques [22], la vitesse de l'onde de pression représente un facteur de risque cardiovasculaire important et indépendant.

- **La compliance artérielle locale** : elle est aussi appelée compliance transverse (*cross-sectional*) est mesurée à partir d'enregistrements systolodiastoliques de la section luminale d'un vaisseau donné. Cette estimation ne tient pas compte des variations de longueur du segment artériel pendant le cycle cardiaque et suppose que l'artère considérée reste cylindrique pendant tout le cycle. Elle est le plus souvent mesurée à partir d'imagerie ultrasonore d'un segment artériel. Actuellement, les techniques d'écho-tracking qui localisent et suivent les parois antérieure et postérieure d'un segment artériel, calculent, avec une précision de

l'ordre de la dizaine de microns, les variations instantanées de son diamètre [23]. Le problème général posé par le calcul de la compliance artérielle n'est pas seulement celui de déterminer avec précision les variations de volume ou de diamètre vasculaire ; il s'agit également de rapporter les variations de volume sanguin aux variations de pression artérielle locales réelles, c'est à dire au niveau où le volume est mesuré. L'idéal du point de vue technique serait de mesurer la pression, à l'aide d'un cathéter, dans le segment d'artère dont on mesure le volume ; ceci est rarement possible en clinique.

Une dernière définition qui permet de mettre en relation le champ de pressions avec la tension pariétale est la Loi de Laplace.

$$P_2 - P_1 = T \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) \quad (1.4)$$

Où P_1 et P_2 sont respectivement la pression du côté convexe et concave de la paroi, T est la tension superficielle à la limite de séparation en newtons par mètre et R_1 et R_2 les rayons de courbure de la surface de séparation au point considéré. Il faut noter que dans le cas d'un anévrisme "sphérique" les deux rayons de courbures sont égaux, montrant que l'élasticité de la paroi artérielle cherche à diminuer l'effet de la pression locale par un remodelage sphérique de sa paroi. La tension est donc divisée par 2 mais son épaisseur est notablement réduite. C'est un indicatif de facteur de risque dans le diagnostic pré-opératoire d'un AAA.

L'hypertension artérielle, le diabète, l'artériosclérose, l'insuffisance cardiaque, l'insuffisance rénale et la maladie du tissu conjonctif comme le syndrome de Marfan, présentent des altérations des propriétés mécaniques de la paroi. Celles-ci restent donc un sujet de recherche expérimental et clinique important qui participe à une meilleure compréhension de la biologie vasculaire normale et pathologique. Également, la mise en place d'une prothèse endovasculaire ou bien le traitement par fenestration entre les deux chenaux d'une dissection aortique sont vus comme une forte modification des propriétés de la paroi dans la région ayant subi une angioplastie. Le comportement face à cette nouvelle procédure endovasculaire est jusqu'à ce jour un autre sujet de recherche tous azimuts, ce qui motive les études sur banc d'essai et les nouvelles techniques numériques par éléments finis.

1.5.2 Étude expérimental

L'observation du phénomène artériel est possible sur banc d'essai à travers toute sorte de géométries issues de formes simples (tubes, coudes,...), ou bien manufacturés à partir de formes anatomiques visibles par imagerie médicale (scanner généralement).

Ces modèles physiologiques sont ensuite moulés avec des matériaux rigides ou flexibles, pour être ensuite alimentés par une pompe qui fait circuler à l'intérieur du système fermé, un liquide visqueux. L'écoulement obtenu reprend des conditions particulières proches de celles retrouvées dans le corps humain.

Les travaux de Chung et al. réalisés au centre de médecine vasculaire de l'université de Stanford sur un fantôme d'aorte thoracique (Fig.1.8), mimant une dissection de Stanford de type B, ont montré l'importance des conditions d'ouverture ou fermeture, des portes d'entrée ou de réentrée, pendant un traitement endovasculaire. Le flap intimal peut éliminer le vrai ou le faux chenal suivant les différentes conditions d'écoulement. Le système était propulsé par un système d'assistance ventriculaire ou *ventricular assist device* (VAD) de Thoratec qui alimentait les deux chenaux. Des capteurs de pression installés à différents endroits de l'artère ont donné des résultats sur les possibles démarches à suivre en cas de dissection [24,25]. Deux types d'écrasement de la vraie lumière sont décrits par rapport au débit de la pompe :

- Avec un faible débit de pompe et une faible résistance de sortie au niveau de la vraie lumière, le vrai chenal se collabe.
- Avec un haut débit de pompe et une faible résistance périphérique au niveau de la vraie lumière, le vrai chenal se collabe aussi.

Une réentrée distale reliant les deux lumières à travers les anastomoses semble être une bonne solution pour la prévention du collapse de la vraie lumière, face aux fenestrations aortiques. Le processus d'écrasement de la vraie lumière dans ce modèle aortique dépend fortement du rapport entre la capacité à gérer un flux d'entrée et un flux de sortie pour chacune des lumières. On peut retenir que les facteurs anatomiques et physiologiques sont tous les deux déterminants dans le processus qui est la cause des ischémies distales.

Les bancs d'essais donnent une flexibilité pour tous types de mesures sans se soucier des contraintes habituelles retrouvées chez un patient. Des expérimentations effectuées sur des modèles rigide et compliant d'un anévrisme de l'aorte abdominale ont permis, à l'équipe de biomécanique cardiovasculaire de Marseille, d'analyser le comportement des vortex à l'intérieur de la poche anévrismale. Les résultats de vélocimétrie par images de particules (PIV) ont été obtenus par caméra laser sur un modèle in-vitro. Ces mesures ont permis de tirer des conclusions sur le mécanisme d'interaction du fluide face à la topographie, au mode d'écoulement et à la compliance des parois artérielles [26].

Plusieurs questions se posent alors sur la pertinence de ces modèles. Quand il s'agit d'arriver à une optimisation des matériaux utilisés dans les prothèses endovasculaires, des modèles qui sont parfois des modèles animaux sont utilisés, mais leurs

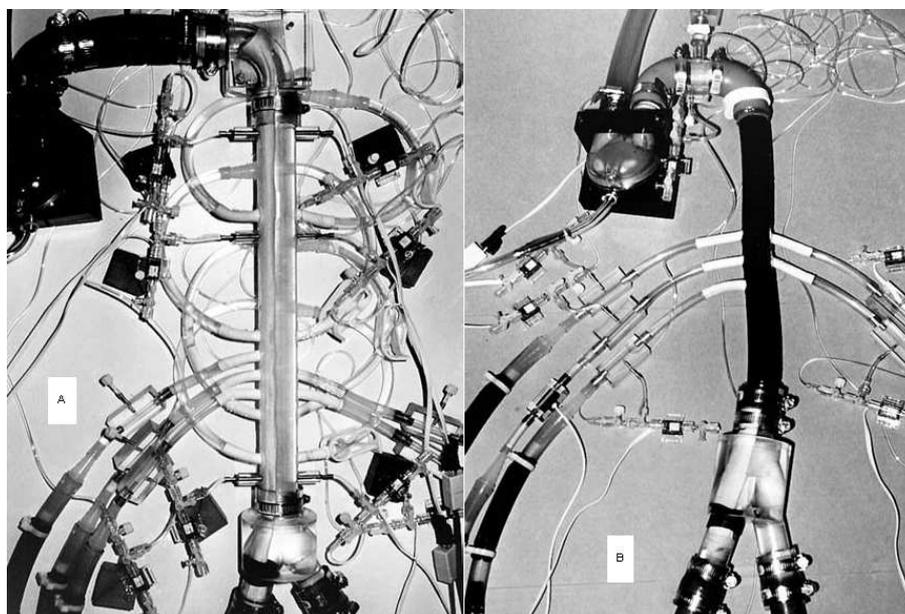


FIGURE 1.8 – Fantôme d'une dissection aortique de type B. Rigide (A) et compliant (B), [24, 25]

correspondances utiles pour la réalité clinique ne sont pas toujours évidentes [27]. Une nouvelle génération d'études vasculaires sera basée sur l'imagerie médicale. Cherchant à optimiser les traitements endovasculaires, des contrôles postopératoires chez les patients ayant reçu une endoprothèse donneront un matériel réaliste et accessible pour la recherche des nouveaux stent-grafts et de leur procédure d'implantation [28].

1.5.3 Méthode Analytique et méthode Numérique

Une autre façon d'observer le phénomène artériel est donnée par les méthodes mathématiques. Les méthodes analytiques ont l'avantage d'avoir toujours une solution dans le domaine continu, elles sont par définition des séries entières convergentes. La méthode numérique, en revanche, ne possède pas toujours une solution, ce qui force à faire des approximations plus ou moins précises dans le domaine discret. Certains cas très simplifiés sont équivalents dans les deux approches et servent comme base de validation pour les méthodes de travail en mécanique de fluides numérique (MFN). Toutefois, la plupart des solutions exigent un écoulement constant, ce qui n'est pas le cas pour un cycle cardiaque réel pour lequel on est amené à poser un problème

transitoire. Une solution canonique est proposée par Womersley [29] pour le développement des problèmes à écoulement pulsé dans un cylindre circulaire droit. Ainsi, un tube très long est soumis à un débit pulsé à l'entrée et à une pression constante mais arbitraire à la sortie.

Les méthodes numériques sont surtout utilisées dans l'industrie pour optimiser les performances des moteurs ou la forme des voilures des avions. Elles sont moins coûteuses et beaucoup plus efficaces : le design virtuel peut passer des tests virtuels pour ensuite être modifié jusqu'au point optimal, avant la fabrication du prototype physique. Toutes ces manipulations sont possibles à partir de modèles numériques basés sur les équations de Navier Stokes (Eq. 1.5 et 1.6).

En mécanique des fluides, les équations de Navier-Stokes sont des équations aux dérivées partielles non-linéaires qui décrivent le mouvement des fluides dans l'approximation des milieux continus. Elles sont nommées d'après deux physiciens du XIXe siècle, Claude Navier et George Stokes. Le modèle général des équations est bien plus compliqué pour les fluides compressibles que celui des fluides incompressibles. Pour un fluide visqueux newtonien et lorsque l'écoulement est incompressible, l'équation de l'énergie est découplée des équations de continuité et de quantité de mouvement, c'est-à-dire que l'on peut déterminer la vitesse et la pression indépendamment de l'équation de l'énergie. L'expression des équations de continuité (eq. 1.5) et de quantité de mouvement (eq. 1.6) sont considérablement simplifiées. t représente le temps, ρ la masse volumique, \vec{v} désigne la vitesse eulerienne d'une particule fluide, p représente la pression et \vec{f} désigne la résultante des forces massiques s'exerçant dans le fluide. L'équation de continuité est appelée alors équation d'incompressibilité et ν désigne la viscosité cinématique en $m^2.s^{-1}$ dans la relation 1.7.

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{v} = 0 \quad (1.5)$$

$$\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \vec{\nabla}) \vec{v} = -\frac{1}{\rho} \vec{\nabla} p + \nu \nabla^2 \vec{v} + \vec{f} \quad (1.6)$$

$$\nu = \frac{\mu}{\rho} \quad (1.7)$$

En biomécanique cardiovasculaire, plusieurs modèles numériques ont été proposés. Les plus théoriques utilisent des conditions limites sur le débit basées sur l'équation de Womersley [29] ou bien sur des ajustements à une série de Fourier. Dans ces cas, la géométrie est en général très simplifiée et le calcul pulsé se fait avec un fluide incompressible newtonien. Nous retrouvons par exemple des modèles mathématiques cherchant à prédire les contraintes mécaniques responsables du déplacement d'un stent (migration) et de sa rupture dans un modèle de stent graft aortique pour une

bifurcation iliaque [30, 31]. Les résultats de ces études donnent des lignes de conduite basées sur les forces de résistance à l'avancement, critères importants dans le design des nouveaux systèmes endovasculaires. Une autre étude effectuée sur un modèle 3D d'une crosse aortique a donné des indications sur les contraintes de tension sur la paroi artérielle [32]. Basé sur une interaction fluide/paroi faiblement couplée, cette étude confirme que la pathogénèse d'une dissection est en relation avec de fortes variations de tension pariétale situées le long de la courbure extérieure de la crosse aortique.

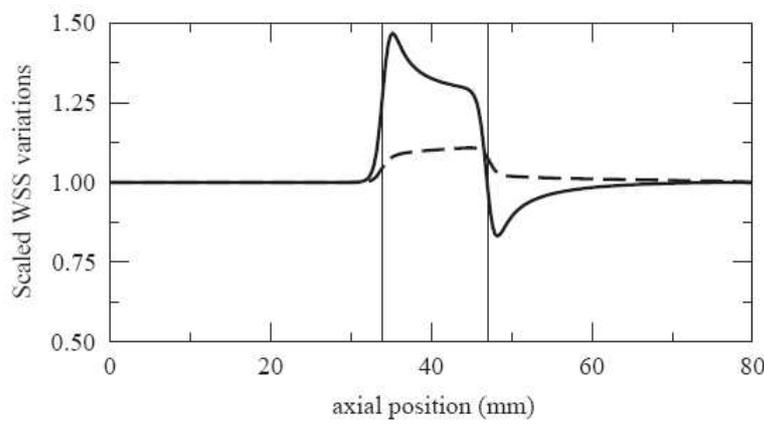


FIGURE 1.9 – Force de cisaillement à la paroi dans une artère stentée, stent dilaté au calibre moyen de l'artère (trait plein) et surdilaté au calibre systolique (pointillés). Les extrémités du stent sont situées suivant les lignes verticales.

Un exemple particulier qui m'a donné le point de départ de mon travail, est celui d'un modèle non couplé qui consiste à imposer un écoulement et une position de paroi à chaque pas de temps. Partant d'un exemple analytique très simple, un cas test a donné des résultats numériques en accord avec les résultats analytiques [33]. Cette approche utilisant la formulation algébrique lagrangienne-eulérienne (ALE) a permis d'étudier les changements hémodynamiques induits par un stent endovasculaire. Il a permis d'étudier l'évolution de l'onde de pression et de conclure que les effets induits par cette onde réfléchie étaient d'autant plus petits que la longueur du stent était proportionnelle à la longueur d'onde de l'onde de pression. Le mouvement de la paroi élastique a donc été imposé a priori et le problème couplé n'a pas été abordé. Plusieurs calculs axisymétriques 2D ont été effectués pour différentes configurations d'artères stentées. La figure 1.9 montre les bénéfices en terme de diminution du fort cisaillement à la paroi (-10%) quand le stent est surdilaté. Son rayon doit correspondre au rayon de l'artère pendant la systole.

1.5.4 CFD & Imagerie

La mécanique des fluides numérique (MFN), pour les anglophones Computational Fluid Dynamics (CFD), s'est toujours servie de conditions limites (CL) pour démarrer le processus itératif qui résout les équations différentielles de Navier-Stokes. Nous avons vu dans la section précédente qu'il était possible de lancer ce genre de calculs sur des modèles posés théoriques. Mais il est aussi possible de construire ces CL à partir de données issues de l'imagerie. L'extraction de la géométrie donnera donc le domaine discret et les conditions physiologiques, les conditions sur l'écoulement aux entrées/sorties de ce domaine. Différentes approches sont disponibles dans la littérature :

- Frauenfelder et al. [34,35] ont effectué des calculs sur des géométries obtenues à partir d'images scanner multi-détecteur synchronisé à l'ECG. Les études faites en 2006 portent sur des anévrismes de l'aorte abdominale (AAA) avant et après la mise en place d'une endoprothèse couverte. Les mêmes géométries numériques ont été manufacturées en silicone. Les résultats numériques et expérimentaux sont fortement corrélés. Les études réalisées en 2007 se sont appliquées à faire les calculs sur des coronaires avec et sans athérosclérose. Toutes les études ont été effectuées avec des CL moyennes obtenues par échographie Doppler.
- Boutsianis et al. [36] ont effectué des expérimentations sur un modèle de coronaire de cochon avec une excellente résolution spatiale (10 microns). Cette étude a permis de travailler avec une précision suffisante pour observer les frottements pariétaux responsables de l'athérogénèse.
- Beller et al. [37,38] ont adopté une approche différente. Ils ont mesuré le déplacement relatif de la racine de l'aorte pendant le cycle cardiaque. Des calculs de tension pariétale longitudinale ont été obtenus sur un domaine constitué d'éléments finis, et des corrélations avec différentes pathologies dont la dissection aortique ont été retrouvés. Ceci donne un caractère de facteur de risque aux déplacements longitudinaux anormaux.
- Saber et al. [39] ont utilisé l'IRM dynamique cardiaque pour effectuer des calculs dans un ventricule gauche avec un fluide incompressible et newtonien. Quinze maillages ont été construits, suivant un ajustement surfacique retrouvé dans les images dynamiques et conformes à un modèle développé par la même équipe [40]. Une bonne corrélation a été retrouvée entre les études de vitesse effectuées par IRM et les résultats numériques.

L'imagerie, l'algorithmique et l'informatique se développent au profit des applications numériques dans le système artériel, avec comme seule intention de déterminer

la réalité biomécanique. D'un côté, les conditions de frontières peuvent être issues de l'imagerie médicale et sont alors assez réalistes. D'autre part, les modèles numériques de plus en plus sophistiqués donnent accès à des calculs extrêmement précis, dans des temps impensables dix ans auparavant. Mais les modèles et les méthodes d'applications dédiés à résoudre le problème fluide avec sa structure environnante n'ont pas encore trouvé la "chaîne de traitement optimale". La question qui revient souvent est celle de faire un couplage ou non entre les lois de paroi et le problème fluide [41]. La place de l'imagerie parmi ces méthodes numériques est donc incontournable [9, 42–45]

Conclusion

Nous avons fait un parcours rapide à travers différents domaines qui déterminent actuellement notre connaissance sur l'écoulement sanguin dans l'arbre artériel et son interaction avec la paroi vasculaire. La recherche dans ce domaine est soumise à plusieurs facteurs :

- Un facteur anatomique qui met en jeu la topologie des vaisseaux, dont sa forme, son volume d'exploration, son caractère dynamique et son calibre.
- Un facteur biomécanique pour la paroi artérielle qui intègre une rhéologie difficile à modéliser par des méthodes mathématiques simples. La paroi artérielle n'est pas uniquement soumise aux lois relatives aux modules d'élasticité des différentes tuniques artérielles. L'artère est d'une part, entourée de structures environnantes à comportement très variable et d'autre part, l'athérosclérose introduit une forte hétérogénéité matérielle localisée. Du point de vue structurel de la paroi nous pouvons difficilement considérer la paroi artérielle comme un matériau aux propriétés homogènes.
- Un facteur étiologique qui récupère par l'expérience clinique toutes les causes responsables de la pathologie artérielle. L'hypertension, le vieillissement des artères, l'athérosclérose et les traumatismes de l'aorte étant les plus connues pour la Dissection Aortique.
- Un facteur diagnostique qui donne la possibilité d'observer les structures anatomiques in-vivo d'une façon non-invasive. Grâce à l'imagerie médicale et en particulier à l'IRM, le recueil des informations relatives à la morphologie et aux conditions d'écoulement locales sont possibles dans le même appareil d'imagerie. Un avantage s'ajoute si ce type d'examen devient courant en clinique. Le développement des techniques à ce sujet ne cesse d'évoluer donnant accès à des images de plus en plus précises.
- Un facteur multi-disciplinaire qui présente l'héritage du génie industriel en ma-

tière de méthodes numériques au service de la médecine. La mécanique des fluides numérique à son tour met en pratique des méthodes jusqu'ici trop lourdes pour les systèmes informatiques. Avec les derniers super-calculateurs, High Performance Computing (HPC), le temps de calcul a été réduit considérablement.

Finalement, l'association de tous ces facteurs va nous amener dans les prochains chapitres à faire un travail de recherche cohérent aux considérations citées plus haut.

Chapitre 2

Protocole d'imagerie

Introduction

Au début de mon travail de thèse, je me suis servi de l'imagerie médicale pour récupérer des volumes d'images utiles pour les calculs numériques. C'est alors que j'ai eu l'occasion d'utiliser des images de scanner multibarrettes pour transformer les premiers volumes statiques en volumes discrets utiles pour la MFN (ou CFD). J'ai été motivé par la résolution spatiale infra-millimétrique et parce que un grand nombre de patients avec un cadre de pathologie vasculaire avaient un scanner comme première indication radiologique. Mais les conditions aux frontières (CL) de ces premiers modèles étaient incomplètes. Aucune information hémodynamique n'était disponible. En plus, l'imagerie dynamique en scanner a une résolution temporelle de l'ordre de 200ms. Sachant qu'en moyenne, un cycle cardiaque dure 900ms et que la systole dure 300ms, il ne m'était pas possible de faire suffisamment de volumes dynamiques pour suivre les mouvements de la paroi vasculaire. Un autre argument, qui a définitivement fixé l'IRM comme outil de travail, a été de pouvoir obtenir des mesures de flux et de morphologie avec les mêmes référentiels spatio-temporels. Dans l'IRM, le patient expérimente tous les examens dans la même machine d'imagerie, gardant toujours la même position. Un dernier argument a été celui de la dose reçue par le patient. L'IRM n'a pas de rayonnement ionisant, seul le réchauffement des tissus, induit par l'absorption de radio-fréquence, représente une limite acceptée dans ce type d'examen. Cette limite est déterminée par le paramètre *specific absorption rate* (SAR) mesuré en W/kg . Cette valeur est toujours donnée par l'imageur avant le début de chaque séquence d'imagerie. Elle doit toujours être en dessous du seuil de sécurité.

J'ai eu la chance de travailler dans une équipe composée de radiologues et de manipulateurs(trices) expérimenté(e)s, au sein du Service de Radiologie d'un centre

qui accueille un grand nombre de patients avec une pathologie de l'aorte, comme il est décrit au chapitre 1. Cette configuration m'a permis de comprendre les différents problèmes liés à la pratique clinique, tels que les contraintes de temps, les exigences en terme de qualité dans les images et l'ergonomie du patient.

Ce chapitre contient la description du protocole clinique habituel et celui que nous avons développé au Service de Radiologie du CHU de Rangueil, sur une IRM Philips Intera 1,5 T. La description des antennes utilisées lors de ce travail permet de justifier le choix du matériel mis en valeur pour la capture du signal RMN. Il faut savoir que ces protocoles sont pour la plupart destinés aux contrôles du traitement endovasculaire ou chirurgical. Le scanner passe en général devant l'IRM pour la première indication dans la pathologie aortique [46]. Mais l'IRM est tout aussi bien performante pour la détection et la classification d'une dissection chronique à travers une séquence avec injection de produit de contraste [47]. Les cas de dissection aiguë en IRM sont inexistantes par l'urgence de la situation.

Mon travail de thèse a permis d'analyser le déroulement des examens vasculaires, de trouver un arrangement entre ce qui était fait à des fins radiologiques, et ce qui pouvait se faire avec un objectif supplémentaire, tel que les simulations d'écoulement sanguin par la méthode de MFN (Chap.3). Par conséquent, les modifications proposées gardent toujours comme fil conducteur la mise à disposition d'images qui ne sont pas utiles uniquement pour une analyse visuelle mais aussi pour une analyse numérique en 3D. J'ai donc fait attention à des notions telles que le volume partiel, très nuisible en traitement d'images, la flexibilité des séquences, aptes à tous les gabarits, la qualité des images et le temps d'examen, qui constitue un paramètre important pour l'ergonomie du patient et pour la gestion du planning des rendez-vous dans un centre d'imagerie.

2.1 Protocole clinique

Avant d'aller plus loin, il est important de faire le point sur le choix des antennes utilisées pendant une séance d'IRM. Elles sont responsables d'une meilleure capture du signal RMN. Ce dernier est parfois très faible et le choix optimal de l'antenne peut rattraper les pertes du signal utile face au bruit.

2.1.1 Choix des antennes

Contrairement au scanner, l'IRM n'acquiert pas l'image par la technique d'image radiante où les photons traversent des structures plus ou moins opaques. L'IRM récupère un signal de résonance magnétique appelé *signal d'induction libre*, ou pour

les anglophones, *free induction decay* (FID). Pour cela, il est nécessaire de poser une ou plusieurs antennes aux environs des structures à explorer. L'intensité des signaux ainsi recueillis permet d'écrire une image fréquentielle (espace K ou plan de Fourier), qui est ensuite transformée par l'imageur en image interprétable, grâce à la transformée de Fourier. L'intensité du signal capté par l'antenne dépend du type de séquence utilisée mais elle dépend aussi du type d'antenne utilisée. C'est pour cette raison qu'il existe un grand nombre d'antennes 'dédiées' suivant la zone à explorer.

L'essentiel de mon travail de thèse a été centré sur l'exploration de l'aorte thoracique mais j'ai aussi travaillé sur l'imagerie de la plaque d'athérome au niveau de la bifurcation carotidienne. Je fais une brève description de cette application dans le dernier chapitre.

Les antennes disponibles pour l'exploration cardiovasculaire sont les suivantes (Fig. 2.1) :

- Une antenne *sense cardiac* (Fig.2.1(a)) avec 5 éléments utilisée pour l'exploration du cœur et du thorax. Centrée sur le cœur, cette antenne permet d'avoir un excellent rapport de signal sur bruit dans une zone focalisée entre les vaisseaux du cou et le diaphragme. Comme son nom l'indique, cette antenne est utilisée pour tout examen cardiaque.
- Une antenne *sense body* (Fig.2.1(b)), avec 4 éléments, plus longue, récupère le signal d'une plus grande zone qui peut aller jusqu'à la bifurcation iliaque. Les caractéristiques physiques de cette antenne donnent un signal inférieur à celui récupéré par la *sense cardiac* mais elle a l'avantage de couvrir un champ d'exploration plus grand. Elle permet en particulier d'étudier l'aorte dans toute sa longueur. Elle est indiquée pour les anévrismes ou dissections qui s'étendent en distalité vers l'aorte abdominale.
- Une antenne *synergy tête-cou* (Fig.2.1(c)) avec trois éléments, permet l'exploration de la bifurcation carotidienne et les structures vasculaires cérébrales avec une résolution spatiale infra-millimétrique. Elle est caractérisée par un excellent rapport signal sur bruit.
- Des antennes Flex S/M/L (FOV de 5 à 20 cm) (Fig.2.1(d)), destinées techniquement à l'exploration des carotides, elles couvrent une zone superficielle et présentent le problème d'un signal non homogène en profondeur.

La caractéristique *SENSE* est une application disponible sur les antennes organisées en réseau et permet de faire l'échantillonnage d'une ligne sur deux dans l'espace K. Lors de la reconstruction de l'image, chaque élément de l'antenne partage une zone d'une carte de sensibilité obtenue au début de l'examen. Cette carte indique la situation de chaque élément de l'antenne dans l'espace de l'aimant principal et évite



(a) Sense Cardiac



(b) Sense Body



(c) Synergy Tête-cou



(d) Flex S

FIGURE 2.1 – Antennes utilisées pendant la thèse pour l'exploration vasculaire, sur une IRM 1.5 T, (Philips, Intera, the Netherlands)

certaines artéfacts de repliement, de mouvement ou de susceptibilité magnétique. Elle donne la possibilité d'avoir un contrôle sur les hétérogénéités du champ magnétique qui sont corrigées par le paramètre *CLEAR* (Constant LEvel AppeARance, d'après la terminologie Philips) et possède une meilleure couverture de la zone d'exploration. Les antennes comportant 5 éléments sont en réseau phasé. Chaque antenne se comporte comme un émetteur magnétique (boucle de courant) impliquant une déperdition de l'intensité du champ dans l'aimant principal, un milieu dont la loi est représentée par la formule 2.1. Un élément de 20 cm de diamètre, couvre correctement une zone équivalente à une sphère de 20 cm de diamètre, la déperdition du signal est ensuite très importante, fonction de $\frac{1}{r^3}$.

$$d\vec{B} = \frac{\mu}{4\pi} \frac{I}{r^3} d\vec{l} \wedge \vec{r} \quad (2.1)$$

Avec, μ la perméabilité magnétique du milieu, I l'intensité traversant la boucle de courant, dl l'élément d'antenne, r la profondeur par rapport à l'antenne.

Cette atténuation du champ magnétique en fonction de la profondeur peut être rééquilibrée par un réseau d'antennes en phase. Une imagerie *SENSE*, analyse le signal qui est reçu par chaque antenne en fonction des autres. Ce paramètre est disponible après l'acquisition d'une image de référence durant environ 1 minute au début de l'examen. Par la suite toutes les images seront corrigées à condition d'avoir obtenu la référence dans les mêmes conditions que pour le reste de l'examen. De ce fait il est conseillé, pour obtenir de meilleurs résultats, d'acquérir cette image de référence lors d'une ou plusieurs apnées. [48, 49]. Des travaux sur l'imagerie parallèle appliqués avec une antenne cardiaque avec 32 canaux ont permis de faire une estimation du facteur d'accélération optimal [50]. Utilisant une séquence SSFP combinée avec une méthode *TSENSE*. l'auteur a fait des études différentielles lui permettant d'obtenir les résultats suivants :

- Une résolution temporelle ($42.6ms$) et spatiale ($2.1 \times 2.1 \times 8mm^3$) pour une séquence dynamique cardiaque chez l'humain. Facteur d'accélération (d'amplification) proche de 7.
- Résultats qualitativement comparables (mesures SNR) avec un fantôme suggèrent un facteur d'accélération proche de 4 pour cette étude.

Les antennes dotées de *SENSE* permettent donc de diminuer le temps d'examen mais cette manipulation est à utiliser avec précaution. Les facteurs d'accélération ont tendance à augmenter plus le bruit que le signal utile, diminuant le rapport signal sur bruit. Un compromis est à maintenir entre le temps d'examen (ou le temps d'apnée) et la qualité de l'image. Pendant mes expérimentations j'ai donc utilisé les antennes comme suit :

- antenne *sense cardiac* pour l'exploration de l'aorte thoracique sans extension distale sous diaphragmatique.
- antenne *sense body* pour l'exploration de l'aorte dans toute sa longueur
- antenne *tête-cou* pour l'exploration de la bifurcation carotidienne (imagerie de la plaque, combinée au calcul de flux) et pour l'étude in-vitro sur un fantôme d'un anévrisme aortique (chapitre 4).

Le temps d'examen, c'est à dire l'installation plus toutes les séquences, a été limité à 40 min. et les apnées à 18 s. Ces derniers paramètres font partie du cahier des charges qui intègre d'une part les contraintes de planning et d'autre part, l'ergonomie du patient. Finalement, les antennes disponibles ne permettent pas d'aller plus loin que 2 pour le facteur d'accélération.

2.1.2 Séquences classiques

Les séquences habituellement utilisées pour l'aorte sont essentiellement morphologiques. Le caractère dynamique est présent dans les examens du cœur pour l'étude de la fonction cardiaque et l'analyse de sa contractilité. Les examens avec injection de produit de contraste donnent accès à une imagerie de type angiographique. Les séquences décrites ci-dessous sont utilisées régulièrement pour le diagnostic et le contrôle de la pathologie aortique.

- **La séquence SSFP Single-Shot** : La séquence SSFP Single Shot (TRUE-FISP) est réalisée en apnée, avec synchronisation cardiaque. C'est une séquence type écho de gradient pondérée T2/T1. L'ensemble du thorax est exploré en coupes axiales, en deux apnées de 15 secondes pour une cinquantaine de coupes. Cette séquence permet d'obtenir un excellent contraste entre les liquides circulants ou non qui sont en hypersignal et les tissus. Elle permet une bonne analyse anatomique de la lumière vasculaire et de la paroi aortique (Fig. 2.2(a)).
- **La séquence mono-coupe Turbo Spin Echo T1** : Elle est réalisée en apnée, avec synchronisation cardiaque, dans le plan axial et sagittal oblique (parallèle au grand axe de l'aorte thoracique). Une impulsion en début d'acquisition (*sang noir*) est utilisée pour éviter les artéfacts de flux intra-vasculaire. Le TR est de l'ordre de 150 ms et le temps de déclenchement est calculé pour que la séquence soit réalisée en mésodiastole. Cette séquence bénéficie d'une excellente résolution en contraste permettant de distinguer la paroi aortique (signal intermédiaire) de son contenu (sang circulant vide de signal) et des espaces graisseux médiastinaux adjacents (Fig. 2.2(b)).
- **Séquence en écho de gradient T2 haute résolution** : Elle est réalisée en apnée et synchronisation cardiaque avec acquisition de la moitié du plan de Fourier (séquence HASTE). On utilise là aussi une impulsion initiale *sang noir*. L'intérêt de cette séquence est de rester de bonne qualité même si le patient est en arythmie ou dyspnéique (durée inférieure à 10 secondes). La résolution en contraste et en signal est moins bonne que sur la séquence en TSE T1 (Fig. 2.2(c)).
- **Séquence à effet angiographique (ARM 3D)** : Elle est réalisée après injection de chélate de Gadolinium, en apnée, sans synchronisation cardiaque. Le fait de ne pas être synchronisée à l'ECG n'est pas un problème majeur car le mode choisi pour écrire l'espace K (paramètre *CENTRA*) combiné à un TR=3.8ms permet d'obtenir très vite un bon contraste dans les images. Le T1 du sang est alors proche de 50ms. C'est une séquence en écho de gradient à forte pondé-

ration T1, avec des coupes millimétriques et jointives. Le volume d'acquisition est positionné dans le plan sagittal oblique pour l'analyse de l'aorte thoracique et abdominale. Une première acquisition est réalisée, en apnée, avant injection de produit de contraste, suivie de deux acquisitions séparées de 5 secondes : la première en apnée, la deuxième en respiration libre. Le déclenchement de ces deux acquisitions est réalisé lorsque le bolus opacifie l'ensemble de l'aorte. Il est nécessaire d'injecter 20 ml de produit de contraste à 2 ml/s avec un rinçage pulsé par 20 ml de sérum physiologique. L'analyse s'effectue sur les coupes natives (Fig.2.3(a)), les soustractions, les reconstructions MPR axiales et les reconstructions MIP (Fig. 2.3(b)) en différentes incidences de l'oblique gauche à l'oblique droit tous les 15 ou 20 degrés.

- **Séquences cinétiques (SSFP multi shot) :** La ciné-IRM est réalisée en apnée et synchronisation cardiaque. C'est une séquence écho de gradient pondérée T2/T1 où les liquides apparaissent en hypersignal. Elle permet une analyse de la cinétique cardiaque segmentaire et globale (mesure de la fraction d'éjection, de la masse myocardique et des volumes télésystolique et télédiastolique), de la valve aortique (insuffisance ou rétrécissement aortique) ou de la valve mitrale (Fig.2.3(c)).
- **Séquences dynamiques (ARM 2D) :** Elles sont pondérées en écho de gradient T1, elles sont réalisées en apnée et synchronisation cardiaque. L'axe des coupes est le plan sagittal oblique. L'acquisition débute en même temps que l'injection de produit de contraste. Les coupes sont répétées, tous les cycles cardiaques, pendant une minute environ. Cette séquence permet d'explorer la porte d'entrée des dissections et la cinétique de rehaussement du vrai et du faux chenal (Fig.2.4). Elle n'est pas demandée systématiquement.

Dans la pratique clinique classique, l'exploration IRM de l'aorte thoracique comprend dans cet ordre : des coupes axiales et sagittales obliques en SSFP single shot, une séquence axiale en TSE T1 et une ARM 3D avec injection de produit de contraste. Les études de flux segmentaire sont réservés uniquement à l'étude de la fonction cardiaque.

2.2 Nouveau Protocole

Plusieurs modifications ont été réalisées sur les séquences classiques, pour obtenir des informations supplémentaires. L'objectif était de reconstruire les conditions initiales nécessaires à un calcul CFD.

Basé sur la pratique des médecins radiologues et de la forte collaboration des

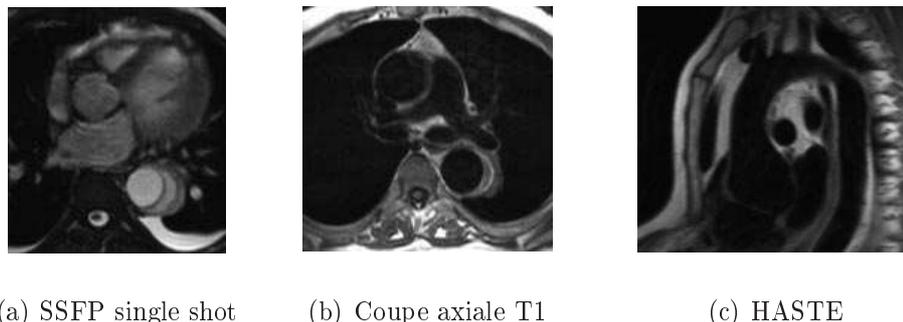


FIGURE 2.2 – Coupe axiale pondérée en SSFP single shot explorant le tiers moyen de l'aorte thoracique : l'hématome intramural est en hypersignal spontané comme tous les liquides, circulants ou non, sur ce type de séquences. Coupe axiale en pondération T1 passant par la partie supérieure de l'aorte thoracique descendante. Hématome pariétal non circulant en hypersignal. Séquence HASTE, dans le plan sagittal oblique

manipulateurs(trices), nous avons composé un nouveau protocole contenant des séquences du type morphologique et des séquences du type hémodynamique. L'ensemble synchronisé à l'ECG du patient.

2.2.1 Optimisation des séquences

Pour répondre aux demandes des radiologues et du traitement numérique qui se voyait imposé par la suite, un cahier des charges à été défini pour un nouveau protocole. Il devait :

- avoir au moins les mêmes bases de travail pour l'imagerie diagnostique morphologique. Pas de changement pour le radiologue.
- avoir des voxels isotropes et millimétriques pour faire une analyse en 3D des structures telles que l'aorte et ses collatérales. Ce point est important lors du contrôle des effets de volume partiel (flou en profondeur pour une coupe trop épaisse), mais rajoute une contrainte au niveau de l'intensité du signal récupéré par la réduction du volume (voxel) d'acquisition.
- avoir la possibilité de récupérer une géométrie vasculaire détaillée et mobile dans la zone d'intérêt.
- être accessible au clinicien et au personnel qui n'est pas formé au traitement numérique.
- finalement être court et ergonomique pour le patient.

Ces spécifications ont été retenues au début de mon travail de thèse et m'ont permis de guider les différentes modifications qui sont décrites dans les paragraphes suivants.



(a) Images Brutes (b) Reconstruction MIP (c) Coupe SSFP multi shot

FIGURE 2.3 – Séquence à effet angiographique (ARM 3D), coupe native et reconstruction MIP sur une dissection chronique de l’aorte descendante. Contrôle de Stent-Graft sur la crosse aortique. Coupe SSFP multi shot, valve mitrale fermée. Ici un jet mitrale en hypersignal, artefact dû aux fortes vitesses.

Arriver exactement aux besoins décrits plus haut est difficile, obtenir des résolutions spatiales et temporelles optimales est souvent conjugué aux limites technologiques. Mais aujourd’hui nous sommes arrivés à certains compromis entre ce qui est faisable et ce qui est idéal.

La plus grande difficulté s’est présentée quand j’ai voulu récupérer la géométrie vasculaire avec une bonne résolution spatiale et en mode dynamique. Si avec l’antenne *tête-cou* j’ai obtenu des résultats suffisants pour l’exploration des carotides (20 phases cardiaques et voxels à 4.5 mm^3 , avec l’antenne *sense cardiac* et la *sense body* je suis arrivé à des résolutions spatiales bien inférieures (voxels de 16 à 20 mm^3).

