



**HAL**  
open science

# Prototypage rapide des artères carotides et étude de l'évolution du vortex au niveau de la bifurcation carotidienne par caméra rapide et IRM

Peng Cao

► **To cite this version:**

Peng Cao. Prototypage rapide des artères carotides et étude de l'évolution du vortex au niveau de la bifurcation carotidienne par caméra rapide et IRM. Médecine humaine et pathologie. Université de Technologie de Compiègne, 2014. Français. NNT : 2014COMP2134 . tel-01062060

**HAL Id: tel-01062060**

**<https://theses.hal.science/tel-01062060>**

Submitted on 9 Sep 2014

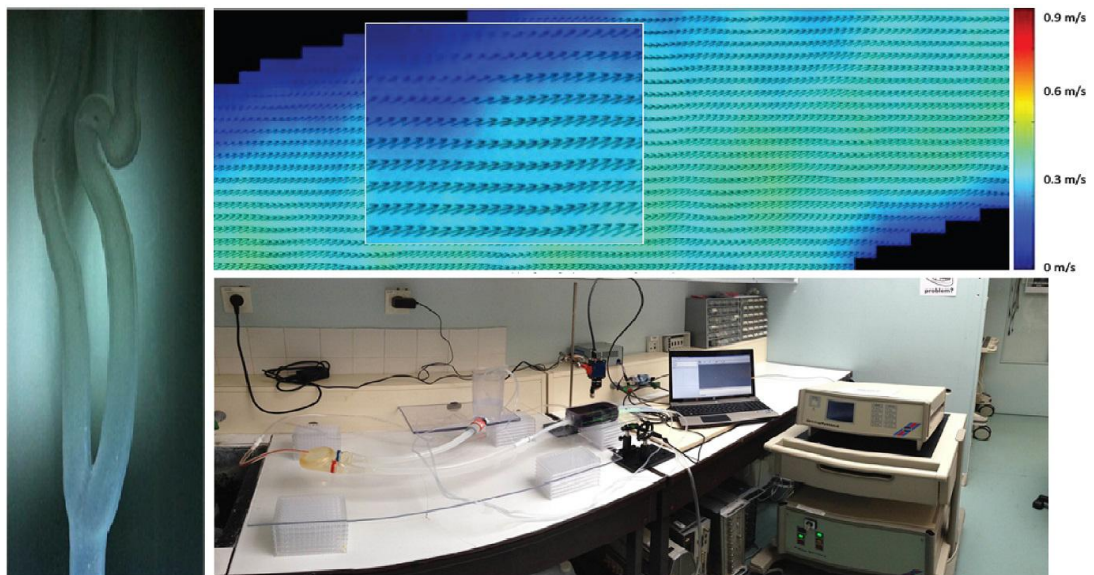
**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

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

Par Peng CAO

*Prototypage rapide des artères carotides et étude de l'évolution du vortex au niveau de la bifurcation carotidienne par caméra rapide et IRM*

Thèse présentée  
pour l'obtention du grade  
de Docteur de l'UTC



Soutenue le 10 mars 2014  
**Spécialité** : Bio-ingénierie, Biomécanique, Biomatériaux

D2134

# Université de Technologie de Compiègne

BioMécanique et BioIngénierie (BMBI)

Par Peng CAO

## Prototypage rapide des artères carotides et étude de l'évolution du vortex au niveau de la bifurcation carotidienne par caméra rapide et IRM

Thèse soutenue le 10 Mars 2014 devant le jury composé de :

Emmanuel PERRIN	Professeur	Université de Lyon 1	<i>Rapporteur</i>
Sébastien REMY	Maître de conférence, HDR	UTT, Troyes	<i>Rapporteur</i>
Jean-Yves GAUVRIT	Professeur	CHU de Rennes	<i>Examineur</i>
Isabelle CLAUDE	Enseignant Chercheur	UTC, Compiègne	<i>Examineur</i>
François LANGEVIN	Enseignant Chercheur	UTC, Compiègne	<i>Directeur de thèse</i>
Bruno RAMOND	Enseignant Chercheur	UTC, Compiègne	<i>Directeur de thèse</i>



# Remerciements

Je veux d'abord remercier, M. François LANGEVIN, mon directeur de thèse, qui m'a accueilli dans le laboratoire au CIMA pour mon étude dans le domaine de l'IRM de flux vasculaire. Il m'a conseillé, orienté dans la recherche, et aidé à régler les problèmes rencontrés durant cette recherche. Il m'a encouragé à participer l'activité académique et m'a fourni l'énergie nécessaire à ma réussite. Il a corrigé ma thèse mot par mot, page par page avec beaucoup de patience.

Je veux également remercier, M. Bruno RAMOND, mon autre directeur de thèse, qui s'est occupé de m'encadrer sur la partie concernant le prototypage rapide. Pendant la thèse, il a toujours été disponible pour toutes discussions et pour apporter des solutions aux problèmes. Ses connaissances, sa maîtrise scientifique et sa patience m'ont permis d'avancer correctement.

Je remercie Messieurs Emmanuel PERRIN et Sébastien REMY, d'avoir accepté d'être les rapporteurs de ma thèse et également M. Jean-Yves GAUVRIT, d'avoir accepté d'être membres du jury.

Je remercie Isabelle CLAUDE, qui m'a beaucoup aidé pour la méthodologie, l'analyse, la discussion et la rédaction.

Je remercie spécialement Guillaume OLYMPE, qui m'a accompagné tout le long de ma thèse. Il m'a aidé pour les expérimentations, la programmation et la rédaction. Je vais aussi remercier Yvan DUHAMEL, qui m'a accompagné pour la réalisation des fantômes.

Je aussi remercie également Vincent ZALC, avec lequel j'ai beaucoup échangé, pour sa participation aux expérimentations et la rédaction de ma thèse.

Merci à Madame Danièle RAMBAUD, qui m'a été d'un grand secours pour toutes les démarches administratives toujours avec tant de sympathie. Merci à Alain DONADAY, Claire IMBAUD et Quan YUAN, pour leurs encouragements et aides .

J'adresse une pensée aux stagiaires Weina, Corentin, Clémentine, Lufeng, Linh et Camille, qui m'ont aidé pour les manip tard le soir.

Bin WANG, Pengfei HUYAN, Huiyuan CAO, Qiang LI, Ting WANG, Bihao WANG, Qi YIN, Yang SONG, Shaojuan HUANG, Zhi QIN, Yue KANG, Chunmei LIU, Qiaochu LI, Jing XU, je vous suis reconnaissant pour votre présence lors de mon séjour en France.

Merci à ma famille, qui me supporte et pour l'amour qu'elle me procure.

Enfin, Je témoigne ma reconnaissance à toutes les personnes qui ont eut un lien avec cette thèse.

Cette thèse a été financée par le China Scholarship Council (CSC) dans la cadre du projet CSC-UT et General Electric (GE) de la France, je tiens à les remercier pour l'avoir permis.



# Résumé

La carotide est une artère très importante, car elle a pour fonction, principale, avec le tronc basilaire d'irriguer le cerveau. Le flux sanguin dans cette région est complexe durant un cycle cardiaque. Les différentes formes de flux et en particulier le vortex ont rarement été discutés auparavant, et le battement de la paroi n'est pas pris en compte. Ce travail de thèse est une contribution pour comprendre l'évolution du vortex et les éléments qui l'influencent, en particulier les battements de parois, pour une recherche expérimentale au niveau de modèles de la bifurcation carotidienne. Les fantômes de carotide avec une transparence et une élasticité des parois artérielles proches de la réalité ont été réalisés par la technique de prototypage rapide. La description des phénomènes de flux et de vortex a été réalisée dans les fantômes rigide et souple des carotides essentiellement de deux manières : longitudinalement par caméra rapide et transversalement par IRM. Une plateforme économique de PIV a été établie pour quantifier précisément le comportement du vortex avec des vecteurs de vitesse. Une méthode de segmentation de région de vortex et une analyse quantitative ont été mises au point pour étudier leur évolution durant le cycle cardiaque par IRM. La reproductibilité du vortex a été validée par une approche statistique. Les paramètres influençant le comportement des vortex dans les fantômes souple et rigide ont été étudiés. Enfin, une étude de faisabilité sur les vortex dans les fantômes en forme de carotide réelle a été réalisée pour la première fois.

## Mots clés :

Carotide, Vortex, IRM, prototypage rapide, PIV





# Abstract

The carotid artery is very important because its main function, with the basilar artery, is to irrigate the brain. The blood flow in this region is complex during a cardiac cycle. The various shapes of flow, in particular, the vortex, has rarely been discussed before and the beating of the arterial wall has not been taken into account.

This thesis is a contribution to understand the evolution of the vortex and its factors, in particular the beating of arterial wall in experimental research at the carotid bifurcation. The elastic carotid phantoms with transparency and similar elasticity to real arterial walls properties have been made by rapid prototyping technique. The descriptions of vortex in the rigid and elastic carotid phantoms have been studied in two ways : longitudinal by a high-speed frame camera and transversal by MRI sequences. An economic PIV platform that can accurately quantify the vortex by velocity vectors has been mounted. A segmentation method to quantify and analyze the area of the vortex has been developed to study its evolution during the cardiac cycle by MRI. The reproducibility of the vortex has been validated by a statistical approach. The parameters influencing the behavior of vortex have been investigated in rigid and elastic phantoms. At the end, the study of vortex in real-carotid-shaped phantom has been tested for the first time.

**Key words :**

Carotid, Vortex, MRI, rapid prototyping, PIV



# Table des matières

<b>Remerciements</b>	<b>i</b>
<b>Résumé</b>	<b>iii</b>
<b>Abstract</b>	<b>v</b>
<b>Table des matières</b>	<b>ix</b>
<b>Introduction générale</b>	<b>1</b>
<b>1 État de l’art</b>	<b>5</b>
1.1 Artères carotides et leurs pathologies . . . . .	6
1.1.1 Carotides . . . . .	6
1.1.2 Parois . . . . .	6
1.1.3 Pathologies artérielles . . . . .	8
1.2 Caractérisation du flux sanguin dans la carotide . . . . .	10
1.2.1 Viscosité du fluide sanguin . . . . .	10
1.2.2 Types d’écoulement et vortex . . . . .	10
1.2.3 Flux dans la carotide . . . . .	12
1.3 Techniques d’exploration du flux sanguin cérébral . . . . .	12
1.3.1 Échographie . . . . .	14
1.3.2 Angiographie par résonance magnétique (ARM) . . . . .	16
1.3.2.1 ARM par injection de produits de contraste . . . . .	18
1.3.2.2 ARM par la technique de contraste de phase . . . . .	19
1.3.2.3 ARM par la technique de temps de vol (TOF) . . . . .	20
1.3.2.4 ARM par la technique de Black Blood (BB) . . . . .	23
1.4 Simulations numériques et expérimentales du flux sanguin et des vortex dans la carotide . . . . .	26
1.4.1 Étude du vortex par simulation numérique . . . . .	26
1.4.2 Étude du vortex par simulation expérimentale . . . . .	29
1.4.2.1 Particle Image Velocimetry (PIV) . . . . .	29
1.4.2.2 Études expérimentales in vitro sur les vortex dans la carotide . . . . .	33
1.5 Fabrication du fantôme des vaisseaux sanguins par prototypage rapide . . . . .	34
1.5.1 Prototypage Rapide . . . . .	35
1.5.1.1 Solidification de photopolymères (liquide) . . . . .	36
1.5.1.2 Dépôt de solides . . . . .	38
1.5.2 Réalisation par moulage des fantômes des vaisseaux sanguins en utilisant le prototypage rapide (fabrication indirecte) . . . . .	39
1.5.2.1 Modélisation . . . . .	41
1.5.2.2 Fabrication des fantômes souples des vaisseaux sanguins . . . . .	42
1.6 Conclusion . . . . .	45

<b>2</b>	<b>Réalisation des fantômes de carotide par prototypage rapide</b>	<b>47</b>
2.1	Modélisation . . . . .	47
2.1.1	Mise au point du protocole d'acquisition . . . . .	48
2.1.1.1	Protocole d'acquisition de 3D-TOF . . . . .	48
2.1.1.2	Protocole d'acquisition de Black Blood . . . . .	50
2.1.2	Segmentation et reconstruction 3D . . . . .	58
2.1.2.1	Modèle en forme de Y . . . . .	58
2.1.2.2	Modèle en forme de carotide réelle par ARM 3D-TOF . . . . .	58
2.1.2.3	Modèle en forme de carotide réelle par ARM Black Blood . . . . .	63
2.2	Réalisation des fantômes souples de carotide . . . . .	66
2.2.1	Conception du moule . . . . .	67
2.2.1.1	Moule mono-pièce . . . . .	67
2.2.1.2	Moule multi-pièces . . . . .	67
2.2.2	Prototype rapide des moules . . . . .	69
2.2.2.1	Production des moules par l'imprimante 3D . . . . .	69
2.2.2.2	Post-traitement . . . . .	69
2.2.3	Génération des fantômes souples . . . . .	70
2.3	Évaluation des fantômes élastiques . . . . .	73
2.3.1	Précision dimensionnelle de la fabrication des fantômes . . . . .	73
2.3.1.1	Protocole de mesure . . . . .	74
2.3.1.2	Analyse des données . . . . .	75
2.3.2	Propriétés mécaniques (Élasticité) . . . . .	77
2.3.3	Propriétés dynamiques . . . . .	79
2.4	Fabrication des fantômes rigides de carotide en résine . . . . .	80
2.5	Conclusion . . . . .	81
<b>3</b>	<b>Étude expérimentale des vortex du flux sanguin dans les fantômes de carotide</b>	<b>83</b>
3.1	Conception d'un système de simulation du flux sanguin compatible avec les différentes modalités d'imagerie . . . . .	84
3.1.1	Génération du flux pulsatile . . . . .	84
3.1.2	Disposition et intégration des éléments du circuit de simulation fermé . . . . .	86
3.1.3	Simulation du sang . . . . .	87
3.1.4	Paramétrage du VAD . . . . .	89
3.2	Étude des vortex du flux sanguin des fantômes de carotide par caméra rapide . . . . .	89
3.2.1	Plateforme de PIV économique . . . . .	89
3.2.1.1	Caméra rapide et laser . . . . .	89
3.2.1.2	Préparation des fantômes rigide et souple . . . . .	90
3.2.2	Acquisition des images par camera rapide . . . . .	91
3.2.2.1	Réglage de la caméra et synchronisation cardiaque . . . . .	91
3.2.2.2	Paramétrage d'acquisition . . . . .	92
3.2.3	Méthodologie d'analyse quantitative par PIV . . . . .	93
3.2.3.1	Pré-traitement . . . . .	93
3.2.3.2	Calcul des vitesses instantanées . . . . .	93

3.2.3.3	Étalonnage . . . . .	95
3.2.4	Résultats . . . . .	96
3.2.4.1	Observation du vortex dans les fantômes rigide et souple en forme de Y par caméra rapide . . . . .	96
3.2.4.2	Étude quantitative du vortex par PIV . . . . .	98
3.2.5	Discussion . . . . .	100
3.3	Étude des vortex du flux sanguin dans les fantômes rigide et souple en Y par la séquence dynamique d'IRM . . . . .	102
3.3.1	Acquisitions par IRM . . . . .	103
3.3.1.1	Plateforme d'IRM . . . . .	103
3.3.1.2	Séquence IRM et protocole d'acquisition . . . . .	103
3.3.2	Mise en évidence du vortex par une séquence dynamique d'IRM . . . . .	107
3.3.2.1	Observation du vortex dans un fantôme rigide en Y par IRM . . . . .	107
3.3.2.2	Observation du vortex dans un fantôme souple en Y par IRM . . . . .	108
3.3.3	Analyse de l'apparition du vortex . . . . .	110
3.3.3.1	Segmentation adaptée . . . . .	110
3.3.3.2	Méthodologie de quantification pour analyser le vortex . . . . .	111
3.3.3.3	Reproductibilité du vortex . . . . .	114
3.3.4	Paramètres cardiaques influençant les comportements du vortex . . . . .	115
3.3.4.1	Fréquence cardiaque ( $F_{card}$ ) . . . . .	116
3.3.4.2	Durée de la systole ( $T_{sys}[\%]$ ) . . . . .	117
3.3.4.3	Pression systolique et diastolique ( $P_{sys}, P_{dias}$ ) . . . . .	119
3.3.5	Discussion . . . . .	120
3.4	Étude de faisabilité du vortex dans les fantômes en forme de carotide réelle . . . . .	122
3.4.1	Observation du vortex dans le fantôme rigide en forme de carotide réelle par caméra rapide . . . . .	122
3.4.2	Observation du vortex dans le fantôme souple en forme de carotide réelle par Écho-Doppler . . . . .	123
3.4.3	Discussion . . . . .	123
3.5	Conclusion . . . . .	127
	<b>Conclusion générale</b> . . . . .	<b>129</b>
	<b>Bibliographie</b> . . . . .	<b>131</b>
	<b>Notations</b> . . . . .	<b>145</b>
	<b>Publications</b> . . . . .	<b>147</b>



# Introduction générale

L'accident vasculaire cérébral (AVC) est une pathologie grave provenant essentiellement, soit d'une obstruction de la lumière artérielle, l'AVC ischémique, soit de la rupture d'une paroi, l'AVC hémorragique, les deux causant une hypoxie transitoire ou permanente et la mort du tissu cérébral non perfusé. Dans le monde, il représente la troisième cause de mortalité après les cancers et les infarctus cardiaques, la première cause de décès chez les femmes et la première cause de handicap acquis de l'adulte [Truelsen 2006] [Bejot 2007] [Bejot 2008][Easton 2009]. Plus de 25% des patients présentent ensuite des dépressions nerveuses. En France, l'AVC est la deuxième cause de démence (après la maladie d'Alzheimer) et la troisième cause de mortalité. En Chine, qui est actuellement le pays le plus peuplé du monde, l'AVC est la deuxième cause de décès et la première cause de handicap chez les adultes [Crebassa 2006] [Liu 2007] [Woimant 2003].

L'AVC hémorragique survient lorsqu'un vaisseau sanguin se rompt dans le cerveau et forme une poche de sang qui peut atteindre les méninges (hémorragie méningée). L'AVC hémorragique se produit souvent suite à une rupture d'anévrisme, elle est fréquemment mortelle et représente environ 10 % des AVC [Grillo 2006].

L'AVC ischémique représente environ 80% des cas d'AVC. Il a pour conséquence une nécrose des tissus d'une partie du cerveau. Il y a trois origines principales à l'AVC ischémique : 1. Des morceaux (caillots) détachés des parois des plaques d'athérome forment des embolus (thrombus) qui bloquent la circulation sanguine dans une partie du cerveau. Ceci représente de 40% à 50% des cas. 2. L'embolie d'origine cardiaque : la migration d'un caillot venant du ventricule gauche forme une embolie et bouche la circulation cérébrale. Elle représente environ 30% des cas. 3. Les autres causes (environ 20% des cas) [Lancman 1993][Grillo 2006][Darwich 2010a].

En fait, la carotide est l'un des sites prédominants de formation des plaques d'athéromes et souvent la cause de l'AVC ischémique [Carrera 2007]. Pour cette raison, les études sur les artères carotides concentrent l'intérêt, surtout au niveau de la bifurcation carotidienne. La carotide est une artère très importante, car elle a pour fonction principale d'irriguer le cerveau. Sa structure anatomique comprend des courbures irrégulières, la bifurcation, des branches qui, ensemble, produisent des formes complexes qui influencent les flux sanguins [Lin 2001].

Les caractéristiques du flux sanguin ont une influence sur les lésions vasculaires, et inversement, en condition physiologique réelle, les facteurs hémodynamiques (pression artérielle, débit sanguin, vitesse de flux, etc.) sont prépondérants dans l'analyse des phénomènes et conduisent à l'apparition de l'athérosclérose, et de sténoses [Traub 1998]. Par conséquent, de nombreuses études hémodynamiques ont été effectuées pour comprendre les mécanismes des pathologies carotidiennes [Ku 1985a] [Fukushima 1988][Imbesi 1999][Gaupp 1999] [Zhao 2000] [Botnar 2000] [Steinman 2002][Lee 2008][Darwich 2010a][Dong 2013][Kefayati 2013].

Parmi les différentes formes de flux sanguin, des phénomènes de flux en rotation, appelés "vortex", sont intéressants pour les chercheurs. Dans la théorie physique du vortex, quand il se produit, il a une énergie importante et la pression y est grande. Il se déplace, se déforme, interagit avec les objets rencontrés (soit solides, soit liquides). Cependant l'interaction conduit à la destruction progressive du vortex en éléments plus petits, qui à leur tour se déforment, jusqu'à ce qu'ils soient dissipés en raison des effets visqueux [Miller 2006][Kheradvar 2012]. Avant, le vortex dans la carotide était toujours considéré comme un signe de sténose. Maintenant, les études montrent que la présence de vortex n'indique pas nécessairement une sténose et qu'elle

est systématiquement observée dans les artères carotides saines [Lin 2001]. En plus, le vortex est au contact et agit directement sur la paroi interne de l'artère (Endothélium). De plus en plus de chercheurs proposent une même hypothèse : le vortex a certaines relations avec les formations de plaques d'athéromes.

La plupart de ces études sont réalisées par des simulations numériques. Nous savons que la simulation numérique est basée sur des outils mathématiques. Dans les modélisations sous conditions théoriques (équation, solution, limites de frontières, etc...), les résultats reflètent certaines des lois hémodynamiques. Par contre, elles ont des inconvénients, par exemple, l'élasticité des parois, le flux pour la simulation, le battement des parois pendant un cycle cardiaque ne sont, pour l'instant, pas pris en compte.

Des simulations *in vitro* pour les vortex sont aussi effectuées, principalement par la méthode contraste de phase en Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) ou par Particle Image Velocimetry (PIV) [Botnar 2000][Ford 2005] [Oktar 2006] [Vétel 2010] [Buchmann 2008] [Falahatpisheh 2012][Kefayati 2013].

Depuis 1989, le Centre d'Imagerie Médicale Avancée (CIMA) à l'Université de Technologie de Compiègne (UTC) a commencé les études sur les flux sanguins et les pathologies artérielles. [Langevin 2009] a mis en évidence un phénomène de réduction de signal-IRM pour les hautes vitesses de flux avec la méthode 'Time of flight' (TOF). Ensuite, [Darwich 2010a] a poursuivi ce travail et créé une méthode d'estimation des vitesses de flux par TOF. Avec une séquence dynamique d'écho de gradient sur les carotides communes des sujets sains en vue axiale, il a observé une région en 'hyposignal' circulant de forme spiralée durant un cycle cardiaque avec une géométrie très particulière. Il écrit que "cette géométrie évolue de manière régulière de phase en phase, sans rupture brutale et semble représenter un phénomène bien reproductible". Il a considéré que cette région d'"hyposignal" constitue le phénomène du vortex de flux sanguin. Il a validé la reproductibilité de ce phénomène pendant le cycle cardiaque chez des sujets sains en étudiant le Signal sur Bruit (S/B) des images de flux sanguin dans la carotide commune *in vivo*.

Nous savons que les théories sur les comportements des flux sanguins en IRM sont la plupart du temps basées sur les hypothèses idéales. C'est à dire que le flux sanguin est de type 'laminaire'. Pour instant, peu de littérature décrit ce comportement du vortex sous IRM. Toutefois, à quoi correspond cette région en 'hyposignal'? Comment ce vortex se produit-il? Comment se positionne-t'il, se déplace-t'il, se déforme-t'il dans le système carotidien pendant le cycle cardiaque? Quels paramètres physiologiques peuvent influencer sa formation et son évolution?

Pour répondre à ces questions, mon travail de thèse consiste à étudier le vortex du flux sanguin *in vitro* par l'observation et l'analyse en utilisant les séquences dynamiques d'écho de gradient par IRM et une caméra rapide. Pour réaliser cet objectif, un banc d'essai adapté aux techniques et aux différentes modalités d'observation est nécessaire. Pendant la période d'étude de [Darwich 2010a], l'équipe du CIMA a développé un système pour étudier le flux sanguin dans les carotides par IRM. Ce système est divisé en deux parties. Une première partie se situe dans la salle technique qui comprend une pompe pulsatile et un réservoir de liquide. La deuxième partie qui est installée dans la salle d'IRM est composée du fantôme. Les deux parties sont reliées par deux sections de tuyaux plastiques (20 m de longueur, 8 mm de diamètre) traversant le tunnel de l'IRM. Le circuit comprend une grande longueur de tuyau pour la connexion, ce qui entraîne un amortissement important de l'onde de pression (perte de charge). De plus, beaucoup de raccords sont utilisés, ce qui augmente les risques de fuites de fluide qui peuvent



être dangereuses. Le procédé d'installation nécessite au moins deux personnes et plus d'une heure de montage et démontage. Ce système présente de plus un autre inconvénient : le flux passe dans la pompe et le fluide qui simule le sang contient des particules nécessaires pour l'observation par caméra rapide risquent de bloquer le système. Il est donc impératif de trouver une pompe compatible avec ce fluide et si possible IRM-compatible. Afin de mettre en place une simulation du flux sanguin au niveau de la bifurcation carotidienne, nous avons donc du concevoir un système compatible avec les différentes modalités tout en étant simple à utiliser et recréant le plus précisément l'environnement entourant une carotide in-vivo. Nous avons aussi pris en compte le fait que les manipulations et déplacements des éléments du système ne changent pas les conditions de simulation afin d'assurer des observations reproductibles.

En plus, l'étude de l'hémodynamique carotidienne in vitro nécessite un fantôme plus proche de la réalité en terme de forme, élasticité, etc. L'émergence de la technique de prototypage rapide, en conjonction avec la reconstruction 3D de l'imagerie médicale, rend possible la réalisation de fantômes des carotides avec des géométries complexes. En optimisant les protocoles d'acquisitions par IRM de façon non-invasive, nous avons établi trois modèles numériques : un modèle en forme de Y qui est une simplification d'une bifurcation carotidienne, un modèle en forme de carotide réelle à partir d'acquisitions ARM 3D-TOF et un modèle en forme de carotide réelle par la technique ARM 'Black Blood'. Avec ces trois modèles, nous avons mis au point deux méthodes pour obtenir des fantômes de carotides transparents avec des caractéristiques mécaniques proches des carotides réelles. Ces prototypes sont réalisés par la technique de prototypage rapide.

Enfin, grâce aux fantômes de carotide prototypés et aux plateformes d'imageries installées, nous avons pu étudier le phénomène de vortex dans l'artère carotide et des paramètres physiologiques comme la géométrie, l'élasticité, la fréquence cardiaque, les pressions systolique et diastolique etc., qui influencent le vortex par la simulation expérimentale et l'observation par plusieurs modalités d'imagerie : IRM, échographie et PIV.

Afin de mieux présenter mon travail de thèse, le présent mémoire est organisé en trois chapitres de manière suivante :

Le premier chapitre est la bibliographie sur les éléments théoriques utiles pour cette thèse. Les caractéristiques anatomiques des carotides, les parois vasculaires et leur élasticité, les pathologies vasculaires sont présentés. Les propriétés hémodynamiques du flux sanguin au niveau de la carotide et les différentes techniques d'imageries médicales d'exploration sont ensuite expliqués. Les études numériques et expérimentales du vortex au niveau de la bifurcation carotidienne sont étudiées. Les différentes méthodes de la segmentation, la reconstruction 3D, les différentes techniques des prototypage rapide et les méthodes de génération des fantômes vasculaire sont présentées.

Le deuxième chapitre est une partie importante de mon travail de thèse. Il concerne la procédure complète de la fabrication des fantômes de carotide en utilisant la technique de prototypage rapide. Après les optimisations des acquisitions d'images IRM, un modèle en forme de Y, un modèle en forme de carotide réelle à partir d'acquisitions ARM 3D-TOF et un modèle en forme de carotide réelle par la technique ARM Black Blood sont construits avec la méthode de moulage dit 'moule-injection' : moule mono-pièce et moule multi-pièce. Les fantômes souples dont l'élasticité de parois artérielles proche la réalité sont réalisés en utilisant la technique de prototypage rapide. L'évaluation de ces fantômes est fait en terme de précision dimensionnelle et l'élasticité des parois. Les fantômes rigides de carotide en résine sont fabriqués.

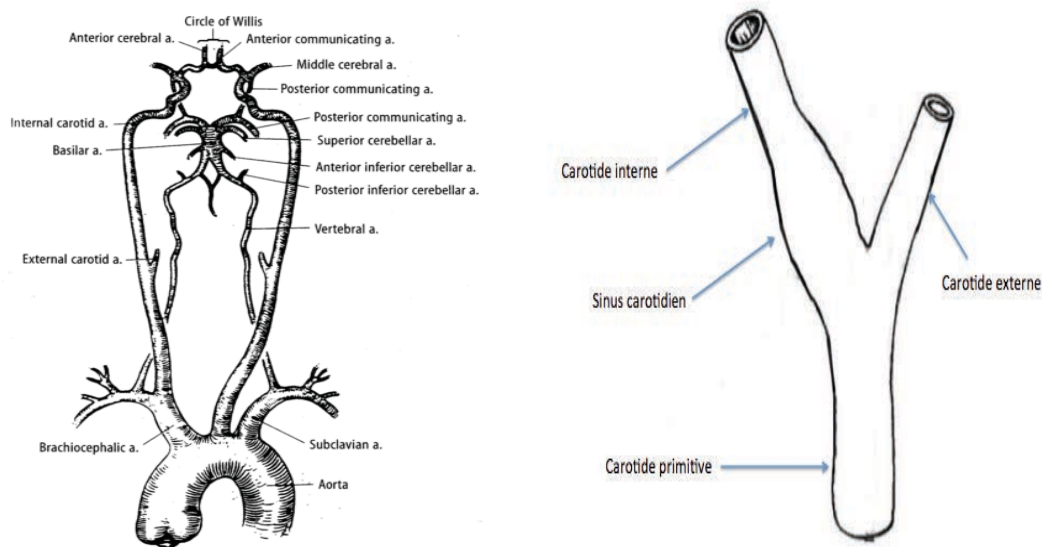
Le dernier chapitre concerne la conception d'un banc d'essai ainsi que les résultats et les analyses des vortex par caméra rapide et IRM. D'abord, un système de simulation du flux sanguin dans des carotides compatible avec plusieurs modalités d'imagerie est réalisé. Ensuite, les phénomènes de vortex dans les fantômes rigide et souple de carotide en forme de Y sont étudiés. Une PIV créée par nous-mêmes est appliquée pour quantifier précisément le comportement du vortex représenté par vecteurs de vitesses dans un plan longitudinal. L'étude du vortex en vue transversale par la séquence dynamique d'IRM est également décrite. La reproductibilité du comportement du vortex est validée par une approche statistique. Une méthode de segmentation de la région du vortex et une analyse quantitative sont mises en point. Les paramètres influençant le comportement des vortex dans les fantômes souple et rigide sont étudiés. Enfin, l'étude du vortex dans des fantômes en forme de carotide réelle a été essayée pour la première fois.

# État de l'art

## Sommaire

<b>1.1</b>	<b>Artères carotides et leurs pathologies</b>	<b>6</b>
1.1.1	Carotides	6
1.1.2	Parois	6
1.1.3	Pathologies artérielles	8
<b>1.2</b>	<b>Caractérisation du flux sanguin dans la carotide</b>	<b>10</b>
1.2.1	Viscosité du fluide sanguin	10
1.2.2	Types d'écoulement et vortex	10
1.2.3	Flux dans la carotide	12
<b>1.3</b>	<b>Techniques d'exploration du flux sanguin cérébral</b>	<b>12</b>
1.3.1	Échographie	14
1.3.2	Angiographie par résonance magnétique (ARM)	16
<b>1.4</b>	<b>Simulations numériques et expérimentales du flux sanguin et des vortex dans la carotide</b>	<b>26</b>
1.4.1	Étude du vortex par simulation numérique	26
1.4.2	Étude du vortex par simulation expérimentale	29
<b>1.5</b>	<b>Fabrication du fantôme des vaisseaux sanguins par prototypage rapide</b>	<b>34</b>
1.5.1	Prototypage Rapide	35
1.5.2	Réalisation par moulage des fantômes des vaisseaux sanguins en utilisant le prototypage rapide (fabrication indirecte)	39
<b>1.6</b>	<b>Conclusion</b>	<b>45</b>

Le premier chapitre de cette thèse a pour objet de faire l'état de l'art des connaissances de base et des éléments théoriques utiles pour cette thèse. Il est divisé en cinq parties principales. Tout d'abord, nous introduisons les caractéristiques anatomiques et les caractéristiques physiques de la paroi vasculaire, puis les performances dynamiques des battements des parois vasculaires. Nous décrivons également la formation de la pathologie de l'artère carotide. Une deuxième partie est consacrée à l'exploration du flux sanguin au niveau de la carotide. Les caractéristiques de l'écoulement, en particulier les connaissances sur les vitesses et les phénomènes de vortex sont présentées. La troisième partie de ce chapitre est dédiée à l'état de l'art des techniques différentes d'exploration du flux sanguin et vasculaire cérébrale par les modalités d'imagerie médicale, y compris le DSA, le scanner, l'échographie, l'IRM. Dans la quatrième partie, nous parcourons l'étude du vortex dans la carotide par les simulations numériques et expérimentales. La théorie de Particle Image Velocimetry (PIV) est aussi introduite. La dernière partie est décrit la fabrication de fantômes, avec une analyse bibliographique sur le prototypage rapide et les fantômes de carotide réelle.



(a) Schéma descriptif des artères cervico-encéphaliques (d'après[Holtz 1996])

(b) Artère carotide

FIGURE 1.1 – Schéma descriptif des artères cervico-encéphaliques et l'artère carotide.

## 1.1 Artères carotides et leurs pathologies

### 1.1.1 Carotides

Le cerveau est irrigué par trois artères : les deux artères carotides et le tronc basilaire. Elles se réunissent à la base du cerveau, à l'intérieur du crâne dans le polygone de Willis, qui distribue ensuite le sang à la partie supérieure du cerveau. L'artère basilaire est issue de la réunion des deux artères vertébrales (droite et gauche) (Figure 1.1(a)).

Les deux artères carotides primitives ou 'carotides communes' sont situées de part et d'autre du cou et elles se divisent chacune au niveau de la bifurcation carotidienne, à la hauteur de l'angle de la mâchoire, en deux autres artères pour former la carotide interne et la carotide externe. L'artère carotide commune est issue, à gauche de l'aorte, et à droite du tronc brachio-céphalique. L'artère carotide interne fournit le sang et l'oxygène au cerveau et l'artère carotide externe, au visage, au cou et au cuir chevelu. Le sinus de la carotide interne se situe au dessus de la bifurcation carotidienne (Figure 1.1(b)).

### 1.1.2 Parois

Les parois des artères sont composées de trois couches : la tunique intima, la média et l'adventice (Figure 1.2).

L'intima est la couche intérieure attenante à la lumière du vaisseau. Elle est constituée d'une couche de cellules endothéliales, ainsi que d'une couche sous-endothéliale. Elle même est composée essentiellement de tissu conjonctif lâche. La limitante élastique interne sépare l'intima de la média.

La média constitue la plus grande partie de la paroi du vaisseau. Elle est constituée de cellules musculaires lisses, de fibres de collagène, et d'élastine sous forme de lamelles élastiques.