Une approche différente visant à obtenir une meilleure résolution a été engagée suivant une technique de *spin tagging* combinée à un navigateur respiratoire [51, 52]. Cette séquence permet d’obtenir une ARM avec une excellente résolution spatiale, (voxel à $1,86 \text{ mm}^3$) sans injection de produit de contraste. La visualisation sélective est obtenue grâce à un système de marquage des spins du sang (*spin labeling*), en amont du volume à explorer (Fig 2.5(b)). Le marquage se fait par une excitation RF de 180° qui produit l’inversion de la magnétisation des spins du sang qui rentre dans le volume à explorer. Ce processus dure pendant un certain temps (labeling delay) et permet d’obtenir une première information. Le cycle d’après, une deuxième information est obtenue sans marquage de spin, ce qui permet par soustraction des deux



FIGURE 2.4 – Séquence dynamique, plan de coupes identiques, trois temps différents explorant le rehaussement de la lumière aortique et de l'ulcération. L'hématome rétrograde reste en hyposignal.

informations, une très nette séparation entre ce qui est sang circulant (hypersignal) et tissus stationnaires (sans signal).

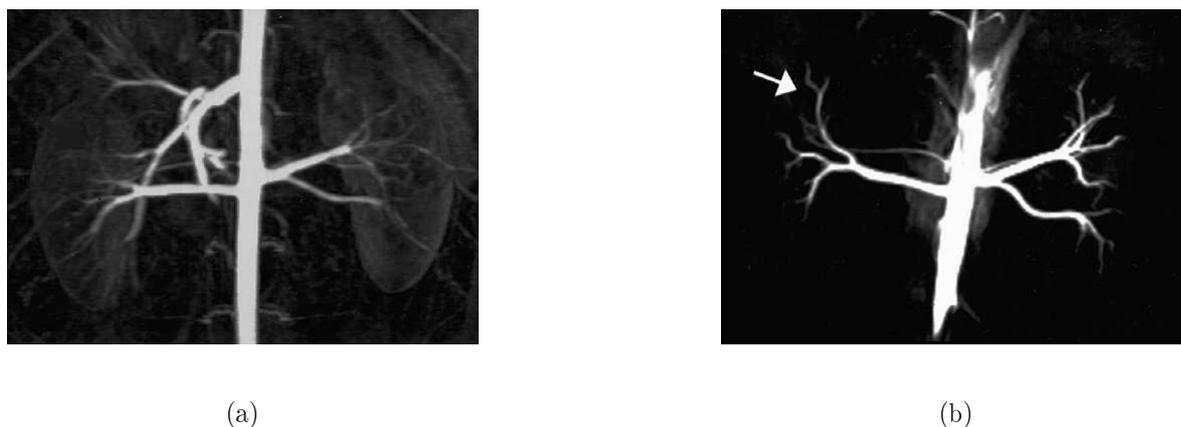


FIGURE 2.5 – Artères rénales d'un cochon avec injection de produit de contraste (0.2 mmol Gd/kg)(a) et avec la technique de marquage de spin (b)

Mais hormis un bon résultat à propos de la taille du voxel d'acquisition, cette séquence n'a pas été retenue car elle demandait de 10 à 12 minutes d'acquisition en respiration libre (avec 60% d'efficacité pour le navigateur) pour l'acquisition d'une seule phase cardiaque. Un autre inconvénient à été celui de ne pas pouvoir marquer uniquement le sang ventriculaire pour explorer la crosse aortique et l'aorte descendante (utilisation de bandes de saturation).

Une séquence destinée à faire l'étude de la dynamique cardiaque a été présentée par Markl et al. [53]. Ils ont proposé de faire des acquisitions dynamiques sur le ventricule gauche au moyen d'une séquence rapide par contraste de phase. L'encodage de la vitesse était programmée dans les trois directions de l'espace pour le muscle cardiaque.

Une analyse vectorielle dans une interface dédiée a montré que ce type d'applications était utile à l'identification d'une mauvaise contractilité du muscle cardiaque. Nous avons essayé de suivre cette méthode sur la paroi artérielle mais le signal s'est révélé trop faible pour fournir des résultats significatifs.

Face à l'impossibilité technique d'effectuer une séquence d'imagerie 4D avec une bonne résolution spatiale et un temps d'examen court, j'ai séparé le problème en deux séquences :

- Une première séquence destinée à extraire la géométrie vasculaire à partir des images statiques. Cette séquence devait être bien résolue et de bon contraste entre la lumière artérielle et les tissus environnants.
- Une deuxième séquence destinée à animer la dynamique de la paroi, où sa caractéristique principale n'était pas sa résolution spatiale mais sa résolution temporelle. Le temps d'acquisition devait être le plus court possible.

Je me suis donc servi de la séquence injectée sans changer sa première indication radiologique. Une fois la géométrie vasculaire reconstruite, je pouvais animer les déplacements point par point, basé sur une séquence en mode *CINÉ*. Ainsi le résultat statique détaillé sera animé sans perdre sa résolution spatiale. Il est acceptable que si la deuxième séquence possède une résolution inférieure, les mouvements (et non pas la géométrie) ne seront pas significatifs en dessous de cette nouvelle valeur.

Le temps d'acquisition est maintenant très favorable avec 18s en apnée pour la séquence injectée, et 2 minutes supplémentaires ($8 \times 15s$ d'apnée) pour la séquence en mode *CINÉ*.

2.2.2 Séquence destinée à extraire la géométrie native

Pour le design de cette première séquence, il n'y a pas eu de nouveauté car elle existait déjà dans le protocole habituellement utilisé pour l'aorte. En effet, l'utilisation d'une séquence à effet angiographique (section 2.3(a)), avec injection de produit de contraste (Gadolinium), donne à notre méthode l'information suffisante pour extraire la géométrie vasculaire *native*. Le terme *native* revient du fait qu'elle est le point de départ morphologique d'une géométrie vasculaire qui sera discrétisée en volumes finis (Chap 3), pour ensuite être déformée suivant les déformations existantes dans la séquence dynamique. Elle convient parfaitement car elle possède une excellente résolution spatiale et la séparation (segmentation) entre lumière vasculaire et tissus environnants est très accessible (fig. 2.6).

Cependant, des consignes importantes ont été retenues en vue d'une cohérence spatiale avec la séquence dynamique en mode *CINÉ*. Les consignes sont les suivantes :

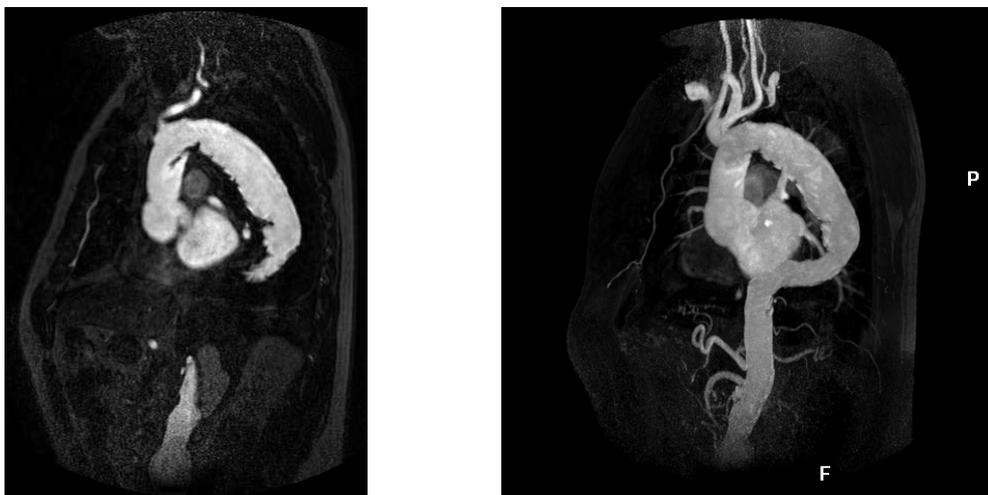


FIGURE 2.6 – Coupe native et reconstruction MIP sur une séquence injectée pour un patient avec deux Stent-Grafts aortiques

- le centrage et l'orientation de la séquence injectée doivent être sauvegardés pendant la séance d'examen pour être utilisés par la séquence dynamique. Ce paramètre permet de combiner les deux applications, morphologie et mouvement, sans avoir à recalculer les volumes obtenus.
- le FOV doit être ajusté au patient pour obtenir une résolution spatiale optimale, voisine de $1.4mm^3$ pour le voxel reconstruit.
- cette séquence doit précéder la séquence en mode *CINÉ*, le gadolinium injecté, responsable d'une diminution du T1 et du T2 pour le sang, peut être un avantage supplémentaire pendant l'état d'équilibre (steady state) des spins du sang pour la séquence suivante (SSFP, true Fisp ou balanced-TFE).

Les paramètres utilisés sont les suivants :

- mode 3D et 1 apnée de 15.5 s.
- technique = écho de gradient (FFE)
- contraste = T1
- type de balayage pour l'espace K = CENTRA
- tissu de référence = gado T1 = 50 ms
- angle de bascule = 35°
- $\frac{TR}{TE} = \frac{3.8ms}{1.37ms}$
- phases cardiaques = 1
- champ de vue (FOV) = 420 mm

- matrice = 432 mm
- reconstruction = 512
- ACQ voxel (mm) = 0.97 / 1.09 / 4
- REC voxel (mm) = 0.82 / 0.82 / 2
- Sense = 2
- nombre de coupes = 50
- épaisseur de coupe = 2 mm
- SAR (W/kg)/level = <2.4/1
- WFS (pix) / Max. BW (Hz) = 0.469 / 462.9

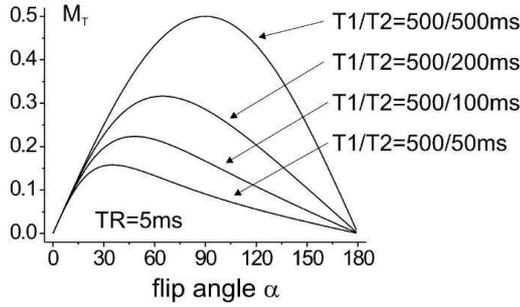
2.2.3 Séquence destinée à suivre la dynamique de la paroi

Cette deuxième séquence va nous permettre de suivre la dynamique de la paroi. Les images obtenues en mode CINE seront traitées numériquement et pour cette raison elles doivent être libres d'artéfacts. Les divergences entre la réalité morphologique et l'information présente dans les volumes dynamiques fausseraient les déplacements appliqués à la géométrie native. La résolution spatiale d'une séquence SSFP n'est pas sa caractéristique principale. Par contre, elle peut segmenter le cycle cardiaque avec une bonne résolution temporelle (50ms).

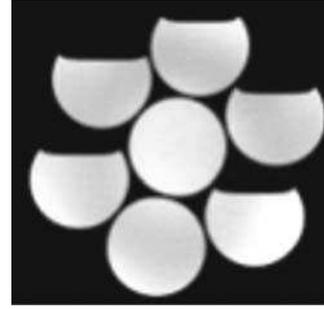
Pendant les dernières années, les séquences du type balanced-SSFP ont occupé une place très importante en imagerie diagnostique et fonctionnelle. Elles proposent un très bon rapport signal sur bruit et leur contraste est T2/T1 (liquides et graisses en hypersignal). Nous avons choisi d'utiliser cette séquence à la suite de la séquence injectée car le gadolinium encore présent peut être un avantage dans le signal récupéré.

Dans ce cas le T1 et le T2 du sang sont similaires et ont des valeurs comprises entre 50 et 150ms. Le signal récupéré par cette séquence suit la relation 2.2 où $E_1 = e^{-\frac{TR}{T_1}}$ et $E_2 = e^{-\frac{TR}{T_2}}$. D'après Scheffler et al. [54], l'angle de bascule optimal correspond à la solution de la relation 2.3. La figure 2.7 montre l'angle de bascule optimal pour différents rapports de T1/T2. D'après l'auteur nous pouvons donc récupérer le maximum de signal pour un angle de 90° si notre rapport $\frac{T_1}{T_2}$ est voisin de l'unité.

Mais cette séquence est très sensible aux hétérogénéités du champ et présente nombreux artéfacts. Si un *Shim* parfait n'est pas fait dans la zone d'exploration, ou bien si le TR n'est pas suffisamment court, des problèmes de perte brusque de signal peuvent apparaître sur l'image sous la forme de bandes noires. D'un autre côté, des effets de susceptibilité magnétique et des problèmes liés aux flux par les effets *off-resonance* présentent des artéfacts dans l'image après le pic systolique (Fig.2.8). L'idéal pour limiter les problèmes de *banding* est de choisir un TR le plus court



(a) Optimisation de l'angle de bascule



(b) Image sur plusieurs concentration de gadolinium

FIGURE 2.7 – Signal de Steady State suivant l'angle de bascule, si $T_1=T_2$, le signal est au maximum pour un angle de 90° . Bouteilles avec différentes concentrations de gadolinium, la réduction des temps T_1 et T_2 est similaire ($50 \sim 100ms$), raison pour laquelle le signal est le même.

possible. Mais il est clair que même avec un champ complètement homogène, les problèmes par effet de flux entrant seront encore présents. Markl et al. [55] ont fait des simulations, ont travaillé sur fantôme et sur l'humain pour déterminer les paramètres qui sont en jeu dans ce processus. Pour l'instant le changement dans le signal SSFP est complexe. Il est lié aux décalage fréquentiel causé par le flux sortant de la coupe et à l'élargissement de ce territoire. Face à ce problème, j'ai opté pour faire des tests sur fantôme avec différents débits et différents angles jusqu'à obtenir des images sans artéfacts. Il s'est avéré nécessaire de réduire l'angle à 30° pour obtenir des résultats exploitables numériquement.

$$M_{SS} = M_0 \frac{\sqrt{E_2(1 - E_1) \sin(\alpha)}}{1 - (E_1 - E_2) \cos(\alpha) - E_1 E_2} \quad (2.2)$$

$$\cos(\alpha) = \frac{\frac{T_2}{T_1} - 1}{\frac{T_2}{T_1} + 1} \quad (2.3)$$

Pour ce qui est du mode d'acquisition, le mode 3D serait optimal, ce qui augmenterait de $\sqrt{2}$ le rapport signal sur bruit. Mais ça forcerait à faire cette partie de l'examen en une seule apnée de 2 minutes, ce qui est impossible chez un patient malade ou chez un volontaire sain. Une seule possibilité se présente alors avec un navigateur respiratoire, qui autorise l'acquisition en mode 3D, mais prolonge le temps d'acquisition à 12 minutes pour une efficacité de 60%.

Pour rentrer dans les spécifications du cahier de charges, je suis parti d'une sé-

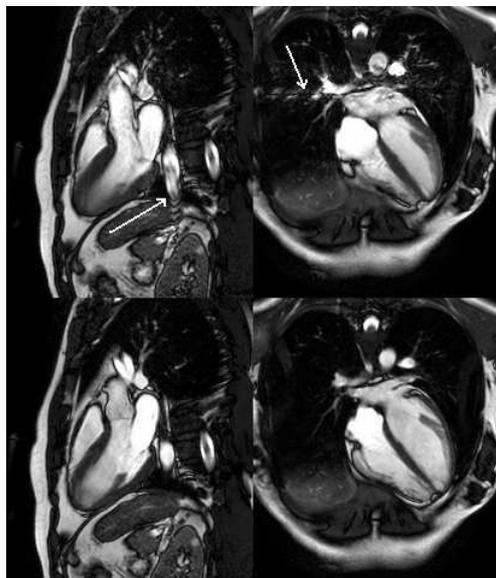


FIGURE 2.8 – Coupes du cœur d'un volontaire sain. Angle de bascule 90° , avec produit de contraste. La flèche indique les artéfacts produits en fin de systole

quence classique utilisée pour l'analyse de la fonction cardiaque. J'ai cherché à faire des voxels isotropes dans un volume couvrant la même zone d'exploration que la séquence injectée. J'ai gardé la même orientation, le même centrage et j'ai optimisé les paramètres de séquence pour obtenir un signal suffisant et libre d'artéfacts. Le résultat disponible directement se présente comme une mosaïque composée de coupes sagittales en mode ciné (Fig. 2.9). Les paramètres utilisés ont été les suivants :

- mode multicoupes 2D en 8 apnées successives de 15 s.
- technique = écho de gradient (FFE)
- imagerie rapide = Turbo field echo (TFE)
- contraste = balanced
- angle de bascule = 30°
- $\frac{TR}{TE} = \frac{3.2ms}{1.55ms} = 2$
- phases cardiaques = 20
- champ de vue (FOV) = 320mm
- matrice = 160mm
- reconstruction = 256
- ACQ voxel (mm) = 2.00 / 2.33 / 6
- REC voxel (mm) = 1.25 / 1.25 / 3

- Sense = 1.5
- nombre de coupes = 25
- épaisseur de coupe = 6mm
- gap = -3mm
- SAR (W/kg)/level = <0.3/0
- TFE duration shot / acquisition (ms) = 47.1/47.1
- facteur TFE / nombre de shots = 15 / 4
- WFS (pix) / Max. BW (Hz) = 0.300 / 723.8

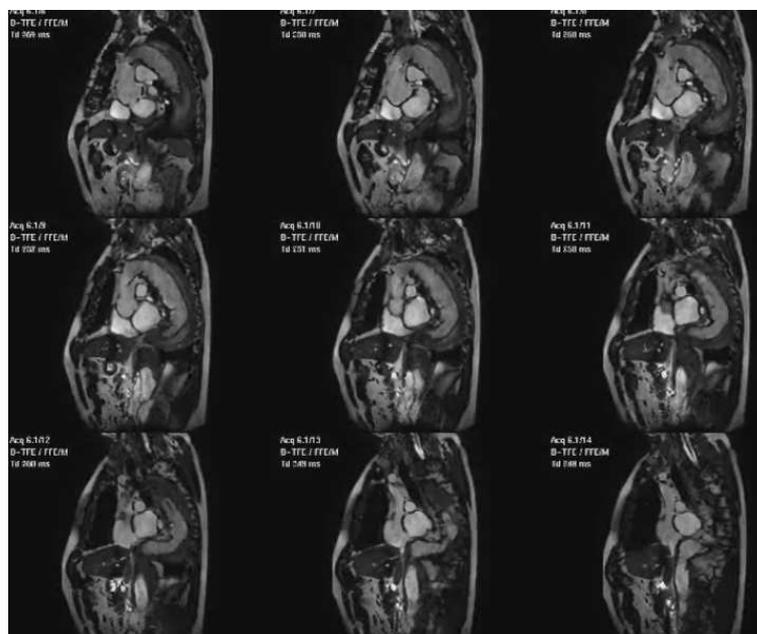


FIGURE 2.9 – Séquence destinée à observer la dynamique de la paroi effectuée sur le même patient avec deux Stent-Grafts

Il faut noter que la présence d'un Stent-Graft aortique peut fortement gêner l'acquisition du signal, si le matériel de fabrication est ferromagnétique. Les Stent-Grafts actuels sont conçus avec des matériaux non ferreux car ses concepteurs cherchent à donner un vide de signal à la place des structure métallique. Mais la mise en place de clips métalliques sur le stent, qui servent de marqueurs de position pendant le geste interventionnel, peut induire des artéfacts plus importants. La figure 2.10 illustre quelques artéfacts retrouvés dans les images SSFP quand on place un stent-graft (Valiant, Medtronic, Santa Rosa CA, EU) dans une bouteille d'eau. La plupart des erreurs

de signal (*banding*) sont causés par la présence du métal dans l'aimant principal, ce qui perturbe l'acquisition de l'image, par un décalage fréquentiel dans le signal RMN. D'autres sont liés aux interfaces nettes entre l'eau et le métal par susceptibilité magnétique. Pour le reste, un vide de signal correspond très bien à la géométrie du stent aortique présenté. Les images ont une résolution spatiale de $0.42 \times 0.42 \times 3\text{mm}^3$.

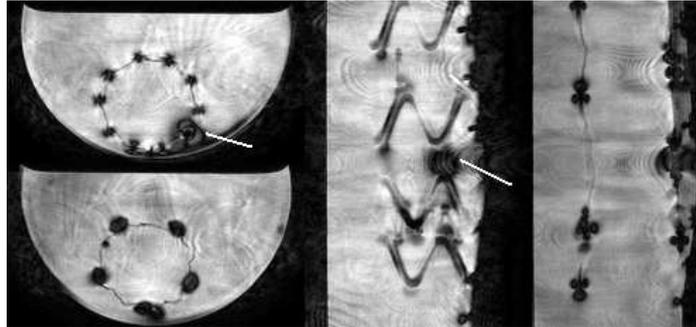


FIGURE 2.10 – Images SSFP, artéfacts sur un Stent-graft placé dans une bouteille d'eau

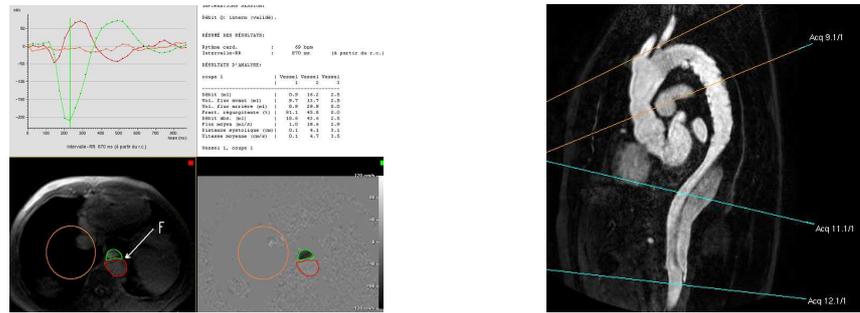
2.2.4 Séquence destinée à mesurer le flux sanguin

La vélocimétrie IRM par contraste de phase doit établir un compromis entre la précision et la gamme dynamique de la mesure. Les mesures idéales sont obtenues quand la vitesse d'encodage (VENC) correspond exactement au maximum des vitesses à travers la coupe sélectionnée. Le contraste retrouvé dans les images quantitatives est fonction de cette VENC. Il n'est donc pas possible d'avoir à la fois une bonne précision sur des faibles et des fortes vitesses. Cherchant à obtenir un bon contraste sur les faibles vitesses, une mesure peut être faite avec une VENC faible mais inférieure à la vitesse maximale. Dans ces conditions, le phénomène d'*aliasing* (repliement) est retrouvé. Une technique pour corriger, ou *desaliasé*, les images quantitatives a été proposée par Herment et al. [56]. Ils ont proposé une approche régularisée de dépliage des phases reposant sur deux acquisitions avec un gradient faible pour VENC puis une troisième acquisition avec un gradient intense pour VENC. Les deux premières acquisitions permettent d'obtenir par contraste de phase une image de vitesse bruitée mais sans phénomènes de repliement, puis la première et la dernière, une image *aliasée* mais non bruitée. Le temps d'acquisition est allongé de 50% mais le *désaliasing* de cette seconde image permet l'obtention de cartes de vitesse de qualité.

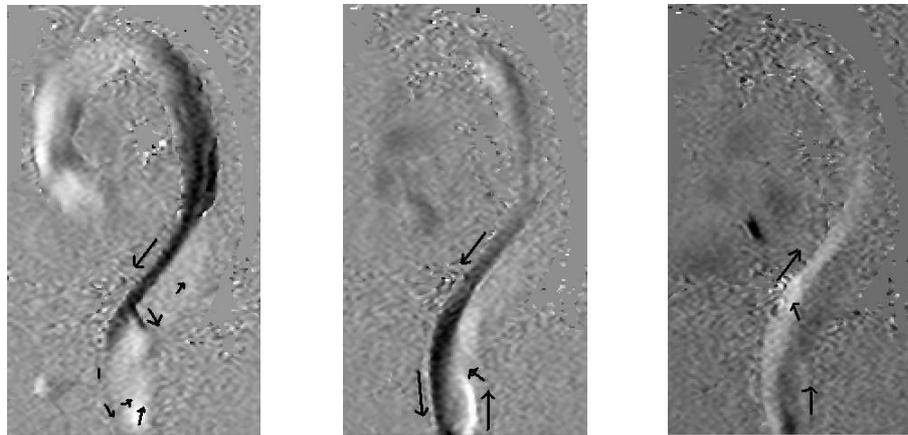
Pour notre application, les mesures de flux doivent être effectuées aux entrées / sorties de l'aorte ou du segment d'artère étudié. Pour cela le problème d'*aliasing* n'est pas une difficulté majeure car une VENC différente est utilisée à chaque étage de la mesure, tenant compte des vitesses habituellement retrouvées. Cependant certaines considérations sont à retenir pour obtenir une mesure qui correspond vraiment à la réalité physiologique du patient :

- Chaque coupe doit être perpendiculaire à l'axe du vaisseau. Le manipulateur/trice se sert des images sagittales et coronales pour optimiser l'orientation et le centrage de la séquence.
- Chaque étage de mesure a une VENC différente suivant que l'on se trouve à la racine de l'aorte, aux vaisseaux du cou, dans un anévrisme ou au niveau de l'aorte descendante. Chaque résultat est contrôlé cherchant toujours un compromis entre bon contraste et absence d'*aliasing*. Dans le cas peu fréquent où ce type de repliement est présent dans l'image reconstruite, une nouvelle acquisition est lancée avec une VENC plus élevée.
- L'entrée et toutes les sorties du segment aortique étudié doivent être mesurées car ces informations sont la base de travail pour construire les conditions de frontière (CL) des calculs numériques. Au moins une mesure doit être obtenue à un étage intermédiaire, elle est indispensable pour le contrôle des résultats numériques. Ce type de mesures intermédiaires ne fait pas partie des CL et sont utiles pour corréler les résultats numériques (voir chap.4).

La validité de ce type de mesures est souvent discuté par les cliniciens car nombreuses mesures de flux ne correspondent pas avec la réalité. Mais il est vrai qu'une bonne pratique de ce type de séquences permet de fournir des informations très précises sur le profil des vitesses rentrant dans la grande circulation [18, 19]. Par contre, une étude précise du flux régnant dans une artère coronaire est plus discutable car le nombre de pixels compris dans la région d'intérêt (ROI) est statistiquement insuffisant. Typiquement, avec une résolution de $1.4 \times 1.4 \text{mm}^2$ sur une coronaire de 3mm de diamètre, la précision de l'IRM de flux n'est pas adaptée aujourd'hui pour cette indication. Pour les applications citées dans cette thèse, nous avons en moyenne 515 pixels pour la racine de l'aorte et l'aorte descendante, 212 pour les vaisseaux du cou (TABC, artère carotide commune et artère sous-clavière), 64 pour les carotides avant la bifurcation et 32 pour les artères carotides externes et internes. Nous avons mis en valeur le facteur "cohérence des flux" dans notre traitement des données hémodynamiques. Quelques corrections à ce sujet sont exposées à la section 3.5. Pour le moment, nous estimons le décalage de la vitesse par rapport au zéro donné sur une région d'intérêt quelconque sur les structures immobiles environnantes.



(a) Vrai et faux chenal d'une Dissection. (b) Reconstruction MIP, Repérage



(c) Pic Systolique (d) Fin de systole (e) Diastole

FIGURE 2.11 – Les ROI placées sur l'image morphologique, analysent le signal pour quantifier la vitesse. Les courbes représentent le flux à travers la section. La reconstruction MIP sert de repère anatomique. Les images en sagittal (codage de la vitesse dans la direction FH) permettent de voir ici un effet "accordéon", le flux à travers les portes d'entrée et de ré-entrée.

Conclusion

L'imagerie médicale est une indication nécessaire pour le diagnostique et pour le suivi des pathologies artérielles. Plusieurs séquences d'imagerie ont été étudiées dans ce chapitre. Un protocole modifié a été retenu donnant accès a des informations supplémentaires avec un double objectif : les images sont utiles non seulement au corps médical mais aussi aux applications de mécanique des fluides numérique. Les trois séquences développées à cet effet fournissent les conditions de frontière nécessaires à la résolution des équations différentielles de Navier-Stokes. D'un côté, une

séquence injectée pour l'extraction de la géométrie native avec une bonne résolution spatiale. D'autre part, et encore sous l'effet du gadolinium, une séquence du type balanced-SSFP pour suivre l'évolution de la paroi vasculaire. Et finalement, un recueil de données hémodynamiques à l'entrée et aux sorties du segment d'artère étudié.

Les paramètres retenus pour ces séquences ne sont pas des valeurs optimales et une recherche approfondie serait souhaitable pour éliminer définitivement le problème des artéfacts dans les images dynamiques, améliorer le contraste et travailler avec des voxels isotropes. Une piste intéressante est celle de travailler sur une séquence rapide du type balanced-SSFP pondérée T1 avec produit de contraste et suppression de graisse [54].

La méthode présentée dans le chapitre suivant intègre les données images dans une chaîne de traitements qui prépare et résout un calcul réaliste basé sur un modèle mathématique non couplée à paroi mobile.

Chapitre 3

Traitement des Images Médicales

Introduction

3.1 Description de la chaîne de traitements

Quand nous allons au marché un dimanche ensoleillé, en général c'est pour nous *balader*, pour *rencontrer* des amis et pour nous *approvisionner* de quelques fruits et légumes que les producteurs ont eu le soin de nous *présenter* agréablement. Mais avant de *déguster* les produits du terroir, il faut bien *laver* et *cuire* certains d'entre eux. C'est alors que nous pouvons les *manger*. Ensuite il nous reste à *revenir* au marché *chercher* d'autres produits...

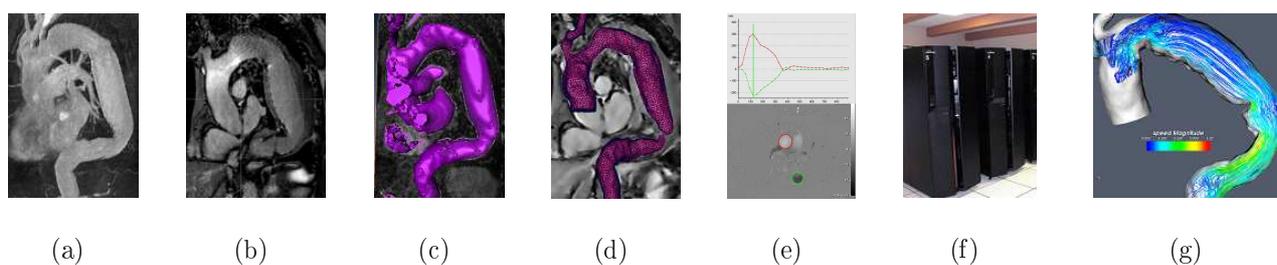


FIGURE 3.1 – Description des maillons de la chaîne : géométrie brute (a), mouvement brut (b), extraction de la géométrie *native* (c), déplacement de la géométrie *native* (d), hémodynamique (e), HPC (f), imagerie fonctionnelle par CFD (e)

Tout ceci pour montrer que tout ce qui veut être opérationnel doit être pratique. Si j'ai illustré mon travail avec cet exemple, c'est qu'il y a une analogie avec les procédés qui seront décrits dans les sections suivantes. Tout élément d'une chaîne de traitement doit être optimisé en fonction de ses éléments d'entrée et de sortie. En plus, si

nous savons que les avancées en matière de techniques en imagerie sont importantes, il faut dès maintenant préparer les codes qui vont les traiter. L'architecture de programmation des codes doit être faite de façon modulaire pour atteindre les niveaux de développement nécessaires aux caractéristiques du problème. La Fig.3.1 expose les différents éléments qui rendent possible la transformation des images médicales en images fonctionnelles vasculaires.

3.1.1 Maillons de la chaîne

Nous avons déjà vu que l'IRM pouvait s'adapter aux spécifications d'une chaîne de post-traitement, à condition d'obtenir à la sortie des images brutes de bonne qualité. Pour l'application qui nous concerne, trois paquets d'information nous sont donnés en entrée. Un volume avec la morphologie (Fig.3.1(a)), un volume avec la dynamique de la paroi (Fig.3.1(b)) et un volume avec les mesures de flux à différents étages de l'artère étudiée (Fig.3.1(e)). Pour compléter les maillons de la chaîne de traitement proposée, plusieurs algorithmes vont se charger d'extraire la géométrie artérielle *native* (Fig.3.1(c)), de déplacer cette géométrie en accord avec la dynamique de la paroi vasculaire (Fig.3.1(d)) et de préparer les conditions hémodynamiques en accord avec le segment d'artère étudié (Fig.3.1(e)). Ces informations sont nécessaires pour lancer les calculs CFD dans un système HPC (*High Performance Computing*) muni d'un code Navier-Stokes performant, afin de résoudre la mécanique des fluides numérique (Fig.3.1(f)). Finalement, les résultats CFD doivent correspondre aux réalités hémodynamiques du patient à travers les animations virtuelles en 3D. C'est un outil d'*imagerie fonctionnelle vasculaire* accessible au clinicien et au biomécanicien.

3.1.2 Présentations des Logiciels

Les programmes utilisés pour développer le concept de chaîne décrit plus haut ont la caractéristique d'avoir des fonctionnalités bien diverses, mais tournent autour d'un ou plusieurs formats compatibles. Ils ont été choisis parmi ceux qui étaient à notre disposition et parmi ceux qui se présentaient avec un meilleur rapport entre convivialité des interfaces utilisateur et fonctionnalités. Il est bien accepté qu'un nouveau code puisse prendre la place d'un de ceux décrits ci-dessous, car l'approche modulaire de notre chaîne de traitement le permet.

MRIcro et le format ANALYZE

MRIcro (www.mricro.com) est un logiciel libre qui permet de visualiser facilement les images DICOM provenant de l'imageur, au format *ANALYZE-7* (Mayo Clinic, Rochester, USA., www.mayo.edu/bir/). Il est basé sur l'organisation des données dans deux fichiers, au lieu d'en avoir un par image. Ceci est pratique quand le volume de données peut atteindre 1000 images. Alors il est possible de transformer ce volume de données en deux fichiers de types différents : un fichier d'entête (*.hdr) et un fichier de données brutes (*.img) qui portent le même nom.

- **Le fichier image *.img** : Le fichier image est une suite ininterrompue de valeurs correspondant aux données des voxels dans un paquet d'images DICOM (selon les cas, entiers non signés, entiers signés, virgule flottante ou double précision). Chaque fichier *.img est généralement associé à un fichier d'entête contenant des informations sur l'organisation de ces données image.
- **Le fichier d'entête *.hdr** : *ANALYZE* adopte un fichier de 348 octets qui contient les informations nécessaires au traitement géométrique. Il est divisé en différents champs :
 - DIM taille de l'image en voxels (x,y et z)
 - VOX taille des voxels en mm (x,y et z)
 - TYPE codage des valeurs des voxels
 - SCALE coefficient d'échelle.
 - OFFSET offset des valeurs des voxels dans *.img (en octets).
 - ORIGIN coordonnée du point d'origine, le centrage de la séquence par exemple.
 - DESCRIP description (un string).

Comme j'ai choisi de travailler de façon modulaire, j'utilise le format analyze pour passer d'une tâche de post-traitement à une autre sans avoir des soucis de format. L'autre avantage est qu'il me permet d'accéder à tout moment aux résultats intermédiaires.

Un module *slice Viewer* permet de parcourir un ou plusieurs volumes par l'intermédiaire d'une glissière. Le volume peut être observé en différents points de vue (coronal, sagittal, axial, ou les trois).

MATLAB 7.0

MATLAB (www.mathworks.fr) est un langage de calcul scientifique de haut niveau. C'est un environnement interactif pour le développement d'algorithmes, la visualisation et l'analyse de données, ou encore pour le calcul numérique. En utilisant MATLAB, nous pouvons résoudre des problèmes de calcul scientifique et réaliser des

prototypes logiciels presque aussi performants qu'avec les langages de programmation traditionnels, tels que C, C++ et Fortran.

MATLAB offre un certain nombre de fonctionnalités pour la documentation et le partage du travail. On peut aussi intégrer le code MATLAB avec d'autres langages et applications, et distribuer les algorithmes et applications MATLAB.

Ses principales fonctionnalités sont :

- Langage de haut niveau pour le calcul scientifique.
- Environnement de développement pour la gestion du code, des fichiers et des données.
- Outils interactifs pour l'exploration itérative, la conception et la résolution de problèmes.
- Fonctions mathématiques pour l'algèbre linéaire, les statistiques, l'analyse de Fourier, le filtrage, l'optimisation et l'intégration numérique.
- Fonctions graphiques 2-D et 3-D pour la visualisation des données.
- Outils pour la construction d'interfaces graphiques personnalisées.
- Fonctions pour l'intégration d'algorithmes développés en langage MATLAB, dans des applications et langages externes, tels que C/C++, Fortran, Java, COM et Microsoft Excel.

Avec nos algorithmes développés *in house*, nous avons intégré la boîte à outils *SPM* qui est distribuée gratuitement dans la communauté scientifique avec une licence libre GNU (General Public Licence <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm>). Cette intégration nous a servi de point de départ pour le calcul des déformations de la paroi vasculaire, sur la base des volumes dynamiques obtenus par IRM.

Développé initialement en 1994 par John Ashburner et Karl Friston, membres et collaborateurs du Wellcome Department of Cognitive Neurology (Institute of neurology, University College of London), la boîte à outils *SPM* représente l'implémentation des concepts du traitement statistique de séries d'images réunissant toutes les fonctions nécessaires au traitement des différentes modalités d'imagerie d'activation cérébrale (imagerie par résonance magnétique fonctionnelle et tomographie par émission de positrons). Il propose toutes les fonctions nécessaires aux prétraitements, telles que la normalisation spatiale, le recalage et l'échantillonnage entre les images de modalités différentes.

Principales tâches développées sous l'environnement *MATLAB* :

- Filtrage des images.
- Extraction de la géométrie vasculaire par la méthode Level Set.
- Calcul des déformations de la paroi basé sur les images d'IRM dynamiques.
- Écriture des maillages mobiles et quelques opérations sur le maillage natif.

- Préparation et correction des CL pour les débits d'entrée / sortie.

Nous avons utilisé des fichiers au format ANALYZE pour les manipulations géométriques, les maillages ont été écrits au format *.cas (FLUENT/UNS) et les CL au format *.txt (Texte).

AMIRA 4.0 et son interface 3D

AMIRA est un système de modélisation et visualisation 3D, développé conjointement par Konrad-Suze-Zentrum et Visual Concepts GmbH. Il vient du Open Inventor Toolkit proposé par TGS Template Graphics Software, Inc. Le logiciel Amira 4 est un produit de Mercury Computer System mis à jour sur sa version 4 en 2006. Il s'agit d'un système multifonctionnel de visualisation et modélisation de données. Il permet de manipuler virtuellement tout type de données scientifiques à partir de domaines d'applications aussi variés que la médecine, la chimie, la physique ou l'ingénierie. Son principe général de fonctionnement repose sur la représentation de toute base de données dans un espace de gestion appelé "object pool", où l'on peut associer différentes opérations. Ce logiciel autorise une représentation numérique fidèle d'une image y compris en 3 dimensions, avec un outil 3D de navigation et de visualisation de cette image. Ce logiciel fonctionne sur la base de modules et de données-objets. Les modules permettent de visualiser les données-objets ou de réaliser des calculs sur ces données-objets. Une fenêtre représente en tridimensionnel l'objet étudié sur demande, ce qui permet de vérifier en permanence la correspondance des modifications apportées à la réalité anatomique 3-D. La correspondance entre la géométrie discrétisée et son volume d'imagerie associé peut être validée visuellement par l'affichage des deux modules dans le même espace virtuel. Un exemple de résultat de segmentation d'un AAA par la méthode level (section 3.3.1) set en 3D est donné à la figure.3.2 où une coupe morphologique nous sert de référence pour valider l'extraction de la forme anatomique.