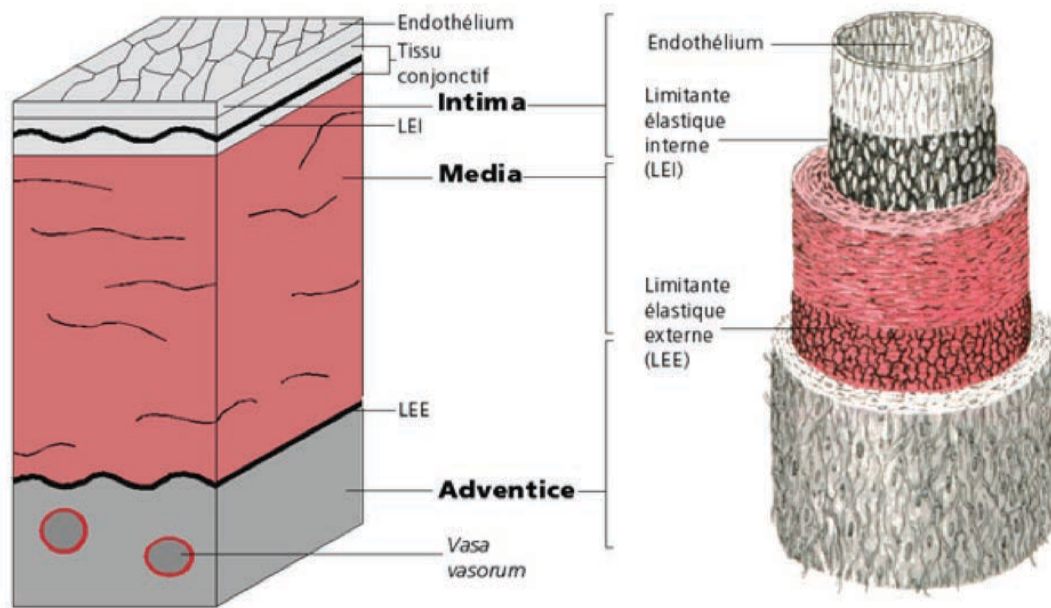


FIGURE 1.2 – Structure de la paroi artérielle, d'après [Stevens 1997].

L'adventice est la couche extérieure au contact des tissus souples périvasculaires. Elle est principalement composée de beaucoup de fibres collagènes, de fibres élastiques (sans lamelle), de fibroblastes et de macrophages.

En résumé, les parois sont constituées de trois composants fondamentaux en proportion variable : l'élastine, le collagène, la fibre musculaire lisse. 1) Les fibres d'élastine sont très élastiques, leur module de Young est de l'ordre de  $4 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2$  (environ 0.4MPa). 2) Les fibres de collagène au contraire sont peu élastiques et plus 1000 fois rigides que l'élastine. Leur module de Young est de l'ordre de  $0.3\text{-}2.5 \times 10^{10} \text{ dyn/cm}^2$  (300-2500 MPa) [Dobrin 1983] [Guénard 2001]. Elles s'opposent aux augmentations importantes de volume comme un 'manchon'. 3) Les cellules musculaires lisses présentent une propriété visqueuse. Elles peuvent se contracter pour augmenter la tension du tissu élastique et modifier ainsi le module d'élasticité de la paroi artérielle sans en modifier sensiblement le diamètre. Elles sont responsables de la réponse à une distension par une contraction : Si les muscles vasculaires circulaires se contractent, la lumière des artères se réduit ; Si les muscles vasculaires longitudinaux se contractent, la longueur des artères diminue. Normalement, l'ordre de grandeur du module de Young d'une artère est estimé, dans un état physiologique à  $10^6 - 10^7 \text{ dyn/cm}^2$  (0.1-1 MPa). C'est à dire que l'élastine est le composant le plus important dans les propriétés mécaniques des artères [Safar 2002].

Les battements des parois dépendent de deux conditions principales : 1. Le fonctionnement de la pompe cardiaque : l'éjection ventriculaire gauche systolique et la relaxation diastolique. 2. L'élasticité des parois et la résistance périphérique [Alarcon 2004] [Darwich 2010a]. En raison du battement du cœur qui agit comme une véritable pompe, grâce à l'élasticité des parois artérielles (caractéristiques biomécaniques), au passage continu et à la résistance périphérique, une onde de pression se propage tout le long de l'arborescence artérielle [Rogova 1998]. La vitesse d'onde de pression (VOP) qui est en relation directe avec

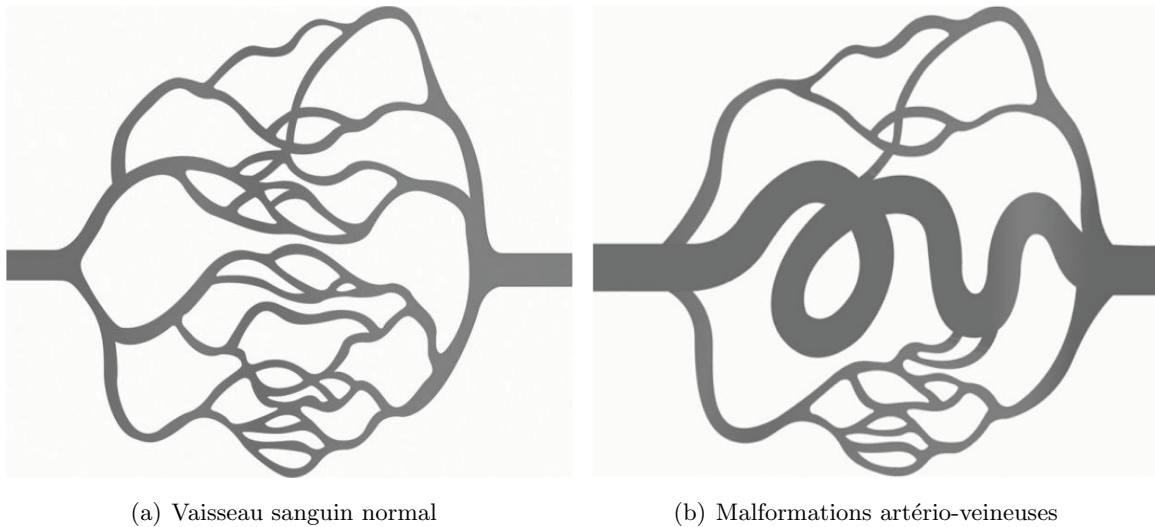


FIGURE 1.3 – Comparaison entre vaisseaux sanguin normal et malformations artério-veineuses, d'après [Dr. Florence Fellmann, 2011]

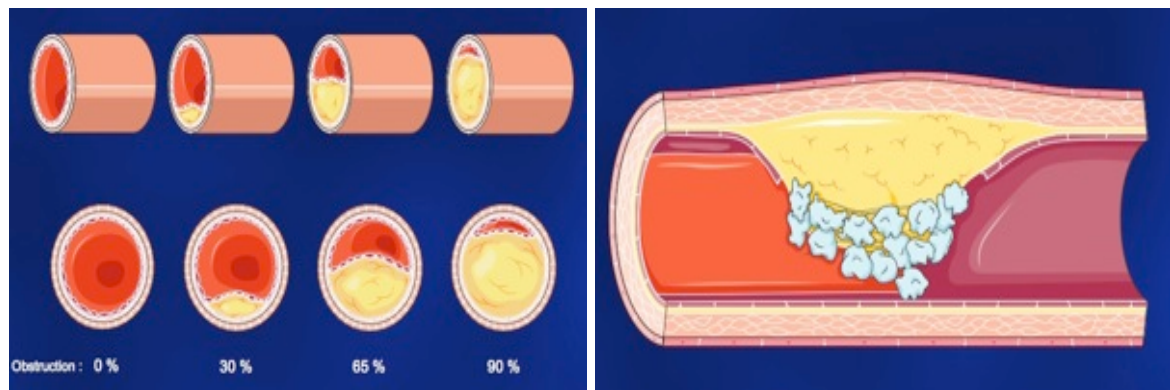
l'élasticité de la paroi, est souvent utilisée pour évaluer l'élasticité de la paroi artérielle [Tillin 2007][Darwich 2010a]. Les études ont montré que la VOP dans la paroi élastique est plus grande lorsque la paroi est rigide, sa valeur peut être utilisée comme critère pour les diagnostics de maladies vasculaires [Groenink 1998][Bortolotto 1999] [Blacher 1999a] [Meaume 2001][Jadhav 2004][Millasseau 2005] [Tillin 2007] [Inoue 2009][Darwich 2010a]. Pour la carotide, la valeur de VOP est dans l'ordre de  $5.5 \pm 1.5m/s$  d'après [Meinders 2001],  $3.5 \pm 0.7m/s$  d'après [Hermeling 2007].

### 1.1.3 Pathologies artérielles

Le vieillissement et les différentes maladies vasculaires sont susceptibles de modifier la structure et les propriétés mécaniques des parois artérielles. Les pathologies artérielles les plus fréquentes sont classifiées en trois catégories différentes : Les malformations artério-veineuses (MAV), l'athérosclérose et les anévrismes.

Les malformations artério-veineuses (MAV) sont des structures vasculaires anormales, souvent d'origine congénitale, définies par l'absence de réseaux capillaires entre les artères et les veines (Figure 1.3). Cette pathologie, souvent localisée au niveau du cerveau, est alors dite malformation artério-veineuse cérébrale (MAVc). En France, la fréquence annuelle des MAVc est estimée à 1.3 cas sur 100 000 personnes. Chaque année, on découvre une MAVc chez 800 patients dont 300 personnes se présentent initialement avec une hémorragie intracrânienne (soit 0.5/100 000)[Stapf 2005].

L'athérosclérose est le durcissement (sclérose) et l'épaississement des parois des artères localisé dans les parois internes formant une plaque où s'associent : l'athérome et la sclérose. Il est démontré que ces dépôts sont causés, d'abord, par l'accumulation de corps gras (essentiellement les lipoprotéines de basse densité ou LDL pour low density lipoprotein) au niveau de la tunique interne (intima) des artères. De façon concomitante, les tissus de l'intérieur de la paroi (média) deviennent fibreux et des calcifications apparaissent. Au fil du temps, la lumière de l'artère se



(a) Obstruction progressive d'une artère par une plaque d'athérome

(b) Formation des thrombus

FIGURE 1.4 – Formation des thrombus, d'après [Dr. F. Dussauze, 2012]

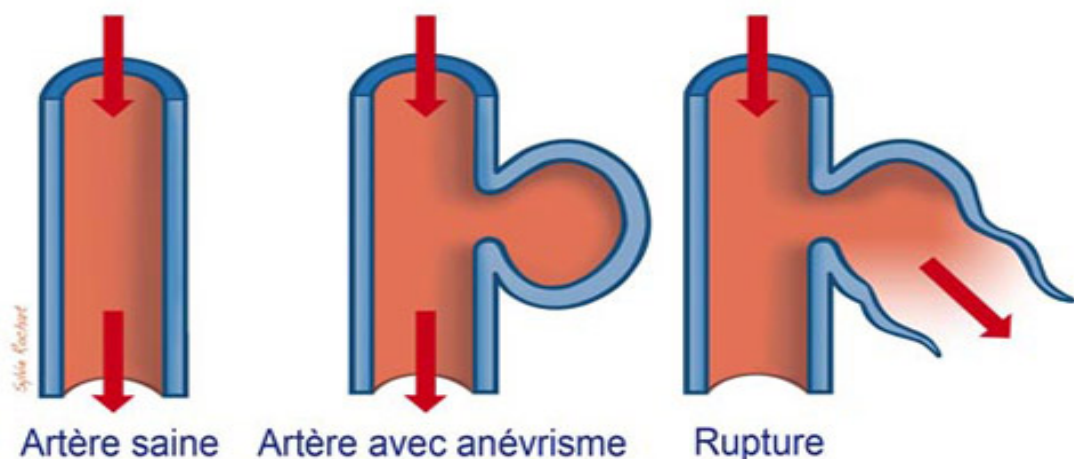


FIGURE 1.5 – Formation et la rupture de l'anévrisme d'après [Dr. Sylvain ANCEY, 2013]

rétrécit et produit une sténose (Figure 1.4(a)). Lorsque le flux sanguin est réduit, les cellules ne peuvent plus être irriguées par l'artère ischémique. A un stade plus grave, la plaque calcifiée peut se fissurer et libérer son contenu, provoquant un caillot sanguin ou calcique appelé thrombus qui peut boucher la circulation sanguine en aval (Figure 1.4(b)) [Lancman 1993] [Grillo 2006].

L'anévrisme enfin est un renflement anormal de la paroi artérielle. Il se forme sur un vaisseau sanguin et, le plus souvent, se localise soit sur l'aorte, soit dans la région du polygone de Willis ou dans la partie haute d'une carotide (Figure 1.5). Une plaque d'athérome peut se former sur le site de l'anévrisme et le compliquer. Parce que les parois de l'anévrisme sont minces et fragiles, elles peuvent se rompre sous la force de l'onde de pression. Lorsqu'elle survient subitement, la mort est souvent inévitable [White 2003].

## 1.2 Caractérisation du flux sanguin dans la carotide

### 1.2.1 Viscosité du fluide sanguin

La viscosité est une propriété intrinsèque d'un fluide. Elle traduit la résistance à l'écoulement du fluide et est exprimée par le rapport de la contrainte de cisaillement du fluide sur le taux de cisaillement. Si ce rapport est constant, le fluide est dit "fluide newtonien". S'il change, le fluide est "non-newtonien".

Le sang est constitué principalement de globules rouges (hématies), de globules blancs (ou leucocytes), de plaquettes et du plasma. La viscosité du sang dépend essentiellement de l'agrégation, de la déformabilité des globules rouges, de leur concentration, et des protéines plasmatiques [Chien 1971][Jaffrin 1998]. Par conséquent, le sang dans les vaisseaux est caractérisé par un flux non-newtonien et la viscosité dépend du taux de cisaillement [Oates 1991][Ramnarine 1999][Yousif 2009]. Les valeurs de viscosité du sang sont mesurées par différentes expérimentations le tableau 1.1 :

Viscosité	Source
4.841 $mPa \cdot s$	[Bor-Kucukatay 2008]
3.37 – 4.36 $mPa \cdot s$	[Galduroz 2007]
3.93 $mPa \cdot s$	[Vayá 2008]
4.90 – 4.97 $mPa \cdot s$	[Fehr 2008]
5.83 $mPa \cdot s$	[Antonova 2008]

TABLE 1.1 – Valeurs de viscosité expérimentale

En résumé, leur valeur moyenne calculée est  $4.4 \pm 0.6 mPa \cdot s$  d'après [Yousif 2009]. Même si, dans les petits vaisseaux (diamètre 0.5-0.6mm (valeur par [Oates 1991]) ou 1 mm d'après [Jaffrin 1998]), il est nécessaire de considérer le fluide sanguin comme non-newtonien, on admet, dans la plupart des études, que le fluide dans les grandes artères (diamètre plus 5 mm) peut être considéré comme newtonien [Jaffrin 1998].

### 1.2.2 Types d'écoulement et vortex

On distingue deux types d'écoulement : laminaire et turbulent. Un écoulement est laminaire lorsque les particules ont une vitesse parallèle aux parois du contenant (Figure 1.6(a)). Par opposition, un écoulement est turbulent si certaines particules ont des vitesses non parallèles aux parois du contenant (Figure 1.6(b)) [Myers 2007].

En théorie, la circulation du sang circulant dans un vaisseau peut être considérée comme laminaire en forme "parabolique". Ce fluide considéré comme incompressible avec une viscosité linéaire ( $\eta$ ) circule par différence de pression ( $\Delta P$ ) dans un tuyau cylindrique de rayon  $R$ .

Pour cette forme de fluide newtonien, la formule de Poiseuille est applicable :

$$\Delta P = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi R^4} \cdot Q \quad (1.1)$$

$l$  est la longueur du tuyau,  $Q$  est le débit de l'écoulement.

En réalité, les écoulements sanguins ne présentent pratiquement jamais ces propriétés. Les répartitions des vitesses du sang changent toujours en fonction de conditions physiologiques,



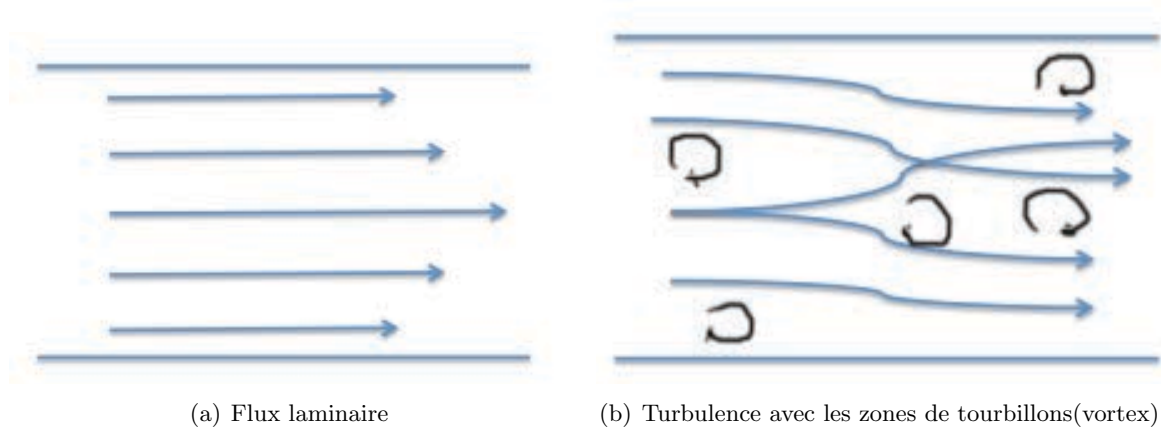


FIGURE 1.6 – Deux types d'écoulement

par exemple, des types de vaisseaux : veine ou artère et de l'instant du cycle cardiaque : en phase d'accélération systolique ou de décélération diastolique (écoulement pulsatile) etc. Pour cette raison, l'écoulement sanguin se déforme selon l'orientation et la valeur des vitesses, et finalement passe de laminaire à turbulent. Le passage d'un flux laminaire à un flux turbulent peut être représenté par le Nombre de Reynolds ( $Re$ ) [Jaffrin 1998].

$$Re = \frac{\rho V D}{\mu} \quad (1.2)$$

$\rho$  est la densité du fluide,  $D$  est le diamètre du vaisseau,  $V$  est la vitesse moyenne et  $\mu$  la viscosité du fluide. La limite de  $Re$  permettant de distinguer flux laminaire et flux turbulent n'est pas définie précisément et dépend des études réalisées. D'après [Ganong 2005], l'écoulement est laminaire tant que  $Re$  est inférieur à 2000. Lorsque  $Re$  dépasse 3000, il y a presque toujours une turbulence et la présence de vortex.