Les structures en 3D peuvent être représentées par des maillages convenables aux simulations numériques (CFD), à savoir les surfaces triangulaires (éléments finis) et les volumes tétraédriques (volumes finis). Amira propose des méthodes pour générer de tels maillages à partir des données de segmentation manuelles ou automatiques (section 3.3).

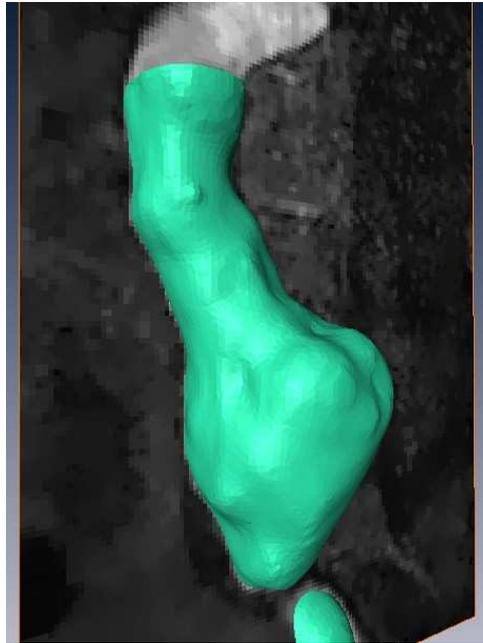


FIGURE 3.2 – Corrélation entre la représentation surfacique d'un anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) avec son volume d'imagerie morphologique. Sert à contrôler le processus d'extraction de la géométrie vasculaire *native*

3.2 Filtrage des images

Les images obtenues sont en niveaux de gris et possèdent un rapport signal/bruit plus ou moins important suivant le type d'acquisition. En effet, des coupes fines d'IRM ($< 3mm$) ont un rapport signal/bruit plus faible que les coupes plus épaisses ($> 5mm$). En réalité c'est le volume du voxel d'acquisition qui détermine l'intensité de signal utile sur le bruit de fond. Il est important d'ôter ce bruit afin de faciliter l'opération de segmentation qui sera développée plus loin dans ce manuscrit. L'objectif des filtres est d'homogénéiser les niveaux de gris des voxels qui correspondent à la lumière vasculaire et d'accentuer ceux qui marquent la limite avec la paroi artérielle. Nous avons à disposition deux filtres qui ont pour objectif l'amélioration des contours, un filtre de diffusion anisotropique basé sur les équations de diffusion, et un filtre de flou sélectif basé sur le rapport signal/bruit. Mais nous avons aussi un filtre qui a un autre objectif : le filtre gaussien part d'un niveau de filtrage très élevé pour ajuster la déformation de la paroi par un processus de filtrage dégressif.

Par la suite, nous allons décrire ces filtres qui sont utilisés dans la chaîne de

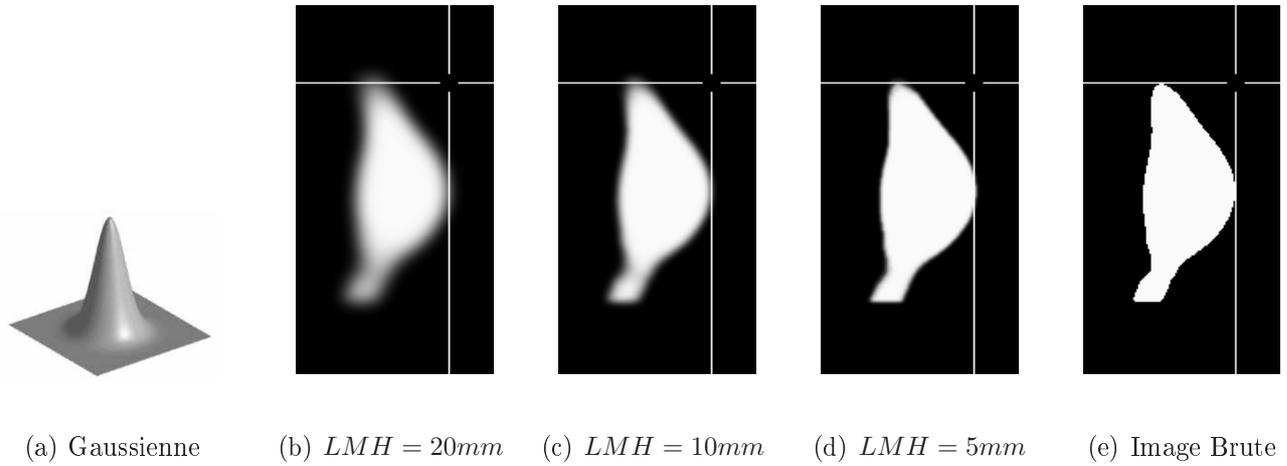


FIGURE 3.3 – Exemples du filtrage gaussien sur une coupe provenant de la segmentation d’un volume d’un fantôme d’anévrisme. Plusieurs niveaux de filtrage sont appliqués pour arriver à optimiser la transformation entre deux volumes (section 3.4.2).

traitement.

3.2.1 Filtre Gaussien

Un filtrage gaussien est appliqué aux volumes d’images avant l’analyse statistique (section 3.4.2). L’algorithme qui estime les déformations de la paroi par rapport au volume *natif* a en effet besoin de ce pré-traitement pour deux raisons :

- Les données d’imagerie présentent des auto-corrélations spatiales. En effet, le signal acquis dans un voxel n’est pas indépendant de celui des voxels voisins. Rappelons que l’image réelle acquise est assimilable à la convolution d’une image idéale par une fonction de dispersion ponctuelle liée à la résolution spatiale intrinsèque de la méthode d’acquisition. La connaissance de ces auto-corrélations est nécessaire par exemple pour faire des corrections dans les images. Cependant, leurs caractéristiques sont difficiles à estimer et elles ne sont de toute façon jamais parfaitement connues par les techniques de restauration d’image (déconvolution). Ici, un filtrage passe-bas (gaussien) est imposé dont les caractéristiques de corrélation spatiale sont, elles, parfaitement connues. Il est utile dans la recherche d’une déformation optimale par filtrage dégressif des volumes natif et cible.
- La déformation spatiale n’est jamais parfaite. L’application d’un filtrage gaussien a aussi l’intérêt de réduire l’effet des imperfections locales de déformation spatiale.

$$G_j = \frac{e^{-\frac{j^2}{2s^2}}}{\sqrt{2\pi s^2}} \quad (3.1)$$

$$s = \frac{LMH}{\sqrt{8 \ln(2)}} \quad (3.2)$$

Le filtrage gaussien est réalisé par convolution discrète du volume *natif* et du volume *cible* par un noyau gaussien G_j dont l'amplitude à j unités du centre est définie par la relation suivante. Où LMH est la largeur en mm à mi-hauteur de la Gaussienne. Un exemple de filtrage dégressif est exposé à la figure 3.3(a).

3.2.2 Filtre de *Flou Selectif*

L'utilisation de ce filtre est inspirée des travaux de Soltanian-Zadeh et al [57, 58]. Ce filtrage utilise les informations contenues dans les pixels voisins du point considéré. Il a été développé en 2D et le masque (ensemble des pixels pris en compte) est de taille $M \times M$ et est appelé G .

Modèle théorique

On obtient l'image filtrée après convolution de l'image originale par le masque G :

$$I_{filtre} = G \otimes I \quad (3.3)$$

$$G_{ij} = \frac{g_{ij}}{\sum_{k=1}^M \sum_{l=1}^M g_{kl}} \quad (3.4)$$

Avec i, j les éléments du masque de convolution (lignes, colonnes). Les différents coefficients de G sont calculés avec normalisation par l'équation :

$$I_{filtre} = G \otimes I \quad (3.5)$$

Où g_{kl} est le poids attribué aux différents pixels voisins et avec $0 < g_{ij} < 1$, $1 \leq i \leq M$ et $1 \leq j \leq M$. G est donc calculé suivant l'environnement du point considéré comme dans le filtre de diffusion anisotropique décrit précédemment. Ce filtre tient compte du SD (bruit de l'appareil d'imagerie), la déviation standard ou l'écart type du signal. En posant $S(X, Y)$ l'intensité du pixel considéré et $S(x, y)$ l'intensité des pixels voisins, les coefficients de pondération du filtre proviennent des

équations suivantes :

$$\begin{cases} g_{ij}(X, Y) = 1 & \text{si } |S(X, Y) - S(x, y)| < 2SD \\ g_{ij}(X, Y) = \frac{1}{|S(X, Y) - S(x, y)|} & \text{si } |S(X, Y) - S(x, y)| > 2SD \end{cases} \quad (3.6)$$

avec,

$$\begin{cases} x = X - \left(\frac{M+1}{2} - i\right) \\ y = Y - \left(\frac{M+1}{2} - j\right) \end{cases} \quad (3.7)$$

On utilise un rapport signal/bruit connu de l'appareil d'imagerie (IRM Philips Intera 1.5T) qui est entre dix et vingt, suivant la résolution spatiale, le nombre d'acquisitions et autres paramètres de la séquence. Ce filtre permet de fixer un seuil statistique de telle sorte que seuls les pixels qui atteignent ce seuil seront filtrés. Quand la variation de l'intensité des pixels contenus dans le filtre est proche des valeurs de fluctuation du bruit, le poids attribué est maximal et égal à 1 mais si ces variations ne sont pas du niveau des fluctuations du bruit, et donc proviennent d'un détail important de l'image, le poids est limité pour conserver cette information locale.

Algorithme

On calcule la nouvelle valeur du point central en chargeant les valeurs des pixels voisins, leurs différents poids (calculés en fonction de l'écart type donné et des différences entre le point central et ces voisins) chacun dans un vecteur 1D.

```
% On remplit la matrice de gradient
```

```
mat_gradient = abs(matrice - mat_pt_central);
```

```
for num_coeff = 1 : nb_lignes * nb_colonnes
```

```
    if mat_gradient(num_coeff) < 2 * SD
```

```
        mat_poids(num_coeff) = 1;
```

```
    else
```

```
        mat_poids(num_coeff) = 0; % 1 / mat_gradient(num_coeff);
```

```
    end
```

```
end
```

```
% On calcule la matrice resultats
```

```
for num_coeff = 1 : nb_lignes * nb_colonnes
```

```
    mat_resultats(num_coeff) = matrice(num_coeff) * mat_poids(num_coeff);
```

```
end
```

```

% Calcul de la somme des elements de la matrice contenant les resultats
somme_mat_resultats = sum(mat_resultats);

% Calcul de la somme des elements de la matrice contenant les poids
somme_mat_poids = sum(mat_poids);

% Détermination de la valeur du point central
point_central = somme_mat_resultats / somme_mat_poids;
point_central = uint16(point_central);

```

Résultats

Concernant la taille du masque, nous nous sommes basés sur les travaux de D. Gensanne [59] sur les tissus adipeux et nous avons implémenté un filtre 9x9. L'exemple présenté ici illustre l'influence du filtre sur une image de l'aorte thoracique traitée par Stent-Graft.

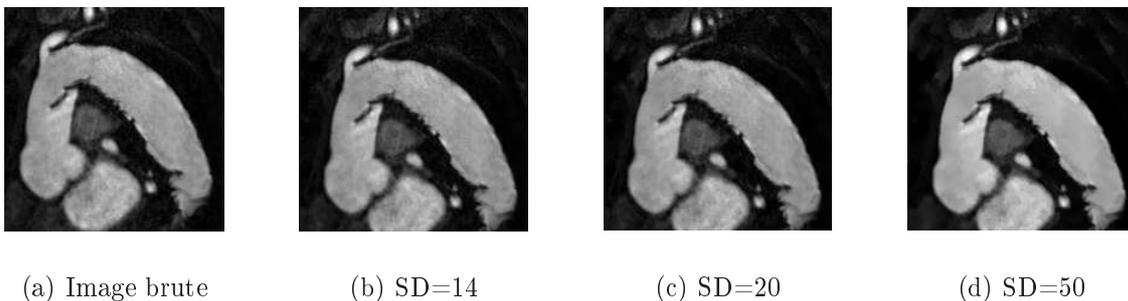


FIGURE 3.4 – Coupe Sagittale Oblique d'une séquence injectée. Opérations de filtrage avec plusieurs niveaux de SD pour le filtre de flou sélectif

Les paramètres de séquence de l'image étudiée sont assez bons car l'injection de produit de contraste lui donne un excellent contraste (Fig.3.4(a)), mais il faut savoir aussi que la finesse de ses voxels ($0.88 \times 0.88 \times 1.6mm^3$) donne un rapport signal sur bruit qui est estimé à 14 [59] pour l'appareil d'imagerie en question. Nous pouvons observer les résultats du filtrage pour $SD = 14$ (Fig.3.4(b)), ce qui équivaut à une image théoriquement "non bruitée". Nous sommes allés plus loin dans le filtrage en forçant sur le paramètre SD , pour $SD = 20$ (Fig.3.4(c)) et même $SD = 50$ (Fig.3.4(d)). Les résultats sont visiblement intéressants pour le traitement numérique des images. Le seul inconvénient est que ce filtre est actuellement fait pour travailler avec des images 2D et un développement vers l'analyse volumique est assez difficile à implémenter. Nous l'utilisons alors en mode multicoupes 2D.

Nous allons voir par la suite un filtre qui utilise l'information des trois directions de l'espace pour filtrer un volume d'imagerie. La possibilité de combiner deux filtres nous a paru intéressante. La segmentation des images est très sensible aux problèmes d'irrégularités de signal entre coupes voisines, surtout quand elles sont épaisses ($< 4mm$) par rapport à la direction de la coupe ($\sim 1mm$). Utiliser les deux filtres nous donne la possibilité de coupler les fonctionnalités des deux méthodes.

3.2.3 Filtre par diffusion anisotrope

C'est un filtre que nous avons trouvé approprié pour réduire le bruit et homogénéiser les zones de niveaux de gris voisins. Il est décrit par P. Perona et J. Malik pour le filtrage des images en 2D [60]. Ce filtrage s'inscrit dans la lignée des filtres EPSF (Edge Preserving Smoothing Filtering), c'est-à-dire que théoriquement il préserve les contours des objets tout en filtrant les zones homogènes.

Modèle théorique

L'équation de diffusion de la chaleur est isotrope (3.8a) mais ce filtre modifie cette condition par l'utilisation de l'équation de diffusion anisotrope (3.8b) pour que les contours ne soient pas traités de la même manière :

$$\frac{\delta f}{\delta t} = c\Delta f \quad (3.8a)$$

$$\frac{\delta f}{\delta t} = \text{div}[h(f, t) \cdot \nabla f] \quad (3.8b)$$

Ici $h(f, t)$ est une fonction généralement du module de la dérivée de f (signal), maximale pour une dérivée nulle et décroissante lorsque le gradient croît ; on choisit généralement deux options :

- Option 1 : favorise les forts contrastes sur les faibles contrastes (3.9a)
- Option 2 : favorise les régions étendues sur les petites régions (3.9b)

$$h(f, t) = e^{-\frac{|\nabla f|^2}{\kappa^2}} \quad (3.9a)$$

$$h(f, t) = \frac{1}{1 + \left(\frac{|\nabla f|}{\kappa}\right)^2} \quad (3.9b)$$

Si κ est petit, les petits gradients arrivent à bloquer la conduction. Une grande valeur réduit l'influence des gradients d'intensité sur la conduction.

Ce filtre, initialement utilisé en 2D, a été développé au CHU de Rangueil pour traiter des volumes d'images représentant des morphologies en 3D. L'algorithme codé en

langage MATLAB tient compte des 26 voisins du voxel traité. La longueur de son code source, est compensée par son efficacité et ses possibilités de parallélisation. En effet, l'algorithme itératif utilise des opérations matricielles simples et indépendantes pour calculer massivement le coefficient de diffusion (eq.3.9a) ou (eq.3.9b), pour ensuite l'appliquer massivement aux voxels filtrés suivant la formule (eq.3.8b).

Algorithme

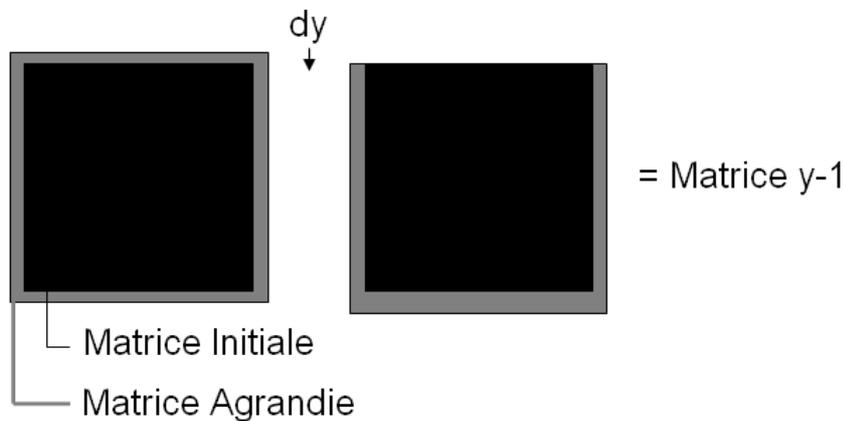


FIGURE 3.5 – Calcul du gradient dans la direction y-1

Pour l'implémentation discrète du filtre, le gradient de l'image est calculé pour chaque direction en regardant le pixel voisin, ici l'exemple pour les colonnes :

$$\frac{\delta}{\delta x} I = I(x + \Delta x, y, z) - I(x, y, z) \quad (3.10)$$

Cette écriture est simplifiée par la suite :

$$\frac{\delta}{\delta x} I(x + \Delta x, y, z, t) \text{ sera le raccourci pour } I(x + \Delta x, y, z, t) - I(x, y, z, t) \quad (3.11)$$

En posant,

$$c(x + \Delta x, y, z, t) \cdot \frac{\delta}{\delta x} I(x + \Delta x, y, z, t) = \Psi_{x+1,y,z,t} \quad (3.12)$$

Nous pouvons définir la contribution du voxel voisin à droite :

$$c(x + \Delta x, y, z, t) = h(I(x + \Delta x, y, z), t) \quad (3.13)$$

où c est le coefficient de diffusion et $\Delta x = 1$ voxel.

Ensuite, par analogie, nous pouvons faire la même chose pour les contributions des voxels à gauche, devant, derrière, en haut, en bas et ainsi tous les 26 voisins. Nous pouvons alors compléter l'équation avec toutes les contributions :

$$\begin{aligned}
\frac{\delta}{\delta t} I(x, y, z, t) = & \Psi_{x+1,y,z,t} + \Psi_{x-1,y,z,t} \\
& + \Psi_{x,y+1,z,t} + \Psi_{x,y-1,z,t} + \Psi_{x+1,y+1,z,t} + \Psi_{x-1,y+1,z,t} \\
& + \Psi_{x+1,y-1,z,t} + \Psi_{x-1,y-1,z,t} + \Psi_{x,y,z+1,t} + \Psi_{x,y,z-1,t} \\
& + \Psi_{x+1,y,z+1,t} + \Psi_{x-1,y,z+1,t} + \Psi_{x,y+1,z+1,t} + \Psi_{x,y-1,z+1,t} \\
& + \Psi_{x+1,y+1,z+1,t} + \Psi_{x-1,y+1,z+1,t} + \Psi_{x+1,y-1,z+1,t} + \Psi_{x-1,y-1,z+1,t} \\
& + \Psi_{x+1,y,z-1,t} + \Psi_{x-1,y,z-1,t} + \Psi_{x,y+1,z-1,t} + \Psi_{x,y-1,z-1,t} \\
& + \Psi_{x+1,y+1,z-1,t} + \Psi_{x-1,y+1,z-1,t} + \Psi_{x+1,y-1,z-1,t} + \Psi_{x-1,y-1,z-1,t}
\end{aligned} \tag{3.14}$$

Le codage se fait par une méthode matricielle pour laquelle MATLAB répond de façon très efficace. Pour ce faire, au volume initial on ajoute un voxel dans toutes les directions de l'espace. Si par exemple nous avons un volume à filtrer contenant $512 \times 512 \times 50$ voxels, après modification nous aurons un volume de $514 \times 514 \times 52$ voxels. Un exemple en 2D est donné à la Fig.3.5. Le calcul du gradient $I(x, y - \Delta y, z) - I(x, y, z)$ revient à soustraire la matrice initiale avec son homologue déplacée de dy . Le code pour le calcul des gradients se présente finalement de la façon suivante :

```

% Construit diff1 qui est le même que diff mais
% avec des zeros extra autour de lui.

diff1 = zeros(rows+2, cols+2, slices+2);
diff1(2:rows+1, 2:cols+1, 2:slices+1) = diff;

% Calcule les gradients (delta*) dans les directions
% Nord, Sud, Est, Ouest, Haut, Bas, NE, NO, SE etc..

deltaN = diff1(1:rows, 2:cols+1, 2:slices+1) - diff;
deltaS = diff1(3:rows+2, 2:cols+1, 2:slices+1) - diff;
deltaE = diff1(2:rows+1, 3:cols+2, 2:slices+1) - diff;
deltaW = diff1(2:rows+1, 1:cols, 2:slices+1) - diff;
deltaNE = diff1(1:rows, 3:cols+2, 2:slices+1) - diff;
deltaNW = diff1(1:rows, 1:cols, 2:slices+1) - diff;
deltaSE = diff1(3:rows+2, 3:cols+2, 2:slices+1) - diff;
deltaSW = diff1(3:rows+2, 1:cols, 2:slices+1) - diff;

```

```

deltaU = diff1(2:rows+1,2:cols+1,1:slices) - diff;
deltaD = diff1(2:rows+1,2:cols+1,3:slices+2) - diff;
deltaUN = diff1(1:rows,2:cols+1,1:slices) - diff;
deltaUS = diff1(3:rows+2,2:cols+1,1:slices) - diff;
deltaUE = diff1(2:rows+1,3:cols+2,1:slices) - diff;
deltaUW = diff1(2:rows+1,1:cols,1:slices) - diff;
deltaUNE = diff1(1:rows,3:cols+2,1:slices) - diff;
deltaUNW = diff1(1:rows,1:cols,1:slices) - diff;
deltaUSE = diff1(3:rows+2,3:cols+2,1:slices) - diff;
deltaUSW = diff1(3:rows+2,1:cols,1:slices) - diff;
deltaDN = diff1(1:rows,2:cols+1,3:slices+2) - diff;
deltaDS = diff1(3:rows+2,2:cols+1,3:slices+2) - diff;
deltaDE = diff1(2:rows+1,3:cols+2,3:slices+2) - diff;
deltaDW = diff1(2:rows+1,1:cols,3:slices+2) - diff;
deltaDNE = diff1(1:rows,3:cols+2,3:slices+2) - diff;
deltaDNW = diff1(1:rows,1:cols,3:slices+2) - diff;
deltaDSE = diff1(3:rows+2,3:cols+2,3:slices+2) - diff;
deltaDSW = diff1(3:rows+2,1:cols,3:slices+2) - diff;

```

Le coefficient de diffusion étant calculé à partir des gradients précédents le codage est simple et rapide. Un bon filtrage nécessite plusieurs itérations. A chaque itération l'image sera modifiée, un coefficient d'atténuation λ doit être ajouté pour ne pas perdre le contrôle de l'algorithme. Dans la relation 3.15 les itérations sont identifiées par le facteur temps :

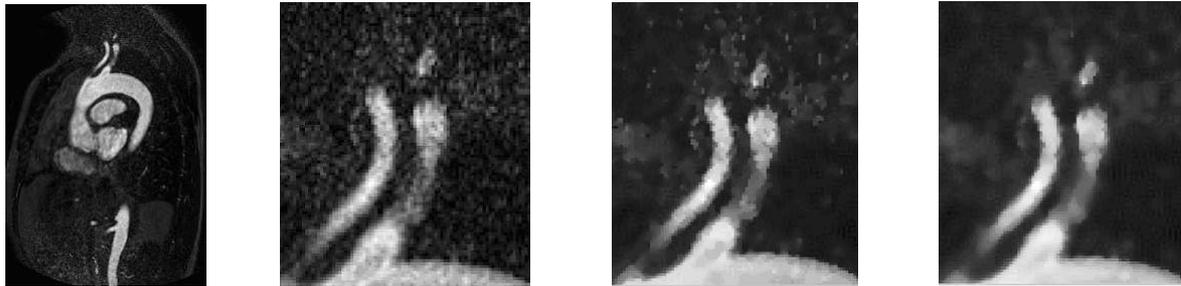
$$I_{t+1} = I_t + \lambda \sum_{i=1}^{26} c_i \nabla_i I_t \quad (3.15)$$

avec I_1 le volume image de départ qui est non filtré.

Résultats

Suivant l'intensité du coefficient κ et le nombre d'itérations, les résultats peuvent être très différents. Ce qu'il faut garder en tête c'est qu'il ne faut pas détruire l'information utile de l'image initiale, tout en essayant de lisser le plus possible les régions qui sont morphologiquement homogènes, facilitant par la suite le calcul de la segmentation. Ci-dessous, nous présentons les résultats obtenus avec différents paramètres de filtre sur une image du volume traité.

La figure 3.6(a) représente une image du volume original, avant le traitement par filtrage. Un zoom sur la région des vaisseaux du cou 3.6(b) permet d'observer l'effet



(a) Image brute

(b) Zoom

(c) filtrage option 1

(d) filtrage option 2

FIGURE 3.6 – Coupe Sagittale Oblique d'une séquence injectée. Opérations de filtrage avec les deux options du filtre de diffusion anisotrope

"salt & pepper", ce qui confirme l'existence d'un bruit de fond dans l'image. La figure 3.6(c) illustre le résultat du filtrage par diffusion anisotrope utilisant l'option 1 (eq.3.9a) et les paramètres suivants : $\kappa = 40$, nombre d'itérations=3, $\lambda = 0.06$. Le bruit est fortement diminué et l'image résultat conserve bien les informations "vraies". La figure 3.6(d) illustre le résultat du filtrage par diffusion anisotrope utilisant l'option 2 (eq.3.9b) et les paramètres suivants : $\kappa = 30$, nombre d'itérations=3, $\lambda = 0.06$. Le bruit est enlevé mais les structures géométriques sont mieux préservées, la précision de la segmentation en sera améliorée. C'est l'option qui sera choisie pour la segmentation par la méthode *Level Set*(Section 3.3.1).

3.3 Extraction de la géométrie "*native*"

De nos jours, la segmentation des structures anatomiques est un sujet très important en imagerie médicale. En effet, c'est un problème difficile à résoudre dans bien des situations puisque les images sont généralement très bruitées et leur niveau moyen de signal n'est pas constant, en raison d'une hétérogénéité du champ magnétique et d'une collecte non linéaire du signal au niveau des antennes (section 2.1). La majorité des méthodes est basée sur deux grands principes : une séparation par seuils d'intensité observés sur l'histogramme du volume (segmentation par seuillage) ou bien avec des fonctions "supérieures" qui utilisent les gradients de l'image pour déplacer des hyper-surfaces fermées. Mais jusqu'à présent, aucune technique véritablement efficace et robuste n'a vu le jour, aucune qui puisse être complètement automatique aux yeux du clinicien.

Dans cette section nous allons exposer deux techniques d'extraction mises à preuve au Laboratoire sur des volumes d'IRM à effet angiographique (séquence injectée). La

méthode Level Set, implémentée sous un algorithme MATLAB 7 et la méthode par seuils d'intensité, pratiquée dans l'environnement 3D de AMIRA 4.

3.3.1 Méthode de segmentation par Level Set

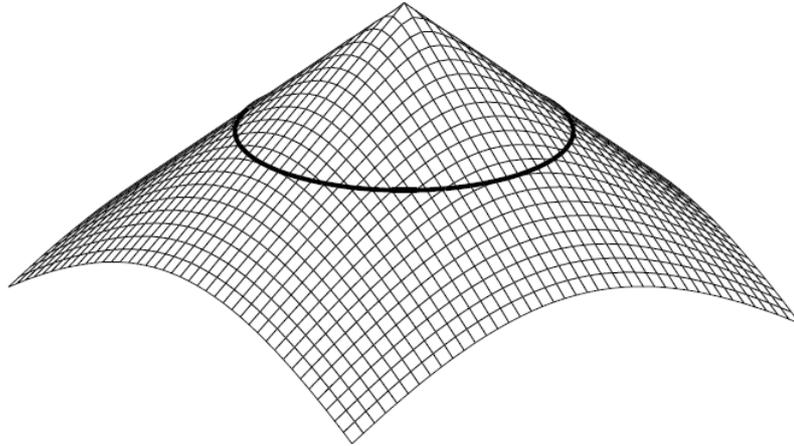
Les méthodes *Level Set*, développées par Osher et Sethian en 1988 [61] sont aujourd'hui utilisées avec succès dans de nombreux domaines. Quelques applications sont la reconnaissance des formes en traitement d'images, la robotique, l'optimisation des trajectoires, la réalisation d'images de synthèse et la mécanique des fluides numérique. Le principal avantage de l'approche *Level Set* est de pouvoir représenter implicitement une interface statique sur un maillage eulérien conventionnel. La plupart des applications utilisant cette méthode sont décrites dans un livre édité en 1999 par Cambridge University Press à Berkeley [62]. En imagerie médicale, la méthode *Level Set* est très répandue et l'on retrouve plusieurs applications combinant l'IRM, la mécanique des fluides numérique et la méthode *Level Set*. Mais elles sont encore difficilement applicables en clinique [63–66].

Dans ce qui va suivre, je vais exposer le principe de la méthode *Level Set* et de son implémentation dans un algorithme MATLAB codé au CHU de Rangueil pendant mon travail de thèse. Dans une deuxième partie j'exposerai les résultats obtenus sur quelques exemples concrets d'extraction de géométries vasculaires.

Méthode Level Set et Algorithme

La méthode standard de segmentation bouge des marqueurs sur une courbe, tandis que la méthode *Level Set* crée un lien entre l'évolution de la courbe et les lois de conservation de l'énergie en physique. Nous allons nous intéresser au principe et aux équations de la méthode *level set rapide* [67]. L'équation pour la propagation d'un front avec une vitesse F , fonction de la courbure C , est mise en relation avec une loi hyperbolique de conservation pour la propagation de ce front. L'idée centrale est de suivre l'évolution d'une fonction ϕ de distance pour laquelle ses valeurs zero correspondent toujours à la position du front propagé (zero-distance)(Fig.3.7). Le déplacement de cette fonction d'évolution est déterminé par une équation différentielle partielle d'un ordre supérieur qui autorise des bords tranchants, des coins aigus et des changements de topologie dans l'ensemble des zéros qui décrivent l'interface.

Cette approche générale attire un grand nombre d'applications à trois dimensions, comme c'est le cas des problèmes qui sont sensibles à la courbure (tension de surface), ou bien ceux qui subissent des changements complexes de topologie. Pour une interface à une dimension se déplaçant dans un espace à deux dimensions (image 2D),

FIGURE 3.7 – Fonction signée de distance ϕ définie pour un rectangle.

l'algorithme *Level Set* est une méthode qui consomme $O(n^2)$ par pas de temps, où n est le nombre de points dans l'espace 2D (nombre de pixels de l'image). C'est le point coûteux de la méthode. Et si nous cherchons à résoudre un problème à trois dimensions, alors ça devient très coûteux pour le calculateur avec $O(n^3)$ opérations par pas de temps. Pour l'exemple, un volume d'image peut faire $512 \times 512 \times 50 = 13107200$ calculs par pas de temps !

Mais une solution pour accélérer le calcul existe déjà et consiste à utiliser uniquement les points qui sont près de l'interface. Cette technique appelée *Narrow Band* (NB) permet de faire face au grand nombre de données présentes dans un volume 3D, tout en gardant les fonctionnalités de la méthode initiale. L'algorithme itératif fait alors les étapes suivantes :

Avec une courbe initiale,

- (1) l'algorithme calcule les distances eulériennes signées sur le "tube", de part et d'autre de la courbe d'interface. Intérieur négatif, extérieur positif.
- (2) l'algorithme met à jour la matrice du domaine et fait évoluer ϕ dans le "tube".
- (3) si la courbe est près du bord du domaine, l'algorithme ré-initialise la surface en passant par (1) et refait un nouveau maillage rectangulaire pour continuer les calculs (Fig.3.8).
- (4) sinon, il va sur (2).

Si on définit γ_0 comme le front initial fermée et $\phi(x,t), x \in R^2$ une fonction sca-

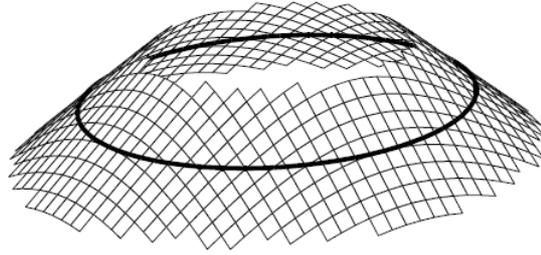


FIGURE 3.8 – Fonction signée de distance ϕ définie pour une zone (NB) proche à l'interface.

laire telle que au temps t , l'ensemble de niveau-zéro de $\phi(x, t)$ est la courbe γ_t . Ensuite les distances eulériennes entre la courbe γ_0 et tout point de ϕ sont définies par $\phi(x, 0) = \pm d(x)$. Maintenant si on considère le déplacement vers un niveau défini par $\phi(x(t), t) = C$, avec $x(t)$ la trajectoire de la particule, nous pouvons écrire que sa vitesse instantanée dans la direction normale au front de propagation est donnée par la fonction de vitesse F :

$$\frac{\delta(x)}{\delta(t)} \cdot n = F \quad (3.16)$$

$$n = -\frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|} \quad (3.17)$$

Naturellement, si l'algorithme se base uniquement sur la courbure du front pour définir la vitesse de ce dernier, notre interface ne va pas s'arrêter au niveau de la paroi vasculaire. Si nous voulons trouver la position de la paroi, nous devons alors intégrer le gradient du volume d'imagerie (gradients de niveaux de gris en 3D) dans F . La vitesse de propagation sera donc fonction de l'inverse du gradient, ainsi, à fort gradient, la vitesse sera nulle et le front s'arrêtera. Pour des problèmes d'instabilité, un gradient d'ordre 2 est aussi intégré dans l'expression de la vitesse. Il sert à piéger le front au niveau de la paroi et contrôle les débordements.

La forme générale de l'équation d'ensemble de niveaux de Sethian correspond à la relation (3.18). Si nous faisons intervenir les gradients de l'image et le terme attractif (gradient d'ordre 2) nous avons la relation (3.20). Le terme de courbure est représenté par la relation (3.19).

$$\begin{cases} \phi_t - F|\nabla\phi| = 0 \\ \phi(x, t = 0) = \pm d(x) \end{cases} \quad (3.18)$$

$$k = \frac{\phi_{yy}\phi_x^2 - 2\phi_x\phi_y\phi_{xy} + \phi_{xx}\phi_y^2}{(\phi_x^2 + \phi_y^2)^{3/2}} \quad (3.19)$$

Finalement, ϕ est solution de l'équation différentielle partielle (3.20) avec la condition $\phi(x, t = 0) = \pm d(x)$ sur les distances.

$$\frac{\delta\phi}{\delta t} + \underbrace{k_I(1 - \varepsilon k)}_{\text{Vitesse du front}} |\nabla\phi| - \underbrace{\beta\nabla P}_{\text{Terme attractif}} \cdot \nabla\phi = 0 \quad (3.20)$$

Avec $k_I(1 - \varepsilon k)$ la vitesse de propagation du front, k_I fonction des gradients du volume d'imagerie et k la courbure moyenne de poids ε . Le terme $\beta\nabla P$ correspond au terme attractif où P est fonction du gradient d'ordre deux de poids β .

Résultats 3D

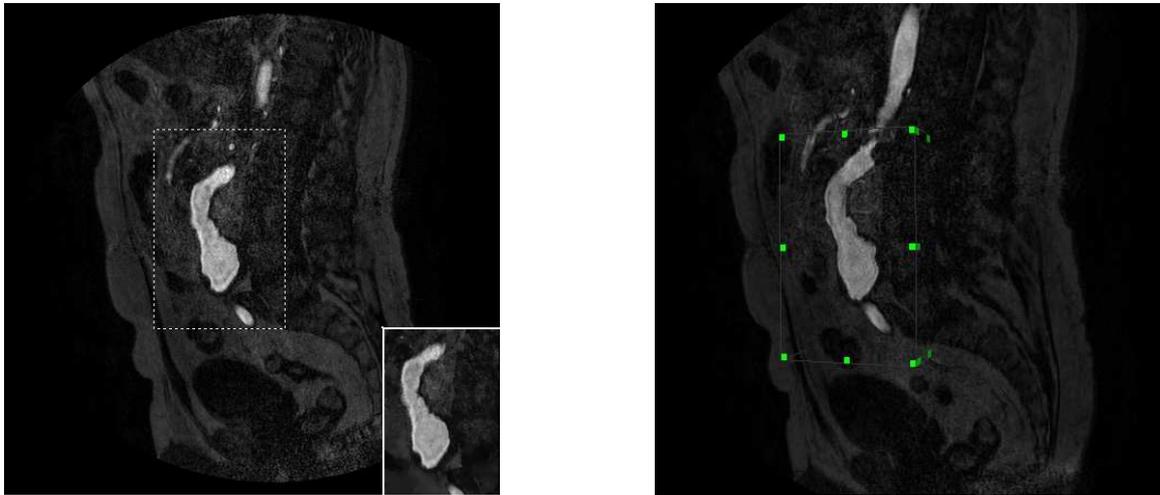
En pratique, la mise en place de l'algorithme de segmentation demande beaucoup de ressources mémoire. La taille des multiples volumes image est importante : matrice $512 \times 512 \times 50$ voxels ; avec un nombre d'images fonction de l'épaisseur de coupe, la mémoire vive d'un ordinateur de bureau est vite saturée. Plusieurs solutions sont donc envisagées pour remédier à ce problème :

- Définition d'une bande de calcul autour du front (Fig.3.8).
- Diminution de la taille de la matrice (Fig.3.9).

Dans une image acquise, beaucoup d'informations sont inutiles autour du volume à explorer. Il faut donc découper le volume à travers la sélection d'une région d'intérêt. Par exemple n'en garder que l'aorte abdominale si l'objectif est l'étude du comportement du flux sanguin et de sa paroi au niveau d'un AAA. Cette simplification peut être faite sous MATLAB (Fig.3.9(a)) avant l'opération de filtrage (gain de temps) ou bien sous AMIRA (Fig.3.9(b)). Le volume obtenu sera soumis au traitement d'extraction de la géométrie *native* et représente une base morphologique, pour le premier maillage statique et ses homologues dynamiques. Alors pour être cohérent en termes de centrage et taille des images, nous verrons à la section (3.4) que cette opération de simplification sera identique et automatique pour les volumes dynamiques.