Dans certaines formes de turbulence, un phénomène important est le tourbillon ou le vortex, qui représente une zone où le mode d'écoulement est circulaire. Dans l'étude de la mécanique des fluides, nous pouvons définir le vortex et son élément de base : "le tourbillon". Un tourbillon représente une rotation d'un point unique (Figure 1.7(a)) et l'ensemble des tourbillons compose une région compacte dite "vortex" (Figure 1.7(b)).

Dans les artères, le flux qui se situe en appui sur la paroi interne (endothélium) sous l'effet de la vitesse du flux sanguin peut produire une contrainte de cisaillement à la paroi (nommée "Wall shear stress ou WSS"). Le WSS reflète la relation entre la vitesse d'écoulement du sang, la viscosité et le diamètre de l'artère. Beaucoup d'études ont trouvé que la formation du vortex a certaine relation avec cette contrainte de cisaillement [Natarajan 2000][Botnar 2000][Antonova 2012]. Sa définition est donnée par l'équation suivante :

$$\tau_w = \mu \frac{U}{\delta} \quad (1.3)$$

$\tau_w$  représente la contrainte de cisaillement à la paroi, qui est la contrainte exercée par le fluide sur la couche endothéliale.  $U$  est la vitesse du fluide à une certaine distance de la paroi,  $\delta$  est cette distance.

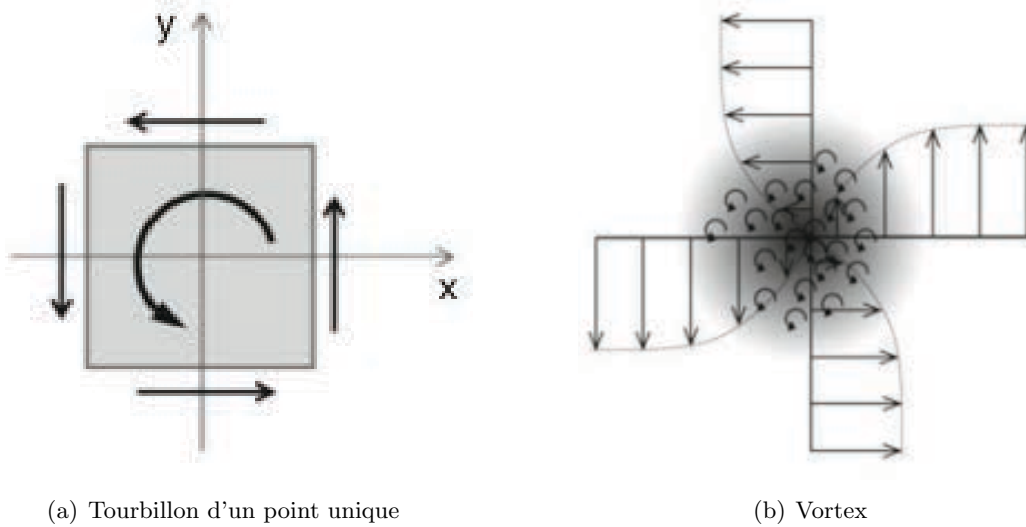


FIGURE 1.7 – Définition du vortex, d'après [Kheradvar 2012]

### 1.2.3 Flux dans la carotide

Les caractéristiques géométriques influencent le processus hémodynamique. La bifurcation carotidienne est généralement représentée comme une structure en forme de Y. Le sang qui coule de la carotide commune, est séparé à l'apex du point de bifurcation et se déverse dans les deux branches (carotide interne et carotide externe). Selon la théorie de Poiseuille, dans la carotide commune, les vitesses centrales du flux seraient plus élevées que celles à proximité de la paroi. Dans les carotides internes et externes, les vitesses plus rapides se trouveraient vers les parois internes des branches [Jaffrin 1998] (Figure 1.8).

En réalité, l'artère carotide est une structure complexe, avec de nombreuses zones de courbure, en particulier le sinus carotidien. Plus loin, au niveau des branches de la carotide, il y a un siphon qui est en forme de spirale très incurvée. Quand la circulation sanguine arrive à la séparation de la carotide, il y a toujours créations de turbulences, l'écoulement n'est pas laminaire (Figure 1.9). Ce phénomène peut également être observé dans d'autres grandes artères [Ku 1985a][Fukushima 1988][Gaupp 1999][Zhao 2000][Lee 2008][Darwich 2010a][Lara 2011].

## 1.3 Techniques d'exploration du flux sanguin cérébral

Avec le développement des techniques, de plus en plus de modalités d'images angiographiques ont émergé. Traditionnellement, on réalisait des radiographies rapides de la zone d'intérêt avec injection de produits de contraste. Les images obtenues incluaient aussi toute la structure sous-jacente à côté des vaisseaux sanguins. Ceci est utile pour déterminer la position anatomique, mais réduit le contraste. Puis, on a appliqué une image de masque de la même zone avant l'injection du produit de contraste. Par soustraction des images avec injection par celles du masque, les images deviennent plus contrastées. Cette technique s'appelle Digital Soustraction Angiographie (DSA). La DSA peut être utilisée pour la reconstruction d'un modèle de vaisseaux sanguins [Frangi 2001]. Pourtant, il y a quelques inconvénients qui sont : 1. L'invasivité des manipulations du cathéter. 2. L'exposition à des rayonnements ionisants.

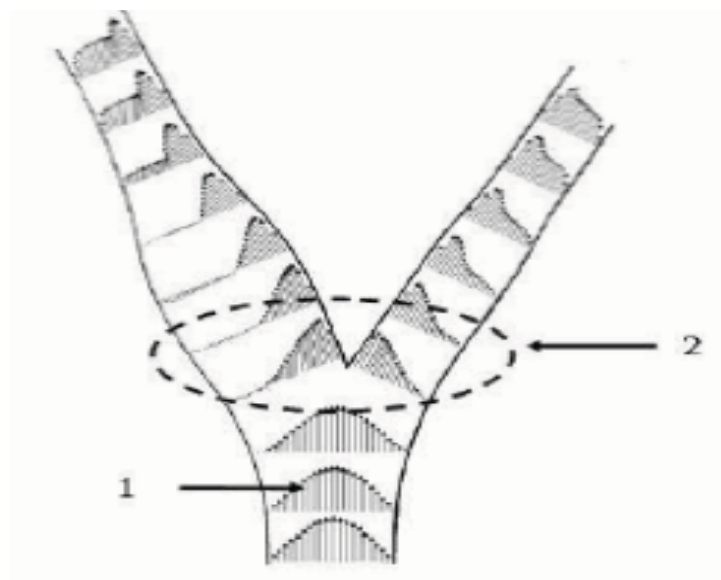


FIGURE 1.8 – Écoulement sanguin de carotide au niveau de la bifurcation carotidienne théorique, d'après [Jaffrin 1998]

3. L'allergie de certains patients aux produits de contrastes 4. la sensibilité aux mouvements artériels et l'existence d'artefacts 5. il faut plusieurs angles d'incidence pour la reconstruction en 3D dimensions [Vaugh 1992][Meijering 2002][Lesage 2009].

L'angiographie par tomodensitomètre (Scanner) a été utilisée depuis les années 1970 pour concevoir et planifier la modélisation anatomique. Son principe utilise un système de rotation qui peut permettre l'obtention de projections des tissus par rayons X tout autour du patient ([Vannier 1989] [Redaelli 2002][Sulaiman 2008]). Le désavantage de cette méthode est encore l'exposition à des rayonnements ionisants.

Ces deux méthodes d'imageries sont ionisantes et souvent utilisées dans les analyses cliniques pour les formes anatomiques et la présence des maladies artérielles comme la sténose, l'anévrisme



FIGURE 1.9 – Formation de vortex dans la carotide, d'après [Kheradvar 2012].

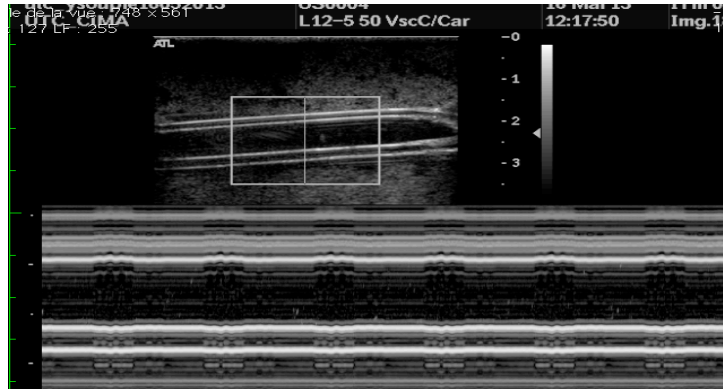


FIGURE 1.10 – Échographie en Mode TM (Source : CIMA-UTC, 2013).

etc. L'échographie et l'IRM sont non-ionisantes. Elles peuvent non seulement avoir les formes anatomiques des artères, mais montrent aussi leur supériorités dans les études de recherche sur les propriétés hémodynamiques artérielles comme les vitesses du flux, vortex etc.

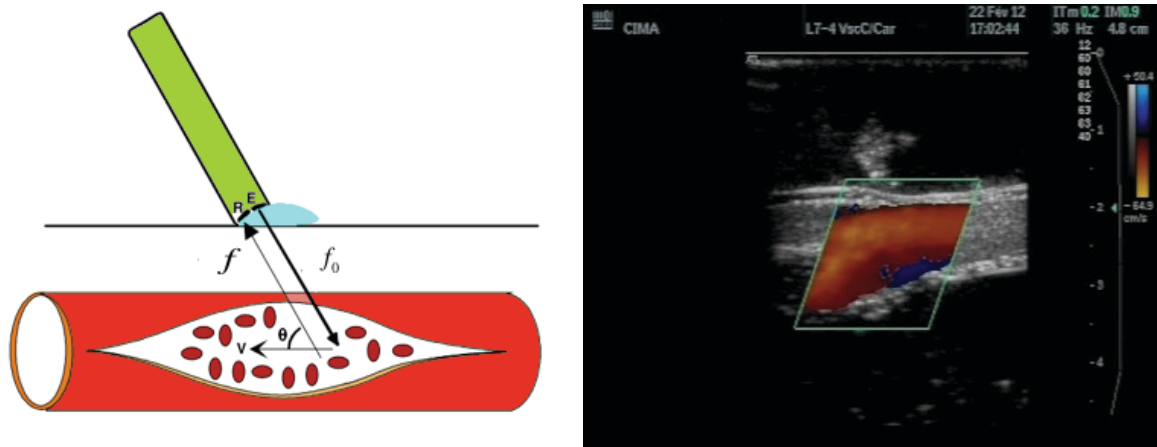
### 1.3.1 Échographie

L'échographie est une méthode d'exploration non ionisante et non invasive qui repose sur l'utilisation des ultrasons. Les échos renvoyés par les organes, permettent de visualiser ce qui est invisible à l'œil. Il y a quatre modes principalement, utilisés en échographie : Mode A, Mode B, Mode M ou TM et Mode Doppler.

Le Mode A est une technique basée sur la modulation d'amplitude des échos qui sont affichés sur l'écran comme une fonction de proportionnalité entre le temps (distance) et l'intensité (amplitude). Cette méthode est rarement utilisée de nos jours. Le Mode B est une technique similaire, mais les échos sont affichés sous forme de points dont le niveau de gris correspond à l'intensité (amplitude). Le Mode M ou TM (Temps mouvement) est une technique pour l'analyse des parois vasculaires ou des valves cardiaques [Bonnefous 1986]. Par répétition du mode B sur une période, le mouvement des objets peut être observé en fonction des variations de la position et de l'intensité des échos réceptionnés. Cette technique permet de quantifier les épaisseurs des parois vasculaires et leur élasticité (Figure 1.10).

Le Mode Doppler est une technique qui peut mesurer les vitesses et les débits du sang circulant dans les vaisseaux à la base d'effet Doppler. Le principe de cette méthode est le suivant : un faisceau d'ultrasons est émis par une sonde avec une fréquence ( $f_0$ ) et traverse la peau et les vaisseaux (tissus mous). Ici, on considère les vitesses de propagation d'ultrasons dans les tissus mous constantes ( $c$ , environ  $1540m/s$ ). Cette sonde est à un angle d'incidence du faisceau d'ultrasons sur le vaisseau ( $\theta$ ). Quand les ultrasons rencontrent les hématies qui sont en mouvement dans le sang avec une vitesse ( $V$ ), ils vont radiodiffuser les signaux d'écho qui peuvent être détectés par le sonde. Les ultrasons revenant à la sonde présentent une fréquence modifiée ( $f$ ) (Figure 1.11(a)). Par théorie Doppler (Doppler, 1842), nous pouvons calculer les vitesses du sang suivant l'équation ci-dessous [Jensen 1996] :

$$V = \frac{c}{2\cos\phi} \frac{f}{f_0} \quad (1.4)$$



(a) Principe du mode Doppler pour la mesure de la vitesse d'écoulement du sang dans les vaisseaux (b) Écho Doppler sur un fantôme de carotide élastique (Source : CIMA-UTC, 2012)

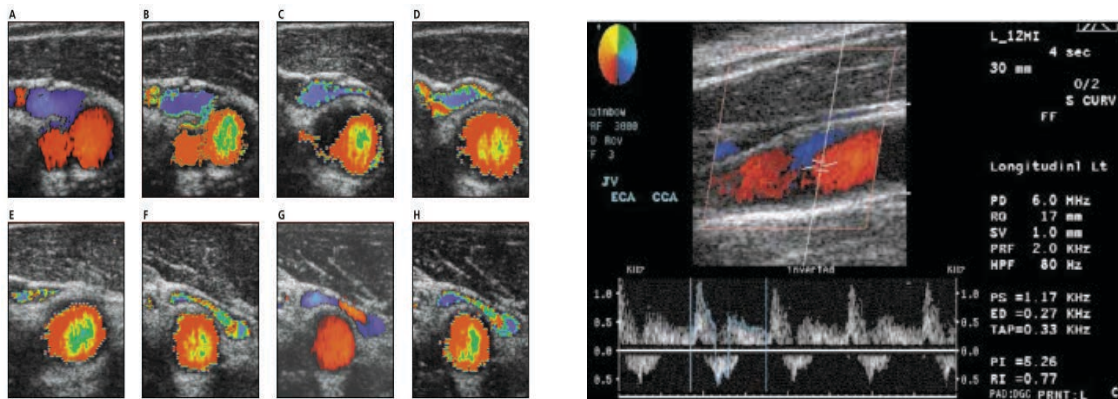
FIGURE 1.11 – Écho-Doppler

Le mode Doppler couleur permet d'obtenir une cartographie en couleur ou "Color Flow Mapping (CFM)" des vitesses. Si le flux du sang est orienté vers la sonde, le signal est représenté en rouge ; s'il s'en éloigne, il est en bleu [Lin 2001][BURATTI 2011] (Figure 1.11(b)).

L'estimation de vitesses par écho-doppler est souvent utilisée pour diagnostiquer qualitativement les maladies vasculaires [PLAINFOSSE 1997]. Pourcelot est le premier qui a réussi l'estimation de la vitesse sanguine en utilisant l'effet Doppler sur les vaisseaux sanguins en 1974. En même temps, il a proposé les seuils de vitesse normale et pathologique (notamment en présence de sténoses) durant les systoles et les diastoles du cycle cardiaque sur différentes artères. Les deux seuils de vitesse sont nommés "Peak systolic velocity (PSV)" et "End diastolic velocity (EDV)" [Pourcelot 1974]. De nombreuses études ont remis de caractériser la gravité des sténoses. Pour les zones sténosées à 70% dans la carotide, PSV est souvent supérieur à 200 cm/s [Robinson 1988] [Jahromi 2005] [Lal 2008] et la valeur d'EDV est supérieur à 75 cm/s [Robinson 1988][Faught 1994][Carpenter 1996][Grant 2000].

[Lin 2001] ont étudié la formation du vortex dans la bifurcation de l'artère carotide in vivo par écho-doppler sur dix volontaires sains. Plusieurs coupes transversales et longitudinales des artères carotides sont étudiés. Ils ont remarqué que la présence de vortex n'indique pas nécessairement une sténose et qu'elle a été systématiquement observée dans les artères carotides saines. Leur résultat montre que les vortex sont le résultat de la géométrie inhérente à la bifurcation carotidienne normale (Figure1.12(b)).

Pour l'écho-doppler, il y a des limites principales pour étudier précisément le vortex dans les carotides : 1) la région du vortex est affichée par les couleurs différentes représentant les informations des vitesses. Par contre, les vitesses calculées sont dépendantes des manipulateurs et les résultats varient considérablement. 2) le positionnement de la sonde entraîne des erreurs de résultat qui sont surtout sensibles à l'angle entre la sonde et le vaisseau. Plus l'angle est élevé, plus le pourcentage d'erreurs est important. Pratiquement, un angle de sonde inférieur à  $60^\circ$  peut augmenter la précision de la mesure [PLAINFOSSE 1997][Alarcon 2004].



(a) Différents coupes transversales de la bifurcation carotidienne (les régions bleu et vert représentent la région de vortex)

(b) Vue longitudinale de la carotide primitive (vortex en bleu)

FIGURE 1.12 – Flux sanguin au niveau de la bifurcation carotidienne en mode écho-doppler, d'après [Lin 2001].

### 1.3.2 Angiographie par résonance magnétique (ARM)

L'IRM est une technique qui permet de visualiser des images de structures anatomiques (tissus mous) avec un haut niveau de contraste. L'obtention du signal IRM s'effectue en trois phases : 1) la phase d'aimantation : magnétisation des protons s'aligne sur le champ magnétique principale de la machine ( $B_0$ ) 2) la phase d'excitation : la radio-fréquence (RF) fait résonner les protons qui gagnent de l'énergie, ils sont dit excités. 3) la phase de relaxation : à l'arrêt de RF, les protons tentent de revenir à leur état d'équilibre, ils diffusent d'énergie sous forme de RF qui est captées par l'antenne et produit un signal qui sert à reconstruire une image. L'évolution de la relaxation au cours du temps peut être caractérisé par deux temps : T1 et T2. Ce sont les temps de relaxation longitudinale (selon l'axe de  $B_0$ ) et transversale (dans le plan qui lui est perpendiculaire) respectivement [Doyon 2001].

Pour bien comprendre la suite de cette thèse, ici, nous rappelons simplement deux séquences de base : écho de spin ou spin écho et écho de gradient.

#### Séquence d'écho de spin

La séquence d'écho de spin est la base des séquences d'IRM. Elle est constituée d'une impulsion à  $90^\circ$  et suivie par une impulsion de rephasage à  $180^\circ$ . Le temps de répétition (TR) est le temps qui sépare les deux impulsions RF de  $90^\circ$ . Le temps d'écho (TE) est le temps de l'enregistrement du signal d'écho. L'intervalle entre l'impulsion de  $90^\circ$  et de  $180^\circ$  est égal à TE/2 (Figure 1.13).

En allongeant ou en raccourcissant les paramètres TR et TE, on peut favoriser un certain type de pondération tissulaire donné, c'est-à-dire un certain type de "contraste". Il existe trois types principales de pondération : T1, T2 et densité de proton en  $\rho$  ou PDW. Si deux tissus ont deux T1 différents, et si TR est long, la repousse longitudinale sera complète avant l'impulsion RF suivante, il n'y aura pas de différence entre ces deux tissus. Si TR est court, l'impulsion RF suivante aura lieu avant la fin de la repousse. Pour les deux tissus ayant un T1 différent, il y aura une différence de signal. L'image est dite pondérée en T1. Pour la pondération T2,

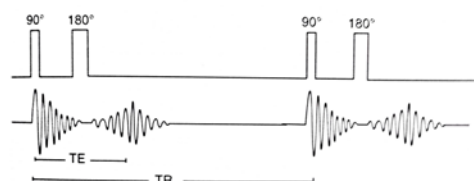


FIGURE 1.13 – Séquence d'écho de spin, d'après[Doyon 2001].

le TR doit être long afin d'éliminer la pondération T1. Le TE doit lui aussi être long pour pouvoir enregistrer une différence de signal due à la différence d'aimantation transversale (due au déphasage des spins).

Le signal de la séquence d'écho de spin  $S_{sp}$  est donné par l'équation ci-dessous [Hahn 1950] :

$$S_{sp} = K \times \rho \times (1 - e^{-(TR-TE)/T_1})e^{-TE/T_2} \quad (1.5)$$

K représente l'influence de la machine,  $\rho$  est le densité de proton, TR est le temps de répétition, TE est le temps d'écho. Selon l'équation, nous pouvons que, pour pondérer une séquence en T1, il faut un TR court, un TE court. Pour pondérer une séquence en T2, il faut un TR long, un TE long. Pour pondérer une séquence  $\rho$  (PDW), il faut un TR long et un TE court.

Pour déterminer la meilleure visualisation des images pondérées, il faut connaître les valeurs incitatives des temps de relaxation T1 et T2 des tissus principaux (Tableau 1.2)

	T1 (ms)	T2 (ms)
eau	3000	3000
substance blanche	785	90
substance grise	920	100
graisse	240	85
muscle	870	45

TABLE 1.2 – Valeurs indicatives des temps de relaxation T1 et T2 des tissus principaux (23 °C), d'après[Seret 2008].

### Séquence d'écho de gradient

La séquence d'écho de gradient ou gradient écho (GRE) profite des impulsions qui inversent la polarité des gradients pour former des échos. L'angle de bascule ( $\theta$ ) inférieur à 90° diminue la quantité d'aimantation basculée. Le retour à l'équilibre s'effectue donc plus rapidement. Cela permet de diminuer TR entre chaque impulsion (Figure 1.14). Grâce à ces modifications, les TR et les TE employés peuvent être réduits de façon importante. Le principal intérêt de l'écho de gradient sera donc le gain de temps, qui autorise la réalisation d'une imagerie 3D.

On a deux variantes de la séquence écho de gradient distinct selon que l'on supprime ou pas l'aimantation transversale résiduelle en fin de TR. Il s'agit soit de 'spoiled' gradient (SPGR) quand on supprime cette aimantation, soit de séquence écho de gradients simple dans le cas contraire. Dans une séquence SPGR, le signal de flux est donné par l'équation suivante :

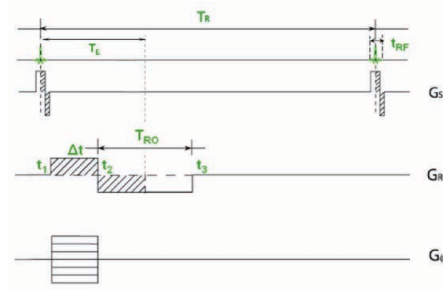


FIGURE 1.14 – Chronogramme de la séquence GRE.  $G_{ss}$  est le gradient de sélection de coupe.  $G_{\phi}$  est le gradient de codage en phase.  $G_{RO}$  est le gradient de lecture. L'excitation est appliquée pendant une période  $t_{RF}$ . Le signal d'écho est lu après un temps  $TE$  qui correspond au moment de la cohérence des phases des spins, d'après [Langevin 2009].

$$S_{spoil} = \frac{M_0 \sin \theta (1 - e^{-TR/T_1})}{(1 - \cos \theta e^{-TR/T_1})} e^{-TE/T_2^*} \equiv M_0 \sin \theta f_{z,ss} e^{-TE/T_2^*} \quad (1.6)$$

$f_{z,ss}$  est une mesure sans dimension de l'aimantation longitudinale à l'état stationnaire,  $M_0$  est l'aimantation longitudinale à l'équilibre. D'après l'équation 1.6, le signal  $S_{spoil}$  diminue lorsque le ratio  $TR/T_1$  diminue. Le signal maximal se produit lorsque l'angle de bascule est égal à l'angle d'Ernst [Bernstein 2004].

## Angiographie par résonance magnétique (ARM)

La technique l'angiographie par résonance magnétique (ARM) est une technique d'imagerie médicale non invasive et non ionisante qui permet d'explorer les vaisseaux et de faire des études hémodynamiques des flux sanguins [Abe 1998][Korosec 1998]. Son principe comprend deux méthodes : soit par injection de produits de contraste (ARM par l'injection de produits de contraste), soit en utilisant les propriétés des flux dans un champ magnétique en faisant varier la phase ( ARM par contraste de phase) et l'amplitude des spins mobiles( ARM par temps de vol et ARM par la technique Black Blood) [Kastler 2001][Bernstein 2004].

### 1.3.2.1 ARM par injection de produits de contraste

L'ARM par injection de produit de contraste est une technique d'imagerie vasculaire 3D rapide. Le produit injecté est souvent le gadolinium. En raison de son effet paramagnétique, le gadolinium dans le sang provoque une diminution de  $T_1$ . Le  $T_1$  du sang (environ 1200 ms) est réduit à moins de 100 ms (Figure 1.15). En fait, l'effet du produit de contraste est très court.

En utilisant le produit de contraste, le passage du sang traversant la circulation artérielle peut être capté par les séquences d'IRM rapide. Le signal du sang est indépendant des flux, il est lié à ce raccourcissement du  $T_1$ .

Cette acquisition est très rapide, elle permet de réduire les artéfacts de mouvement des parois et les flux complexes. Elle présente enfin un contraste optimal des images vasculaires pour différents plans de vue [Laissy 2001] (Figure 1.16). L'injection de produit de contraste entraîne cependant des risques et des inconvénients pour la santé des patients. La toxicité des



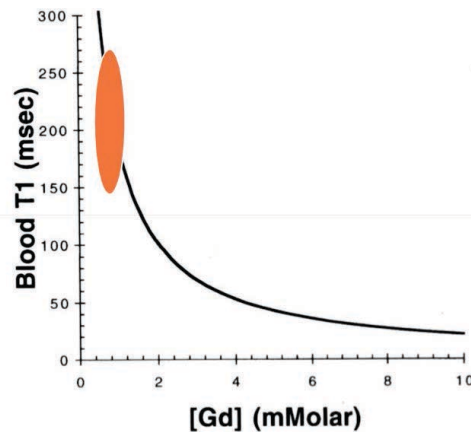


FIGURE 1.15 – Réduction de T1 après ajout de gadolinium. (Source : [P. DOUEK, UMR CNRS INSERM 630, Lyon, France])

produits de contraste est discutée et reste à étudier [Clevvert 2006] [Meaney 2007].

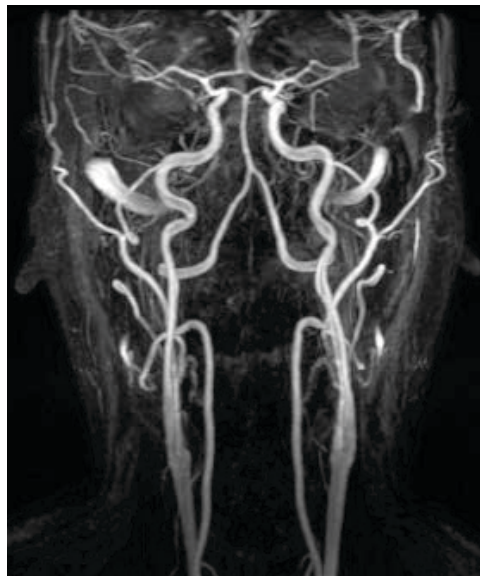


FIGURE 1.16 – ARM par l'injection de produit de contraste 3D (Source : CIMA-UTC, 2011).

### 1.3.2.2 ARM par la technique de contraste de phase

La méthode par contraste de phase ou phase contrast (PC) est une technique qui peut servir à quantifier les flux en IRM en mesurant les composantes de la vitesse et du débit sanguin [Korosec 1998] [Herment 2000] [Oktar 2006]. Sa base théorique est que les phases des spins ont une modification le long d'un gradient de champ magnétique (appelé 'décalage de phase' ou 'Phase-Shift'). En pratique, pour mesurer des vitesses du flux, on réalise, généralement, deux acquisitions successives l'une avec un premier gradient bipolaire (noté 'référence') et l'autre

avec un autre gradient bipolaire inversé (noté 'vitesses d'encodage'). Les spins mobiles ont une variation de phase ( $\Delta\varphi$ ) qui est proportionnellement linéaire à sa vitesse tandis que les spins fixes seront codés de la même manière mais opposée. Pour mesurer les vitesses, on soustrait les deux images de phase (Figure 1.17, A et B). Les valeurs des phases sont comprises entre  $-\pi$  et  $+\pi$ . Pour éviter le phénomène d'artéfact des vitesses élevées, une vitesse d'encodage maximale ( $V_{enc}$ ) est impérativement adoptée. La vitesse de mesure peut être calculée par l'équation (1.7). Le codage des vitesses peut être réalisé en une, deux ou trois dimensions. Enfin, une carte de vitesses est représentée par l'intensité des pixels (Figure 1.17, C).

$$V = \frac{\Delta\varphi}{\pi} \cdot V_{enc} \quad (1.7)$$

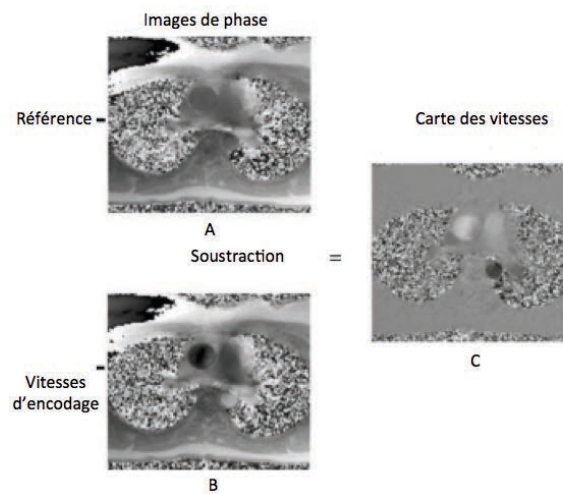


FIGURE 1.17 – ARM par la technique de contraste de phase. A. Image de phase "référence" B. Image de phase "Vitesses d'encodage" C. Image après la soustraction : carte des vitesses, d'après [Gatehouse 2005].

Selon cette théorie, on peut mesurer les vitesses du sang durant un cycle cardiaque. En mode 3D, on peut avoir les informations des vitesses dans toutes les directions [Kastler 2001] [Bernstein 2004] [Gatehouse 2005]. La technique par contraste de phase a les limites suivantes : 1) la vitesse de flux doit être particulièrement lente pour éviter les artéfacts ; 2) le séquence PC est très sensible au flux turbulent ; 3) le temps d'acquisition est long, surtout en 3D ; 4) il faut une connaissance à priori des vitesses.

### 1.3.2.3 ARM par la technique de temps de vol (TOF)

L'ARM par la technique de TOF utilise le phénomène d'entrée de coupe. On utilise généralement la séquence d'écho de gradient. Son principe est que le flux du sang entre dans la coupe non saturée ou saturée partiellement. Par rapport aux tissus environnants stationnaires qui sont complètement saturés et qui n'ont pas le temps de repousser, les signaux de flux apparaissent avec un signal élevé. Ce phénomène est aussi traduit par "rehaussement paradoxal d'entrée de coupe" [Haacke 1999] [Langevin 2009] [Darwich 2010a].

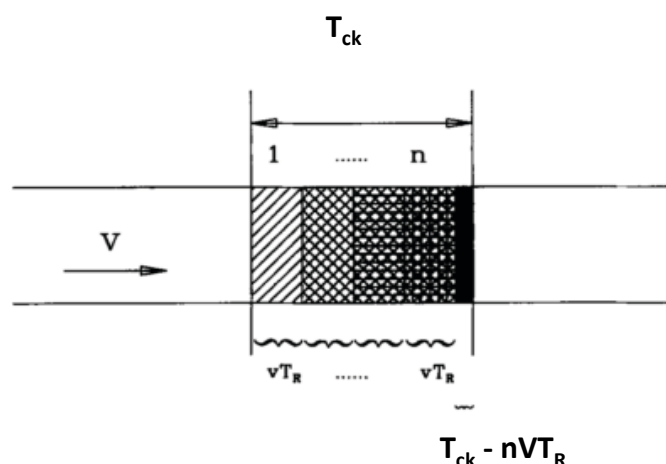


FIGURE 1.18 – Phénomène de rehaussement paradoxal d'entrée de coupe en 1D.  $T_{ck}$  est l'épaisseur de coupe.  $V$  est la vitesse de spin mobile.  $TR$  est le temps entre les deux impulsions de RF. Le signal émis est proportionnel à la vitesse. D'après[Bock 1995].

### Phénomène de rehaussement paradoxal d'entrée de coupe

[Bock 1995] ont donné l'interprétation de ce phénomène avec un modèle 1D. Dans son modèle, lorsque la vitesse  $V$  est supérieure ou égale à  $T_{ck}/TR$  ( $T_{ck}$  est l'épaisseur de la coupe), le remplacement des spins est complet et n'est pas excité par l'impulsion RF précédente, résultant en un signal important. Lorsque  $V$  est inférieure à  $T_{ck}/TR$ , il n'y a qu'un remplacement partiel des spins, l'intensité du signal est réduite (Figure 1.18).

Toutefois, cette théorie ne tient pas compte du cas où les vitesses des spins sont encore plus rapides. Quand les vitesses des spins excités sont très rapides pendant le  $TR$  à  $TR/2$ , ils sont déjà hors de cette coupe.

Pour comprendre les comportements de flux à haute vitesse dans les coupes, [Langevin 2009] ont rapporté un modèle de 'One-plug mechanism' (Figure 1.19). L'intensité du signal ( $S$ ) dépend également de la vitesse du sang ( $V$ ), de l'épaisseur de la coupe ( $T_{ck}$ ) et du temps de répétition ( $TR$ ).

A partir de cette théorie, [Darwich 2010b] ont établi une relation entre les vitesses de flux et les signaux d'IRM pour une séquence écho de gradient. Lorsque l'amplitude de la RF est fixe, l'intensité des signaux IRM va augmenter jusqu'à un sommet puis diminuer en fonction de la vitesse du flux (chute de signal d'IRM à haute vitesse). La courbe est représentée en Figure 1.20.