Pour diminuer la taille de la matrice, nous pouvons encore partager le volume image en plusieurs sous-volumes. La segmentation peut-être lancée en parallèle (à partir de plusieurs points de départ) sur chacun d'entre eux. Les fronts se propagent et se retrouvent aux frontières pour faire un seul volume.

Les premiers tests ont été élaborés sur des formes simples acquises dans des conditions "idéales", telle une bouteille remplie d'un mélange eau et liquide de contraste (iode). Comme il y a un grand nombre d'images (près de 350 coupes au scanner), il



(a) Matlab

(b) Amira

FIGURE 3.9 – Coupe sagittale sur un AAA, simplification du volume avec les interfaces Matlab et Amira. L'opération de filtrage se fait automatiquement après la simplification avec MATLAB

est nécessaire de partager le volume en plusieurs petits volumes et de les segmenter bout à bout. L'algorithme effectue sa tâche. Le front se propage sans problème dans les coupes fines (environ 1 mm d'épaisseur) et le contraste est excellent. Il n'y a pas de problèmes d'arrêt du front. La forme de la bouteille est retrouvée aisément (Fig.3.10). Le premier résultat est mis en forme sous Matlab grâce à la fonction "isosurface", on ne voit que le haut de la bouteille et on peut remarquer la présence de bulles d'air sur le côté (la bouteille était couchée et remplie d'eau lors de l'acquisition des images).

Un deuxième résultat est obtenu sur un fantôme d'anévrisme de l'aorte thoracique (Fig.3.11(a)). Pour cette expérimentation nous avons utilisé un montage à écoulement pulsé grâce à un ventricule de prothèse de Thoratec. Nous avons directement obtenu les images dynamiques (20 phases) avec une séquence IRM du type balanced-SSFP (Fig.3.11(b)). Étant donné que les images étaient de bonne qualité, nous avons fait plusieurs tests à différents moments du cycle cardiaque, ce qui nous a permis de reconstruire la géométrie dynamique pour ce fantôme (Fig.3.11(c)).

3.3.2 Méthode de segmentation par seuillage et proche voisin

Les travaux réalisés par deux étudiants en médecine (un en 4^{ième} année et l'autre, interne en chirurgie vasculaire) dans le cadre d'unités d'enseignement, ont été l'occa-

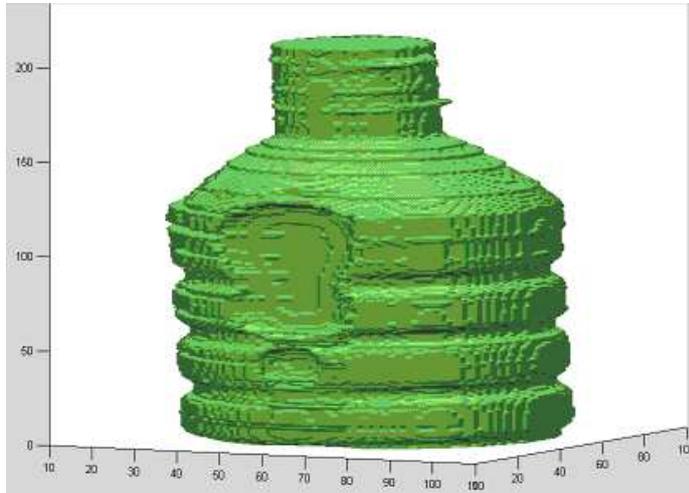
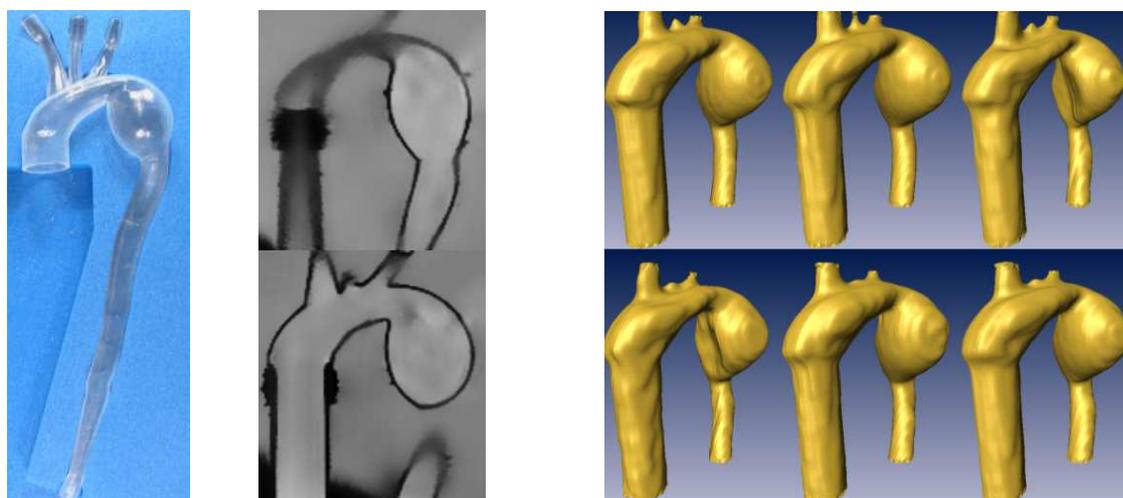


FIGURE 3.10 – Premier résultat par la méthode *Level Set* sur une bouteille couchée remplie d'eau, affichage du volume avec l'interface de MATLAB

sion d'évaluer les techniques d'extraction basées sur deux méthodes. La méthode *Level Set* (automatique mais lente) que nous venons de voir et la méthode par seuillage et proche voisin (plus manuelle mais rapide). L'application de la méthode de filtrage et d'extraction des géométries vasculaires a été bien intégrée par les deux étudiants. Mais ils se sont familiarisés beaucoup plus vite avec AMIRA qui a une interface intuitive en 3D. Les images provenant de séquences à effet angiographique (Section 2.3(a)) ont été importées au format ANALYZE avec MRICro (Sec.3.1.2) pour être ensuite filtrées avec MATLAB et traitées dans l'interface AMIRA 4. Ce travail a eu lieu au Laboratoire d'Imagerie Interventionnelle Vasculaire du Service du Prof. H. Rousseau, au CHU de Rangueil.

Aucune difficulté pour la prise en main du logiciel. Pour ce travail nous avons utilisé une méthode de segmentation de l'histogramme du volume, combinée à une contrainte de connectivité entre les voxels voisins. A travers une interface 3D, l'utilisateur a pu sélectionner un seuil sur l'histogramme associé à l'étude. En général, pour ce type de séquences, l'histogramme est divisé en deux pics très nets, alors le placement du seuil est assez facile. Ensuite, tout le travail consiste à vérifier et corriger les voxels qui ont été pris comme étant à l'intérieur de la lumière artérielle. L'interface AMIRA permet aussi de bien définir les limites de la zone à explorer. Une fois définis, le programme AMIRA réalisera une extraction de la surface par dessus ces voxels, et ceci par une méthode de triangulation sur la surface. Le rôle du stagiaire était d'arriver à cette reconstruction de surface en accord avec les images IRM et tout autre matériel à



(a) fantôme d'AAT (b) Images b-SSFP (c) Extraction Level Set multi phases

FIGURE 3.11 – Résultats d'extraction par la méthode Level Set à partir d'une séquence dynamique b-SSFP sur un fantôme d'AAT. Affichage avec l'interface AMIRA 4

disposition. En cas de doute, certains patients avaient d'autres types d'examens, tels qu'un scanner ou une angiographie.

Exemple d'une dissection de l'aorte

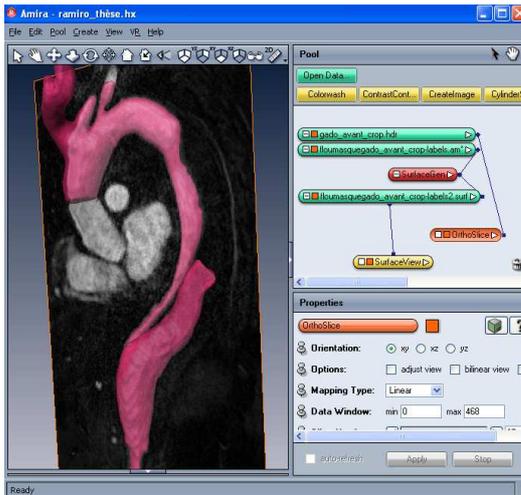
Cette pathologie a été analysée grâce à l'outil informatique. L'aorte était celle d'un patient souffrant d'une pathologie vasculaire complexe : il avait développé une dissection aortique dont le traitement avait été médical 2 années plus tôt. Aucun geste thérapeutique n'ayant été réalisé, l'aorte comportait au lieu d'une seule lumière, un vrai et un faux chenal. Le contrôle évolutif avait permis d'objectiver la survenue d'un anévrisme sacciforme de l'aorte au niveau de la crosse. L'attitude médicale a consisté en la pose d'un Stent-Graft localisée au site de l'anévrisme.

Pour l'extraction de la géométrie avant la mise en place du Stent-Graft, une séquence IRM à effet angiographique a permis d'identifier le vrai et le faux chenal de la dissection, ainsi que l'anévrisme sacciforme développé au niveau de l'arche aortique. Nous avons décidé de garder l'aorte dans toute sa longueur pour observer d'un côté les portes d'entrée et de réentrée de la dissection chronique, et de l'autre, l'anévrisme au niveau de l'arche, raison de cet examen diagnostique avec produit de contraste.

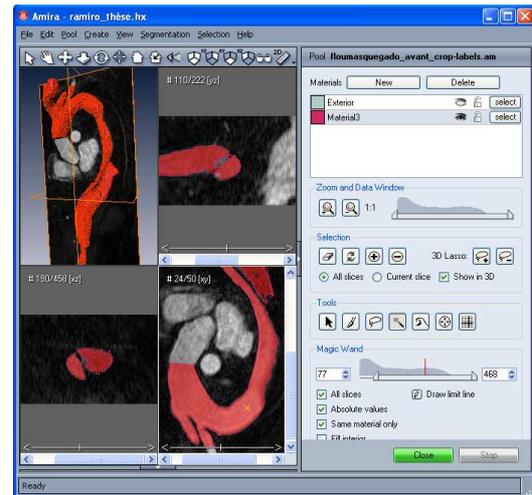
Pour ce dossier, il a été demandé de préparer plusieurs reconstructions.

- une première avec la morphologie réaliste,

- la deuxième avec quelques simplifications (collatérales),
- la troisième avec l'exclusion virtuelle du sac anévrysmal
- et la quatrième avec la fermeture virtuelle d'une porte d'entrée au niveau de la dissection.



(a) Gestions des objets



(b) Editeur de segmentation

FIGURE 3.12 – Gestion des objets dans le "pool" et Interface de l'éditeur de segmentation dans AMIRA 4. Segmentation par seuillage de l'histogramme et contrainte de voxels voisins

A travers les fenêtres de l'éditeur de segmentation (Fig.3.12(b)), les images sont analysées et les structures anatomiques sont identifiées afin de décider de la démarche à suivre. L'histogramme donne un point de départ car il choisit des voxels qui sont au dessus du seuil. La contrainte des voxels voisins impose que tous les voxels ayant une intensité supérieure au seuil et étant connectés au premier voxel sélectionné, sont dans la lumière artérielle. Ceci permet d'exclure certaines zones comme le cœur, et quelques collatérales, en effaçant leur connexion. La figure 3.14(a) et 3.14(b) illustrent l'aorte avec ses principales collatérales, tandis que la figure 3.14(c) et 3.14(d) montre déjà une simplification. Ces manipulations sont nécessaires pour la préparation du maillage destiné aux calculs CFD. L'entrée et les sorties seront par la suite des "patch" bien définis avec des CL hémodynamiques. Ils doivent correspondre à la position des coupes de vélocimétrie par contraste de phase effectuées par IRM. Actuellement il est très difficile de faire des mesures de flux assez précises au niveau des coronaires, du tronc cœliaque et des artères intercostales. Alors elles sont naturellement exclues virtuellement, sachant que la perte de flux par ces collatérales n'est pas grande face

au volume d'éjection systolique. Toutes les décisions sont basées sur d'autres examens s'il y en a, tel que l'angiographie ou le scanner, la figure 3.3.2, montre des images de scanner centrées sur une porte d'entrée d'une dissection aortique.

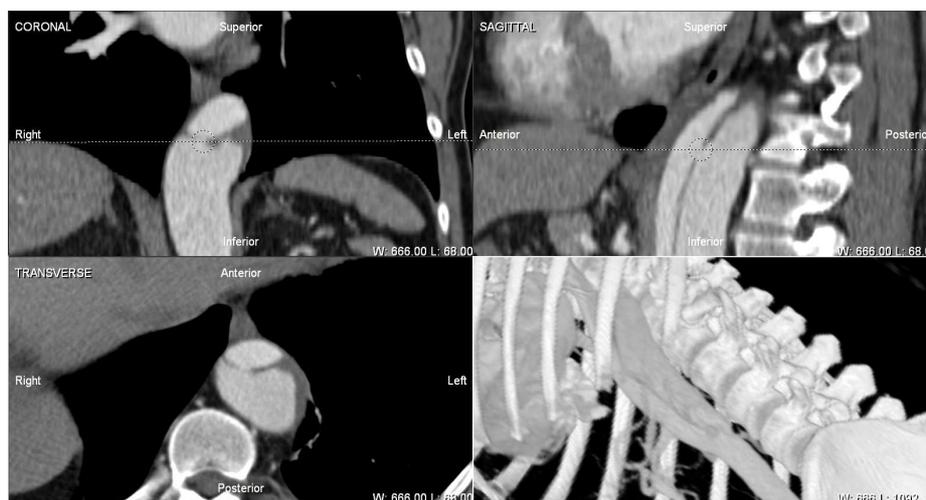
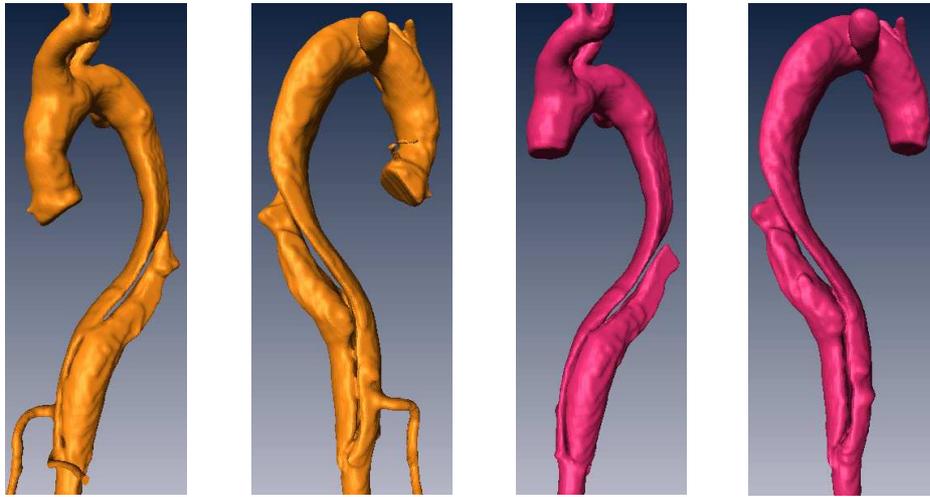


FIGURE 3.13 – Images scanner suivant différentes orientations sur une porte d'entrée d'une dissection aortique, reconstruction MRP

D'autres exclusions virtuelles ont été possibles, la figure 3.15(a) illustre une sélection de voxels à effacer lors de l'exclusion de l'AAT (Fig.3.15(b)). La figure 3.15(d) expose la possibilité de fermer virtuellement une porte d'entrée dans une dissection de l'aorte. A partir de ces reconstructions surfaciques, des maillages statiques décrivant chaque cas peuvent être créés dans la même interface.

3.4 Déplacement de la géométrie

Dans le chapitre précédent nous avons présenté les difficultés à obtenir des acquisitions dynamiques de bonne qualité au niveau de l'aorte thoracique. Cette difficulté ne se présente pas au niveau de la bifurcation carotidienne, car l'accès est plus facile, le patient n'a pas besoin de garder des apnées successives et parce que l'antenne Synergy Head-Neck a un excellent rapport signal sur bruit. Les antennes utilisées, avec les paramètres de séquence décrits à la section 2.2.3 pour les explorations cardiaques, ne permettent pas actuellement d'obtenir des images morphologiques à la fois bien résolues et dynamiques. Nous avons vu qu'il était possible de coupler les informations de deux séquences pour en tirer le meilleur profit en résolution spatiale (séquence



(a) Initiale devant (b) Initiale derrière (c) Simplification (d) Derrière

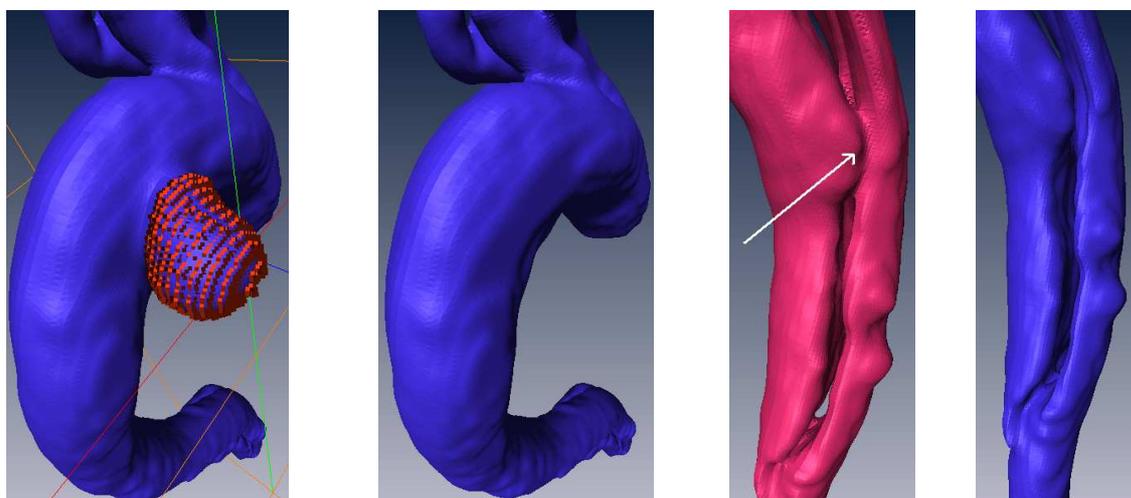
FIGURE 3.14 – Première reconstruction et simplification par l'exclusion des principales collatérales

à effet angiographique) et temporelle (séquence SSFP dynamique). Finalement, les techniques d'extraction (automatiques ou manuelles) sont capables de passer d'un volume morphologique de bonne qualité à une reconstruction de surface des formes anatomiques.

Dans cette partie de mon travail je vais présenter la méthode qui permet d'animer le mouvement de ces formes anatomiques mais qui peut aussi bien animer tout autre objet qui soit placé dans un champ de déformation qui sera estimée à partir des images dynamiques à basse résolution spatiale. Nous sommes ici face à une technique hybride qui présente des avantages énormes pour la mécanique des fluides numériques. Ces avantages seront développés dans le chapitre suivant.

3.4.1 Principe de déformation

Une déformation est une opération qui déplace un objet dans son espace vers une nouvelle position de cet espace. Une déformation peut être linéaire (homothétie) ou bien non-linéaire (à chaque point lui correspond un vecteur de déplacement différent et indépendant). Nous avons décidé de ne pas utiliser les lois de comportement pour la paroi décrites dans la littérature car nous estimons qu'il existe un risque très grand de faire des erreurs sur son comportement biomécanique (rhéologie). Face aux structures très variées comme l'os, les parois malades (athérosclérose, anévrisme) et les organes



(a) Identification virtuelle (b) Exclusion de l'AAT (c) Diss 2 portes (d) Diss 1 porte

FIGURE 3.15 – Manipulations virtuelles, exclusion numérique de l'anévrisme et fermeture numérique d'une porte d'entrée pour la dissection aortique

environnants, nous avons opté pour imposer sa position à tout instant.

Pour partir d'une géométrie statique de la paroi et reconstruire l'évolution de cette paroi au cours d'un cycle cardiaque, nous devons alors imposer à chaque point de cette paroi et pour chaque phase cardiaque, un vecteur de déplacement indépendant. Les avantages de cette approche sont bien établis par rapport à l'extraction de plusieurs géométries, avec leurs reconstruction de surface indépendante :

- Une seule segmentation à faire, au lieu d'avoir à faire une par phase cardiaque (~ 20).
- Une cohérence topologique intrinsèque, par le principe de déformer la même structure, au lieu de travailler avec des structures non conformes les unes avec les autres. C'est l'avantage principal pour les calculs CFD à base de formulations ALE (Sec.4.1.3).

Le volume d'images dynamiques est un ensemble de volumes statiques acquis à des instants différents et qui donnent l'impression d'un effet *ciné*. Chaque volume est identifié sur le cycle cardiaque grâce au temps d'acquisition après l'onde R de l'ECG. Le cycle cardiaque est segmenté en 20 phases dont une seule correspond de très près au délai de lancement de l'acquisition statique (séquence injectée). Nous retrouvons alors une correspondance temporelle entre les deux séquences. Néanmoins la correspondance géométrique doit être satisfaite pour éviter de faire des erreurs pendant

l'application du champ de déformation. Ce dernier est estimé de façon statistique entre l'information contenue dans une phase appelée "source" et une phase appelée "cible". La phase "source" sera toujours celle qui correspond au même délai après l'onde R que pour la séquence statique (séquence injectée). L'estimation d'un champ de déformation pour une phase se fait donc entre deux "volumes phase". L'alignement de tous les champs de déformation permet de reconstituer l'évolution du champ spatial dans le temps.

3.4.2 Méthode de déformations non-linéaires

Le programme de départ est une boîte à outils basée sur des algorithmes de probabilité (bayessiens). Spécifiquement conçu pour faire des tests statistiques sur des hypothèses d'activation cérébrale, SPM (Statistical Parametric Mapping, K. Friston et J. Ashburner) est développé par les membres et collaborateurs du Wellcome Department of Imaging Neuroscience (UK, <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>). Mais si nous utilisons quelques fonctionnalités de ce programme, nous n'allons pas opter pour l'approche statistique, nous allons plutôt voir les déformations comme un problème d'"optimisation".

Principe d'optimisation

Concrètement, l'approche "optimisation" est beaucoup plus naturelle. Nous cherchons à trouver le meilleur compromis entre transformation efficace par la fonction F_2 (eq.3.21b) et transformation simple par la fonction F_1 (Jacobien proche de 1)(eq.3.21a). L'optimisation est retrouvée en minimisant une combinaison linéaire de F_1 et F_2 (eq.3.21c).

$$F_1 = \int_{\Omega} (|J| + |J|^{-1} - 2) d\Omega \quad (3.21a)$$

$$F_2 \propto \int_{\Omega} [I_{source}(x) - I_{cible}(T(x))]^2 d\Omega \quad (3.21b)$$

$$F = \lambda F_1 + \mu F_2 \quad (3.21c)$$

L'optimisation d'une transformation idéale est un travail itératif pendant lequel le domaine de calcul (le champ de déformation) peut aller dans les mauvaises solutions (minima locaux). Il faut le voir comme si on devait se rendre quelque part sans être sûr de connaître le bon chemin. Il y a une infinité de chemins mais seuls quelques uns

sont vraiment optimum. Il peut aussi nous arriver de tomber dans une impasse et de se retrouver tout prêt de la destination voulue mais de ne pas y être parvenu. Les paramètres qui décrivent ce problème d'optimisation sont alors les suivants :

- La solution n'est pas unique
- La solution doit être bijective.
- La transformation est non linéaire, en général elle est représentée par un champ vectoriel de déformation.
- Un algorithme existe pour l'analyse statistique des images cérébrales. Il nous sera utile pour trouver la bonne solution.
- La contrainte sur le Jacobien n'est pas suffisante. Il faut éviter l'écrasement des mailles car elles peuvent entraîner des désaccords numériques lors des calculs en MFN. L'utilisation d'un filtrage dégressif (gaussien) limite ce problème.

Pour obtenir une transformation T idéale, le processus itératif cherche à maintenir le déterminant du Jacobien $|J|$ de T le plus proche possible de l'unité. F_1 et F_2 sont obtenues numériquement dans un système de mailles aux éléments finis (champ de déformation). Leur gradients par rapport à $T(x_i)$ sont obtenus par différences finies.

Un simple algorithme de descente est alors utilisé :

$$T^{k+1} = T^k - \varepsilon \nabla F \quad (3.22a)$$

$$\varepsilon : |J|^{k+1} > 0 \quad (3.22b)$$

Si T est idéale, le volume source transformé s'ajuste parfaitement au volume cible. L'algorithme statistique analyse la variance obtenue entre les deux et donne une information pour ajuster au mieux les nœuds du champ de déformation. La combinaison de la transformation T et de la transformation inverse T^{-1} est égale à l'identité si T est idéale. Ce qui veut dire qu'un volume transformé avec T puis avec T^{-1} correspond "exactement" au volume de départ, sinon, T n'est pas la solution idéale. Théoriquement ceci est vrai sur les équations mais dans la pratique, les erreurs d'interpolation inhérents aux techniques discrètes, ne permettent pas de retrouver exactement le point de départ.

Algorithme

Le processus d'optimisation se déroule par une suite d'algorithmes que j'ai développées pendant mon travail de thèse. Je me suis inspiré des travaux de J.Ashburner [68, 69] et j'ai créé un code qui re-utilise certaines interfaces et routines mex-files (codées en c) disponibles dans la toolbox de SPM.

Le nouveau code a été dédié à estimer les déformations de la paroi vasculaire entre la phase native et les autres phases cardiaques (Fig.4.1). Ceci revenait à estimer les déformations de l'espace dans une région d'intérêt. L'algorithme a été organisé en modules pour avoir un accès facile aux résultats intermédiaires et pouvoir développer indépendamment chaque partie du code source.

Nous avons défini les tâches suivantes, qui sont en pratique chaque partie de l'algorithme général. Elles sont constituées de contrôles `_ui` (User Interface) pour faciliter l'échange entre l'utilisateur et le programme :

- **makeroi_ui** a deux fonctions très simples. Il permet de couper le volume brut pour en garder que la région d'intérêt et permet de fabriquer un masque sur les zones d'entrée et sortie de flux. Ceci annule l'information du signal et ne provoque pas de déformation. (Utile pour les "patches" d'entrée et sortie lors d'un calcul CFD). C'est une façon de fixer les structures des zones sélectionnées. Les deux opérations se font dans une fenêtre active et les coordonnées des points repères sont sauvegardés pour éviter de refaire la même manipulation pour chaque phase.
- **multifiltre_ui** permet d'enlever le bruit de fond; il se sert du filtre de flou selectif avec un $SD = 14$. Il se sert du filtre de diffusion anisotropique en 3D pour rendre homogènes les régions qui correspondent à la lumière vasculaire. Ces tâches sont répétées sur tous les volumes (les phases) sélectionnés.
- **multi_nldf_ui** lance le processus itératif qui détermine le champ de déformation non linéaire entre le volume natif et les autres phases cardiaques. C'est une boucle qui permet de combiner les paramètres de *filtrage gaussien* (LMH, Fig.3.3(b)) et de *régularisation* avec des valeurs dégressives, afin de trouver le minimum général pour la valeur résiduelle, signe d'une bonne transformation.
- **multidef_ui** calcule les nouvelles coordonnées des points qui ont été chargés pour la déformation. Elle utilise le champ de déformation pour re-écrire les nouvelles positions sans changer la topologie de l'objet.

Les modules avec le préfixe *multi** ont été programmés avec l'intention de couvrir toutes les phases du cycle cardiaque. C'est alors qu'à partir de la phase de référence initiale appelée "native", l'algorithme va estimer toutes les autres phases cardiaques suivant la logique décrite à la figure 3.4.2. La construction de tous les maillages se fera donc à partir du premier maillage. Afin d'intégrer la référence temporelle, l'ensemble de tous les maillages sera organisé suivant le numéro de la phase cardiaque à laquelle chacun est associé. Nous verrons par la suite à la section 4.1.3 que l'intitulé "native" change de principe d'utilisation dans le déroulement du calcul CFD.

Pour chaque paire de volumes analysés, notre algorithme donne à la sortie :

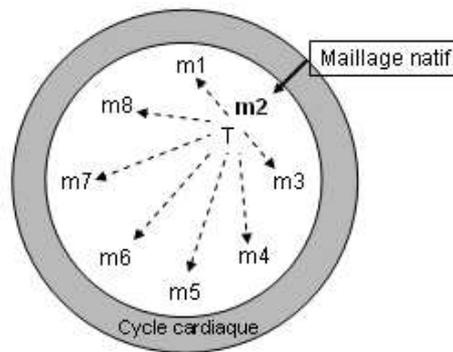


FIGURE 3.16 – Logique de construction des maillages synchronisés sur le cycle cardiaque à partir du maillage natif et les transformations T .

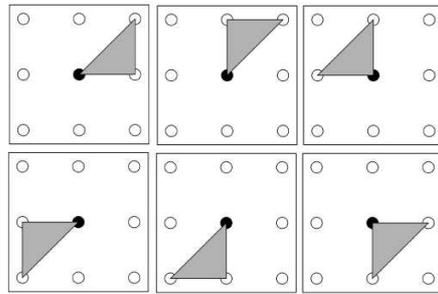
- Un fichier contenant le champ de déformation (Fig.3.21(d)).
- Un fichier *.txt contenant les nouvelles coordonnées des points demandés en entrée.
- Un graphique avec l'évolution de la variance résiduelle obtenue au cours du processus itératif (Fig.3.19(f)).

Il est important de retrouver une organisation homogène des mailles dans le nouveau champ car l'écrasement (mailles très petites à côté des grandes) est une cause d'erreur dans la construction du nouveau maillage pour les CFD. Il existe donc un intérêt à partir avec une valeur de LMH équivalente à 10 fois la résolution de l'image (en mm).

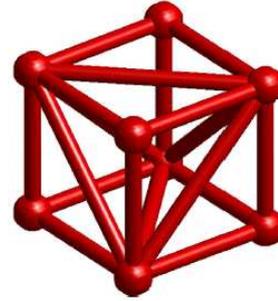
Probabilité de trouver la "bonne" déformation

Les images sont recalées en estimant un ensemble de paramètres qui maximise la probabilité d'avoir obtenu une transforation idéale. Ceci implique de commencer par un ensemble d'évaluations de départ, et de faire de petits ajustements de sorte à faire augmenter le potentiel de probabilité à la fin de la boucle itérative. Dans chaque itération, les positions des points de contrôle (noeuds) sont mis à jour in situ, en balayant séquentiellement le volume cible. Lors d'une itération de recalage tridimensionnel, la boucle peut fonctionner du bas vers le haut, postérieur vers le devant, et de la gauche vers la droite. Dans la prochaine itération, l'ordre de la mise à jour est renversé (haut vers le bas, antérieur vers le postérieur, et de la droite vers la gauche). Cette séquence alternative est continuée jusqu'à ce qu'il n'y ait plus une réduction significative de la pente du potentiel de probabilité, ou pour un nombre

fini d'itérations. Chaque itération de l'optimisation implique de déterminer le taux de changement du potentiel de probabilité par rapport aux changements minuscules de chaque élément de T . Pour la n ième itération, ε est choisi suffisamment petit pour satisfaire la condition 3.22b.



(a) Évaluation bidimensionnel



(b) Division en tétraèdres

FIGURE 3.17 – Évaluation du déplacement des noeud sur le maillage du champ de déformation. Évaluations pour un cas 2d et sous divisions en tétraèdres pour l'espace entre huit centres (sphères) de voxels dans le volume.

Le taux de changement est estimé à chaque boucle de programme. Lors de la mise à jour, chaque noeud est déplacé le long de la direction qui diminue le plus rapidement possible le potentiel de probabilité à travers la relation 3.22a (méthode de descente de gradient). Pour le recalage bidimensionnel, ∇F dépend des changements de la matrice du Jacobien des six triangles adjacents représentés sur le schéma de la figure 3.17(a). Puisque les mathématiques de calcul de ces dérivés partielles sont algébriquement denses, un sous-programme en C (mex file) est utilisé sur la base de la toolbox de SPM. Pour le cas tridimensionnel, le déplacement du noeud dans le maillage va influencer les matrices du Jacobien des tétraèdres qui ont un sommet à ce noeud (Fig.3.17(b)). Si un noeud est déplacé de façon exagérée, alors le déterminant d'une ou plusieurs des matrices du Jacobien lié à un triangle ou à un tétraèdre voisin peut devenir négatif. Ceci impliquerait une violation de la contrainte linéaire dans le tracé (puisque le tetrahèdre voisin occuperait le même volume). La tentative initiale déplace le noeud d'une petite distance. Si l'un des déterminant devient négatif, alors la valeur de ε est réduite de moitié et une autre tentative est faite pour déplacer le noeud d'une distance plus petite de son emplacement original. Ceci continue pour le noeud jusqu'à ce que les contraintes soient satisfaites. Un procédé semblable est alors répété par lequel la valeur de ε est divisé en deux jusqu'à ce que le nouveau résidu soit moins que ou égal à la valeur précédente. En incorporant ce procédé, le résidu n'augmentera jamais lors du déplacement du noeud, assurant ainsi que le potentiel de

probabilité d'avoir trouvé la "bonne" déformation augmentera avec chaque itération.

Inverser un champ de déformation

À la fin des itérations du module *nltf_ui*, il est nécessaire de calculer l'inverse du champ de déformation. Deux raisons principales pour cette action :

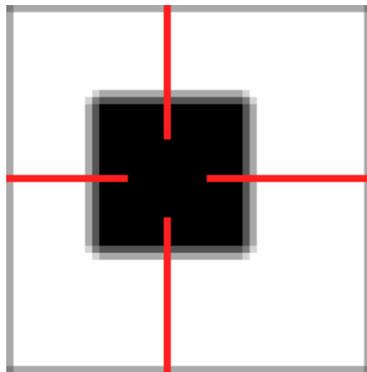
- La qualité du champ de déformation obtenu est estimée par l'opération $Id = T \times T^{-1}$. La régularité du maillage dans Id est une bonne indication du résultat obtenu.
- Pour échantillonner les nouvelles coordonnées des nœuds, il est nécessaire de passer par l'inverse de la transformation. Ceci parce que la représentation du nouveau volume doit être transférée sur le même espace que le point initial, dans l'espace euclidien de départ.

Exemple 3D avec un Cas test : Modèle "dalle Carrée" / "dalle Ronde"

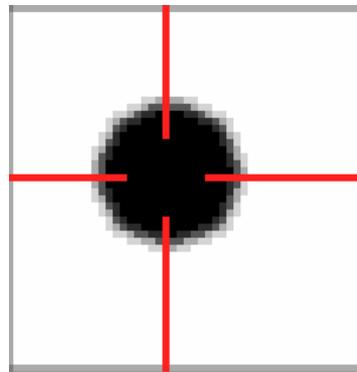
Pour exposer la méthode avec un exemple académique, nous avons choisi d'obtenir la transformation entre deux volumes d'images représentant respectivement une "dalle carrée" et une "dalle ronde" (Fig.3.18(a) et Fig.3.18(b)). L'algorithme filtre les volumes avec un filtre gaussien pour retrouver progressivement la transformation T à travers l'optimisation de leur Jacobien (Fig.3.18(c)). La figure 3.18(e) montre l'allure des mailles du champ de déformation avec une résolution équivalente à $\frac{1}{2}$ d'un voxel dans le volume image de référence. Pour éviter les problèmes d'interpolation lors de l'écriture des nouvelles coordonnées, les mailles peuvent être réduites à $\frac{1}{3}$ de la résolution d'origine (Fig.3.19(b)). La dalle "native" (Fig.3.19(c)) se déforme vers son nouvel espace sous forme d'un nouveau maillage avec la même topologie de référence (connectivité)(Fig.3.19(d)), seul les coordonnées des nœuds ont été modifiées. Mais l'opération inverse partant du nouveau maillage vers la "source" ne permet pas d'obtenir exactement la même "dalle" d'origine (Fig.3.19(d)). Des erreurs résiduelles sont encore présentes et la transformation (Fig.3.19(f)). Hormis ces problèmes d'optimisation, ce cas test nous a permis de démontrer que la méthode était capable d'appliquer un champ de déformation vectoriel (non-linéaire) aux coordonnées d'un maillage "natif".

Exemple 3D avec un modèle de fantôme d'anévrisme

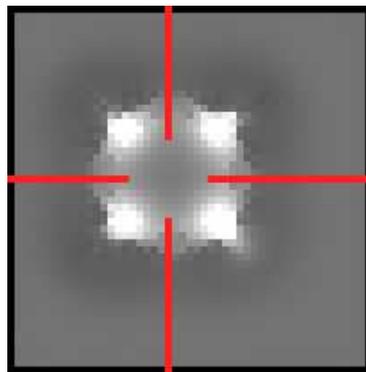
Une expérience IRM sur un fantôme d'anévrisme à paroi déformable nous a permis d'utiliser les informations d'une séquence dynamique b-SSFP multi-shot pour animer



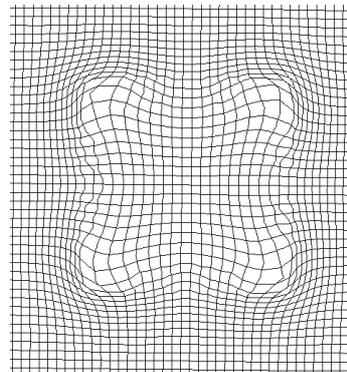
(a) Volume source filtré



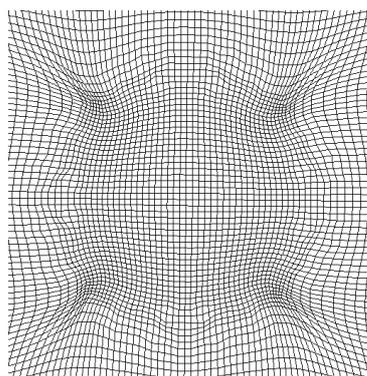
(b) Volume cible filtré



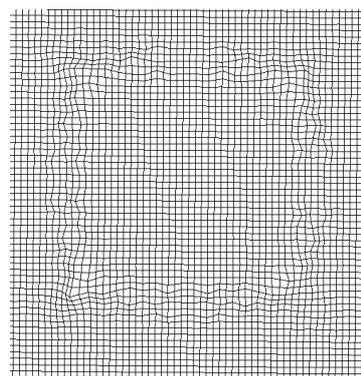
(c) Jacobien



(d) Champ de T à $\frac{1}{2}$

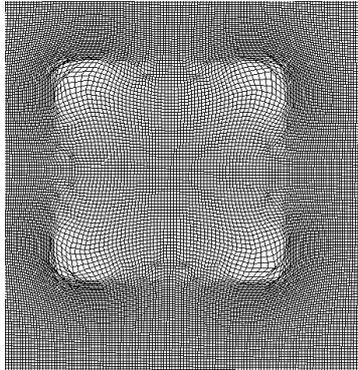
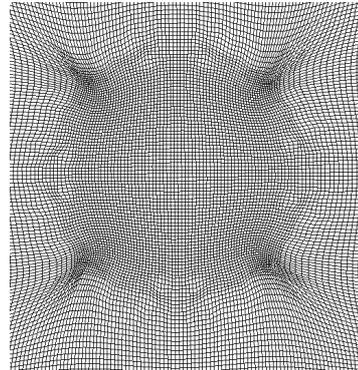
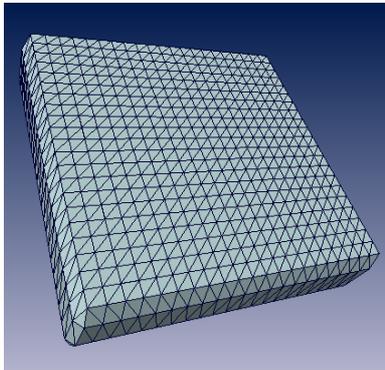
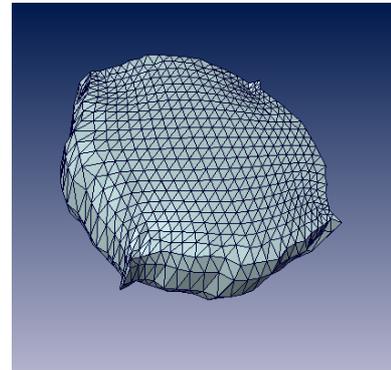


(e) Champ de T^{-1} à $\frac{1}{2}$

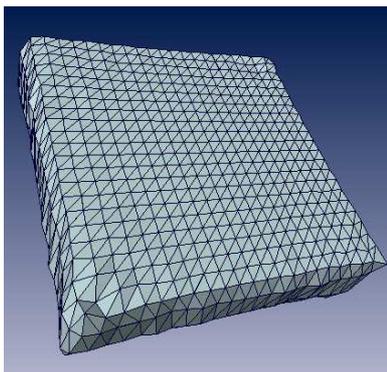
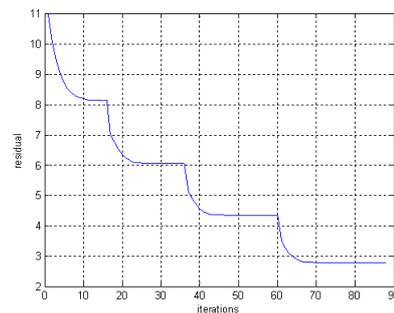


(f) Champ $Id = T \times T^{-1}$ à $\frac{1}{2}$

FIGURE 3.18 – Cas test sur deux volumes images. T correspond à la transformation "idéale" entre le volume "source" et le volume "cible", quelques erreurs sont retrouvées dans la matrice identité Id .

(a) Champ de T à $\frac{1}{3}$ (b) Champ de T^{-1} à $\frac{1}{3}$ (c) Maillage *natif* (source)

(d) Maillage déformé

(e) Maillage avec $T \times T^{-1}$ 

(f) Evolution de la valeur résiduelle

FIGURE 3.19 – Cas test, champ de T et T^{-1} avec une meilleure résolution spatiale ($\frac{1}{3}$). Déformation du maillage *natif* vers son nouveau champ à travers T . Le retour en arrière ne donne pas exactement le même maillage de départ par erreur d'interpolation et d'optimisation, la valeur résiduelle n'est pas nulle à la fin du processus itératif

un maillage "natif" vers ses homologues, au cours d'un cycle de pulsation. Nous allons décrire la partie qui concerne uniquement les déformations du maillage natif à partir des volumes images. La description du montage et ses applications CFD seront présentées au chapitre suivant.

La géométrie est obtenue avec la méthode *level set* en 3D (Fig.3.21(c)) sur un volume d'imagerie dynamique centré sur l'anévrisme du fantôme correspondant à la phase diastolique (Fig.3.21(a)). Le volume est discrétisé avec AMIRA 4 vers un maillage de surface contenant 4360 faces triangulaires. Pour corriger les défauts aux bords des "patches" d'entrée et sortie nous avons utilisé une combinaison entre un algorithme MATLAB et le programme AMIRA 4. Après avoir identifié les différentes zones (entrée, sortie et mur) sur le maillage de surface, un maillage volumique est réalisé avec AMIRA 4. Ce maillage appelé "natif" est constitué de 7455 nœuds et 36473 tétraèdres (Fig.3.21(e)).

Afin d'illustrer les résultats d'une transformation entre phase "diastolique" et phase "systolique", nous avons sélectionné un deuxième volume à l'opposé du cycle de pulsation (Fig.3.21(b)). La transformation nécessaire entre les deux volumes est optimisée après 200 itérations. Le nouveau maillage est écrit avec la même connectivité et sa correspondance spatiale est validée visuellement sur des coupes d'imagerie à travers l'interface graphique d'AMIRA (Fig.3.21(f)). De la même façon nous pouvons faire la même opération pour chaque phase du cycle de pulsation.

Nous avons eu des problèmes après avoir estimé la transformation pour une phase en particulier, car, à cause des artéfacts de flux, le filtrage n'arrive pas à enlever les irrégularités du signal à l'intérieur de la lumière vasculaire. Ce phénomène entraîne des conséquences sur le champ de déformation et donc sur les déplacements des nœuds dans un maillage. Pour cette raison, il est vivement conseillé de lancer des segmentations automatiques dans les phases à modéliser pour en extraire des références volumiques homogènes (Fig.3.3(e)). Le cas contraire, un champ contenant les conséquences du bruit est alors obtenu (Fig.3.4.2).

3.5 Flux artériels, ajustement et correction

Les images de vélocimétrie par contraste de phase nous donnent l'information sur les conditions d'écoulement aux frontières de notre domaine numérique (maillage). Le repérage spatial est disponible sur les reconstructions MIP (Fig.2.11(b)) à travers l'interface de navigation de l'appareil d'imagerie. Nous allons voir comment une fonction de Fourier (eq.3.23) ajuste les échantillons de vitesse (~ 30) à une fonction périodique dans le temps. Cette fonction sera utilisée comme CL au moment d'imposer les flux

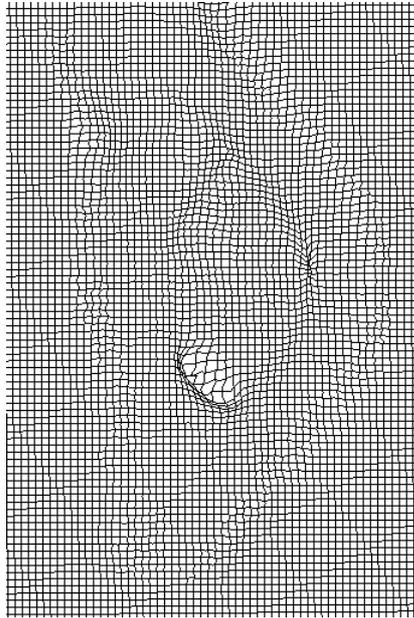


FIGURE 3.20 – Champ de transformation avec l'influence d'un fort bruit dans l'image. Bruit d'origine artéfact de flux

en entrée et en sortie du domaine numérique. Les informations sont accessibles dans un fichier qui se présente par un tableau de données, elles sont disponibles après le contourage des ROI sur l'image de vélocimétrie (Fig.2.11(a)). Ces conditions représentent la dynamique d'un fluide qui est non-compressible. Pour rester cohérent avec cette hypothèse, nous allons considérer que la **somme des flux** à travers tous les "patches" doit être nulle dans l'ensemble du cycle et dans le domaine considéré.

L'ajustement avec une série de Fourier à 7 harmoniques nous a parue convenable pour représenter tout type de profil de vitesse sur la base des 30 échantillons disponibles.

Rythme card. : 67 bpm
 Intervalle-RR : 896 ms (à partir du r.c.)

coupe 1		AoAscd	AoDescd

Débit (ml)		63.8	44.1
Vol. flux avant (ml)		64.1	0.4

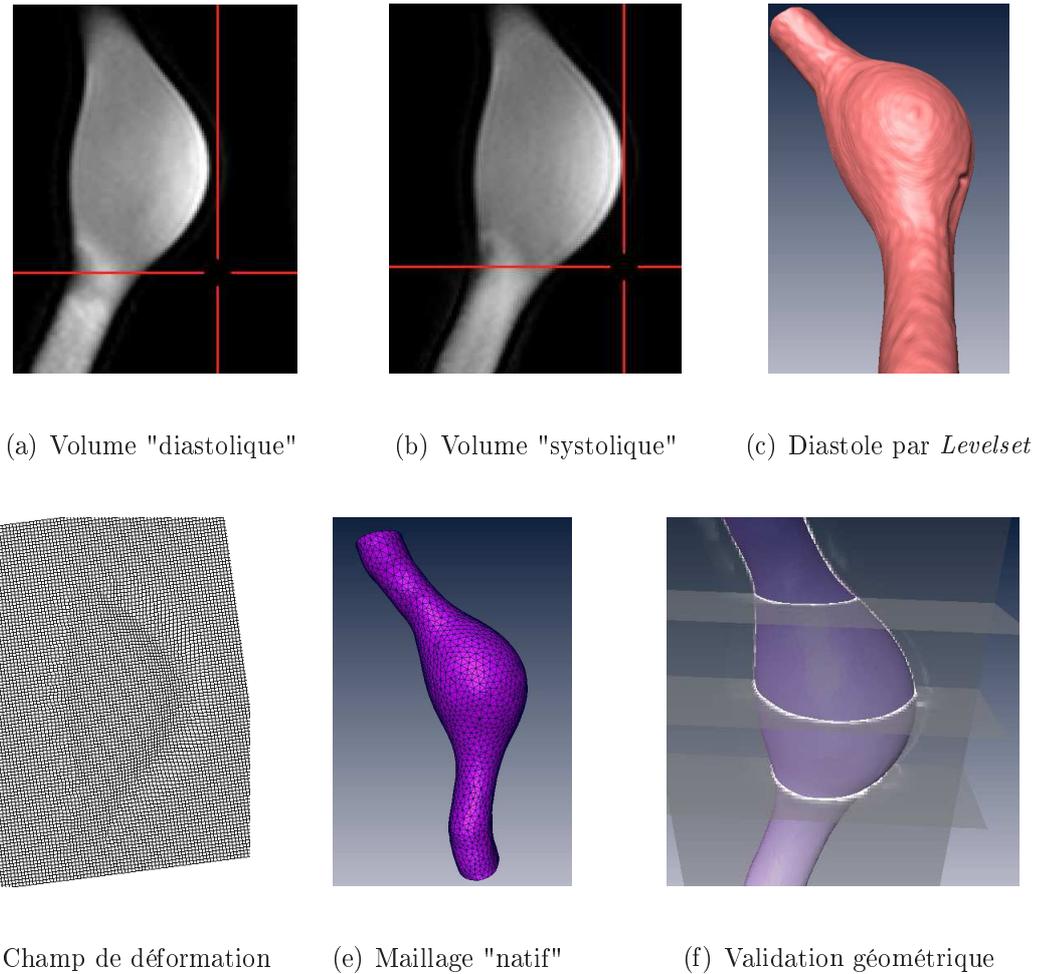


FIGURE 3.21 – Exemple 3D avec un modèle de fantôme d'anévrisme fusiforme à paroi élastique. L'extraction de la lumière vasculaire réalisée par la méthode Level Set est discrétisée dans un maillage volumique non-structuré. Les images "diastoliques" et "systoliques" permettent d'estimer une transformation T entre les deux volumes. Son champ de déformation est utilisé pour déplacer les nœuds du maillage "natif" vers ses nouvelles coordonnées. Une vérification visuelle de la nouvelle géométrie est disponible sur un interface en 3D.

Vol. flux arrière (ml)		0.3	44.5
Fract. régurgitante (%)		0.5	0.8
Débit abs. (ml)		64.4	44.9
Flux moyen (ml/s)		71.3	49.3
Distance systolique (cm)		6.8	5.9
Vitesse moyenne (cm/s)		7.6	6.6

AoAscd, coupe 1

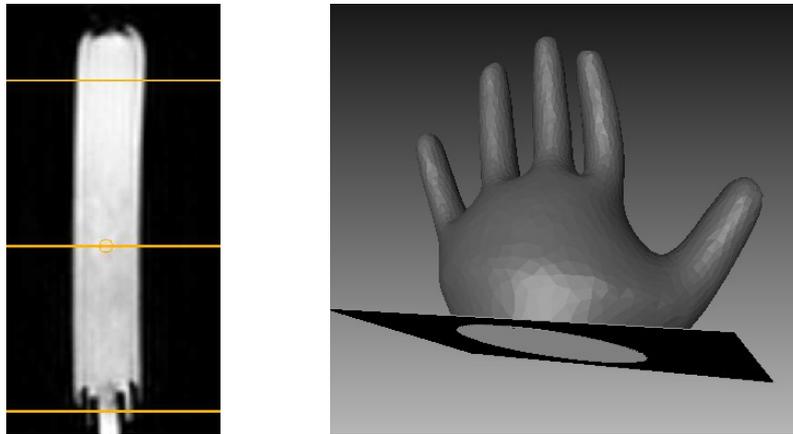
Num	Délai de déclenc ms	Flux ml/s	Aire cm2	Aire pixel	Vit. moy. cm/s	Vit. max. cm/s	Vit. min. cm/s	Vit. optima cm/s	Ecart type vit cm/s
1	0	9.1	8.5	545	1.1	6.3	-3.3	6.3	1.6
2	30	37.9	8.7	555	4.4	10.4	-3.9	10.4	2.4
3	60	171.0	8.9	567	19.3	33.4	-9.6	33.4	8.2
.....									
.....									
29	842	15.8	9.1	580	1.7	7.4	-4.4	7.4	1.9
30	872	9.9	8.9	570	1.1	7.4	-4.8	7.4	1.8

La relation entre ces mesures et la fonction de flux est la suivante :

$$Q(t) = a_0 + \sum_{n=1}^7 \left(a_n \cdot \cos \left(nt \frac{2\pi}{T_{cardiaque}} \right) + b_n \cdot \sin \left(nt \frac{2\pi}{T_{cardiaque}} \right) \right) \quad (3.23)$$

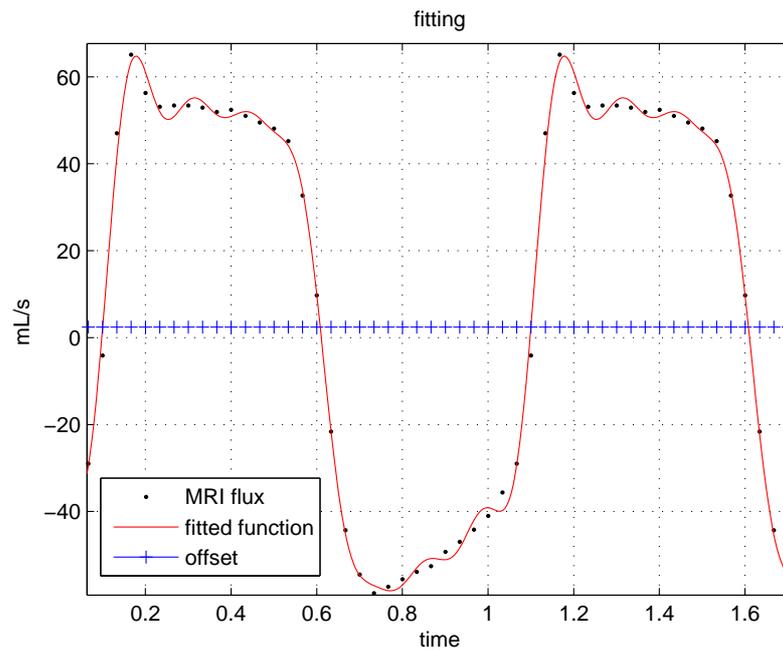
Où $T_{cardiaque}$ est la période cardiaque et a_0 le décalage de cette courbe par rapport à zero.

Des mesures expérimentales sur fantôme (segment de chambre à air Fig.3.22(a) et un gant en latex (Fig.3.22(b)) avec une seule entrée et un débit pulsé périodique, nous ont permis de faire des corrections sur les mesures de vélocimétrie par contraste de phase. Il s'agissait d'obtenir un flux nul en entrée du compartiment. Mais plusieurs mesures par IRM ont donné des valeurs non nulles pour le flux total pendant la durée de la pulsation. Ce qui voulait dire que notre fantôme aurait dû se collapsier (flux négatif) ou bien exploser (flux positif). Pourtant la réalité expérimentale montrait que le fantôme avait un mouvement de paroi périodique et stable. L'analyse par



(a) Fantôme 1

(b) Fantôme 2



(c) Fonction ajustée sur 30 échantillons de vitesse en entrée du fantôme 1

FIGURE 3.22 – Mesures expérimentales sur fantôme. Une seule entrée pour un écoulement pulsé. Hypothèse de fluide nul absolu non retrouvée sur les mesures de vélocimétrie par contraste de phase. Décalage équivalent au premier harmonique de la relation 3.23.

harmoniques de Fourier (eq. 3.23) de la fonction de débit Q nous a donné une valeur non nulle pour la composante constante (a_0) de ce modèle (Fig.3.22(c)) Nous avons repris l'expérience en plaçant une bouteille remplie d'eau à côté de chaque fantôme. **La mesure** de la vitesse de l'eau (immobile) dans la bouteille était non nulle, elle était très proche de a_0 , l'offset retrouvé donné par le modèle de Fourier ajusté aux échantillons de mesure. Basé sur ces résultats nous avons fait des corrections sur les mesures de vélocimétrie sur la base de la composante constante (offset) d'une ROI placée sur des structures immobiles présentes dans la zone d'exploration (Fig.2.11(a)). Il est évident que cette hypothèse ne peut pas être confirmée avant de faire une analyse statistique basée sur un très grande multitude de mesures, mais nous avons opté par cette solution qui nous a parue la plus conforme aux réalités observées.

L'autre type de correction que nous avons effectué est basée sur l'hypothèse de la somme des flux nulle dans tout le domaine exploré. Logiquement, l'addition ne donne jamais une valeur nulle à cause des pertes de flux non mesurées (petit) à travers les collatérales qui partent du domaine étudié. Pour remédier à ce problème d'incohérence nous avons corrigé le flux des sorties avec un coefficient de pondération.

Conclusion

Chaque section de la chaîne de post-traitement a été analysée et plusieurs techniques utilisées ont été développées dans le courant de ce chapitre. Les exemples cités sont la base d'un travail d'optimisation qui couvre l'étape entre les images brutes et l'ensemble d'informations nécessaires à la mécanique des fluides dans le domaine discret.

Nous avons pu donner des réponses aux problèmes qui se sont présentés lors de l'analyse des images médicales concernant le filtrage et le ré-haussement du contraste. Les solutions proposées, par combinaison des différents filtres développés pendant ce travail, nous ont permis d'engager le processus d'extraction de la géométrie native par deux techniques différentes. La méthode d'extraction automatique, basée sur la méthode *Level Set* en 3D, qui est puissante par la simplicité de son utilisation, mais qui reste d'application lente et parfois limitée par la qualité des images qui lui sont proposées. La méthode manuelle, qui est accessible aux utilisateurs cliniciens à partir d'une interface graphique et qui autorise les corrections et les modifications virtuelles de la géométrie obtenue. Les résultats des deux techniques sont validés visuellement sur la même interface par la superposition des données brutes avec le résultat de la segmentation, ce qui limite les erreurs dans le processus d'extraction de la géométrie "native".

La dynamique de la paroi artérielle, qui correspond à celle d'un maillage mobile, a été associée à la géométrie "native" par l'intermédiaire d'une méthode de déformations non linéaires de l'espace. Cette technique de déformation estime ses transformations sur la base des variations du signal d'une séquence d'IRM dynamique. La qualité du processus de déformation est d'une précision équivalente à la résolution spatiale des images dynamiques mais garde les détails de surface avec une précision équivalente à la résolution spatiale de la séquence injectée. La validation des géométries composant le maillage mobile est effectuée visuellement sur une les volumes dynamiques à travers l'interface citée plus haut.

Finalement, l'analyse des images de vélocimétrie, avec une technique d'ajustement basée sur une analyse par harmoniques de Fourier, complètent l'ensemble de données nécessaires pour résoudre les équations de mécanique des fluides numériques. Les conditions d'acquisition de transformation et de préparation des résultats, fournissent des paramètres réalistes et spécifiques pour chaque cas étudié.

Cette méthode générale ne peut être applicable actuellement que sur la grande circulation et collatérales de calibre centimétrique. L'application future de ces méthodes pour l'exploration des coronaires sera possible dès que l'IRM pourra fournir des images haute résolution infra-millimétriques de bonne qualité.

Chapitre 4

Mécanique des Fluides Numérique

Introduction

La relation entre les perturbations du flux et l'athérogénèse est assez bien documentée dans la littérature [70]. Depuis les travaux de Caro et al. [71], l'étude du cisaillement du fluide sanguin contre la paroi artérielle est devenue un thème de recherche important pour la médecine moderne. La tension pariétale est un facteur de risque de rupture d'anévrisme. Le plus souvent, la valeur de la tension est estimée en clinique par la mesure du diamètre du sac anévrisimal associée à une pression systémique (par approximation à la loi de Laplace) [72,73]. De nombreux projets avancent dans ce domaine et cherchent à quantifier la contrainte mécanique en tout point de la paroi fragilisée. Les méthodes sont à la fois expérimentales et numériques [74]. Des travaux sur la dynamique de la paroi au niveau de l'aorte thoracique avancent l'hypothèse qu'un mouvement anormal de la racine de l'aorte peut entraîner l'initiation d'une dissection [37,38]. À partir des modèles mathématiques rigides [75] et compliant [76], les différents auteurs ont mis en place des techniques et méthodes pour effectuer des simulations d'une réalité difficile à intégrer dans les méthodes de MFN. L'intérêt pour le couplage des conditions sur la paroi et sur le flux est davantage présent aujourd'hui. Les modèles à paroi rigide ont démontré ne pas correspondre aux effets provoqués par une onde de pression sur l'ensemble du domaine étudié. Alors de nombreuses lois de paroi sont énoncées pour essayer de calculer l'évolution du mouvement de la paroi vasculaire en accord avec les conditions d'écoulement. À ceci s'ajoute le développement de modèles mathématiques qui mettent en relation les mesures (imagerie) et la possibilité de les transmettre fidèlement au niveau des CL dans le domaine discret [77].

Aujourd'hui, je présente une méthode hybride qui associe des outils très variés

comme l'imagerie, le traitement des images et le calcul numérique. Les deux premiers ont été l'objet des chapitres 2 et 3. Ces parties de la chaîne de traitement nous ont permis de comprendre comment le processus de préparation des données, destinées à la MFN, est obtenu sous forme de CL. Il nous reste alors à expliquer comment le code fait le transfert de ces conditions dans le domaine discret et comment l'on peut faire un calcul à paroi mobile sans avoir besoin de se servir d'aucune loi de paroi.

Nous allons voir par la suite les éléments qui encadrent la méthode et qui rendent possible l'intégration des CL dans un calcul non-couplé. Un exemple d'application de la méthode des déformations non linéaires sur les maillages sera décrit sur un montage expérimental d'un modèle d'anévrisme fusiforme. La présentation des résultats, sur un échantillon de 10 patients, fermera ce chapitre avec une preuve de faisabilité clinique qui promet un développement futur très encourageant.

4.1 Matériels et méthodes

La caractéristique principale de notre méthode est d'imposer de façon explicite toutes les CL à travers un code qui résout les équations de Navier-Stokes pour la mécanique des fluides.

Pour atteindre notre objectif, un écoulement pulsé, newtonien et incompressible doit être modélisé. Étant donné que nous avons repris un code habituellement utilisé pour les calculs compressibles dans les moteurs à explosion, nous avons été amenés à faire plusieurs modifications :

- Les paramètres de calcul ont été fixés pour se retrouver en conditions d'écoulement incompressible ($\text{Mach} < 0.3$), la densité obtenue est pratiquement constante ($\rho = 1055 \text{ kg/m}^3 \pm 1\%$).
- Si nous travaillons dans la grande circulation, nous devons modéliser le sang comme un fluide newtonien avec une viscosité constante. La viscosité dynamique imposée est ($\mu = 4.10^{-3} \text{ Pa.s}^{-1}$).
- La lecture des coordonnées de référence doit se faire de façon cyclique (Fig.4.1). Ceci force à lancer autant de "runs" par cycle qu'il y a de maillages de référence.
- Plusieurs traitements ont été donnés aux CL cherchant à optimiser le calcul pour les applications biomédicales.

4.1.1 Présentation des programmes

Pour la partie mécanique des fluides, nous avons travaillé avec AVBP et Paraview, deux codes qui étaient non seulement à notre disposition mais qui possèdent des

caractéristiques intéressantes pour notre application.

AVBP 5.5

AVBP est un code parallèle de CFD qui résout les équations de Navier- Stokes compressibles, laminares et turbulentes en deux ou trois dimensions sur des maillages non structurés hybrides. Son champ actuel d'application est la modélisation d'écoulements instationnaires éventuellement réactifs. Le développement important des modèles physiques établis au CERFACS (Centre Européen de Recherche et de Formation Avancée en Calcul Scientifique) est complété par des études menées au laboratoire EM2C de l'École Centrale de Paris (ECP) et de l'Institut de Mécaniques des Fluides de Toulouse (IMFT). L'Institut Français du Pétrole (IFP), copropriétaire de code, contribue également au développement du code pour les applications moteurs à piston.

AVBP est un code explicite, ce qui veut dire qu'il n'est pas intrinsèquement stable ; son pas de temps est dicté par la condition 4.1 de Courant-Friedrichs-Lewy.

$$CFL = (u + c) \frac{\Delta t}{\Delta x} \quad (4.1)$$

Où u représente la vitesse du fluide, c la vitesse du son, Δt le pas de temps et Δx la distance entre deux éléments du maillage. Pour avoir une stabilité du calcul, cette valeur doit être inférieure à 1. AVBP est utilisé dans ce travail en raison de son architecture modulaire qui permet facilement l'implémentation et l'intégration de nouvelles fonctions (fortran). Cependant, il n'est pas fait initialement pour résoudre les problèmes de mécanique des fluides dans les artères. Nous avons choisi de travailler sur ce code parce que l'équipe du CERFACS et le Professeur Franck Nicoud le connaissent parfaitement. Ils ont par ailleurs collaboré activement à l'implémentation sur AVBP d'une méthode hybride pour les applications décrites ci-dessous. Cette méthode numérique, qui impose la paroi mobile de façon explicite, engage le calcul non couplé, d'un fluide incompressible pulsé, dans la géométrie mobile d'une artère. La parallélisation du calcul avec AVBP est réalisée à de hauts niveaux de scalabilité.

PARAVIEW

Paraview est un logiciel de visualisation développé par Kitware de même niveau que EnSight ou AVS, basé sur VTK, open-source et multi-plate-forme, avec une interface utilisateur très intuitive. Il a l'avantage d'être d'accès libre. Il nous permet de visualiser les résultats numériques à partir d'un ordinateur de bureau. Pour les grands volumes de données, une utilisation parallèle lui donne un intérêt particulier.

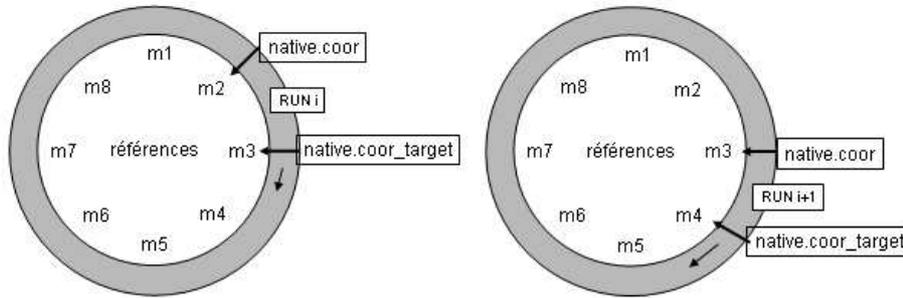


FIGURE 4.1 – Architecture du dossier MESH pour le cycle cardiaque. Le calcul (RUN_i) s'arrête quand il arrive au bout du temps prévu pour cette phase cardiaque. le calcul suivant (RUN_{i+1}), reprend avec les nouvelles références.

4.1.2 Structure des fichiers et évolution d'un calcul

Nous avons décrit à la section 3.4 la manière dont plusieurs maillages sont obtenus en accord avec les déplacements de la paroi vasculaire visibles sur les images médicales. Le code AVBP n'ayant pas d'interface graphique, les calculs sont faits sur une architecture de dossiers conseillée par les développeurs du code. Elle sépare dans des dossiers distincts :

- les fichiers sur les maillages (coordonnées, connectivité et type de CL),
- l'initialisation du domaine aux valeurs fixées par les paramètres généraux (ρ , μ , *vitesse*, *pression*),
- et l'évolution des calculs (paramètres de calcul et solutions).

Grâce à cette organisation, un traitement particulier peut-être donné aux fichiers contenant les jeux de coordonnées du maillage.

4.1.3 Entre calcul et réalité

Comme AVBP est un code destiné à résoudre des équations de Navier Stokes compressibles, il est important de fixer des paramètres particuliers pour se placer dans une situation analogue à celle retrouvée dans les vaisseaux. Le sang est incompressible, un nombre de **Mach** < 0.3 doit être retrouvé dans l'écoulement pour forcer les équations de NS compressibles à voir le fluide employé comme un fluide incompressible (eq.1.5). Par conséquent, les paramètres de pression et de température absolue sont très différents aux habituels. Mais ceci ne pose pas de problème car pour les applications biomédicales aucun échange de chaleur n'intervient dans les équations ; de plus nous sommes intéressés par les gradients de pression et non pas par sa valeur absolue. Avec les paramètres de calcul sélectionnés, la densité et la viscosité dynamique du

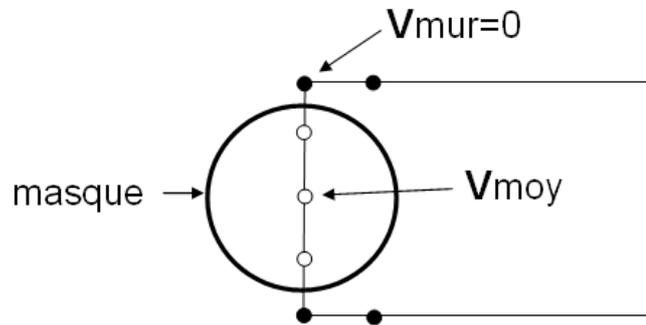
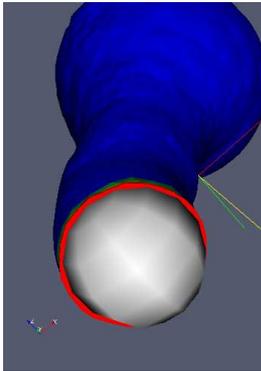
liquide modélisé sont équivalentes à celles du sang quand il se déplace dans la grande circulation (artères principales).

Certaines difficultés sont rencontrées quand on veut modéliser avec précision les conditions physiologiques sur un banc de travail. Les limites sont très diverses et la solution qui s'impose pour étudier les phénomènes pathologiques est visiblement le passage à des techniques numériques. Mais de son côté, la mécanique des fluides numérique doit se servir de modèles mathématiques assez robustes pour reproduire une réalité riche en informations jusqu'à présent hors de portée.

Les images médicales provenant d'examens IRM donnent l'ouverture vers une technique complète et assez robuste pour la constitution des CL. Nous avons vu à la section 3.4.2 que la méthode de déformation donnait des maillages qui pouvaient être validés visuellement sur des images artérielles dynamiques et morphologiques, prouvant par ce moyen qu'ils étaient prêts à être utilisés comme géométries de référence dans les calculs CFD. Les mesures de flux donnent aussi des informations assez fiables, ce qui motive notre démarche vers les conditions "limites réalistes". Mais si théoriquement nous avons tout pour obtenir des calculs "justes", une grande partie des erreurs numériques se situe au niveau des conditions elles-mêmes. Ce n'est pas parce que l'on impose une condition que cette condition reste stable au niveau des frontières. Forzaglia et al. ont fondamentalement travaillé sur des modèles 1D associés aux modèles 3D pour tenter de suivre l'évolution des ondes de pression qui sont les principales responsables des perturbations dans le fluide. Dernièrement ils ont associé un modèle de comportement du cœur fortement couplé à la condition limite en entrée du domaine (ostium de l'aorte) [78, 79]. Les modèles couplés tiennent compte de l'existence d'une paroi élastique pour entretenir des relations numériques avec les deux types de calculs. Des travaux comme ceux de Milner et al. ont permis d'identifier les avantages à faire des calculs avec des CL réalistes obtenues par IRM au niveau de la bifurcation carotidienne [80].

Conditions sur l'entrée et les sorties

Comme nous l'avons annoncé au début de ce chapitre, une des problématiques principales en MFN est la manière dont les CL sont traitées au niveau des différentes zones du maillage. Ces zones seront appelées "patches", terme utilisé par les développeurs du code pour identifier chaque zone du maillage. Pour l'exemple d'une entrée de vitesses, il n'est pas suffisant de vouloir imposer un profil de vitesse car il faut aussi que le type de CL associée à cette entrée puisse l'imposer correctement. Plusieurs problèmes sont alors rencontrés :



(a) Masque sphérique

(b) Fonction du masque sur les nœuds pour une entrée ou sortie

FIGURE 4.2 – Pour éviter les erreurs numériques par perte de masse : masque représenté par une sphère de rayon un peu inférieur au rayon du "patch" considéré. Seuls les nœuds appartenant à la sphère ont une valeur de vitesse $\neq 0$

- le profil de vitesses n'est pas obtenu de façon précise, une valeur moyenne sur la section (vitesse moyenne) est donc associée à chaque nœud pris en compte par la CL. Cette démarche peut engendrer des pertes de masse aux bords de la CL, à l'interface entre le patch d'entrée et le mur. Les nœuds en commun se voient imposer deux valeurs : $V = V_{mur} = 0$ et $V = V_{moyenne}$ et le calcul garde la valeur imposée par le mur, ce qui donne une incohérence au niveau de la conservation de la masse qui rentre dans le domaine.
- Il est habituel de donner une information sur les pressions en sortie du domaine. Mais les données de pression ne sont pas connues, car l'IRM donne uniquement des informations sur les vitesses. Il faut donc imposer une valeur de vitesse moyenne pour les nœuds de sortie.
- La quantité de nœuds prévus pour imposer les vitesses en entrée et en sortie n'est pas suffisante. Les contraintes numériques sont donc assez faibles pour amener le profil vers les données de référence.

Pour essayer de limiter les erreurs numériques retrouvées au cours de notre pratique en MFN, un masque a été imposé au niveau des entrées et sorties. Il se présente comme un disque de rayon un peu inférieur au rayon de la section considérée (Fig.4.2(a)). Les nœuds appartenant au disque ont une valeur de référence égale à $V_{moyenne}$, ceux qui se retrouvent entre le mur et le disque ont la valeur $V_{mur} = 0$. C'est ainsi que nous avons réussi à contrôler les pertes de masse aux niveau des entrées / sorties (Fig.4.2(b)). Mais cette approche n'est pas idéale, car elle revient à imposer un profil "plat" qui n'est pas conforme aux réalités physiques. Les lignes de code suivantes correspondent

à la manière dont les conditions sur la vitesse sont imposées pour l'entrée du domaine.

```

* ----- premier patch -----

    if (yy.lt.0.d0) then

        uref(1,n) = 0.d0
        uref(3,n) = 0.d0

c masque

        r2 = (xx-(-0.28d0))*(xx-(-0.28d0)) + ! centre x
+         (zz-(0.02d0))*(zz-(0.02d0))      ! centre z
        r2_ref = 0.12744d0 * 0.12744d0      ! rayon

        if (r2.le.r2_ref) then

c fonction d'entree

            uref(2,n) = 22.17                ! harmonique a0
+             +7.61 * cos(time*omega)
+             +42.77 * sin(time*omega)
+             -35.28 * cos(2*time*omega)
+             +4.56 * sin(2*time*omega)
.....
+             +0.04 * cos(7*time*omega)
+             -0.15 * sin(7*time*omega)
        else
            uref(2,n) = 0.0d0
        endif

c (flux/aire de section)=vitesse

        uref(2,n) = (uref(2,n)/540.d-2)*1.2d-2

    endif

```

*-----

Un autre problème rencontré est celui de ne pas pouvoir utiliser des mesures de pressions aux sorties du domaine. Habituellement, la CL à la sortie est toujours une pression, ce qui permet entre autres de faire une répartition des flux entre les différentes sorties. Avec les mesures de vélocimétrie par IRM nous n'avons pas accès à ces mesures de pression. Néanmoins, nous avons essayé d'intégrer, dans les calculs de MFN, des mesures de cathétérisme aortique effectuées sur certains patients, mais nous nous sommes retrouvés face à deux problèmes supplémentaires :

- Le patient n'était pas dans les mêmes conditions physiologiques dans l'IRM et au bloc opératoire (position, médicaments). Le système artériel n'avait pas les mêmes conditions de vasomotricité.
- La qualité des mesures dépend fortement du fait que la paroi touche ou pas le cathéter.
- L'information se présentait sous forme d'un papier imprimé, ce qui compliquait la numérisation des données et leur transfert vers les CL.

Face à ce manque d'information nous avons choisi d'imposer des conditions de vitesse à l'entrée et à la sortie, gardant une contrainte sur la pression (paramètre de relaxation).

Conditions sur la paroi

Le patch associé à la paroi artérielle est typiquement une condition de mur non glissant. Deux cas sont étudiés :

- soit le calcul se déroule dans un maillage rigide (mono phase), dans ce cas, une vitesse nulle est imposée au fluide en contact avec la paroi,
- soit le calcul est composé d'une succession de maillages homologues qui donnent un maillage mobile (multi phases), dans ce cas, chaque pas de temps est géré par la formulation ALE. En pratique nous avons évalué le pas de temps minimum par la relation CFL (eq. 4.1) pour toutes les phases cardiaques et une fois déterminé, nous imposons cette valeur comme pas de temps fixe. Cette manipulation nous permet d'avoir une référence temporelle pour nos calculs cycliques, ce qui nous a simplifié le problème des points d'arrêt pour le calcul. La condition de mur non glissant `_ALE` est associée à la paroi mobile. Le fluide en contact avec la paroi aura la vitesse de déplacement du mur au nœud considéré.

La figure 4.1 illustre les éléments du dossier MESH. Les fichiers de travail sont ceux qui restent actifs pendant le calcul (bord extérieur), tandis que les fichiers de référence (au centre) sont utiles uniquement à chaque fois que le calcul (Run) s'arrête pour reprendre avec de nouvelles références. Nous avons décidé de travailler ainsi car

certaines fonctionnalités proposées par le code étaient profitables pour notre application.