[Darwich 2010a] a étudié le mouvement du vortex par une séquence dynamique (mono-coupe multi-phase) 2D basée sur une séquence écho de gradient rapide. L'acquisition est synchronisée à l'ECG. Dans la famille des séquences IRM de GE Healthcare, elle est nommée "Fast Card Gradient Recalled Echo" (FCGRE). Grâce à cette séquence, il a observé l'apparition d'une région noire (pixel en hyposignal) spiralée pendant le cycle cardiaque dans la carotide commune. Il a montré que cette région en hyposignal est associée au comportement du vortex. Cette méthode montre sa supériorité en terme de résolution temporelle ( $TR$  inférieur à 6 ms) par

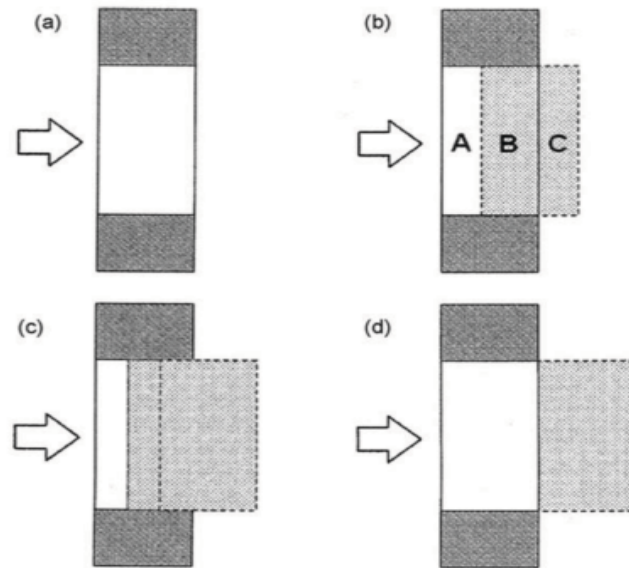


FIGURE 1.19 – Phénomène de flux à haute vitesses. Théorie de 'One Plug mécanisme'. a) Quand le sang est stationnaire, il est saturé comme les autres tissus ayant un long T1 et émet un signal nul. b) Lorsque le vitesse  $0 < V < Tck/(2TR)$  le signal va augmenter jusqu'à un maximum c). Quand la vitesse est  $Tck/(2TR) < V < Tck/TR$ , le signal diminue. d). Quand V est supérieure à  $Tck/TR$ , le signal est nul, d'après[Langevin 2009].

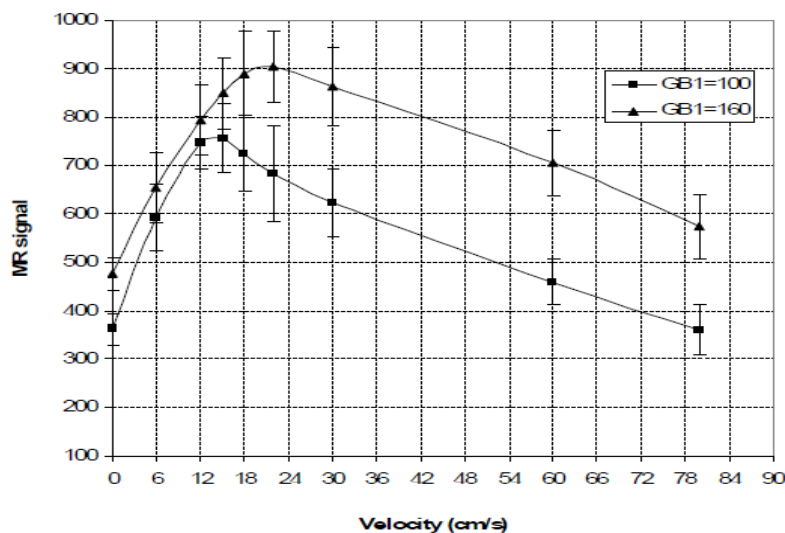


FIGURE 1.20 – Signal MR en écho de gradient par rapport à des vitesses du flux à base de séquences TOF. GB1 et GB2 sont les valeurs de gradient, d'après[Darwich 2010b].

rapport à une séquence PC classique dans la même machine d'IRM (TR est environ 30 ms).

### 3D-TOF

En technique 3D, un volume entier peut être acquis en même temps. Le temps d'acquisition est majoré par rapport aux séquences classique 2D, mais la résolution spatiale est meilleure. Par exemple, nous pouvons le voir sur la (Figure 1.21), pour une acquisition en 3D-TOF, la lumière de l'artère carotide apparaît en hyper signal (en blanc). Les tissus stationnaires et le fond apparaissent avec une intensité plus faible.

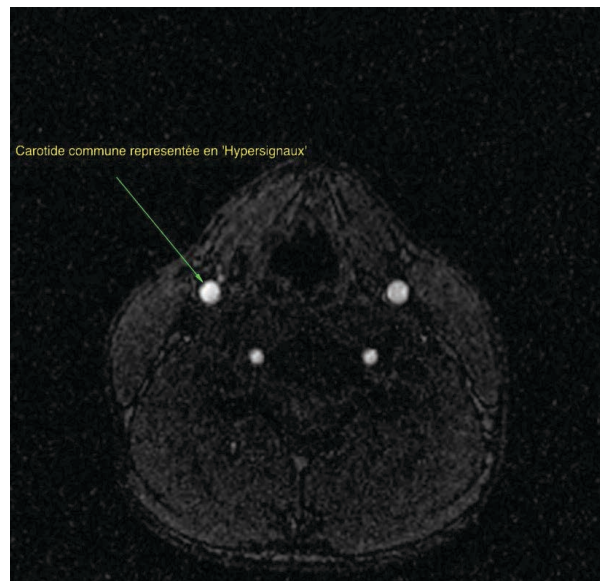


FIGURE 1.21 – Images axiales de 3D-TOF-SPGR à la position au dessous de bifurcation carotidienne.

#### 1.3.2.4 ARM par la technique de Black Blood (BB)

Comme nous l'avons présenté précédemment, le signal du sang dans les images obtenues par 3D TOF apparaît en hyper intensité ('Sang blanc' ou 'Bright Blood'). Au contraire, par des mécanismes d'augmentation de perte de signal du sang, nous pouvons avoir des images dont le flux apparaît en 'sang noir' (Black Blood)[Kastler 2001][Bernstein 2004]. Cette technique est utilisée pour fournir un bon contraste entre la paroi et la lumière du vaisseau et reconstruire un modèle de carotide tenant compte des variations d'épaisseurs des parois[Thomas 2001][Hinton 2006].

Généralement, il y a deux méthodes principales pour la préparation du sang noir : la séquence écho de spin avec une pré-saturation ou juste une ou plusieurs impulsions d'inversion.

#### Méthode d'écho de spin avec présaturation

La séquence écho de spin peut produire une chute de signal de l'écoulement du sang rapide (Sang noir). Elle est basée sur le phénomène de sortie de coupe des spins mobiles (Figure 1.22).

Le flux sanguin varie beaucoup pendant le cycle cardiaque : plus lent pendant la diastole et plus rapide durant la systole. Pour des flux lents, le phénomène de sortie de coupe n'est pas évident. Pour régler ce problème, des bandes de présaturation peuvent être appliquées en amont des plans de coupes sélectionnés (habituellement une impulsion de  $90^\circ$  sur un volume large) pour saturer le sang (les protons intravasculaires n'émettent pas de signal). Ceci permet d'obtenir un effet "Black Blood".

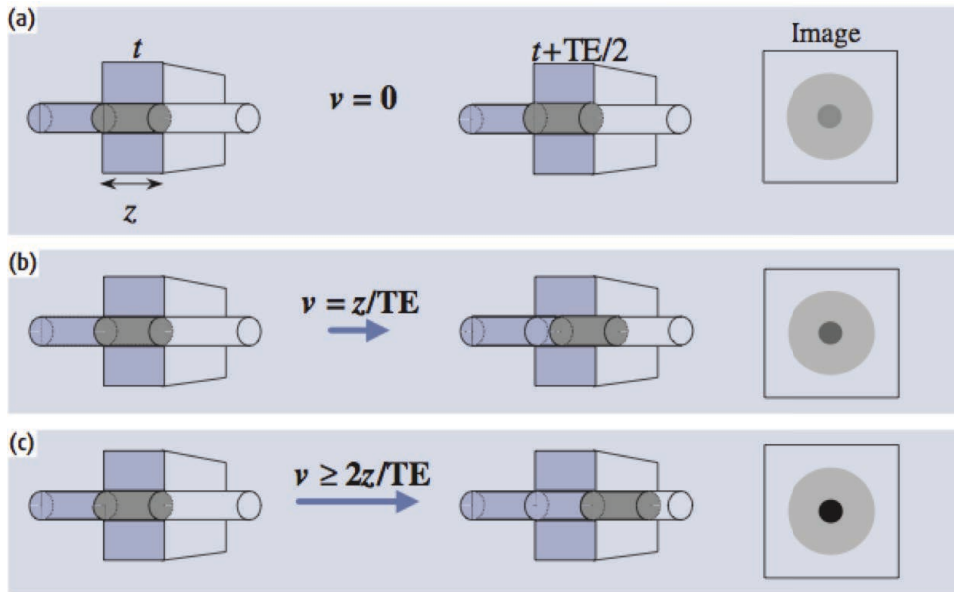


FIGURE 1.22 – Phénomène de sortie de coupe (a) la vitesse du flux est stationnaire ( $V = 0$  ou assez lente), il a reçu toutes les impulsions de  $90^\circ$  et  $180^\circ$ , produit des écho (c) quand la vitesse du flux  $V \geq 2z/TE$ , du fait que les spins qui ont reçu l'impulsion de  $90^\circ$  sont sortis de la coupe et n'ont pas été excités par l'impulsion de  $180^\circ$  à  $TE/2$  (ici,  $TE$  est le temps entre l'impulsions à  $90^\circ$  et l'écho) cela cause la perte de signal (b) Si la vitesse est comprise entre 0 et  $2z/TE$ , par exemple  $V = z/TE$ , son signal est compris entre (c) et (a), d'après [McRobbie 2007].

### Méthode d'écho de spin avec impulsion d'inversion

Pour la séquence écho de spin, une paire d'impulsions d'inversions sélective et non sélective à  $180^\circ$  est utilisée, suivie d'un temps d'inversion ( $TI$ ) long pour annuler le signal du sang entrant (Double Inversion Recovery). La valeur de  $TI$  peut être estimée par l'équation suivante :

$$TI = T_{1,blood} \times \ln\left(\frac{2}{1 + e^{-TR/T_{1,blood}}}\right) \quad (1.8)$$

Pour annuler le signal de la graisse et d'autres tissus indésirables, une seconde impulsion sélective d'inversion à temps court est également utilisée (Triple Inversion Recovery). En raison de l'ajoute d'une impulsion d'inversion, il y a deux  $TI_s$  à choisir :  $TI_a$  et  $TI_b$  [Bernstein 2004]. L'équation de Bloch donne l'expression de ces valeurs :

$$M_{z,B} + e^{-TI_a/T_{1,blood}} + M_0(1 - e^{-TI_b/T_{1,blood}}) = 0 \quad (1.9)$$

Ces deux principes sont basés sur la séquence écho de spin. Un inconvénient essentiel est le temps d'acquisition total qui peut devenir long. Pour accélérer sa vitesse d'acquisition, la séquence Fast-Spin Echo (FSE) est souvent utilisée. La différence de cette séquence par rapport à une simple séquence spin écho, réside dans la répétition d'un certain nombre d'impulsions RF. La séquence FSE génère, dans un même temps TR, une série d'impulsion de  $180^\circ$  afin de produire des échos successifs aussi appelés "train d'écho" (Echo Train Length en anglais (ETL)). Chaque écho, dans un même TR, va conduire à l'obtention d'une ligne supplémentaire dans l'espace k augmentant ainsi la vitesse d'acquisition. Cette augmentation proportionnelle au nombre d'ETL (Figure 1.23).

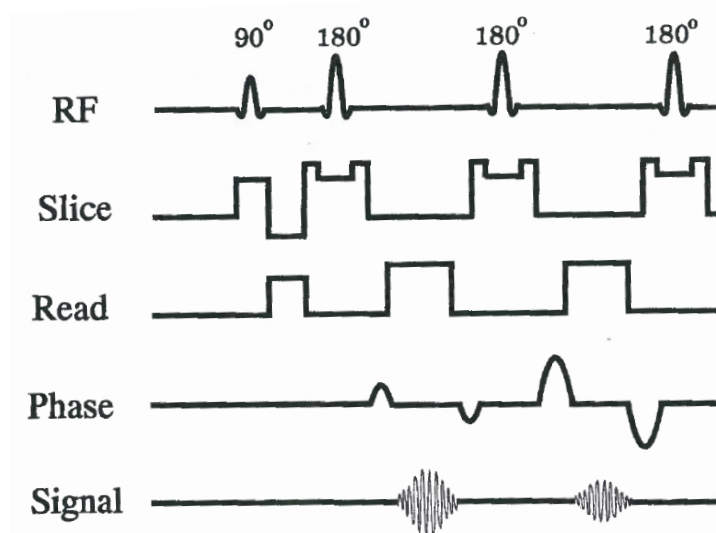


FIGURE 1.23 – Chronogramme de la séquence fast spin écho (FSE), d'après [Elster 1994].

A partir de ces deux principes de Black Blood et de la séquence FSE, beaucoup de recherches ont contribué à améliorer les acquisitions en termes de qualité d'images (plus de contraste ou de S/B), réduction de temps d'acquisition, etc. [Song 2002] ont proposé un protocole multi-coupes FSE par doubles impulsions d'inversion pour le modèle 3D du fantôme de la carotide. Par conséquent, cette technique a besoin de moins de temps d'acquisition par rapport à la séquence Black Blood mono-coupe de l'impulsion d'inversion. Cependant, le choix des paramètres est difficile parce qu'ils dépendent beaucoup de l'écoulement sanguin. Pour résoudre ce problème, [Liu 2010] ont élaboré une séquence en pondération T2 en combinaison avec une préparation par une impulsion d'inversion. Cette approche utilise la différence de T2 entre le sang et la paroi du vaisseau et est indépendante du flux sanguin. Par contre, ces deux méthodes utilisent toutes l'impulsion d'inversion pour annuler les signaux du sang. L'inconvénient principal est le choix du TI. FSE avec la bande de présaturation est une méthode facile à paramétrer et moins influencée par le flux sanguin. Son effet de sang noir est convenable pour indiquer les parois de l'artère carotide. Son avantage est que les paramètres ne sont pas difficiles à choisir et l'effet de 'Black Blood' est satisfaisant.

## 1.4 Simulations numériques et expérimentales du flux sanguin et des vortex dans la carotide

Les simulations du flux sanguin peuvent être effectuées de façon numérique et expérimental. La plupart des études du flux sanguin dans la carotide sont réalisées par des simulations numériques. Nous savons que la simulation numérique est basée sur des outils mathématiques. Par la modélisation sous condition théorique (équation, solution, limites de frontières, etc.), les résultats reflètent certaines des lois hémodynamiques. Des simulations expérimentales pour les vortex sont aussi effectuées, principalement par la méthode contraste de phase en IRM ou Particle Image Velocimetry (PIV) [Botnar 2000] [Ford 2005] [Oktar 2006] [Vétel 2010] [Buchmann 2008] [Falahatpisheh 2012] citeKefayati2013b.

Dans cette partie, les études de vortex dans la carotide par simulations numériques et expérimentales vont être expliqué respectivement.

### 1.4.1 Étude du vortex par simulation numérique

La simulation numérique du flux ou Computational Fluid Dynamics (CFD) est une technique pour comprendre l'hémodynamique à l'aide d'outils mathématiques. Ces simulations peuvent surmonter de nombreuses limites de l'instrumentation et de l'accessibilité aux flux biologiques. Dans les simulations numériques de flux, on distingue la structure du vortex dans la zone d'écoulement par une grandeur : la vorticité. Elle est définie comme la courbure du champ de vitesse et exprimé par :

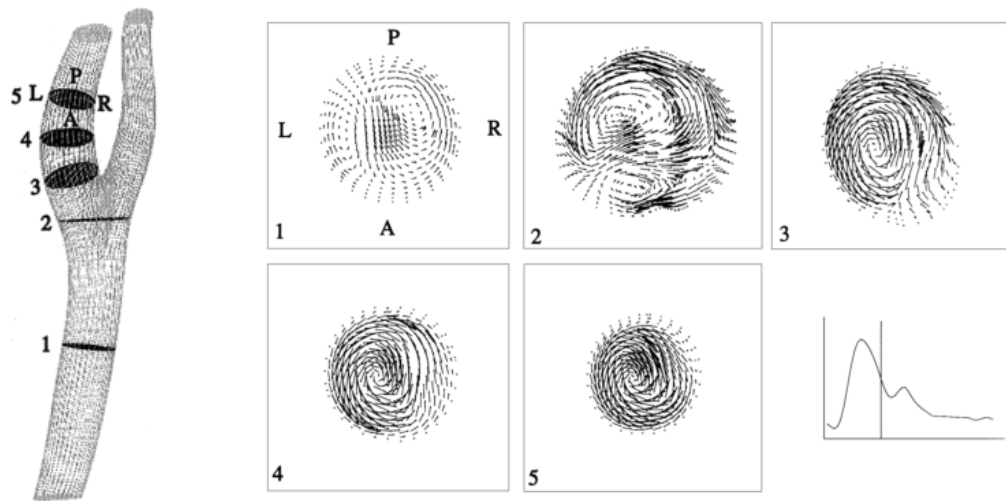
$$w(t, s) = \Delta \times u \quad (1.10)$$

$u$  est le gradient de vitesse et  $w(t, s)$  est la vorticité. Cette expression peut s'étendre à trois dimensions. Dans la littérature, on trouve également les expressions de 'second flow' ou 'complex flow region'.