Le déroulement du calcul se fait phase par phase. Il est initialisé avec le chargement du *native.coor* et du *native.coor_target*, coordonnées des nœuds de départ et d'arrivée. La topologie des maillages ne change pas au cours du cycle cardiaque. Le code utilise les coordonnées d'arrivée et de départ pour évaluer la vitesse pour chaque nœud du maillage. Pendant la durée de la phase, la formulation ALE produit les maillages intermédiaires par interpolation linéaire pour chaque pas de temps. Les lignes de programme qui ont été ajoutées pour cet effet sont les suivantes :

```

-----
*      law for vascular applications (ramiro)
*      with native and target mesh
*      CHU de Rangueil (I2MR) / Université de Montpellier II(I3M)
*-----
      deltaT = 869.d-4  ! temps entre deux phases (Tcardiaque/nbre phases)

      do n=1,nnode
          x_t1(1,n) = x_t0(1,n)
+      + dtmin * (x_target(1,n)
-      -x_init(1,n))/deltaT
          x_t1(2,n) = x_t0(2,n)
+      + dtmin * (x_target(2,n)
-      -x_init(2,n))/deltaT
          x_t1(3,n) = x_t0(3,n)
+      + dtmin * (x_target(3,n)
-      -x_init(3,n))/deltaT

      end do

      end if
-----

```

Dès la fin du temps prévu pour cette phase cardiaque (en itérations), le code s'arrête et attend un nouveau lancement avec les nouvelles références. Le fichier *native.coor_target* est remplacé par *native.coor*. Une nouvelle référence vient prendre la place du maillage cible. Le calcul est relancé pour une nouvelle phase cardiaque. Dans la figure 4.1, le fichier nommé "native" est une variable alors que le maillage

"natif" que nous avons vu à la section 3.3 indique le maillage initial provenant de la segmentation du volume. Par prolongation du concept de "natif", nous avons gardé le terme "native" pour indiquer dans le cycle de calcul, son point de départ et son point d'arrivée (`_target`).

Possibles solutions aux problèmes

Résoudre les problèmes rencontrés avec les CL reste encore le travail de recherche de plusieurs équipes.

Une solution est celle proposée par Nicoud et al. [77]. Il s'agit d'imposer une CL intégrale aux entrées/sorties, au lieu d'imposer une vitesse moyenne pour chaque nœud. La raison est double : d'une part, il est actuellement difficile d'avoir une précision sur la répartition des vitesses dans une section à partir des images de vélocimétrie, en général une valeur plus "sûre" est donnée par le débit mesuré à travers cette section. Deuxièmement, la gestion des ondes acoustiques générées par ce type de CL est effectuée dans le domaine fréquentiel, comme un filtre passe bas, permettant le contrôle des CL "non-réfléchissantes".

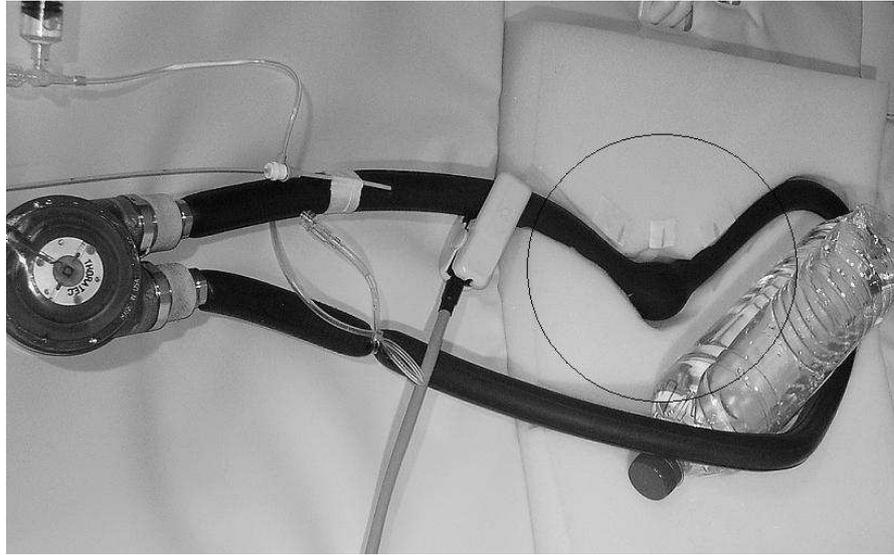
Une autre solution qui se présente est relative aux informations de pression mesurées en imagerie de façon non-invasive. Le cathétérisme est une méthode fiable pour mesurer la pression de manière endovasculaire, mais il n'est pratiqué que si son indication est justifiée. Tasu et al. [81–83] proposent une technique d'imagerie par IRM qui mesure la valeur de l'accélération totale contenue dans un voxel du fluide sanguin. Effectuant des approximations sur l'équation de Navier-Stokes, ils remontent vers la pression, donnant ainsi la possibilité de reconstruire des cartes de gradients de pressions endovasculaires à différents moments du cycle cardiaque. L'idée d'imposer les gradients existants entre les différentes sorties du maillage, permettrait de faire des calculs beaucoup plus conformes aux réalités physiologiques.

Actuellement ces solutions, adaptées aux méthodes de mesure et d'intégration, n'existent pas encore dans les applications de MFN, mais ce seront des points importants à développer dans la suite de ce travail.

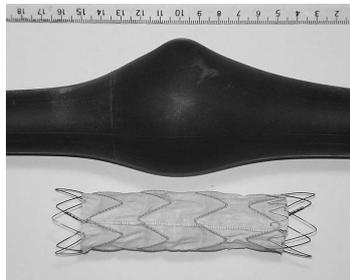
4.1.4 Montage expérimental : modèle d'AAT

Nous avons utilisé plusieurs modèles physiologiques de l'aorte et j'ai choisi d'en présenter un qui nous a permis de tester tous les aspects pratiques et numériques de la méthode présentée jusqu'ici.

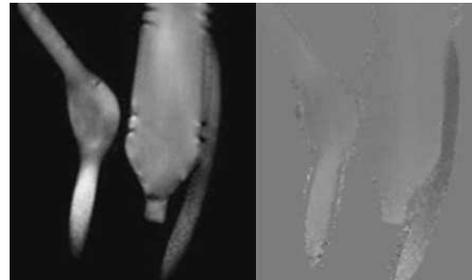
Le fantôme de la figure 4.3(a) reprend le modèle de Windkessel. L'effet Windkessel est le nom donné au phénomène physiologique permettant, au niveau du réseau



(a) Fantôme d'un AAT sur la table de l'IRM



(b) Stent recouvert prévu pour être introduit dans un autre type d'AAT



(c) Acquisition de vélocimétrie sur le plan sagittal

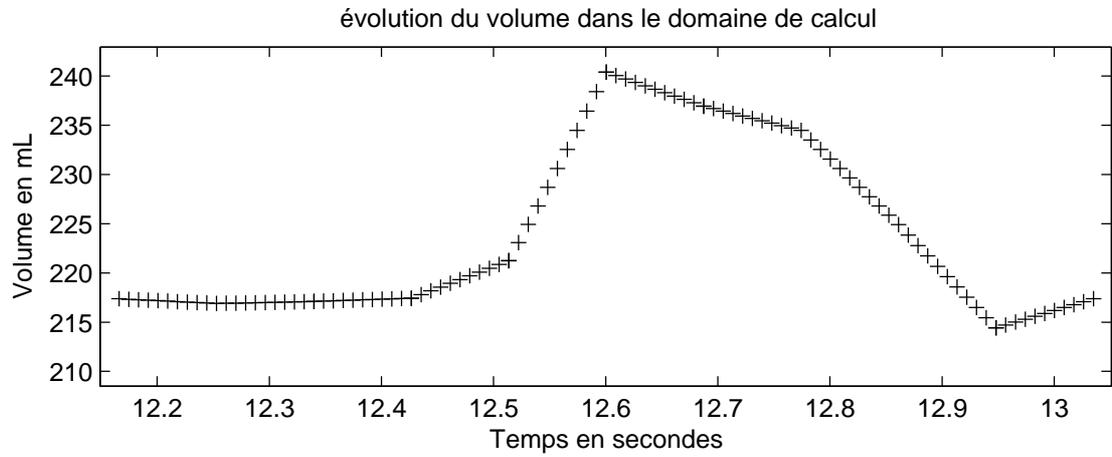
FIGURE 4.3 – Modèle du type Windkessel dédié à l'étude de la dynamique de la paroi et la MFN avec l'IRM comme outil expérimental. Étude en cours sur le comportement mécanique d'un Stent recouvert placé dans la poche anévrismale. Image quantitative de vélocimétrie par contraste de phase, coupe sagittale, codage du bas vers le haut (blanc vers le haut et noir vers le bas). On observe les erreurs de quantification grâce à la bouteille qui nous sert de référence zero (gris = 0)

artériel, de transformer le débit discontinu pulsé du sang en débit continu. Il a été décrit en 1899 par Otto Frank. Ce modèle est composé d'un ventricule (générateur de pulsation), d'une compliance artérielle (effet capacitif) et d'une résistance périphérique (effet résistif). Si cet exemple est décrit dans ce travail, ce n'est pas uniquement parce qu'il décrit le principal phénomène qu'on retrouve dans l'aorte thoracique, mais parce que le modèle était facile à mettre en place du point de vue expérimental. Le montage correspond à un anévrisme fusiforme de dimensions voisines à un AAT. Il fait partie d'un circuit circulant fermé, sous pression et alimenté par un système VAD de Thoratec (Ventricular Assist Device,). La compliance est donnée par l'élasticité du matériau (chambre à air) lequel nous a semblé être indiqué pour cette application. La résistance périphérique est matérialisée par une "sténose serrée" en distalité de cet anévrisme. Un introducteur pour cathéter 6F a été mis en place du côté proximal à l'anévrisme, donnant la possibilité d'obtenir des mesures de pression endovasculaires à différents endroits du modèle. Un écoulement pulsé est donné par le système VAD muni d'une circulation parallèle à air comprimé, qui peut être commandée par une pompe automatique (Thoratec) ou bien par une poire manuelle. La synchronisation "cardiaque" entre l'imageur et le montage est obtenue par l'intermédiaire d'un capteur de doigt installé sur la chambre pulsatile. Ce dernier envoie un signal électrique à chaque fois que l'onde mécanique d'éjection, correspondant au moment systolique, se déplace sur la paroi du fantôme. Le liquide contenu dans le modèle est un fluide visqueux avec les mêmes propriétés que le sang (ρ, μ).

4.2 Résultats sur un modèle d'AAT

Les étapes expérimentales ont suivi le déroulement imposé par le nouveau protocole IRM (section 2.2). Les séquences destinées à faire des études supplémentaires en MFN ont fourni les volumes d'imagerie nécessaires à la constitution des CL. C'est à dire qu'après post-traitement des données, nous avons pu disposer des éléments suivants :

- Un ensemble de 10 maillages (10 phases) avec la même topologie.
- Une fonction temporelle décrivant l'entrée du flux dans le domaine considéré.
- Une fonction temporelle décrivant la sortie du flux du domaine numérique.
- Deux autres mesures de vélocimétrie à l'intérieur de la zone modélisée sont destinées à valider les résultats numériques.
- Des courbes de pression mesurées par cathétérisme à l'intérieur de la zone d'exploration.



(a) La formulation ALE obtient 1100 positions pour le maillage mobile, basée sur les 10 maillages de référence

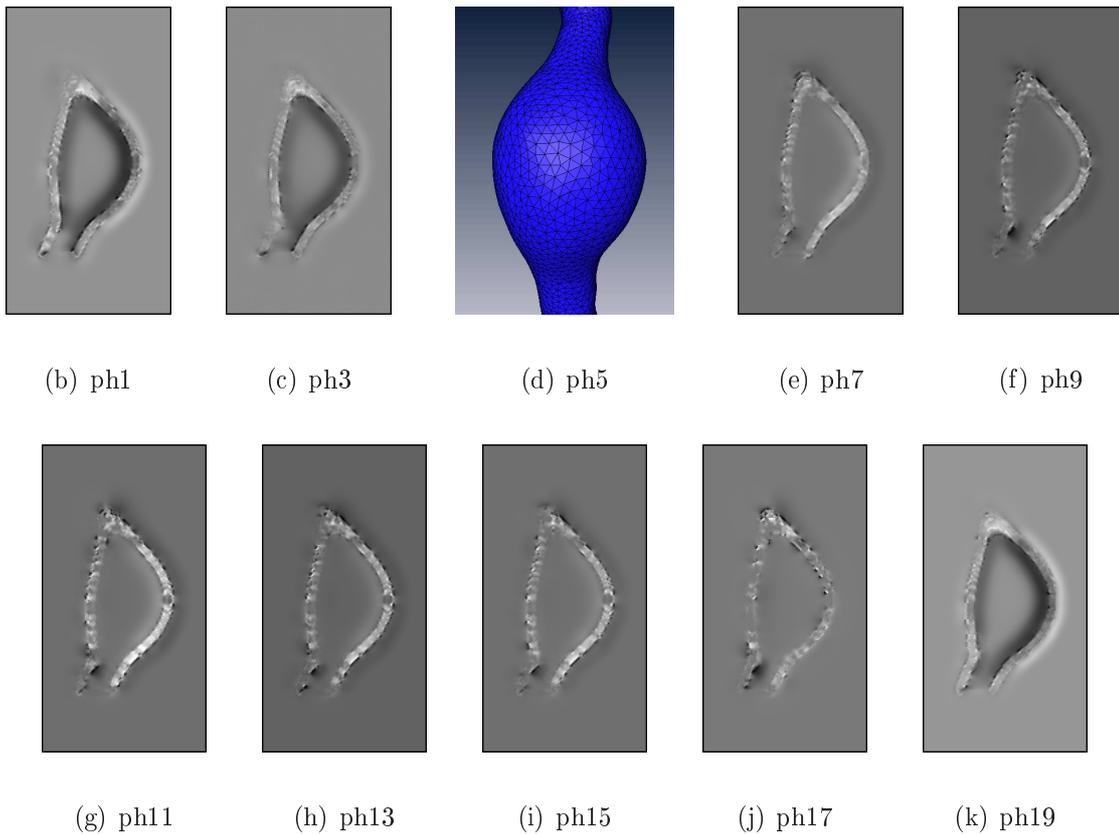


FIGURE 4.4 – Changements du volume pour le domaine numérique mobile après avoir effectué les opérations ALE sur ses 10 géométries de référence. Coupes sagittales sur des images de déformation relative ($|J|$) entre la phase 5, correspondant à la phase native (maillage natif), et toutes les autres phases du cycle de pulsation.

Résultats sur la géométrie mobile

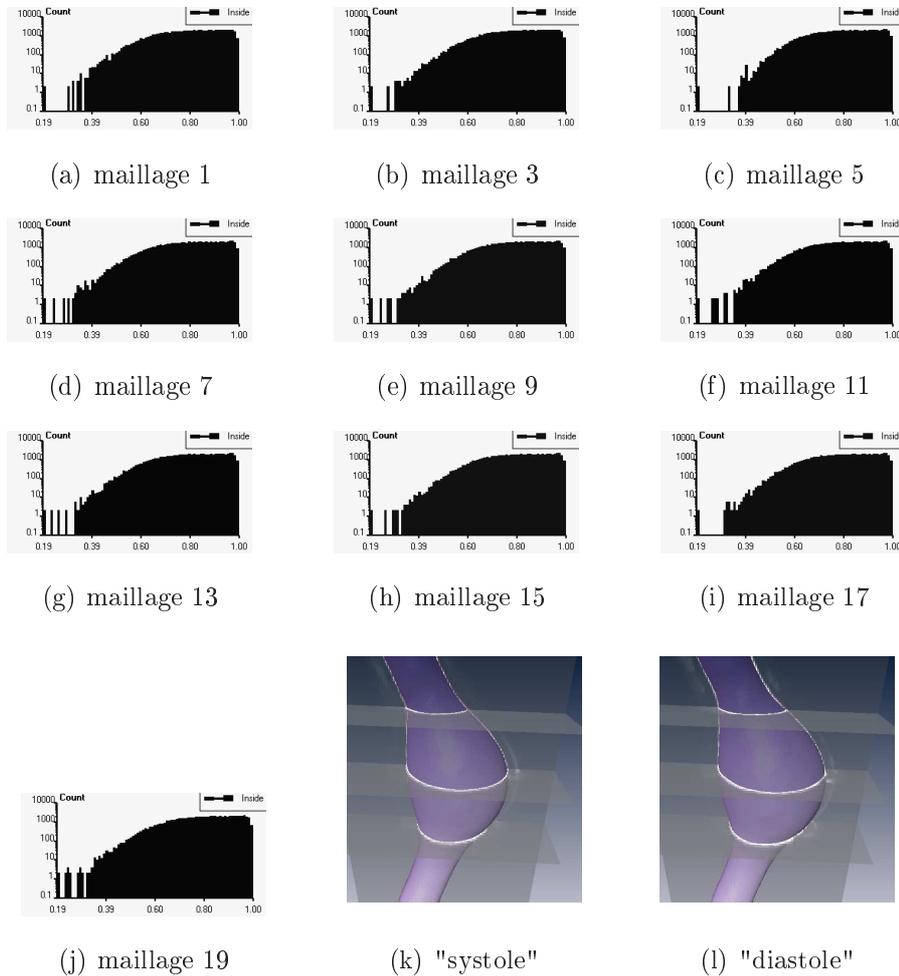


FIGURE 4.5 – Histogrammes sur la qualité des éléments dans chaque maillage. La méthode conserve une qualité proche de 1 pour plus de 90% des éléments sur le modèle d'AAT. Une corrélation sur les images brutes (en transparence) permet de valider la position de la paroi à chaque instant, ici les deux extrêmes de la déformation

Les résultats sur la dynamique de la paroi et la façon dont la méthode proposée traite les données images sont en partie illustrés à la figure 3.21. D'autre part La figure 4.4 présente les variations relatives obtenues lors des différentes transformations sur le maillage natif (Fig.4.4(d)). la figure 4.4(a) correspond aux variations de volume du domaine de calcul au cours d'un cycle de pulsation. Chaque échantillon correspond à 100 itérations. Cela veut dire que la formulation ALE produit 1100 positions intermédiaires entre chaque paire de maillages de référence, ce qui équivaut pour le cas présenté à 11000 positions pour un cycle complet.

Les positions sont calculées par interpolation linéaire. La qualité du maillage est

préservée car les déformations à l'intérieur du domaine sont assez régulières, ce qui veut dire qu'aucun élément très petit ne sera à côté d'un élément très grand. La figure 4.5 démontre que sur l'ensemble des 10 maillages, la qualité d'au moins 90% des volumes de contrôle reste proche de 1 (tétraèdres réguliers).

Nous pouvons affirmer que la technique de déformation pour les maillages est complètement validée par les deux raisons suivantes :

- Les murs du domaine numérique suivent parfaitement les déformations réelles observées sur l'imagerie dynamique.
- La qualité des éléments se conserve proche de 1, ce qui évite de faire des erreurs numériques pendant le calcul.

L'expérience présentée ici s'est servie de 10 phases uniquement, mais on dispose de 20. L'évolution observée à la figure 4.4(a) peut être lissée avec l'intégration d'une double quantité de points de référence. Ceci ne pose aucun problème car les points sont disponibles. Par contre nous ne pouvons pas descendre en dessous car la résolution actuelle de l'imageur est de 20ms. Il nous reste à estimer quel est l'effet sur le calcul MFN des changements brusques de vitesse au moment des chargements des nouvelles références. Ceci peut être interprété comme une accélération infinie d'un pas de temps à l'autre si par exemple le nœud en question passe de la vitesse v à la vitesse $-v$. Cet effet doit se traduire avec l'émission d'une onde acoustique à l'intérieur du domaine, ce qui doit intervenir dans le calcul fluide.

Résultats sur les entrées sorties

Les mesures de vélocimétrie nous ont fourni les informations nécessaires pour reconstruire les CL au niveau de l'entrée / sortie du modèle étudié. Le processus d'ajustement à une fonction temporelle est décrit à la section 3.5. Après correction par rapport au niveau zéro, donné par la bouteille d'eau présente dans le champ d'exploration, nous avons tous les harmoniques (Fourier) des fonctions qui servent de référence dans AVBP. Ils sont intégrés dans le code de la manière suivante :

```
* ----- premier patch -----
    if (yy.lt.0.d0) then
        uref(1,n) = 0.d0
        uref(3,n) = 0.d0
    c masque
```

```

        r2 = (xx-(-0.28d0))*(xx-(-0.28d0)) +      ! centre x
+         (zz-(0.02d0))*(zz-(0.02d0))          ! centre z
        r2_ref = 0.12744d0 * 0.12744d0          ! rayon

        if (r2.le.r2_ref) then

c fonction d'entree

                uref(2,n) = 22.17                  ! harmonique a0
+                 +7.61 * cos(time*omega)
+                 +42.77 * sin(time*omega)
+                 -35.28 * cos(2*time*omega)
+                 +4.56 * sin(2*time*omega)
.....
+                 +0.04 * cos(7*time*omega)
+                 -0.15 * sin(7*time*omega)
        else
                uref(2,n) = 0.0d0
        endif

c (flux/aire de section)=vitesse

                uref(2,n) = (uref(2,n)/540.d-2)*1.2d-2

        endif

```

*-----

Résultats de MFN

Après avoir chargé les CL dans les fichiers du code destiné à la MFN, toute la suite du procédé se déroule dans un système high performance computing (HPC). Pour le cas du fantôme d'anévrisme, AVBP a été lancé en parallèle sur 24 processeurs d'une IBM Power 4 cadencée à 1,3 GHz au Centre Informatique National de l'enseignement supérieur (CINES). Une file d'attente est imposée ce qui pour un calcul qui s'arrête 10 fois n'est pas pratique car cela peut prendre des jours. Après avoir envoyé toutes

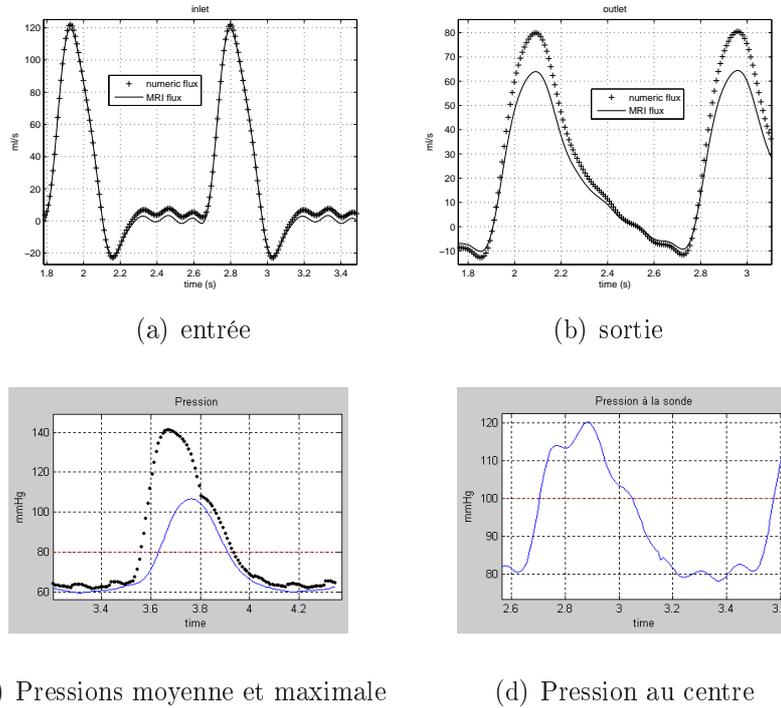


FIGURE 4.6 – Correspondance IRM / CL en entrée et sortie du domaine. La courbe de sortie présente une forme plus arrondie qui correspond à l'effet de windkessel avec une paroi mobile. Les courbes de pression moyenne et pression maximale permettent de remonter vers la compliance. Une sonde numérique fournit la valeur de la pression au centre de la poche anévrismale

les données par ftp, le code est piloté depuis une ligne de commande à travers une simple fenêtre ssh. Étant donné que le maillage est relativement petit, un calcul sur 24 processeurs dure quelques minutes et l'utilisation en interactif est autorisée et limitée à 30 min.

Le modèle d'AAT nous a permis de lancer pour la première fois un calcul avec des CL non couplées, imposant à chaque pas de temps toutes les informations sur la position des mailles du domaine numérique et la vitesse du flux en entrée et en sortie. Pour arriver à convergence du calcul, 4 cycles de pulsation ont été calculés et nous avons observé une stabilité des résultats à partir du deuxième cycle de pulsation. Dans ce travail, l'étude sur l'indépendance du maillage (tests avec maillages plus fins) n'a pas été réalisée parce que nous pensons que ce n'était pas nécessaire à ce stade du problème et parce que la taille des mailles était voisine de la résolution spatiale des images dynamiques ($\sim 3mm$). La figure 4.6 montre les CL imposées au niveau des "patches" d'entrée et de sortie à côté des valeurs effectivement obtenues à ces mêmes niveaux, pour le modèle à paroi mobile. Un résultat attendu est ici illustré par la

forme du profil de flux en sortie du domaine, cette forme arrondie est la réponse du système capacitif matérialisé par la compliance de sa paroi (effet Windkessel). La figure 4.7 illustre avec des images fonctionnelles issues des résultats de MFN quelques moments du cycle de pulsation. Trois types d'informations sont ici exposées, le champ de vitesse sur une coupe sagittale, le champ des forces de cisaillement pariétal et le champ de pression sur la paroi. Le pic "systolique" correspond ici à la phase 8 du cycle (sur 40 phases obtenues pendant le calcul). En particulier nous pouvons observer à la figure 4.7(f) que la pression augmente de façon localisée à l'intérieur de la poche anévrismale. Ce phénomène peut expliquer la tendance inévitable d'un anévrisme à se dilater. La relation entre la tension et la pression est directe par l'intermédiaire de la loi de Laplace (eq.1.4). Il est évident qu'il y a un risque de rupture si le diamètre augmente, car l'épaisseur de la paroi devient alors très fine.

Le modèle expérimental utilisé a démontré que la méthode non couplée peut être utilisée pour les applications à paroi mobile. Un modèle simplifié du principe windkessel, retrouvé dans l'aorte thoracique au niveau de l'arche, a été illustré de façon très simple. Ce modèle représente, sous une forme très schématique, le système artériel où le clapet joue le rôle de la valve aortique, la chambre élastique le rôle des gros vaisseaux artériels (crosse aortique dans notre cas), la résistance hydraulique le rôle résistif des artérioles et capillaires (sténose dans notre cas). L'écoulement y est périodique. Quand le clapet est ouvert (systole) une partie du flux issu du ventricule s'accumule dans l'AAT en raison de la résistance hydraulique. Quand le clapet est fermé (diastole) le flux accumulé dans la chambre s'échappe à son tour par la résistance hydraulique. On peut noter l'analogie de ce modèle avec les circuits RC de charge et décharge d'un condensateur à travers une résistance.

Pour l'écoulement diastolique, si ΔV est la variation du volume du liquide dans la poche anévrismale et ΔP sa variation de pression, on peut alors définir la compliance C (comme le C d'un condensateur) de la chambre par la relation 1.1. $C = (240 - 215 \text{ mL}) / (108 - 60 \text{ mmHg})$ La compliance globale de l'anévrisme peut être estimée à $C = 0,52 \text{ mL/mmHg}$. Les résultats numériques nous donnent une première estimation de ces valeurs pour l'étude des propriétés mécaniques de la paroi. La figure 4.6(c) illustre l'évolution des valeurs moyennes et maximales pour la pression dans tout le domaine, tandis que la figure 4.6(d) se centre sur la mesure de la pression au centre de la poche anévrismale. Ce travail a servi pour faire une validation qualitative de la méthode proposée. Ce modèle d'AAT sera l'objet d'une analyse quantitative prochainement. Ici nous avons voulu faire une preuve du concept.

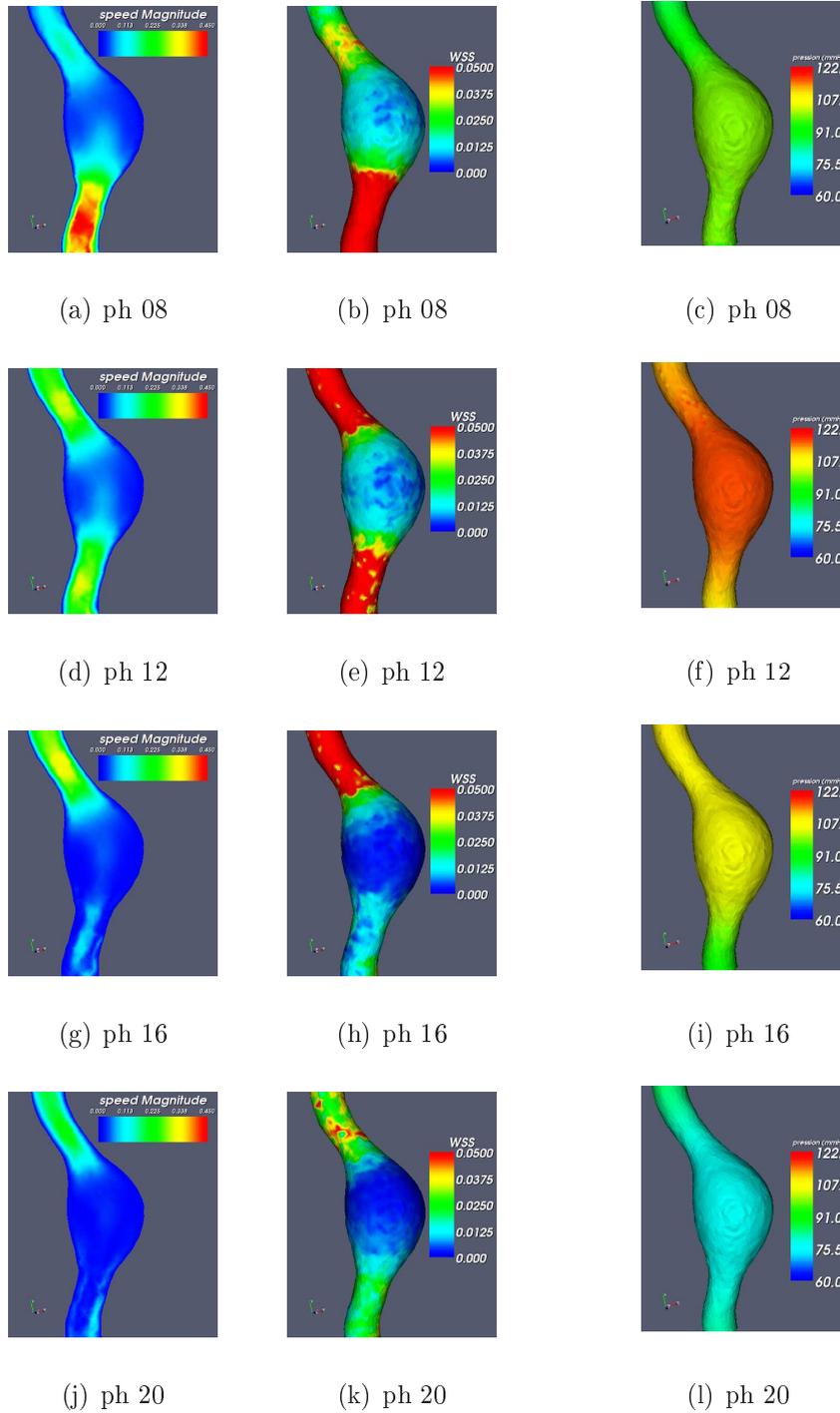


FIGURE 4.7 – Résultats de MFN sur le fantôme à paroi mobile. Champs de vitesse sur une coupe sagittale, force de cisaillement à la paroi (WSS) et pression sur la paroi

4.3 Résultats Cliniques

Le travail sur fantôme nous a permis de mettre au point certains détails du calcul en MFN sur des cas plus réalistes. Deux études ont été menées pour démontrer la faisabilité de la méthode dans les applications qui intéressent fortement les cliniciens. La bifurcation carotidienne et la pathologie aortique.

4.3.1 Étude sur une bifurcation carotidienne

Si nous commençons cet exposé avec un court exemple sur la bifurcation carotidienne c'est parce qu'elle est d'accès facile en imagerie et parce que le patient n'est pas contraint aux apnées successives, car la zone d'exploration se situe dans une région qui ne "bouge" pas avec la respiration. Seule la pulsation de la paroi est observée et ça nous a permis de faire un test avec notre méthode sur un territoire d'intérêt clinique. Nous avons obtenu un excellent signal dans les images dynamiques grâce à l'utilisation d'une antenne synergy tête-cou 2.1(c). La segmentation provient donc directement d'un volume d'imagerie choisi parmi les 20 (phases) disponibles.

Motivation pour une telle étude

Nous avons voulu exposer cette étude car elle permet d'amener le thème de l'imagerie de la plaque à côté de l'imagerie fonctionnelle numérique, comme celle que nous avons vue avec l'expérience sur le fantôme d'AAT.

En effet, une partie des accidents vasculaires cérébraux (AVC) non hémorragiques sont la conséquence d'une maladie des artères nourricières de l'encéphale, particulièrement de la bifurcation carotidienne. Mais à partir de quel degré de sténose les chances d'une évolution vers l'AVC augmentent-elles ? L'étude de référence dans ce domaine est celle portant l'acronyme NASCET (North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial) [84]. Les résultats de l'étude européenne (ECST) [85] vont dans le même sens et estiment un bénéfice de la chirurgie uniquement pour les sténoses sévères de 70 % (NASCET) et 85 % (ECST). Il faut souligner que la technique européenne pour mesurer la sténose est fondamentalement différente de la technique citée par l'étude américaine. Par ailleurs, la plaque d'athérosclérose est soumise aux contraintes induites par le sang circulant dans la lumière de la sténose. Le véritable risque est centré sur le décrochement d'une partie de la plaque (embolie) et de l'ischémie qui vient en conséquence. Il est évident que si la structure de la plaque supporte bien les frottements et les fluctuations imposées par le flux (plaque stable), une chirurgie serait peut être moins justifiée. Mais au contraire, si la chape fibreuse est très

fragile et la sténose fait moins de 70% le patient risque d'avoir un AVC par cause des frottements à la paroi. Certaines techniques d'imagerie commencent à voir le jour sous le nom d'*Imagerie de la plaque* [70] et cherchent à donner plus d'informations sur les propriétés physico-chimiques. L'athérogénèse et l'évolution d'une plaque peut aussi être étudié par des méthodes de MFN. Une nouvelle approche du problème peut être d'évaluer la relation existante entre les caractéristiques structurales de la plaque et les contraintes du type frottements pariétaux (WSS).

Une étude de ce type est en cours et pourrait donner des informations très utiles pour mieux connaître la maladie et agir correctement lors de sa prise en charge. La figure 4.8 expose les premiers résultats in-vitro d'imagerie paramétrique T2 et ρ (densité de protons) qui ont été obtenus au laboratoire. Ils proviennent d'un échantillon d'endartérectomie prélevé sur un patient. L'analyse histologique annonce une assez bonne corrélation avec la caractérisation des éléments de plaque par IRM.

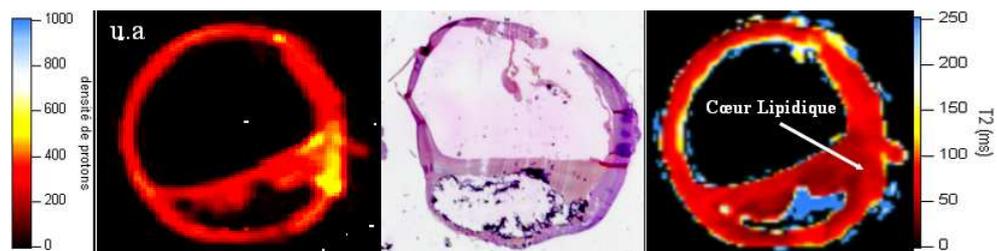


FIGURE 4.8 – Imagerie paramétrique d'une plaque d'athérome. Image en densité de protons (premier echo) et image du temps de relaxation T2 (analyse multi-echo). Corrélation avec une coupe histologique provenant de la même zone d'exploration

L'avenir de l'imagerie de la plaque est très prometteur, ce qui nous amène à penser qu'il est possible de mettre en relation ce type de résultats avec l'évaluation des contraintes par MFN, dans le même référentiel de l'appareil d'imagerie. Il est donc possible d'approfondir notre connaissance sur l'athérosclérose et re-formuler le problème de la prise en charge.

Résultats CFD

L'exemple présenté ici provient d'un témoin sain montrant une bifurcation carotidienne sans sténose. La figure 4.9(a) illustre l'installation du protocole IRM sur le patient au début de l'examen. Un volume d'imagerie est obtenu à partir d'une séquence du type ciné (b-SSFP) (Fig.4.9(c)). Ces informations sont utiles pour discrétiser le volume dans un maillage natif (Fig.4.9(b)). Ce premier domaine numérique rigide

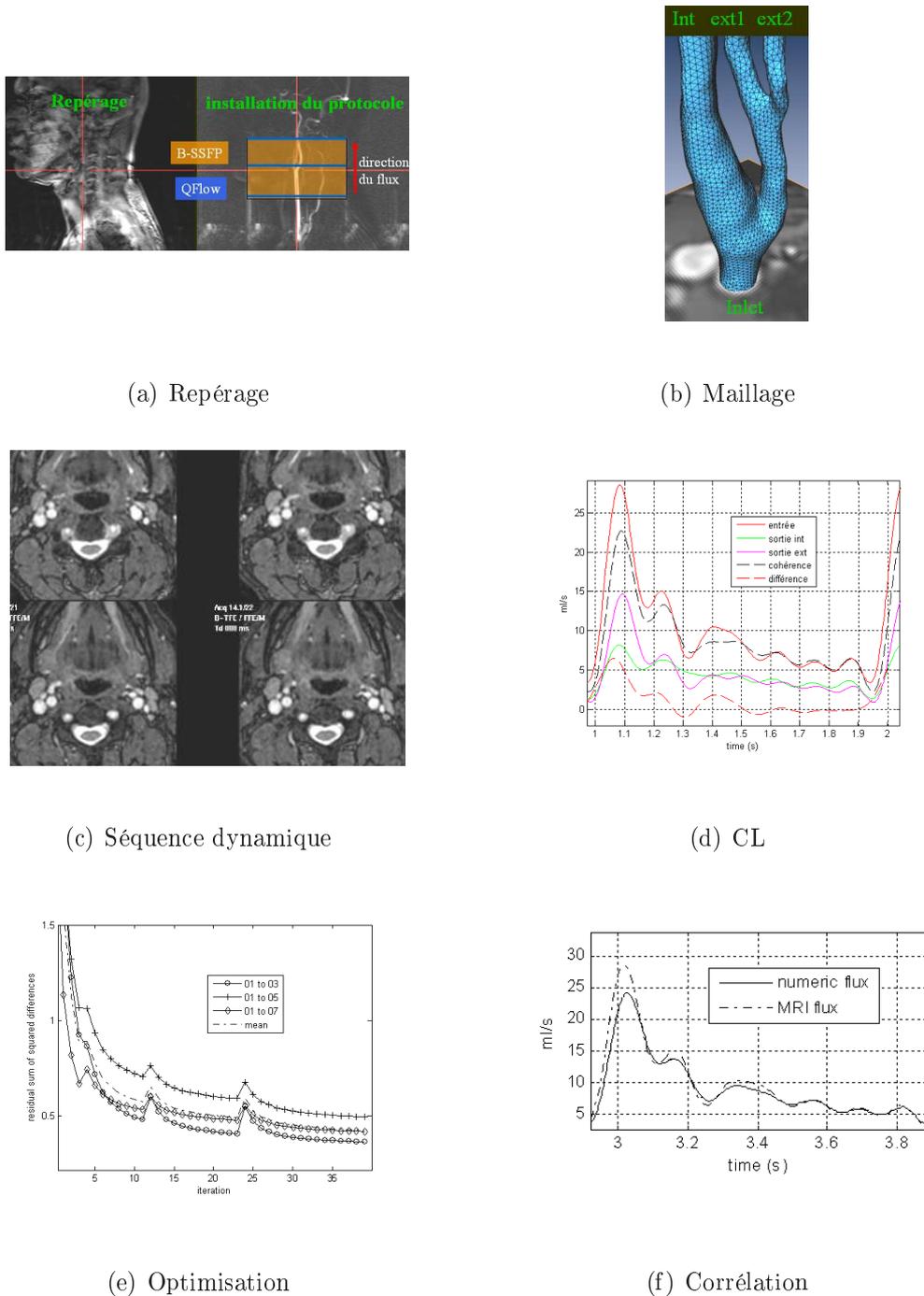


FIGURE 4.9 – Description des étapes d'un calcul sur une bifurcation carotidienne. Installation du protocole, extraction de la géométrie dynamique et des CL de vitesse. Optimisation des déformations non linéaires pour reconstruire le maillage mobile, puis corrélation du résultat au centre du domaine avec une mesure de flux au même endroit.

est ensuite déformé de façon optimale par l'algorithme de déformations non linéaires (Fig.4.9(e)). L'analyse des flux aux trois étages de la mesure permet de reconstruire les CL de vitesse en entrée et sortie. Une coupe de vélocimétrie au centre du domaine sert à corréler la qualité du résultat avec les mesures qui n'ont pas été utilisées pour lancer les calculs (Fig.4.9(f)). Finalement, les résultats numériques sont présentés à la figure 4.10 sur laquelle on peut se faire une idée de la répartition du champ de vitesses à l'intérieur du domaine numérique (Fig.4.10(a)). De la même façon d'autres données sont disponibles comme c'est le cas de la force de cisaillement à la paroi qui fluctue pendant un cycle cardiaque (Fig.4.10(b)). Un processus intéressant est celui du vortex localisé au niveau du bulbe carotidien (Fig.4.10(c)). Le processus tourbillonnaire entraîne un épaissement "normal" de la paroi artérielle à cet endroit. Une perte de l'homéostasie chez le témoin sain peut aussi créer à long terme des différences dans l'écoulement à cet endroit et des changements des propriétés de la paroi, initiant peut être un processus d'athérosclérose.