En raison de l'importance des carotides, de nombreuses études par la simulation numérique ont été effectuées [Zhao 2000] [Botnar 2000] [Redaelli 2002] [Steinman 2002] [Marshall 2004] [Jafari 2008] [Razavi 2011]. Ici, nous mentionnons quelques unes des plus représentatives.

[Zhao 2000] ont étudié le flux sanguin dans un modèle numérique de carotide. Ce modèle numérique est reconstruit par la technique 'surface rendering' et les sources d'images sont des acquisitions par IRM 2D-TOF. La forme du flux pendant un cycle cardiaque est obtenue par une mesure d'écho-Doppler sur un sujet sain. Une nouvelle solution pour le calcul des paramètres hémodynamique est appliquée [CFX,1997]. Cinq coupes d'intérêt sont étudiées : une de la carotide commune, une juste au niveau de la bifurcation, les trois autres sont sur la carotide interne proche du sinus (Figure 1.24(a)). Les résultats ont montré que dans le sinus de la carotide, le vortex apparait toujours pendant l'accélération et la décélération du flux. Ils définissent cette zone comme 'zero velocity region' (vitesses lentes, 0,001 m/s). En comparant les formes de flux dans ces cinq coupes, ils ont trouvé que dans la carotide commune, le vortex est plus petit (Figure 1.24(b) 1). Le vortex devient plus perturbé de la bifurcation à la position supérieur du sinus (Figure 1.24(b),2-5). Ces vortex sont plus perturbés dans la phase de décélération que dans celle d'accélération. Ils ont aussi calculé la WSS dans ces zones et montré que les zones du vortex présentent toujours une WSS faible. Pour expliquer ce vortex, ils suggèrent que la





(a) différentes coupes d'intérêt (b) Formes du vortex dans différentes coupes : 1. carotide commune 2. bifurcation dans le modèle numérique de la bifurcation carotidienne 3 à 5. carotide interne carotide

FIGURE 1.24 – Formes de vortex dans les différentes coupes de la carotide, d'après [Zhao 2000].

courbure de la carotide et la forte inclinaison du flux vers les parois peuvent rendre le vortex asymétrique.

[Botnar 2000] ont comparé la forme du flux traversant un modèle de bifurcation carotidienne par deux méthodes différentes : simulation numérique et simulation in vitro par IRM. Ils ont fabriqué un fantôme quasi rigide d'une bifurcation carotidienne et reconstruit un modèle numérique de même forme. La méthode par IRM utilise la technique du contraste de phase qui permet de calculer les vitesses moyennes durant un cycle cardiaque au niveau du sinus carotidien. Ces valeurs de vitesse sont ensuite utilisées pour la simulation numérique. Dans leur simulation numérique, ils ont tenu compte de l'élasticité des parois vasculaires et défini une épaisseur de parois assez fine. Ils appliquent le modèle de Caro [Caro 1978] pour simuler la pression de la paroi. Ils ont choisi quatre coupes d'intérêt pour l'analyse (Figure 1.25(a)). Le profil axial des vitesses aux positions B et C est acquis en quatre instants de la systole cardiaque (Figure 1.25(b)). Les vortex (l'auteur dit 'second flow') sont représentés par les vitesses temporelles. Ils ont montré que le vortex dure de la mi-systole jusqu'au début de la diastole. Avant, le flux se divise dans les deux branches. Le flux se déplace vers les parois en face de la position de la bifurcation. Ces vitesses sont très rapides et causent des modifications des formes de flux également rapides. Sur la Figure 1.25(b), on observe que le vortex est plus évident à la demi-systole et à proximité de la fin de la systole. A la fin de systole, il diminue doucement et disparaît. Ces résultats sont aussi obtenus avec une acquisition en contraste de phase IRM.

[Steinman 2002] ont amélioré le modèle de [Botnar 2000] et réalisé une étude numérique similaire. Leur modèle de carotide est reconstruit à partir des plans axiaux de carotide réelle tenant compte des variations d'épaisseur de la paroi. Ces plans de la carotide sont acquis par l'ARM Black Blood qui permet de visualiser les parois de la carotide. Les vitesses de flux sont alors analysées durant un cycle cardiaque. Leur étude montre que, pendant la phase d'accélération systolique (Figure 1.26,a,b), le flux est presque entièrement laminaire (représenté par lignes rouges) sauf pour quelques vitesses lentes (un peu de lignes bleues). Au cours de la phase de

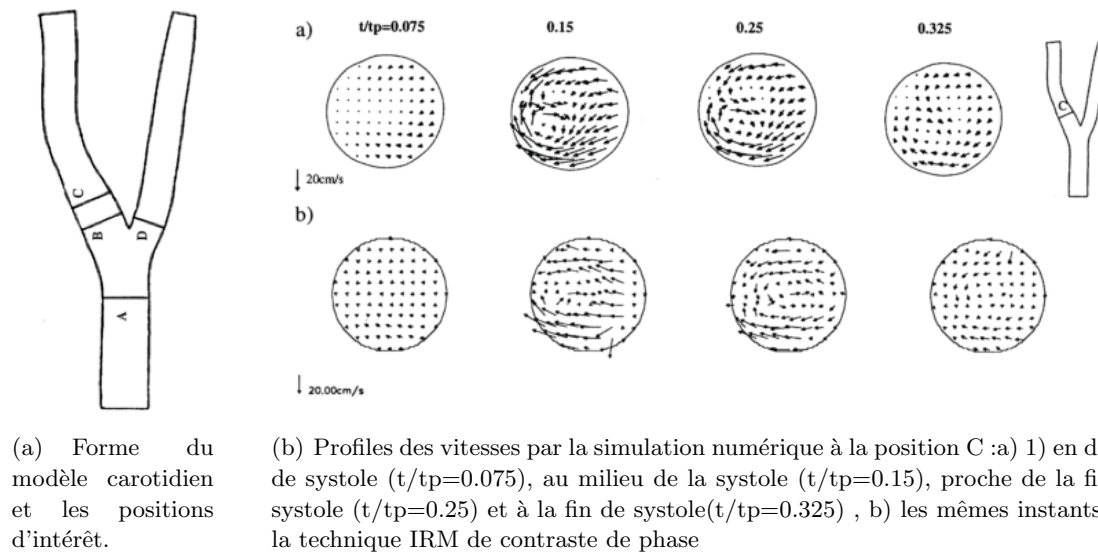


FIGURE 1.25 – Comparaison des vortex dans la vue axiale au niveau de la carotide interne par simulation numérique et technique IRM de contraste de phase, d'après [Botnar 2000].

la décélération systolique (Figure 1.26,c), le flux près de la paroi de la carotide commune sont entraînées de manière rétrograde et forment un vortex à la base des carotides interne et externe. Après quelques instants, ces particules continuent de se déplacer autour de la périphérie de la carotide commune et pénètrent dans la zone du vortex (Figure 1.26, d). Ce procédé persiste du milieu à la fin de diastole, mais avec des vitesses qui deviennent plus faible et avec moins d'inertie.

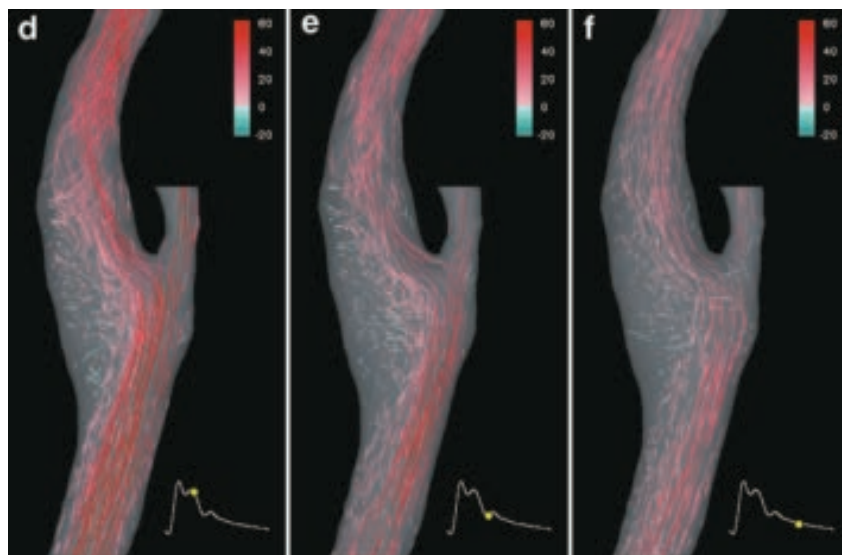


FIGURE 1.26 – Vitesses de flux du modèle numérique pendant un cycle cardiaque, d'après [Steinman 2002]).

En résumé, la simulation numérique est un outil efficace et utile pour comprendre les mécanismes de flux sanguin au niveau de la bifurcation. Les résultats montrent que le vortex est une région avec des vitesses lentes et perturbées. La position du vortex se trouve toujours dans le sinus carotidien où proche cette zone avec des valeurs de WSS très faibles. En terme de temps, par rapport au cycle cardiaque, il se trouve dans les phases de décélération des systoles et diastoles. La plupart des auteurs pensent que la première raison possible expliquant la formation du vortex est les courbures de l'artère carotidienne.

Cependant, la simulation numérique a aussi ses propres limites : par exemple, la plupart des modèles de carotide sont considérés comme solides. Même s'il y a des auteurs qui tiennent compte de l'élasticité des parois, ces simulations sont toujours sous la forme de simplifications et éloignées de la situation réelle. Le flux ainsi simulé est sans doute très différent du vrai flux sanguin en terme de forme et de caractéristique hémodynamique. L'étude du flux sanguin dans l'artère in vitro a ses avantages par rapport à la simulation numérique.

### **1.4.2 Étude du vortex par simulation expérimentale**

La simulation expérimentale est une technique qui permet d'observer et d'étudier des phénomènes complexes. Elle a l'avantage de mieux reproduire des conditions réelles. Comparé avec l'étude in vivo, elle permet des répétitions plus aisées. Pour faire ces simulations, on utilise les mêmes dispositifs qu'en imagerie in vivo, par exemple, l'écho-Doppler, l'IRM. Elle permet aussi d'utiliser des technologies qui sont intermédiaires entre la simulation numérique et la simulation expérimentale tel la PIV.

#### **1.4.2.1 Particle Image Velocimetry (PIV)**

La méthode de PIV est une technique de vélocimétrie qui permet de mesurer le comportement de vitesses instantanées. Elle est considérée comme une alternative précise pour réaliser des mesures. Normalement, un système PIV est composé de cinq éléments de base : 1. une caméra rapide avec une haute résolution 2. un laser pulsé synchronisé avec la caméra et ses lentilles bien adaptées 3. un banc d'essai (les supports, salle noire, etc) 4. un système d'ensemencement des particules 5. un logiciel pour le traitement et l'analyse des images acquises. Son principe est le suivant : une caméra rapide est utilisée pour capter les déplacements, dans un flux, de petites particules qui sont illuminées par un laser ou une autre source de lumière. Deux images des particules sont acquises à un intervalle de temps court  $\Delta t$ . Grâce à la vitesse de capture de la caméra, les particules se déplacent d'un court intervalle  $\Delta x$  et la plupart de celles-ci sont observables sur les deux images. Si nous savons la distance que chaque particule a parcouru entre ces deux images ou instant, par la relation entre la vitesse et le déplacement des particules, la vitesse ( $u$ ) peut être calculé facilement par l'équation suivante :

$$u = \frac{\Delta x}{\Delta t} \tag{1.11}$$

En réalité, la quantité de particules est très grande, nous ne pouvons pas calculer leur vitesse une à une. La théorie de 'Cross-corrélation' nous permet de réaliser ces calculs. Pendant  $\Delta t$ , on découpe l'image en de petites fenêtres 'interrogation'. Une corrélation est alors effectuée à partir de l'intensité par la théorie de 'Cross corrélation' d'une paire d'images. Grâce à ce type de traitement répété sur l'ensemble de l'image, il est possible de reconstruire le champ de vitesse

dans le plan de mesure, c'est à dire représenter chacune des vitesses par un vecteur marquant sa direction et ayant sa magnitude de vitesse comme norme. Pour accélérer les calculs, un outil mathématique 'Fast Fourier Transform (FFT)' est utilisé [Meinhart 2000b] [Jensen 2004] [Falahatpisheh 2012].

## Processus de calcul

Le processus de calcul peut être décomposé en trois étapes : 1. Pré-traitement des images pour améliorer la qualité 2. Calcul des vecteurs vitesses par principe de cross-corrélation 3. Post-traitement consistant à vérifier et valider les vecteurs obtenus. Le schéma ci-dessous est un procédé standard pour le calcul des vitesses (Figure 1.27).

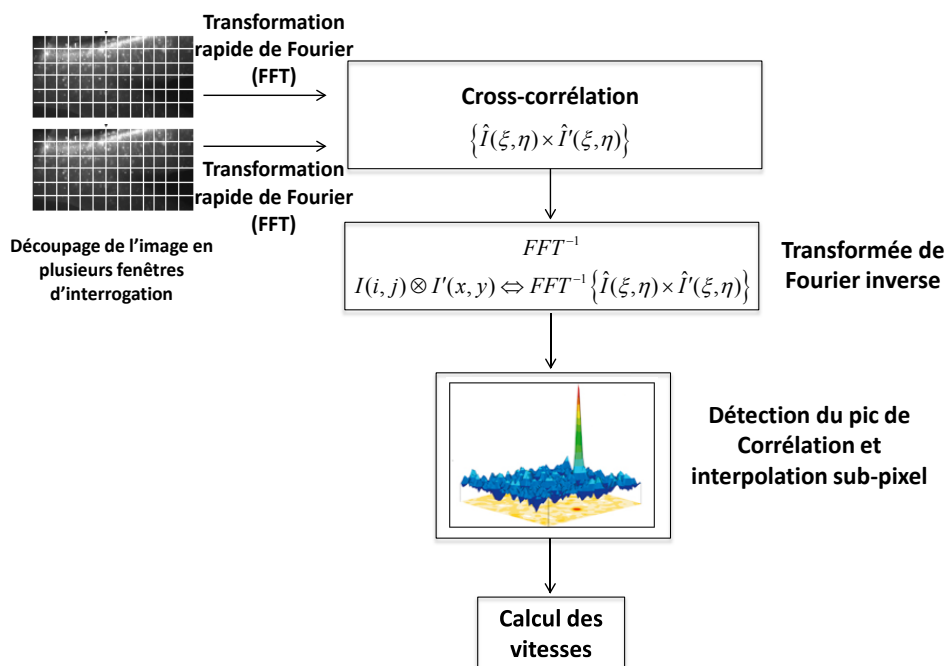


FIGURE 1.27 – Procédé de calcul des vitesses par la méthode Cross-corrélation standard

## Pré-traitement des images

Idéalement, les images auxquelles vont être appliquée la fonction de cross-corrélation doivent être "propre". C'est à dire que les signaux des réflexions des particules et le fond doit avoir un bon contraste (les particules plus intense (Blanche) et le fond plus foncé (Noir)). En réalité, dans le cas des images acquises par caméra rapide ce n'est pas le cas. Il existe trois éléments principaux : la réflexion des particules, le signal du fond et les bruits. Ces derniers peuvent provenir de l'illumination non-uniforme ou de formes irrégulières des particules. Cela implique que le rapport  $S/B$  va baisser ce qui entraîne des erreurs sur les représentations des vecteurs vitesses des particule.

Pour augmenter le  $S/B$  des images, il y a de nombreuses méthodes d'ajustement de l'intensité : les filtre passe-haut, passe-bas, la binarisation, la soustraction du fond, l'élimination de

réflexions.

Une des méthodes efficaces est la soustraction du fond (sub-background) suggérée par [Devasenathipathy 2003]. Son principe se base sur les caractéristiques de deux composants de chaque image PIV : les particules et le fond. Les particules bougent et leur intensité est plus lumineuse que le fond dont l'intensité est presque constante au cours de la séquence. Une soustraction est ensuite appliquée à chaque image de la séquence. Cela éliminera les bruits liés au fond, une part des réflexions de la paroi et augmentera le contraste des particules. Il est nécessaire que le diamètre des particules soit supérieur à la taille d'un pixel. En effet, il est recommandé que la taille des particules soit d'environ deux à trois pixels de diamètre [Raffel 1998]. Cette recommandation est faite afin d'obtenir de bonnes corrélations et de pouvoir faire une interpolation sous-pixel sans effet de 'peak-locking'.

### Théorie de 'Cross-corrélation'

L'enregistrement d'une seule particule peut être mathématiquement décrit comme la convolution de l'image géométrique de particule. La distribution de l'intensité de traceur  $I(x, y)$  est obtenue par la superposition des images de particule individuelle à la position  $x_i$

$$I(x, y) = \sum_{i=1}^N I_o(i) \cdot \delta(x - x_i) \quad (1.12)$$

Où,  $I_o(i)$  est l'intensité du pic de la 1<sup>ère</sup> particule ;  $\delta(x - x_i)$  est la convolution entre l'image géométrique et la fonction d'étalement du point appliqué à la fenêtre rectangulaire.

On suppose que les particules appartenant à une fenêtre d'interrogation se déplacent uniformément entre les deux expositions aux instantes  $t$  et  $t + \Delta t$  avec la distance  $d$ . Alors, la distribution de l'intensité de l'équation (1.12) pour la deuxième exposition  $I'(x, y)$  est donnée par :

$$I'(x, y) = \sum_{j=1}^M I_o(j) \cdot \delta(x - x_j - d) \quad (1.13)$$

Noter bien que  $M$  diffère de  $N$  dans les deux équations (1.12) et (1.13), du au nombre de particules entrant et sortant d'une fenêtre d'interrogation entre deux images.