4.3.2 Cadre Aorte Thoracique

Dans la période comprise entre novembre 2006 et octobre 2007, 14 patients (13 hommes, 1 femme) entre 32 et 79 ans (moyenne d'âge 62.2), avec différentes pathologies de l'aorte thoracique, (4 anévrismes de l'aorte thoracique (TAA), 1 ulcère pénétrant (PU), 1 hématome intramural (IMH), 7 dissections et 1 rupture aortique traumatique aiguë (ATAR)), ont été évalués avec le nouveau protocole dans une IRM 1.5 T (Intera ; Philips Medical Systems, Nederland, B.V.).

L'ensemble des patients a reçu un traitement par Stent-Graft aortique (endovascular aortic repair - EVAR). Différents systèmes de stent recouvert ont été utilisés (Valiant, MEDTRONIC ; TAG, GORE ; Relay BOLTON ; JOTEC) et nous avons obtenu une évaluation post-opératoire pour tous les cas, sauf pour 1 qui a décédé deux jours après le traitement. L'étude pré and post-opératoire a été obtenue pour trois patients uniquement. Pour les 9 cas restants, seulement l'étude post-opératoire a été réalisée. Le post-traitement des images a été soumis au consensus de deux experts radiologues qui ont évalué la qualité de l'extraction géométrique sur d'autres images de routine provenant d'examen IRM, scannographie (CT) et angiographie.

Dans ce travail, seulement deux cas seront présentés pour démontrer la faisabilité de la méthode sur un grand territoire anatomique.

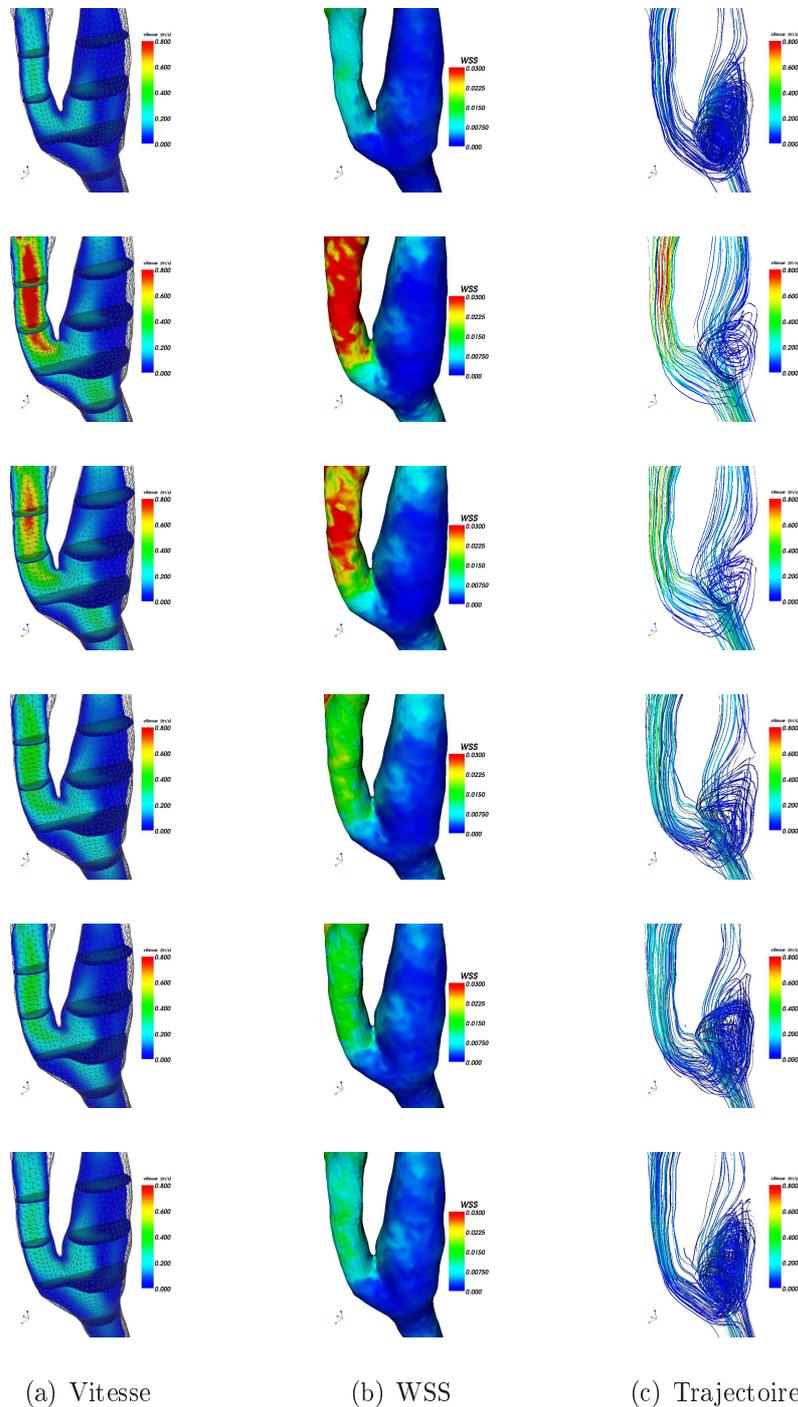


FIGURE 4.10 – Quelques résultats de MFN dans un maillage mobile. Bifurcation carotidienne d'un témoin sain. Champs de vitesse sur une coupe sagittale et plusieurs coupes axiales. Force de cisaillement à la paroi (WSS) et trajectoires montrant les vortex au niveau du bulbe carotidien.

Premier cas clinique : Patient 1

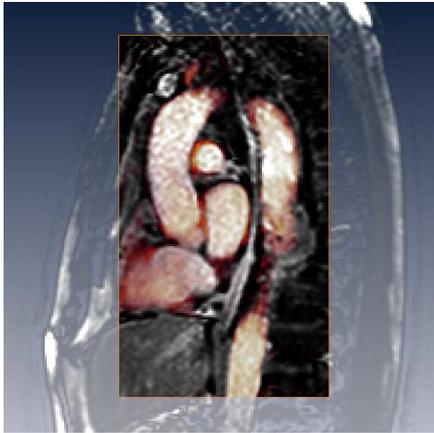
Un Homme de 54 ans, candidat pour une EVAR dans la section descendante de l'aorte. Le stent-graft cherche à exclure un ulcère pénétrant (PU) associée à un hématome intramural (IMH)(Fig.4.11(b)). À cause d'une athérosclérose périphérique et de l'existence d'un stent iliaque, l'accès du Stent-Graft s'est fait par voie axillaire.

Le Stent-Graft a été contrôlé à quelques mois d'intervalle avec le nouveau protocole d'imagerie. Deux séquences destinées à traiter la géométrie et plusieurs mesures par vélocimétrie aux différents niveaux d'artère à explorer ont été obtenus dans un examen qui a duré 30 minutes (avec l'installation du protocole). La figure 4.11(a) illustre la superposition des deux séquences dynamique et statique ce qui facilite le post-traitement. Le maillage est reconstruit avec les informations de la première séquence et animé avec les informations de la deuxième séquence. Les CL obtenues par vélocimétrie, sont reconstruites pour être chargées dans le code de MFN. Après un nombre d'itérations équivalent à quatre cycles cardiaques (~ 200000 itérations) les résultats sont analysés et on constate une bonne concordance entre les CL imposées et obtenues en entrée (fig.4.11(c)) et pour chaque sortie (fig.4.11(d)), ce qui prouve que le traitement donné aux CL est acceptable.

Les résultats obtenus donnent des indications sur les paramètres physiologiques retrouvés dans le segment d'aorte modélisé. Il faut se familiariser avec ce nouveau type d'imagerie car les possibilités sont infinies par le nombre de combinaisons que l'on peut faire. Les unités de base sont les champs de vitesse et de pression, ensuite on peut reconstruire une multitude de grandeurs dérivées telles que le WSS ou la tension pariétale (à condition de connaître la courbure et faire quelques estimations). Ici, nous avons voulu tester différentes configurations pour la paroi artérielle. Avec les mêmes CL nous avons fait des calculs avec une paroi rigide (mono-phase) et avec une paroi mobile (20 phases). Par ailleurs, nous avons déformé la paroi artérielle à l'endroit de la lésion Fig.4.12(a) à travers l'interface AMIRA 4, cherchant à retrouver la même forme que avant la mise en place du Stent-Graft. Nous avons fait les calculs de MFN pour quatre cycles cardiaques cherchant à faire converger le code vers une solution. Ensuite nous avons comparé pour chacun des cas leur champs de cisaillement pariétal. Nous pouvons observer à la figure 4.12 les différences existantes entre les différentes configurations de maillage.

Résultats CFD

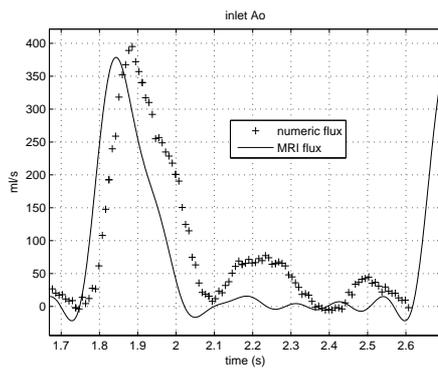
Nous pouvons affirmer qu'une légère modification de la dynamique ou de la forme de la paroi, influence le comportement du flux. Les champ de WSS ne sont pas pareils



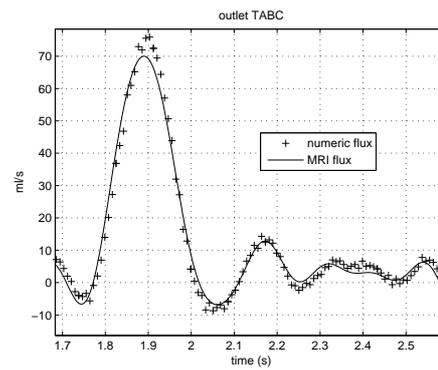
(a) Deux séquences recalées



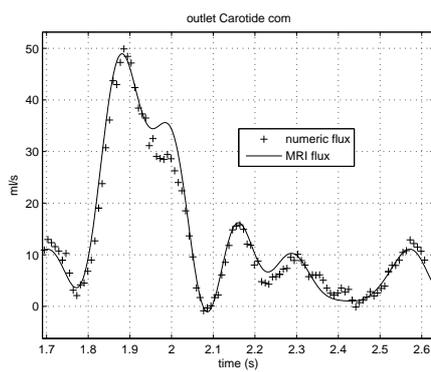
(b) XA



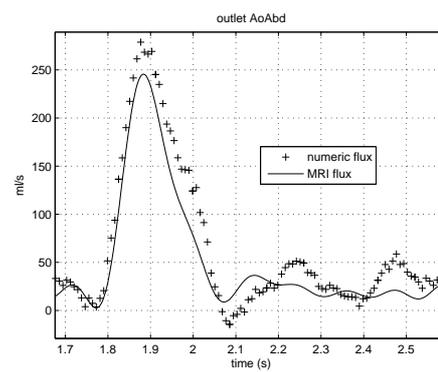
(c) CL à l'entrée



(d) CL sortie TABC

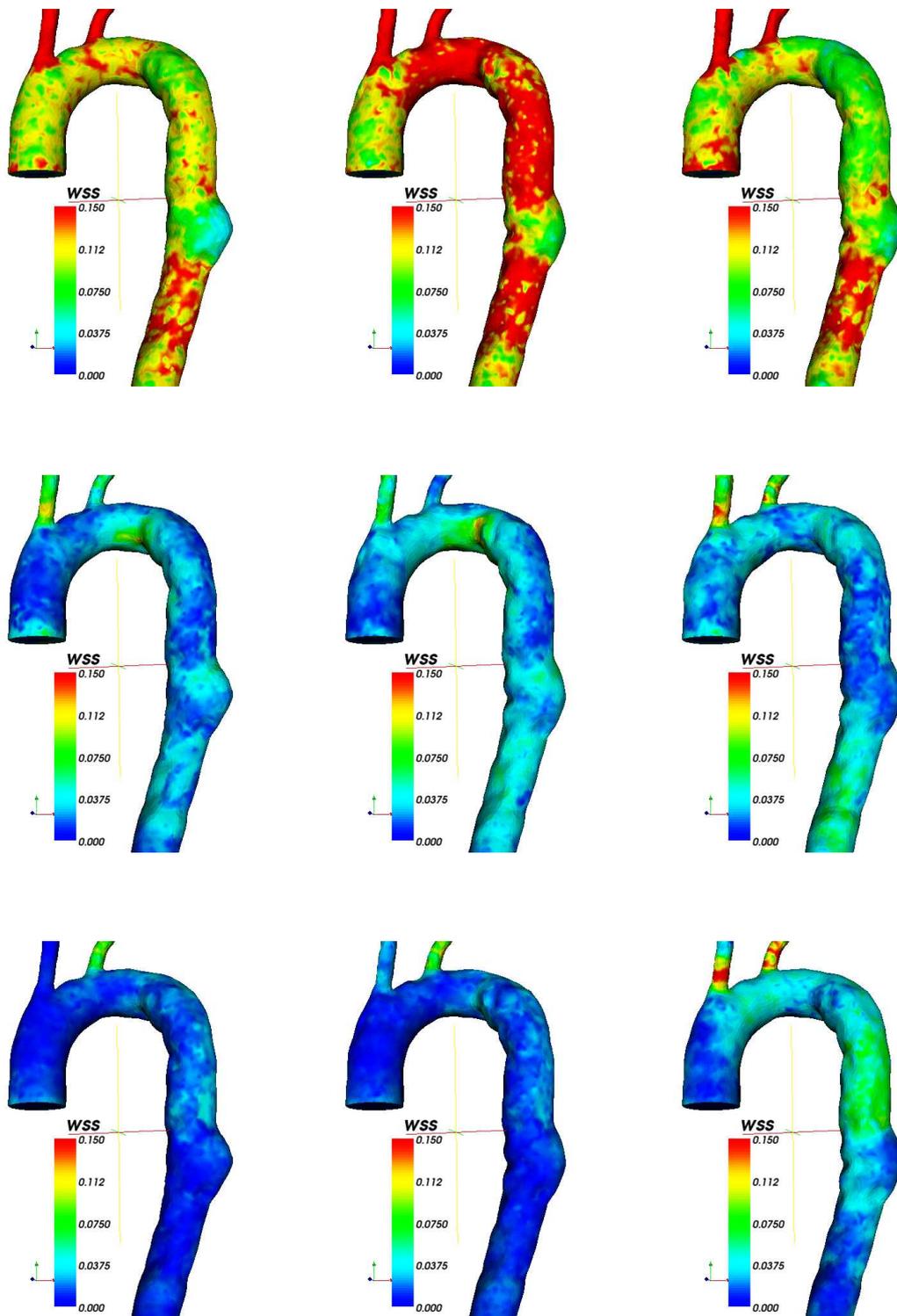


(e) CL sortie Carotide



(f) CL sortie Ao. Abdominale

FIGURE 4.11 – Patient 1 : La superposition des séquences permet l'extraction et le déplacement de la géométrie avec une bonne résolution spatiale et temporelle. Bonne corrélation mesure IRM / résultats numérique au niveau des CL.



(a) Natif modifié

(b) Natif

(c) Mobile

FIGURE 4.12 – Patient 1 : Comparaison de trois Résultats de WSS sur la même artère. Trois modalités de géométrie, avec une géométrie légèrement modifiée au niveau de la lésion (IMH), avec une paroi rigide et avec une paroi mobile. Les différences sont importantes et pourtant les variations sont légères.

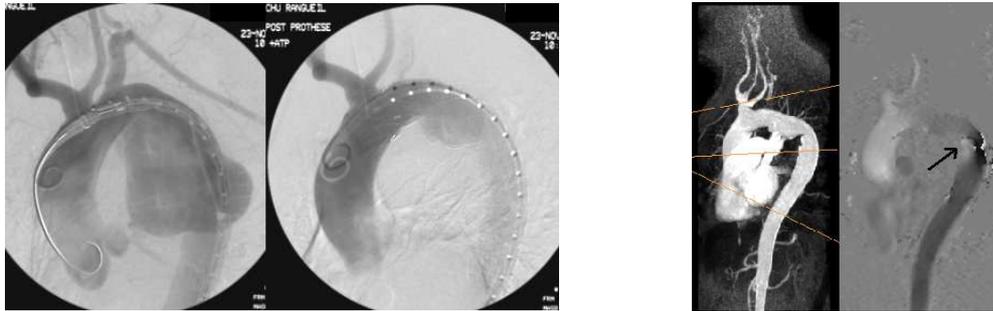
et ceci est vrai pour toutes les phases cardiaques. Mais alors lequel est le bon ? La dynamique de la paroi restitue presque toutes les propriétés mécaniques de la paroi. Nous n'avons pas besoin d'estimer la rhéologie de l'artère car nous connaissons avec exactitude la position de sa paroi à tout instant. Nous estimons que le calcul à paroi mobile est plus "juste" que celui qui ne prend pas en compte les déplacements de la paroi. Les ondes de pressions voyagent plus vite dans le domaine et la conséquence sur le flux ne se fait pas attendre.

Deuxième cas clinique : Patient 2

Une femme de 59 ans avec une histoire d'accident de voiture quelques années auparavant. Un scanner effectué sur la base d'une dysphonie a dévoilé une rupture chronique mais contenue au niveau de la petite courbure de l'arche aortique, avec un faux anévrisme de 77mm de diamètre. Une procédure endovasculaire a été engagée par la mise en place d'un Stent-Graft Talent (30 150)(Medtronic). Ce stent-graft a été placé couvrant toute l'arche aortique à partir du TABC (partie non couverte) jusqu'à l'aorte descendante. L'artère sous-clavière gauche a été exclue par la partie couverte du stent. Pas de fuites observées à 6 mois de contrôle. L'examen d'imagerie avec le nouveau protocole nous a permis de reconstruire la géométrie native sur les images de la séquence injectée. Les déplacements de la paroi ont été imposés par la méthode des déformations et un maillage mobile à été obtenu. Concernant le mouvement de ce dernier, nous avons identifié des artéfacts de mouvement dans les images dynamiques, ce qui représente une source d'erreurs pour la méthode de déplacements. Nombreuses mesures de vélocimétrie ont complété l'examen qui a duré 45 minutes. La séquence dynamique à été refaite mais nous n'avons pas eu des meilleurs résultats concernant les artéfacts de mouvement du patient pendant la partie active de l'examen. Le code a convergé dès le premier cycle cardiaque et nous avons observé les résultats suivants.

Résultats CFD

Pour commencer nous avons voulu vérifier que les conditions imposées étaient obtenues aux niveaux de l'entrée (Fig.4.14(c)) et les sorties (Fig.4.14(d)et (e)) du domaine. Leur corrélation n'est pas parfaite mais nous les estimons acceptables. Par contre nous avons observé que la somme totale des flux dans le domaine n'était pas nulle sur l'ensemble de l'expérience. Ceci nous a permis de confirmer le doute sur l'influence des artéfacts de mouvement que nous avons remarqué pendant l'examen. En effet les images n'étaient pas de bonne qualité et ont "faussé" le calcul des déformations. Ce genre de problèmes est retrouvé lors d'un examens quand l'apnée n'est



(a) Angiographie avant et après

(b) Repères de vélocimétrie

FIGURE 4.13 – Patient 2 : Images d'angiographie lors de la mise en place du Stent-Graft et repères des niveaux pour les CL obtenues par vélocimétrie. Coupe sagittale de vitesses codée du bas vers le haut, la flèche indique des fortes turbulences sur ce site, elles sont aussi visibles sur les images fonctionnelles numériques (Fig.4.17).

pas effectuée correctement ou bien quand la séquence de référence est obtenue en respiration libre. Les artéfacts dépendent aussi en partie du patient mais ils dépendent principalement des paramètres de séquence qui sont proposés . La séquence dynamique utilisée doit être optimisée en vue d'une meilleure acquisition, plus rapide, moins sensible aux artéfacts de flux et éventuellement en mode libre respiration.

Cependant les calculs faits sur ce patient sont raisonnablement "bons" dans la mesure où nous sommes en présence d'une aorte avec une géométrie très irrégulière au niveau de l'arche aortique. Le Stent-Graft a exclu le faux anévrisme mais il a gardé une forme qui produit beaucoup de perturbations dans l'écoulement sanguin. Les résultats présentés ci-contre nous ont permis de visualiser les endroits où ces perturbations ont lieu et donnent une idée des contraintes mécaniques expérimentés par le Stent-Graft. La figure 4.15 illustre différents moments du cycle cardiaque (début systole, pic, fin et diastole) pour les contraintes de cisaillement à la paroi. On observe une nette augmentation du WSS aux endroits où la forme du stent-graft a des bords prononcés. Nous pouvons donc nous interroger sur la résistance des matériaux à long terme avec ces conditions d'écoulement. Une analyse sur les possibles causes de problèmes sur le Stent-Graft (rupture, déplacement, remodelage) et sur l'artère réparée (fuite de type I et II, remodelage, récurrence) est un exercice de grande valeur prédictive. Ce type d'examen permettent de faire des analyses sur le comportement des différents modèles de stent-graft utilisés aujourd'hui en clinique.

La figure 4.16 illustre le déplacement de l'onde de pression entre l'origine de l'aorte (entrée du domaine) et l'aorte abdominale au niveau du passage diaphragmatique.

Très vite pendant la systole, l'onde de pression voyage en distalité pour être réfléchiée en direction de l'entrée. Ce phénomène est connu et il est observé normalement sur la courbe de pression au niveau de l'aorte ascendante (onde diocre) que nous observons aussi sur la courbe de pressions maximales dans la figure 4.6(c) concernant le fantôme d'AAT. Mais pour ce patient, l'onde est "arrêtée" au niveau du rétrécissement ou "plicature" causée par le stent graft sur sa partie médiane. Ceci modifie de façon significative le flux aux alentours de cette région, donnant des vorticités importantes sur les images de suivi de trajectoires (Fig.4.17). Pour toutes les illustrations, nous avons choisi de présenter les résultats sous forme d'images à différents moments du cycle cardiaque. Pour être cohérent dans l'analyse, les images ont été organisées de gauche à droite et du haut vers le bas, balayant ainsi le cycle cardiaque.

Conclusion

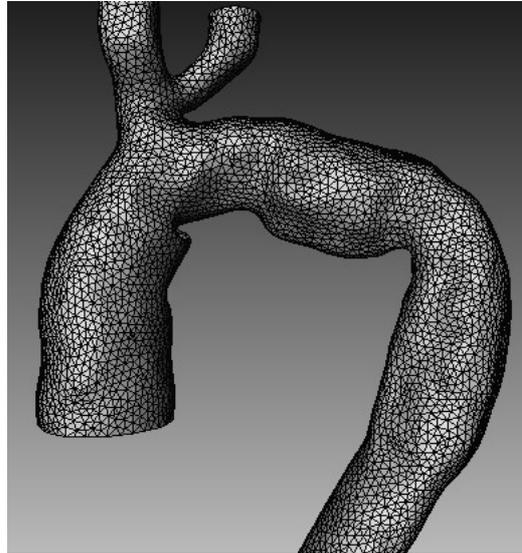
La mécanique des fluides numérique donne actuellement la possibilité de faire des calculs réalistes et patient-spécifiques. En accord avec cet objectif, nous avons imposé, de façon explicite, toutes les conditions nécessaires pour faire un calcul incompressible, pulsé, newtonien et à paroi mobile. L'architecture modulaire proposée par AVBP est un avantage lors de l'intégration des applications biomédicales.

En termes de maillage mobile, nous avons segmenté le cycle cardiaque suivant une formulation ALE basée sur les maillage de référence. La définition d'un champ de déplacement non-linéaire nous a évité de faire un calcul couplé sur une loi de comportement pour la paroi. Cette méthode permet d'imposer, à chaque pas de temps, une déformation au domaine numérique sans avoir à faire des erreurs sur la rhéologie de la paroi artérielle.

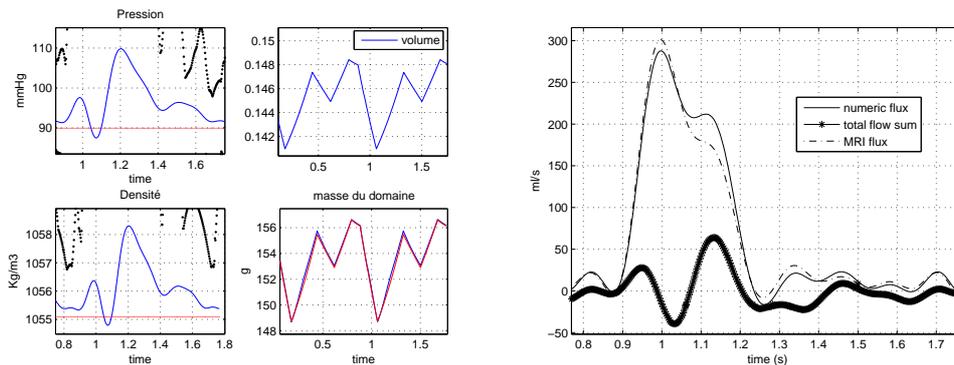
En termes de Conditions sur les vitesses en entrée et en sortie, nous avons imposé une fonction temporelle pour la vitesse à travers un masque qui annule les bords de la zone de frontière. Cette manipulation permet d'éviter les erreurs numériques et préserve la masse au cours du calcul. L'optimisation des CL est possible à travers une condition du type intégrale, ce qui permettra de mieux gérer le profil de vitesses et ses composantes fréquentielles pour les ondes de pression.

Une preuve de faisabilité de la méthode est présentée sous formes d'exemples in-vitro et in-vivo.

Un modèle expérimental d'un AAT reprend le principe de Windkessel dans un calcul à paroi mobile. L'analyse quantitative montre que la méthode des déformations et le calcul non couplé permettent de retrouver les conditions d'écoulement mesurées par IRM et en accord avec la théorie.

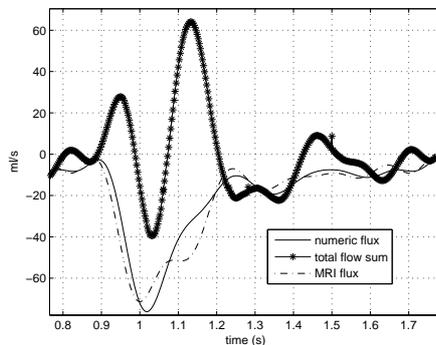


(a) Maillage

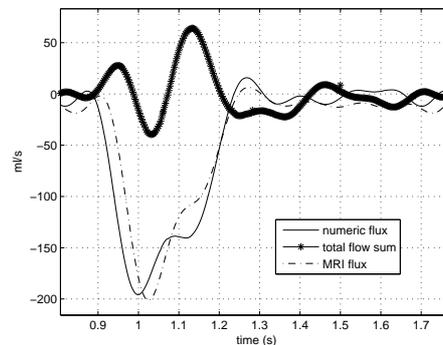


(b) Valeurs moyennes dans le domaine

(c) inlet



(d) outlet cou



(e) outlet AoAbd

FIGURE 4.14 – Patient 2 : Maillage natif et valeurs moyennes sur l'ensemble du domaine pendant le cycle cardiaque. Les CL correspondent aux valeurs retrouvées pour l'entrée et les sorties, mais une discordance de volume est observée (somme des flux non nulle sur le cycle). L'origine est probablement un mouvement erroné de la paroi à cause d'un artéfact sur les images dynamiques.

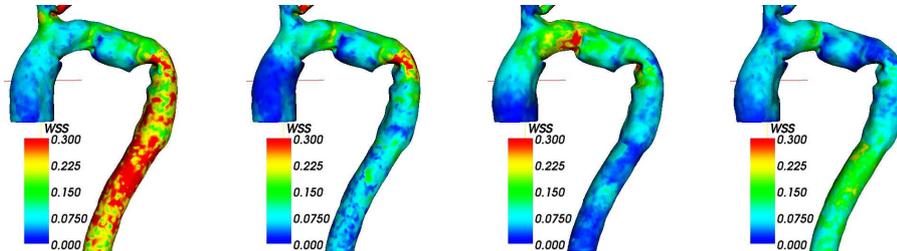


FIGURE 4.15 – Contrainte de cisaillement à la paroi (dynes/m^2), les fortes valeurs sont naturellement localisées aux endroits où le Stent-Graft présente une forte irrégularité.

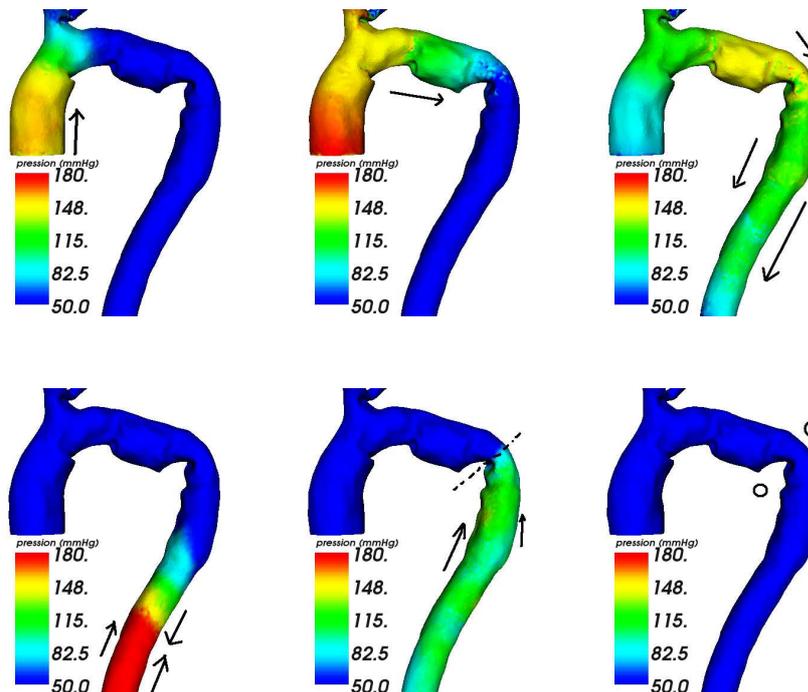


FIGURE 4.16 – Champ de pression avec ses valeurs maximales et minimales pour observer le déplacement de l'onde de pression principale. Le rétrécissement du stent-graft arrête l'onde à son retour.

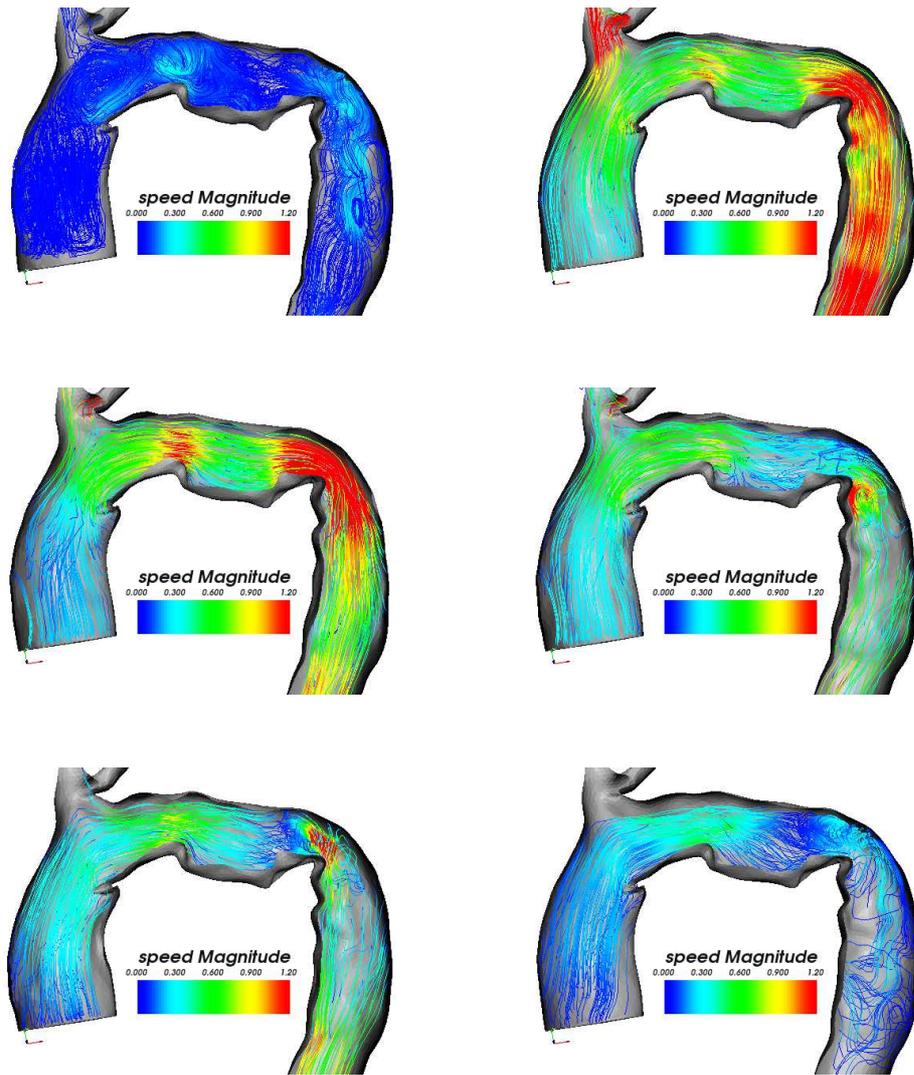


FIGURE 4.17 – Champ de vitesses pour quelques phases cardiaques avec marquage de certaines trajectoires.

D'autre part, un modèle in-vivo d'une bifurcation carotidienne expose une autre façon d'appréhender le problème de la plaque d'athérome et propose une corrélation entre l'imagerie fonctionnelle numérique et l'imagerie de caractérisation tissulaire en T2.

Finalement, les calculs sur deux patients ayant eu un examen de contrôle, avec le nouveau protocole, sur des Stent-Graft aortiques, ouvre la voie sur l'analyse des conditions biomécaniques retrouvées dans la zone d'exploration.

La méthode proposée est un moyen moderne d'évaluation de la pathologie aortique. Elle suppose qu'une optimisation des pratiques et des systèmes endovasculaires sera possible et sera destinée à la prise en charge des patients.

Conclusion générale

Conclusions

L'objectif de ce travail de recherche était de répondre aux interrogations soulevées par la médecine interventionnelle concernant la prise en charge des pathologies de la paroi artérielle. L'approche numérique à travers la MFN peut répondre aux questions posées, à condition d'être intégrée dans les protocoles cliniques d'évaluation et de contrôle pour ces patients.

A partir de la bibliographie citée dans le premier chapitre, autour des techniques et méthodes employées jusqu'à présent, nous avons relevé des thèmes sensibles dans plusieurs domaines d'expertise. En effet, les méthodes utilisées ne sont pas encore en mesure de représenter la réalité physiologique de façon significative. L'évolution des techniques d'imagerie est très importante et facilite l'acquisition des données morphologiques et fonctionnelles. Les modèles mathématiques doivent être ouverts à s'adapter aux performances en résolution spatiale et temporelle présentées par les nouveaux imageurs. Les informations contenues dans l'imagerie médicale sont la base de travail pour les calculs réalistes et patient-spécifique obtenues par MFN. Les déplacements de la paroi vasculaire déterminent les conditions pour l'écoulement. Cet argument induit à penser qu'il ne faut pas commettre des erreurs sur la position de la paroi à chaque instant du cycle cardiaque. Par ailleurs, la difficulté à fournir des résultats de façon efficace force l'évolution des techniques de post-traitement et de MFN à respecter des délais de temps très exigeants. Finalement, l'héritage industriel, en matière d'optimisation des systèmes, apporte dans ce projet son expertise à travers la MFN.

Bien qu'il existe un protocole d'IRM clinique pour l'évaluation des procédures endovasculaires, il est à l'heure actuelle destiné uniquement à des fins de radiologie diagnostique. Les informations ainsi recueillies ne sont pas conformes aux post-traitements

qui cherchent à utiliser cette information pour en extraire des caractéristiques hémodynamiques et géométriques. Plusieurs séquences d'imagerie ont été étudiées dans le chapitre 2. Un protocole modifié a été retenu donnant accès à des informations supplémentaires avec un double objectif : obtenir des images utiles au corps médical et aux applications de MFN. Les trois séquences développées à cet effet fournissent les conditions de frontière nécessaires à la résolution des équations différentielles de Navier-Stokes. D'un côté, une séquence injectée pour l'extraction de la géométrie native avec une bonne résolution spatiale. D'autre part, et encore sous l'effet du gadolinium, une séquence du type balanced-SSFP pour suivre l'évolution de la paroi vasculaire. Et finalement, un recueil de données hémodynamiques à l'entrée et aux sorties du segment d'artère étudié. Il en reste un travail d'optimisation des paramètres de séquence pour améliorer la qualité du signal recueilli et diminuer leur temps d'acquisition.

Alors un concept de "chaîne de traitement" a été introduit pour faire une gestion modulaire et efficace des problèmes rencontrés. L'objectif du chapitre 3 a été d'utiliser les données issues du nouveau protocole pour reconstruire des conditions géométriques et hémodynamiques dans un domaine discret. Des algorithmes de filtrage et de ré-haussement du contraste ont été développés. Les solutions proposées, ont permis d'engager le processus d'extraction d'une la géométrie native par deux techniques différentes. La méthode d'extraction automatique, basée sur la méthode *Level Set* en 3D, et la méthode manuelle. Les deux méthodes autorisent l'accès de l'utilisateur, à travers une interface graphique, aux modifications virtuelles de la géométrie obtenue. Les résultats des deux techniques sont validés visuellement sur la même interface par la superposition des données brutes avec la géométrie discrétisée, ce qui limite les erreurs dans le processus de création du maillage natif et ouvre la voie aux "opérations virtuelles". Le point central de notre méthode est retrouvé dans la correspondance entre les mouvements de la paroi, observés dans la séquence dynamique, et les déplacements du domaine numérique, qui représente l'artère étudiée en MFN. Ces transformations non-linéaires sont en accord avec la rhéologie spécifique de la paroi étudiée et correspond à une projection géométrique depuis l'imagerie vers le domaine discret. Ceci est possible à travers un algorithme qui fournit une succession de champs de déformations non-linéaires, chargés des déplacements sur le maillage natif, en fonctions des déplacements observés dans les images dynamiques. La qualité des transformations est d'une précision équivalente à la résolution spatiale des images dynamiques et garde une résolution géométriques analogue à la séquence injectée. La validation de cette méthode est obtenue par analyse visuelle sur les séquences dyna-

miques. Une fois le problème de la géométrie dynamique résolu, l'analyse des images de vélocimétrie, donne des fonctions temporelles à travers une série d'harmoniques de Fourier. Ces données sont évaluées et corrigées si besoin, avec des critères de bilan de flux, pour intégrer la MFN sous forme de CL en entrée et sortie de vitesses.

La mécanique des fluides numérique donne actuellement la possibilité de faire des calculs réalistes et patient-spécifiques, à travers la méthode incluant le protocole d'imagerie, la chaîne de traitements et la méthode non-couplée entre la paroi et le fluide. Le dernier chapitre est une preuve de ce concept. Il répond aux interrogations retenues par les cliniciens et présente sous forme d'exemples les différentes applications réalisées pendant ce projet de recherche. En accord avec cet objectif, nous avons imposé, de façon explicite, toutes les conditions nécessaires pour faire un calcul incompressible, pulsé, newtonien et à paroi mobile. Le code AVBP intègre parfaitement les conditions proposées pour les vitesses et, basé sur une formulation ALE, segmente le cycle cardiaque synchronisé sur les maillage de référence. Les résultats des applications proposent déjà des voies pour l'étude des propriétés mécaniques d'une paroi saine, pathologique ou avec un Stent-Graft. Ce concept re-formule la question sur le facteur de risque au niveau de la bifurcation carotidienne, proposant une étude de corrélation entre l'imagerie paramétrique T2 et les contraintes causées sur la plaque par le flux circulant dans la lumière sténosée. Finalement, une étude clinique réalisée avec le nouveau protocole d'imagerie, sur un ensemble de patients, ayant eu une procédure endovasculaire, donne une solution moderne pour l'évaluation et l'optimisation du geste interventionnel.

Limitations et Perspectives

Cette méthode générale est applicable sur la grande circulation et les collatérales de calibre centimétrique. L'application future de ces méthodes pour l'exploration des coronaires sera possible dès que l'IRM pourra fournir des images haute résolution infra-millimétriques de bonne qualité.

Les mesures de vélocimétrie ont deux limitations principales en dehors de la résolution spatiale. La première concerne l'exactitude de la valeur mesurée ; elle est soumise aux erreurs provenant des courants de Foucault auto induits en RMN. Différentes techniques de correction sont proposées dans la littérature mais leur intégration dans la méthode proposée n'est pas encore réalisée. La deuxième limitation concerne l'optimisation des CL. Il est possible, à travers une condition du type intégrale, de mieux

gérer, au niveau numérique, le profil de vitesses et ses composantes fréquentielles pour les ondes de pression. La théorie sur cette condition de frontière est déjà disponible et sera intégrée prochainement à la méthode générale. Par ailleurs, la gestion idéale des CL en sortie se présente quand on est en mesure d'imposer une pression endovasculaire réaliste. Le caractère invasif de cette approche est une limitation très importante dans la réalisation des mesures. L'intégration d'une nouvelle séquence IRM qui estime directement l'accélération totale du fluide circulant dans la zone d'exploration, et qui détermine par ce moyen les gradients de pressions aux différentes "sorties" du domaine numérique, est une solution idéale pour la MFN. Cette intégration est souhaitée et son adaptation, au protocole d'IRM clinique utilisé pour notre projet de recherche, serait de grande utilité.

Comme perspective principale nous proposons la suite de ce travail de recherche dans un projet retenu par l'ANR (Calcul Intensif et Simulation - Appel à projets 2007) qui met en relation deux partenaires de la recherche publique et un partenaire privé :

- L'Institut de Médecine Moléculaire de Rangueil (I2MR), faisant partie de l'Inserm U858, avec son équipe 10 ("athérosclérose et artériosclérose de greffe"), au CHU de Rangueil.
- L'Institut de Mathématiques et Modélisation de Montpellier (I3M), du Département de Mathématiques de l'Université de Montpellier II.
- Un partenaire privé représenté par la société Advanced Solution Accelerator (ASA), dédiée aux calculs à haute performance (HPC).

Le cadre général du programme Optimised Computational Functional Imaging for Arteries (OCFIA) est l'introduction du calcul scientifique haute performance dans le monde médical afin de rationaliser les décisions thérapeutiques associées à certaines maladies vasculaires mal comprises. Plus précisément, il s'agit de coupler les techniques d'imagerie médicale, essentiellement morphologiques, et le calcul scientifique, à travers la MFN, afin de produire de l'imagerie fonctionnelle fournissant aux praticiens une meilleure connaissance quantitative des paramètres biomécaniques (champ de vitesses, de pression, de contraintes) des patients. Le tout dans un laps de temps de quelques heures. Ce travail de doctorat a permis la réalisation de ce projet grâce à la collaboration des actuels directeurs de thèse. Il compte propulser la médecine moderne vers une meilleure connaissance de la pathologie vasculaire.

Liste des figures

1.1	Atlas de l'Aorte Thoracique	13
1.2	Feuillets composants la paroi artérielle	14
1.3	Endoprothèse recouverte (stent-graft) déployée dans l'aorte thoracique	16
1.4	Scanner DualTube, acquisition simple (A) et double source (B). Imagerie cardiaque, reconstruction des coronaires (C). Imagerie de la plaque avec double énergie (sélective)(D).	19
1.5	Angiographie avant l'introduction d'une prothèse aortique. Crosse aortique avec une dissection aortique de type B.	20
1.6	Angiographie par capteur plan et angiographie 3D rotationnelle (Tiré de CIRSE 2004, Barcelona, Spain, Annual meeting and postgraduate course of the Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe	21
1.7	Acquisition multicoupes, multiphases et dans les trois directions de l'espace pour l'orientation d'encodage de la vitesse (V_x, V_y, V_z)(A). Reconstruction du champ de vitesses (<i>streamlines</i>)(B) [16,17]	23
1.8	Fantôme d'une dissection aortique de type B. Rigide (A) et compliant (B), [24, 25]	28
1.9	Force de cisaillement à la paroi dans une artère stentée, stent dilaté au calibre moyen de l'artère (trait plein) et surdilaté au calibre systolique (pointillés). Les extrémités du stent sont situées suivant les lignes verticales.	30
2.1	Antennes utilisées pendant la thèse pour l'exploration vasculaire, sur une IRM 1.5 T, (Philips, Intera , the Netherlands)	38

2.2	Coupe axiale pondérée en SSFP single shot explorant le tiers moyen de l'aorte thoracique : l'hématome intramural est en hypersignal spontané comme tous les liquides, circulants ou non, sur ce type de séquences. Coupe axiale en pondération T1 passant par la partie supérieure de l'aorte thoracique descendante. Hématome pariétal non circulant en hypersignal. Séquence HASTE, dans le plan sagittal oblique	42
2.3	Séquence à effet angiographique (ARM 3D), coupe native et reconstruction MIP sur une dissection chronique de l'aorte descendante. Contrôle de Stent-Graft sur la crosse aortique. Coupe SSFP multi shot, valve mitrale fermée. Ici un jet mitrale en hyposignal, artefact dû aux fortes vitesses.	43
2.4	Séquence dynamique, plan de coupes identiques, trois temps différents explorant le rehaussement de la lumière aortique et de l'ulcération. L'hématome rétrograde reste en hyposignal.	44
2.5	Artères rénales d'un cochon avec injection de produit de contraste (0.2 mmol Gd/kg)(a) et avec la technique de marquage de spin (b)	44
2.6	Coupe native et reconstruction MIP sur une séquence injectée pour un patient avec deux Stent-Grafts aortiques	46
2.7	Signal de Steady State suivant l'angle de bascule, si $T1=T2$, le signal est au maximum pour un angle de 90° . Bouteilles avec différentes concentrations de gadolinium, la réduction des temps T1 et T2 est similaire ($50 \sim 100ms$), raison pour laquelle le signal est le même.	48
2.8	Coupes du cœur d'un volontaire sain. Angle de bascule 90° , avec produit de contraste. La flèche indique les artefacts produits en fin de systole	49
2.9	Séquence destinée à observer la dynamique de la paroi effectuée sur le même patient avec deux Stent-Grafts	50
2.10	Images SSFP, artefacts sur un Stent-graft placé dans une bouteille d'eau	51
2.11	Les ROI placées sur l'image morphologique, analysent le signal pour quantifier la vitesse. Les courbes représentent le flux à travers la section. La reconstruction MIP sert de repère anatomique. Les images en sagittal (codage de la vitesse dans la direction FH) permettent de voir ici un effet "accordéon", le flux à travers les portes d'entrée et de ré-entrée.	53

3.1	Description des maillons de la chaîne : géométrie brute (a), mouvement brut (b), extraction de la géométrie <i>native</i> (c), déplacement de la géométrie <i>native</i> (d), hémodynamique (e), HPC (f), imagerie fonctionnelle par CFD (e)	55
3.2	Corrélation entre la représentation surfacique d'un anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) avec son volume d'imagerie morphologique. Sert à contrôler le processus d'extraction de la géométrie vasculaire <i>native</i> .	60
3.3	Exemples du filtrage gaussien sur une coupe provenant de la segmentation d'un volume d'un fantôme d'anévrisme. Plusieurs niveaux de filtrage sont appliqués pour arriver à optimiser la transformation entre deux volumes (section 3.4.2).	61
3.4	Coupe Sagittale Oblique d'une séquence injectée. Opérations de filtrage avec plusieurs niveaux de SD pour le filtre de flou sélectif	64
3.5	Calcul du gradient dans la direction y-1	66
3.6	Coupe Sagittale Oblique d'une séquence injectée. Opérations de filtrage avec les deux options du filtre de diffusion anisotrope	69
3.7	Fonction signée de distance ϕ définie pour un rectangle.	71
3.8	Fonction signée de distance ϕ définie pour une zone (NB) proche à l'interface.	72
3.9	Coupe sagittale sur un AAA, simplification du volume avec les interfaces Matlab et Amira. L'opération de filtrage se fait automatiquement après la simplification avec MATLAB	74
3.10	Premier résultat par la méthode <i>Level Set</i> sur une bouteille couchée remplie d'eau, affichage du volume avec l'interface de MATLAB . . .	75
3.11	Résultats d'extraction par la méthode <i>Level Set</i> à partir d'une séquence dynamique b-SSFP sur un fantôme d'AAT. Affichage avec l'interface AMIRA 4	76
3.12	Gestion des objets dans le "pool" et Interface de l'éditeur de segmentation dans AMIRA 4. Segmentation par seuillage de l'histogramme et contrainte de voxels voisins	77
3.13	Images scanner suivant différentes orientations sur une porte d'entrée d'une dissection aortique, reconstruction MRP	78
3.14	Première reconstruction et simplification par l'exclusion des principales collatérales	79
3.15	Manipulations virtuelles, exclusion numérique de l'anévrisme et fermeture numérique d'une porte d'entrée pour la dissection aortique . . .	80

3.16	Logique de construction des maillages synchronisés sur le cycle cardiaque à partir du maillage natif et les transformations T	84
3.17	Évaluation du déplacement des nœud sur le maillage du champ de déformation. Évaluations pour un cas 2d et sous divisions en tétraèdres pour l'espace entre huit centres (sphères) de voxels dans le volume.	85
3.18	Cas test sur deux volumes images. T correspond à la transformation "idéale" entre le volume "source" et le volume "cible", quelques erreurs sont retrouvées dans la matrice identité Id	87
3.19	Cas test, champ de T et T^{-1} avec une meilleure résolution spatiale ($\frac{1}{3}$). Déformation du maillage <i>natif</i> vers son nouveau champ à travers T . Le retour en arrière ne donne pas exactement le même maillage de départ par erreur d'interpolation et d'optimisation, la valeur résiduelle n'est pas nulle à la fin du processus itératif	88
3.20	Champ de transformation avec l'influence d'un fort bruit dans l'image. Bruit d'origine artéfact de flux	90
3.21	Exemple 3D avec un modèle de fantôme d'anévrisme fusiforme à paroi élastique. L'extraction de la lumière vasculaire réalisée par la méthode Level Set est discrétisée dans un maillage volumique non-structuré. Les images "diastoliques" et "systoliques" permettent d'estimer une transformation T entre les deux volumes. Son champ de déformation est utilisé pour déplacer les nœuds du maillage "natif" vers ses nouvelles coordonnées. Une vérification visuelle de la nouvelle géométrie est disponible sur un interface en 3D.	91
3.22	Mesures expérimentales sur fantôme. Une seule entrée pour un écoulement pulsé. Hypothèse de fluide nul absolu non retrouvée sur les mesures de vélocimétrie par contraste de phase. Décalage équivalent au premier harmonique de la relation 3.23.	93
4.1	Architecture du dossier MESH pour le cycle cardiaque. Le calcul (RUN_i) s'arrête quand il arrive au bout du temps prévu pour cette phase cardiaque. le calcul suivant (RUN_{i+1}), reprend avec les nouvelles références.100	
4.2	Pour éviter les erreurs numériques par perte de masse : masque représenté par une sphère de rayon un peu inférieur au rayon du "patch" considéré. Seuls les nœuds appartenant à la sphère ont une valeur de vitesse $\neq 0$	102

- 4.3 Modèle du type Windkessel dédié à l'étude de la dynamique de la paroi et la MFN avec l'IRM comme outil expérimental. Étude en cours sur le comportement mécanique d'un Stent recouvert placé dans la poche anévrysmale. Image quantitative de vélocimétrie par contraste de phase, coupe sagittale, codage du bas vers le haut (blanc vers le haut et noir vers le bas). On observe les erreurs de quantification grâce à la bouteille qui nous sert de référence zero (gris = 0) 107
- 4.4 Changements du volume pour le domaine numérique mobile après avoir effectué les opérations ALE sur ses 10 géométries de référence. Coupes sagittales sur des images de déformation relative ($|J|$) entre la phase 5, correspondant à la phase native (maillage natif), et toutes les autres phases du cycle de pulsation. 109
- 4.5 Histogrammes sur la qualité des éléments dans chaque maillage. La méthode conserve une qualité proche de 1 pour plus de 90% des éléments sur le modèle d'AAT. Une corrélation sur les images brutes (en transparence) permet de valider la position de la paroi à chaque instant, ici les deux extrêmes de la déformation 110
- 4.6 Correspondance IRM / CL en entrée et sortie du domaine. La courbe de sortie présente une forme plus arrondie qui correspond à l'effet de windkessel avec une paroi mobile. Les courbes de pression moyenne et pression maximale permettent de remonter vers la compliance. Une sonde numérique fournit la valeur de la pression au centre de la poche anévrysmale 113
- 4.7 Résultats de MFN sur le fantôme à paroi mobile. Champs de vitesse sur une coupe sagittale, force de cisaillement à la paroi (WSS) et pression sur la paroi 115
- 4.8 Imagerie paramétrique d'une plaque d'athérome. Image en densité de protons (premier echo) et image du temps de relaxation T2 (analyse multi-echo). Corrélation avec une coupe histologique provenant de la même zone d'exploration 117
- 4.9 Description des étapes d'un calcul sur une bifurcation carotidienne. Installation du protocole, extraction de la géométrie dynamique et des CL de vitesse. Optimisation des déformations non linéaires pour reconstruire le maillage mobile, puis corrélation du résultat au centre du domaine avec une mesure de flux au même endroit. 118

- 4.10 Quelques résultats de MFN dans un maillage mobile. Bifurcation carotidienne d'un témoin sain. Champs de vitesse sur une coupe sagittale et plusieurs coupes axiales. Force de cisaillement à la paroi (WSS) et trajectoires montrant les vortex au niveau du bulbe carotidien. 120
- 4.11 Patient 1 : La superposition des séquences permet l'extraction et le déplacement de la géométrie avec une bonne résolution spatiale et temporelle. Bonne corrélation mesure IRM / résultats numérique au niveau des CL. 122
- 4.12 Patient 1 : Comparaison de trois Résultats de WSS sur la même artère. Trois modalités de géométrie, avec une géométrie légèrement modifiée au niveau de la lésion (IMH), avec une paroi rigide et avec une paroi mobile. Les différences sont importantes et pourtant les variations sont légères. 123
- 4.13 Patient 2 : Images d'angiographie lors de la mise en place du Stent-Graft et repères des niveaux pour les CL obtenues par vélocimétrie. Coupe sagittale de vitesses codée du bas vers le haut, la flèche indique des fortes turbulences sur ce site, elles sont aussi visibles sur les images fonctionnelles numériques (Fig.4.17). 125
- 4.14 Patient 2 : Maillage natif et valeurs moyennes sur l'ensemble du domaine pendant le cycle cardiaque. Les CL correspondent aux valeurs retrouvées pour l'entrée et les sorties, mais une discordance de volume est observée (somme des flux non nulle sur le cycle). L'origine est probablement un mouvement erroné de la paroi à cause d'un artéfact sur les images dynamiques. 127
- 4.15 Contrainte de cisaillement à la paroi ($dynes/m^2$), les fortes valeurs sont naturellement localisées aux endroits où le Stent-Graft présente une forte irrégularité. 128
- 4.16 Champ de pression avec ses valeurs maximales et minimales pour observer le déplacement de l'onde de pression principale. Le retrécissement du stent-graft arrête l'onde à son retour. 128
- 4.17 Champ de vitesses pour quelques phases cardiaques avec marquage de certaines trajectoires. 129

Bibliographie

- [1] J. C. Parodi, J. C. Palmaz, et H. D. Barone. Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms. *Ann Vasc Surg* **5**(6), 491–499 (1991).
- [2] Edward G Lakatta et Daniel Levy. Arterial and cardiac aging : major shareholders in cardiovascular disease enterprises : Part ii : the aging heart in health : links to heart disease. *Circulation* **107**(2), 346–354 (2003).
- [3] Edward G Lakatta et Daniel Levy. Arterial and cardiac aging : major shareholders in cardiovascular disease enterprises : Part i : aging arteries : a "set up" for vascular disease. *Circulation* **107**(1), 139–146 (2003).
- [4] Bernard D Prendergast, Nicholas A Boon, et Timothy Buckenham. Aortic dissection : advances in imaging and endoluminal repair. *Cardiovasc Intervent Radiol* **25**(2), 85–97 (2002).
- [5] Olivier Fabre, Andre Vincentelli, Serge Willoteaux, Jean Paul Beregi, et Alain Prat. Preoperative fenestration for type a acute aortic dissection with mesenteric malperfusion. *Ann Thorac Surg* **73**(3), 950–951 (2002).
- [6] Alessandro Napoli, Dominik Fleischmann, Frandics P Chan, Carlo Catalano, Jeffrey C Hellinger, Roberto Passariello, et Geoffrey D Rubin. Computed tomography angiography : state-of-the-art imaging using multidetector-row technology. *J Comput Assist Tomogr* **28 Suppl 1**, S32–S45 (2004).
- [7] G. D. Rubin, A. J. Schmidt, L. J. Logan, et M. C. Sofilos. Multi-detector row ct angiography of lower extremity arterial inflow and runoff : initial experience. *Radiology* **221**(1), 146–158 (2001).
- [8] Andrew G Moore, Kim A Eagle, David Bruckman, Brenda S Moon, Joseph F Malouf, Rossella Fattori, Arturo Evangelista, Eric M Isselbacher, Toru Suzuki, Christoph A Nienaber, Dan Gilon, et Jae K Oh. Choice of computed tomography, transesophageal echocardiography, magnetic resonance imaging, and aortography in acute aortic dissection : International registry of acute aortic dissection (irad). *Am J Cardiol* **89**(10), 1235–1238 (2002).
- [9] S. J. Weston, N. B. Wood, G. Tabor, A. D. Gosman, et D. N. Firmin. Combined mri and cfd analysis of fully developed steady and pulsatile laminar flow through a bend. *J Magn Reson Imaging* **8**(5), 1158–1171 (1998).
- [10] Thorsten R C Johnson, Bernhard Krauss, Martin Sedlmair, Michael Grasruck, Herbert Bruder, Dominik Morhard, Christian Fink, Sabine Weckbach, Miriam Lenhard, Bernhard Schmidt, Thomas Flohr, Maximilian F Reiser, et Christoph R

- Becker. Material differentiation by dual energy ct : initial experience. *Eur Radiol* **17**(6), 1510–1517 (2007).
- [11] Stephan Achenbach, Dieter Ropers, Axel Kuettner, Thomas Flohr, Bernd Ohnesorge, Herbert Bruder, Heike Theessen, Meri Karakaya, Werner G Daniel, Werner Bautz, Willi A Kalender, et Katharina Anders. Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography–initial experience. *Eur J Radiol* **57**(3), 331–335 (2006).
- [12] Albert D Sam, Mark D Morasch, Jeremy Collins, Gina Song, Richard Chen, et F. Scott Pereles. Safety of gadolinium contrast angiography in patients with chronic renal insufficiency. *J Vasc Surg* **38**(2), 313–318 (2003).
- [13] A. Jacquier, V. Chabbert, V. Vidal, P. Otal, J. Y. Gaubert, F. Joffre, H. Rousseau, et J. M. Bartoli. [imaging of the thoracic aorta in adults : when, how and why?]. *J Radiol* **85**(6 Pt 2), 854–869 (2004).
- [14] Piero Tortoli, Giacomo Bambi, Francesco Guidi, et Raoul Muchada. Toward a better quantitative measurement of aortic flow. *Ultrasound Med Biol* **28**(2), 249–257 (2002).
- [15] J. W. Doucette, P. D. Corl, H. M. Payne, A. E. Flynn, M. Goto, M. Nassi, et J. Segal. Validation of a doppler guide wire for intravascular measurement of coronary artery flow velocity. *Circulation* **85**(5), 1899–1911 (1992).
- [16] M. Markl et J. Hennig. Phase contrast mri with improved temporal resolution by view sharing : k-space related velocity mapping properties. *Magn Reson Imaging* **19**(5), 669–676 (2001).
- [17] Michael Markl, Andreas Harloff, Thorsten A Bley, Maxim Zaitsev, Bernd Jung, Ernst Weigang, Mathias Langer, Jürgen Hennig, et Alex Frydrychowicz. Time-resolved 3d mr velocity mapping at 3t : improved navigator-gated assessment of vascular anatomy and blood flow. *J Magn Reson Imaging* **25**(4), 824–831 (2007).
- [18] Alexander Chernobelsky, Oleg Shubayev, Cindy R Comeau, et Steven D Wolff. Baseline correction of phase contrast images improves quantification of blood flow in the great vessels. *J Cardiovasc Magn Reson* **9**(4), 681–685 (2007).
- [19] Philip J Kilner, Peter D Gatehouse, et David N Firmin. Flow measurement by magnetic resonance : a unique asset worth optimising. *J Cardiovasc Magn Reson* **9**(4), 723–728 (2007).
- [20] Nicolas Benard, Robert Perrault, et Damien Coisne. Computational approach to estimating the effects of blood properties on changes in intra-stent flow. *Ann Biomed Eng* **34**(8), 1259–1271 (2006).
- [21] A. C. Simon, M. E. Safar, J. A. Levenson, G. M. London, B. I. Levy, et N. P. Chau. An evaluation of large arteries compliance in man. *Am J Physiol* **237**(5), H550–H554 (1979).
- [22] A. P. Guerin, J. Blacher, B. Pannier, S. J. Marchais, M. E. Safar, et G. M. London. Impact of aortic stiffness attenuation on survival of patients in end-stage renal failure. *Circulation* **103**(7), 987–992 (2001).

- [23] A. P. Hoeks, P. J. Brands, et R. S. Reneman. Assessment of the arterial distension waveform using doppler signal processing. *J Hypertens Suppl* **10**(6), S19–S22 (1992).
- [24] J. W. Chung, C. Elkins, T. Sakai, N. Kato, T. Vestring, C. P. Semba, S. M. Slonim, et M. D. Dake. True-lumen collapse in aortic dissection : part ii. evaluation of treatment methods in phantoms with pulsatile flow. *Radiology* **214**(1), 99–106 (2000).
- [25] J. W. Chung, C. Elkins, T. Sakai, N. Kato, T. Vestring, C. P. Semba, S. M. Slonim, et M. D. Dake. True-lumen collapse in aortic dissection : part i. evaluation of causative factors in phantoms with pulsatile flow. *Radiology* **214**(1), 87–98 (2000).
- [26] Valerie Deplano, Yannick Knapp, Eric Bertrand, et Emmanuel Gaillard. Flow behaviour in an asymmetric compliant experimental model for abdominal aortic aneurysm. *J Biomech* (2007).
- [27] Peter Zilla, Deon Bezuidenhout, et Paul Human. Prosthetic vascular grafts : Wrong models, wrong questions and no healing. *Biomaterials* (2007).
- [28] Larisse K Lee et Peter L Faries. Assessing the effectiveness of endografts : clinical and experimental perspectives. *J Vasc Surg* **45 Suppl A**, A123–A130 (2007).
- [29] J. R. WOMERSLEY. Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known. *J Physiol* **127**(3), 553–563 (1955).
- [30] L. Morris, P. Delassus, M. Walsh, et T. McGloughlin. A mathematical model to predict the in vivo pulsatile drag forces acting on bifurcated stent grafts used in endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms (aaa). *J Biomech* **37**(7), 1087–1095 (2004).
- [31] Liam Morris, Patrick Delassus, Pierce Grace, Fintin Wallis, Michael Walsh, et Tim McGloughlin. Effects of flat, parabolic and realistic steady flow inlet profiles on idealised and realistic stent graft fits through abdominal aortic aneurysms (aaa). *Med Eng Phys* **28**(1), 19–26 (2006).
- [32] Feng Gao, Masahiro Watanabe, et Teruo Matsuzawa. Stress analysis in a layered aortic arch model under pulsatile blood flow. *Biomed Eng Online* **5**, 25 (2006).
- [33] F. Nicoud, H. Vernhet, et M. Dauzat. A numerical assessment of wall shear stress changes after endovascular stenting. *J Biomech* **38**(10), 2019–2027 (2005).
- [34] Thomas Frauenfelder, Mourad Lotfey, Thomas Boehm, et Simon Wildermuth. Computational fluid dynamics : hemodynamic changes in abdominal aortic aneurysm after stent-graft implantation. *Cardiovasc Intervent Radiol* **29**(4), 613–623 (2006).
- [35] Thomas Frauenfelder, Evangelos Boutsianis, Thomas Schertler, Lars Husmann, Sebastian Leschka, Dimos Poulikakos, Borut Marincek, et Hatem Alkadhi. In-vivo flow simulation in coronary arteries based on computed tomography datasets : feasibility and initial results. *Eur Radiol* **17**(5), 1291–1300 (2007).

- [36] Evangelos Boutsianis, Hitendu Dave, Thomas Frauenfelder, Dimos Poulidakos, Simon Wildermuth, Marko Turina, Yiannis Ventikos, et Gregor Zund. Computational simulation of intracoronary flow based on real coronary geometry. *Eur J Cardiothorac Surg* **26**(2), 248–256 (2004).
- [37] Carsten J Beller, Michel R Labrosse, Mano J Thubrikar, et Francis Robicsek. Role of aortic root motion in the pathogenesis of aortic dissection. *Circulation* **109**(6), 763–769 (2004).
- [38] Carsten J Beller, Michel R Labrosse, Mano J Thubrikar, Gabor Szabo, Francis Robicsek, et Siegfried Hagl. Increased aortic wall stress in aortic insufficiency : clinical data and computer model. *Eur J Cardiothorac Surg* **27**(2), 270–275 (2005).
- [39] Nikoo R Saber, Nigel B Wood, A. D. Gosman, Robert D Merrifield, Guang-Zhong Yang, Clare L Charrier, Peter D Gatehouse, et David N Firmin. Progress towards patient-specific computational flow modeling of the left heart via combination of magnetic resonance imaging with computational fluid dynamics. *Ann Biomed Eng* **31**(1), 42–52 (2003).
- [40] N. R. Saber, A. D. Gosman, N. B. Wood, P. J. Kilner, C. L. Charrier, et D. N. Firmin. Computational flow modeling of the left ventricle based on in vivo mri data : initial experience. *Ann Biomed Eng* **29**(4), 275–283 (2001).
- [41] Yannis Papaharilaou, John A Ekaterinaris, Eirini Manousaki, et Asterios N Katsamouris. A decoupled fluid structure approach for estimating wall stress in abdominal aortic aneurysms. *J Biomech* **40**(2), 367–377 (2007).
- [42] David A Steinman. Image-based computational fluid dynamics modeling in realistic arterial geometries. *Ann Biomed Eng* **30**(4), 483–497 (2002).
- [43] D. A. Steinman, D. A. Vorp, et C. R. Ethier. Computational modeling of arterial biomechanics : insights into pathogenesis and treatment of vascular disease. *J Vasc Surg* **37**(5), 1118–1128 (2003).
- [44] David A Steinman, Jaques S Milner, Chris J Norley, Stephen P Lownie, et David W Holdsworth. Image-based computational simulation of flow dynamics in a giant intracranial aneurysm. *AJNR Am J Neuroradiol* **24**(4), 559–566 (2003).
- [45] David A Steinman. Image-based computational fluid dynamics : a new paradigm for monitoring hemodynamics and atherosclerosis. *Curr Drug Targets Cardiovasc Haematol Disord* **4**(2), 183–197 (2004).
- [46] Marilyn J Siegel. Multiplanar and three-dimensional multi-detector row ct of thoracic vessels and airways in the pediatric population. *Radiology* **229**(3), 641–650 (2003).
- [47] R. Peter Kunz, Katja Oberholzer, Wlodzimierz Kuroczynski, Georg Horstick, Frank Krummenauer, Manfred Thelen, et Karl-Friedrich Kreitner. Assessment of chronic aortic dissection : contribution of different ecg-gated breath-hold mri techniques. *AJR Am J Roentgenol* **182**(5), 1319–1326 (2004).
- [48] Martin Blaimer, Felix Breuer, Matthias Mueller, Robin M Heidemann, Mark A Griswold, et Peter M Jakob. Smash, sense, pils, grappa : how to choose the optimal method. *Top Magn Reson Imaging* **15**(4), 223–236 (2004).

- [49] Martin Blaimer, Felix A Breuer, Nicole Seiberlich, Matthias F Mueller, Robin M Heidemann, Vladimir Jellus, Graham Wiggins, Lawrence L Wald, Mark A Griswold, et Peter M Jakob. Accelerated volumetric mri with a sense/grappa combination. *J Magn Reson Imaging* **24**(2), 444–450 (2006).
- [50] Scott B Reeder, Bernd J Wintersperger, Olaf Dietrich, Titus Lanz, Andreas Greiser, Maximilian F Reiser, Gary M Glazer, et Stefan O Schoenberg. Practical approaches to the evaluation of signal-to-noise ratio performance with parallel imaging : application with cardiac imaging and a 32-channel cardiac coil. *Magn Reson Med* **54**(3), 748–754 (2005).
- [51] Elmar Spuentrup, Peter Bornert, Rene M Botnar, Jan P Groen, Warren J Manning, et Matthias Stuber. Navigator-gated free-breathing three-dimensional balanced fast field echo (truefisp) coronary magnetic resonance angiography. *Invest Radiol* **37**(11), 637–642 (2002).
- [52] Elmar Spuentrup, Arno Buecker, Julius Meyer, Rolf W Günther, et Matthias Stuber. Navigator-gated free-breathing 3d balanced ffe projection renal mra : Comparison with contrast-enhanced breath-hold 3d mra in a swine model. *Magn Reson Med* **48**(4), 739–743 (2002).
- [53] Michael Markl, Britta Schneider, et Jürgen Hennig. Fast phase contrast cardiac magnetic resonance imaging : improved assessment and analysis of left ventricular wall motion. *J Magn Reson Imaging* **15**(6), 642–653 (2002).
- [54] Klaus Scheffler et Stefan Lehnardt. Principles and applications of balanced ssfp techniques. *Eur Radiol* **13**(11), 2409–2418 (2003).
- [55] Michael Markl et Norbert J Pelc. On flow effects in balanced steady-state free precession imaging : pictorial description, parameter dependence, and clinical implications. *J Magn Reson Imaging* **20**(4), 697–705 (2004).
- [56] A. Herment, E. Mousseaux, O. Jolivet, A. DeCesare, F. Frouin, A. Todd-Pokropek, et J. Bittoun. Improved estimation of velocity and flow rate using regularized three-point phase-contrast velocimetry. *Magn Reson Med* **44**(1), 122–128 (2000).
- [57] Yagle AE H Soltanian Zadeh, Windham JP. A multidimensional nonlinear edge-preserving filter for magneticresonance image restoration. *IEEE Transactions on Image Processing* **4**(2), 147 – 161 (1995).
- [58] Richard Alan Peters. A new algorithm for image noise reduction using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Image Processing* **4**(3), 554–568 (1995).
- [59] D. Gensanne, G. Josse, J. M. Lagarde, et D. Vincensini. A post-processing method for multiexponential spin-spin relaxation analysis of mri signals. *Phys Med Biol* **50**(16), 3755–3772 (2005).
- [60] P. Perona et J. Malik. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* **12**(7), 629–639 (1990).
- [61] Stanley Osher et James A. Sethian. Fronts propagating with curvature dependent speed : Algorithms based on hamilton-jacobi formulations. *Journal of Computational Physics* **79**, 12–49 (1988).

- [62] J. A. Sethian. *Level Set and Fast Marching Methods, Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision and Material Science*. Dept. of Mathematics, University of California, Berkeley, (1999).
- [63] J. A. Sethian. A fast marching level set method for monotonically advancing fronts. *Proc Natl Acad Sci U S A* **93**(4), 1591–1595 (1996).
- [64] M. Bertalmio, G. Sapiro, et G. Randall. Region tracking on level-sets methods. *IEEE Trans Med Imaging* **18**(5), 448–451 (1999).
- [65] Masao Watanabe, Ron Kikinis, et Carl-Fredrik Westin. Level set-based integration of segmentation and computational fluid dynamics for flow correction in phase contrast angiography. *Acad Radiol* **10**(12), 1416–1423 (2003).
- [66] T. Deschamps et P. Schwartz. Vessel segmentation and blood flow simulation using level-sets and embedded boundary methods. *International Congress Series* **1268**, 75–80 (2004).
- [67] David Adalsteinsson et James A. Sethian. A fast level set method for propagating interfaces. Technical report, Lawrence Berkeley Laboratory and Department of Mathematics, University of California, Berkeley, CA 94720, (1994).
- [68] J. Ashburner, J. L. Andersson, et K. J. Friston. Image registration using a symmetric prior—in three dimensions. *Hum Brain Mapp* **9**(4), 212–225 (2000).
- [69] J. Ashburner, J. L. Andersson, et K. J. Friston. High-dimensional image registration using symmetric priors. *Neuroimage* **9**(6 Pt 1), 619–628 (1999).
- [70] Lina Baldimon Juan José Badimon Valentin Fuster, Roberto Corti. *Endothelium, flow, and atherothrombosis, Assessing and Modifying the vulnerable atherosclerotic plaque*. American Heart Association, (2002).
- [71] C. G. Caro, J. M. Fitz-Gerald, et R. C. Schroter. Arterial wall shear and distribution of early atheroma in man. *Nature* **223**(5211), 1159–1160 (1969).
- [72] Mark F Fillinger, M. L. Raghavan, Steven P Marra, Jack L Cronenwett, et Francis E Kennedy. In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk. *J Vasc Surg* **36**(3), 589–597 (2002).
- [73] A. J. Hall, E. F. Busse, D. J. McCarville, et J. J. Burgess. Aortic wall tension as a predictive factor for abdominal aortic aneurysm rupture : improving the selection of patients for abdominal aortic aneurysm repair. *Ann Vasc Surg* **14**(2), 152–157 (2000).
- [74] Valerie Deplano, Yannick Knapp, Eric Bertrand, et Emmanuel Gaillard. Flow behaviour in an asymmetric compliant experimental model for abdominal aortic aneurysm. *J Biomech* **40**(11), 2406–2413 (2007).
- [75] K. Perktold et G. Rappitsch. Mathematical modeling of arterial blood flow and correlation to atherosclerosis. *Technol Health Care* **3**(3), 139–151 (1995).
- [76] K. Perktold et G. Rappitsch. Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model. *J Biomech* **28**(7), 845–856 (1995).
- [77] Franck Nicoud. Integral boundary conditions for unsteady biomedical cfd applications. *International Journal for numerical methods in fluids* **40**, 457–465 (2002).

- [78] Luca Formaggia, Daniele Lamponi, Massimiliano Taveri, et Alessandro Veneziani. Numerical modeling of 1d arterial networks coupled with a lumped parameters description of the heart. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* **9**(5), 273–288 (2006).
- [79] Nobile F Quaternoni A Formaggia L, Gerbeau JF. On the coupling of 3d and 1d navier-stokes equations for flow problems in compliant vessels. Technical report, INRIA-Research Report N 3862, (2000).
- [80] J. S. Milner, J. A. Moore, B. K. Rutt, et D. A. Steinman. Hemodynamics of human carotid artery bifurcations : computational studies with models reconstructed from magnetic resonance imaging of normal subjects. *J Vasc Surg* **28**(1), 143–156 (1998).
- [81] Jean-Pierre Tasu, Elie Mousseaux, Patrice Colin, Michel S Slama, Odile Jolivet, et Jacques Bittoun. Estimation of left ventricular performance through temporal pressure variations measured by mr velocity and acceleration mappings. *J Magn Reson Imaging* **16**(3), 246–252 (2002).
- [82] J. P. Tasu, O. Jolivet, et J. Bittoun. From flow to pressure : estimation of pressure gradient and derivative by mr acceleration mapping. *MAGMA* **11**(1-2), 55–57 (2000).
- [83] J. P. Tasu, E. Mousseaux, A. Delouche, C. Oddou, O. Jolivet, et J. Bittoun. Estimation of pressure gradients in pulsatile flow from magnetic resonance acceleration measurements. *Magn Reson Med* **44**(1), 66–72 (2000).
- [84] NASCET. North american symptomatic carotid endarterectomy trial. methods, patient characteristics, and progress. *Stroke* **22**(6), 711–720 (1991).
- [85] ECST. Mrc european carotid surgery trial : interim results for symptomatic patients with severe (70-99carotid surgery trialists' collaborative group. *Lancet* **337**(8752), 1235–1243 (1991).