Enfin, la fonction cross-corrélation  $R_{II}(s)$  de deux champs d'intensité peut être écrite :

$$R_{II}(s) = \frac{1}{W} \sum_{i,j} I_o(i) I_o(j) \int_W \delta(x - x_i) \delta(x - x_i + s - d) dx \quad (1.14)$$

Où  $s$  est le vecteur de séparation dans le plan de corrélation ;  $W$  est la zone d'interrogation. La fonction (1.14) peut être réécrite d'une autre façon en répartissant ses composants :

$$R_{II}(s) = R_C(s) + R_F(s) + R_D(s) \quad (1.15)$$

Où  $R_C(s)$  correspond à la moyenne de la convolution d'intensité et est égal à zéro si cette moyenne est soustraite. Le terme  $R_F(s)$  est la corrélation des bruits due à la distribution aléatoire des particules et des bruits d'image.  $R_D(s)$  correspond à la convolution des paires de particules ( $i = j$ ), exprimée par :

$$R_D(s) = \delta(s - d) \sum_{i=1}^N I_o(i) I_o(j) \quad (1.16)$$

La fonction de corrélation atteint un maximum pour  $s=d$ . Alors, le processus de cross-corrélation devient d'un de ceux optimaux pour répondre à la question de l'évaluation de déplacement des particules. La figure (1.28) présente la carte d'interrogation des images à  $t$  et  $t + \Delta t$  avec les trois composants de convolution.

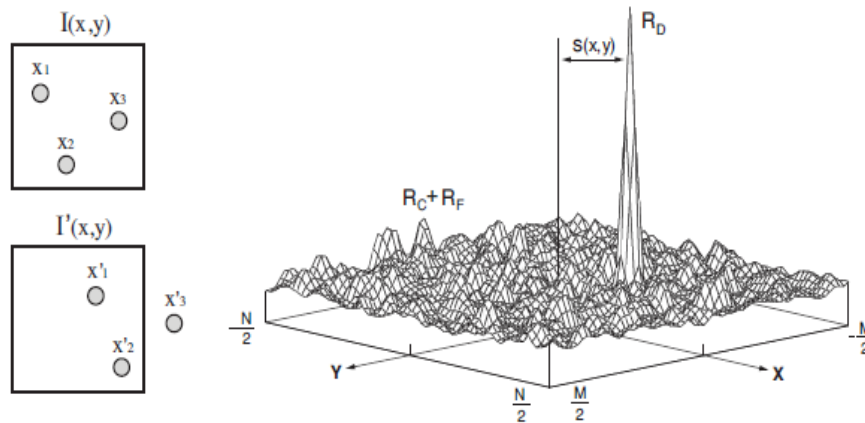


FIGURE 1.28 – Fonction de Cross-corrélation  $R_{II}$  entre deux expositions  $I$  et  $I'$ .  $R_D$  est la convolution des paires de particules ( $i = j$ ),  $R_C$  est la moyenne de la convolution deux images,  $R_F$  est la corrélation des bruits,  $N$  et  $M$  sont les tailles de zone d'interrogation en pixels, d'après [Buchmann 2010].

### Détection de pic sous-pixel

Le déplacement est déterminé par la position du pic de corrélation présentant dans la carte de corrélation. Lorsque les images sont numérisées sous forme de pixels, la fonction de corrélation est évaluée aux points discrets et le déplacement est obtenu à la localisation discrète et est des nombres entiers de pixels. Donc le résultat obtenu contient une incertitude de  $\pm 1/2$  pixel dans la zone du pic (l'incertitude est égale à la moitié de la plus petite graduation). En pratique, on obtient des déplacements qui ne sont pas toujours un nombre entier de pixels. Pour améliorer la précision de l'évaluation, des sous-pixels sont ajoutés pour déterminer exactement les coordonnées du pic de corrélation. Il y a plusieurs fonctions différentes de corrélation sous-pixel, la méthode centroïde, Three-points Gaussian, Four-points Gaussian et Least Squares Gaussian sont les plus communes [Brady 2006].

### 'Multi-pass' et 'Multi-grid'

Pour réduire l'importance de la variation du bruit au cours des déplacements du pic, la méthode 'multi-pass' est utilisée de manière itérative pour augmenter la précision de l'estimation

de la pointe du déplacement [John 2011]. Pour un 'multi-pass' standard, la taille de fenêtre est maintenue constante pour les itérations successives.

La méthode 'multi-grid' est souvent utilisée pour accélérer le calcul en utilisant moins de fenêtre [Meinhart 2000a]. Pour diminuer la perte des vecteurs causée par les rotations des petites fenêtres, une méthode 'multi-grid déformée' peut être utilisée (Figure 1.29). Le but de cette déformation consiste à compenser l'effet du déplacement des particules autant que possible afin d'augmenter la similitude et le résultat de la corrélation de la forme des images des particules entre elles. De plus, cette méthode nécessite que les champs de vitesses doivent être interpolés sur les nouvelles fenêtres.

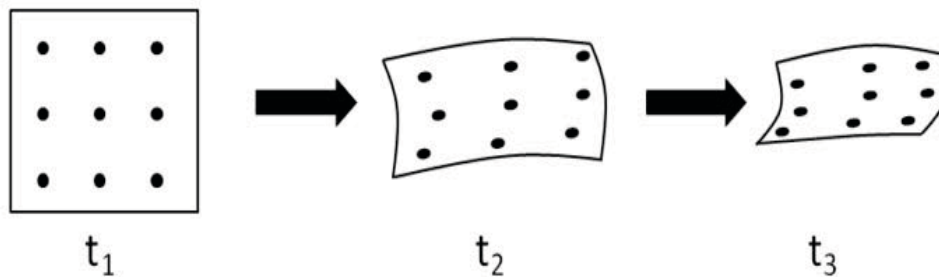


FIGURE 1.29 – Illustration de la transformation de l'image en raison de mouvement linéaire dans le plan, d'après [John 2011].

## Validation

Après chaque traitement d'images, il faut une validation des champs de vitesses calculés. Il existe un certain nombre de validations possibles. Parmi elles, on compte la validation par la hauteur du pic de corrélation (peak validation) qui se base sur le rapport de la hauteur de premier et deuxième pic.

Une autre opération est la validation par gamme dynamique (Seuillage de vitesses). En connaissant les valeurs physiques raisonnables pour les vecteurs de vitesses, on peut définir les limites. On rejette tous les vecteurs qui sont ou plus grands ou plus petits que ces limites. L'usage de cette validation requiert des connaissances claires de l'écoulement afin d'éviter de rejeter des vecteurs qui ne sont pas de faux vecteurs (Figure 1.30).

### 1.4.2.2 Études expérimentales in vitro sur les vortex dans la carotide

[Bharadvaj 1982] ont étudié un flux avec des vitesses constantes dans la bifurcation de la carotide et ont trouvé un champ d'écoulement complexe dans lequel les flux secondaires jouent un rôle important. Des vitesses faibles (voire négatives) sont localisées dans une région de cisaillement faible proche de la paroi de séparation. Au niveau du sinus carotidien, une région à cisaillement élevé avec des vitesses axiales élevées est trouvée.

[Ku 1983] ont étudié le comportement de l'écoulement pulsatile dans un fantôme de carotide rigide par la visualisation de bulles d'hydrogène filmées par une caméra classique. Ils ont montré que, lors de l'accélération systolique, une région de turbulence est formée sur le côté du sinus de la carotide. Cette région s'étend pendant la décélération systolique. Au début de la diastole,

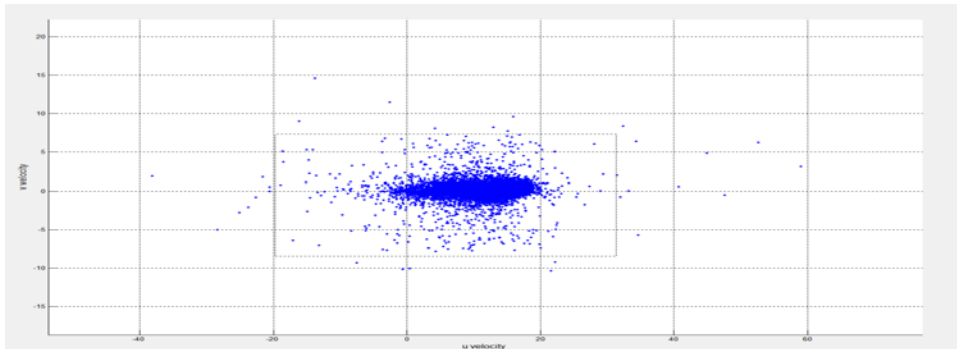


FIGURE 1.30 – Vecteurs de vitesse analysés d'une paire d'images par la cross-corrélation. Deux axes sont les composantes  $(u,v)$  d'un vecteur selon deux directions.

une petite région de vortex est observée au niveau du bord de la zone de faible cisaillement à proximité de la paroi de séparation.

[Vétel 2010] ont fait les mesures expérimentales (PIV) sur des flux incompressibles stationnaires dans un fantôme rigide d'artère carotide et de ses branches. Ils ont présenté une diminution des vitesses dans la section transversale du bord interne de la carotide interne et ceci cause une augmentation du débit à travers l'artère externe qui provient du sinus. Une région du vortex est aussi trouvée dans la carotide interne.

[Buchmann 2008] ont étudié les vitesses d'écoulement passant la bifurcation de la carotide in vitro par PIV. Ils ont construit deux fantômes quasi-rigides (silicone avec une paroi très épaisse) : un en forme de 'diapason' et l'autre en forme de carotide réelle. Ils ont choisi quatre coupes d'intérêt réparties sur le sinus de la carotide interne pour l'analyse : proximal (S01), milieu (S02) et distales (S03) ainsi que un emplacement en aval (S04), voir Figure 1.31. Pour le modèle 'diapason' (Figure 1.31(a)), la section S01 montre une paire de vortex symétrique vers la paroi. Dans les section S02 et S03, la paire de vortex s'est déplacée plus près du centre. A la coupe S04, en raison de changement de géométrie, la paire de vortex a diminué en taille. Pour le modèle en forme de carotide réelle (Figure 1.31(b)), à S01, la paire de vortex est asymétrique. Leur région intérieure est plus forte en terme de vorticité. Pour la section S02, les régions de vortex ont disparu. Dans les plans S03 et S04, un seul vortex reste et la taille diminue. Les directions des vitesses sont en sens contraires à ce qui est observé dans le modèle 'Diapason'. Ces résultats indiquent que la structure géométrique va changer la forme du vortex dans l'écoulement du flux traversant la carotide interne.

## 1.5 Fabrication du fantôme des vaisseaux sanguins par prototypage rapide

Les études expérimentales sont des moyens essentiels pour comprendre les causes des pathologies vasculaires. La recherche sur l'hémodynamique dans la carotide nécessite d'avoir un modèle approprié, sa ressemblance a un impact direct sur l'interprétation des résultats expérimentaux. Nous pensons que les caractéristiques géométriques et mécaniques peuvent jouer un rôle important dans l'initiation et que dans la progression de la pathologie artérielle. De nombreux



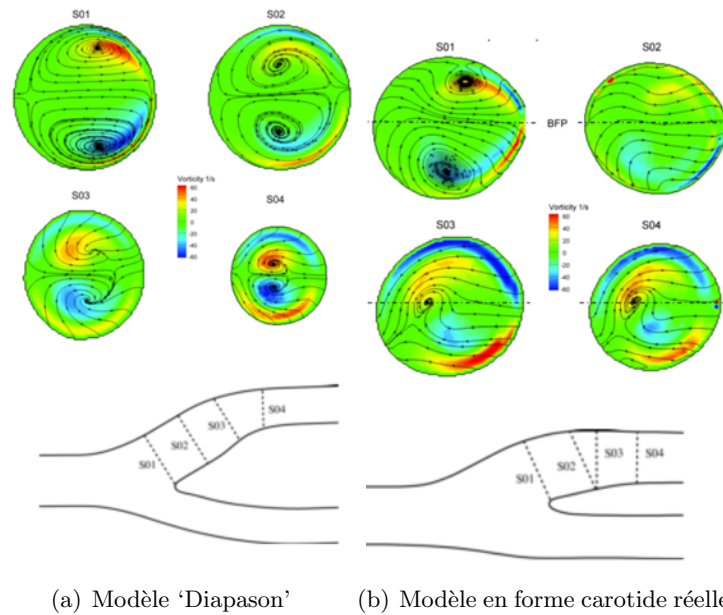


FIGURE 1.31 – Schéma de profil axial des vitesses des particules dans différentes sections d'intérêt, d'après [Buchmann 2008].

chercheurs ont commencé à développer des fantômes simples pour modéliser l'artère carotide dans les études *in vitro*. Au début, ils ont utilisé un modèle en forme de 'Y' à la place de l'anatomie réelle de la bifurcation. Au cours du temps, ce modèle en forme 'Y' est devenu un standard pour les études expérimentales et numériques de l'hémodynamique de cette bifurcation [Ku 1985a] [Perktold 1994] [Ma 1997]. A la même période, d'autres formes, par exemple en 'T', sont aussi apparues pour simuler la bifurcation carotidienne [Fukushima 1988]. [Ding 2001] a développé un modèle en forme de 'diapason' (Tuning-Fork-Shaped Model) qui présente moins d'écart par rapport à une carotide réelle que celle en 'Y'. En termes de matériau pour les fantômes, le verre et le plastique ont souvent été utilisés [Ku 1985b][Gijzen 1996][Rindt 1996]. En fait, le comportement réel d'une carotide n'est pas celui d'un matériau rigide. Pour approcher la vraie élasticité de l'artère carotidienne, des matériaux souples, par exemple, le caoutchouc, le latex et le silicone sont souvent utilisés. Pour satisfaire les caractéristiques intrinsèques de la plupart des modalités d'imageries, comme l'IRM, l'échographie et la PIV, un fantôme de carotide idéal doit respecter les spécifications suivantes : 1. une forme géométrique identique à une carotide réelle 2. des épaisseurs minces et proches de la réalité en terme d'élasticité. 3. des parois transparentes pour pouvoir visualiser et enregistrer des images du flux sanguin avec la caméra rapide.

L'émergence de la technique de prototypage rapide, en conjonction avec la reconstruction 3D de l'imagerie médicale, rend possible la réalisation de fantômes des carotides avec des géométries complexes.

### 1.5.1 Prototypage Rapide

La technologie du prototypage rapide a été développée à partir des années 1980. C'est une méthode de fabrication d'objets complexes rapide et économique en trois dimensions. En pre-

mier lieu, les pièces sont conçues virtuellement en 3D avec un logiciel de Conception Assistée par Ordinateur (CAO) en modélisation surfacique ou volumique. Ensuite, le modèle CAO doit être traduit au format STL (Standard Tessellation Language). Le modèle est transformé sous la forme de mailles triangulaires et transféré vers l'ordinateur pilote de la machine de prototypage rapide. En principe, tous les prototypes rapides sont réalisés suivant le même principe : la machine fabrique couche par couche de la matière et l'assemble en empilant les couches perpendiculairement à la direction de fabrication (2D vers 3D).

La technologie de prototypage rapide peut se caractériser par différents critères de classification. Ces critères sont indiqués ci-dessous :

- le type de couche : la couche est obtenue par ajout de matière (type additif) ou par enlèvement de matière (type soustractif) (Figure 1.32).
- l'état du matériau physique initial : soit liquide, soit solide. Pour les matériaux liquides au départ, la polymérisation de résine est obtenue par laser ou lampe UV soit point par point, soit par flashage d'une couche entière ; Par contre, pour les solides, le matériau de base peut se présenter sous la forme de feuilles ou de plaques (2D), de filaments (1D) ou encore de grains ou particules de poudre (0D). Ici, nous voulons présenter les quelques procédés principaux suivant ce critère :

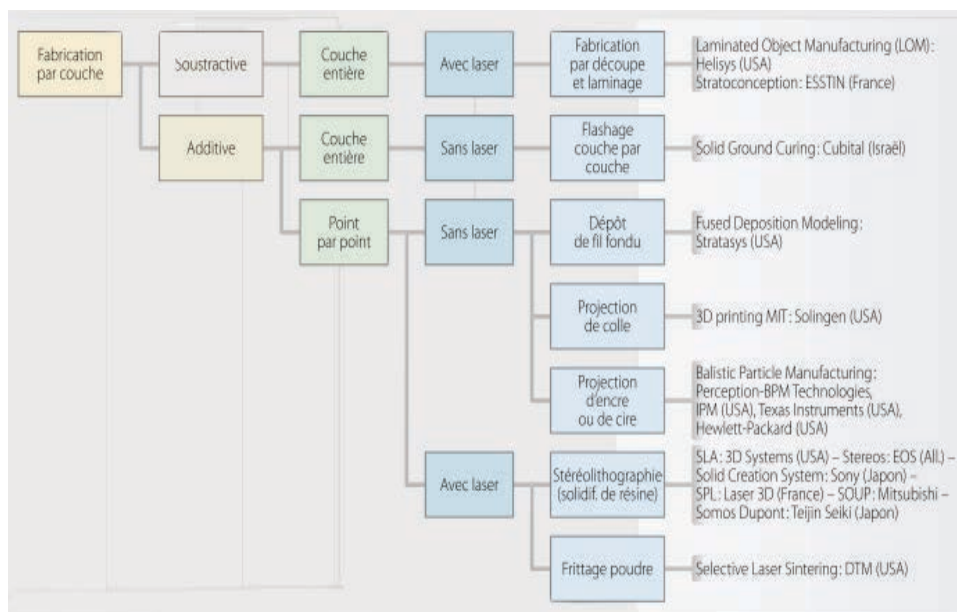


FIGURE 1.32 – Classification des procédés de prototypage rapide, d'après[Bonnefof 2003].

### 1.5.1.1 Solidification de photopolymères (liquide)

La plupart des technologies de prototypage rapide actuelles utilise un laser ou une autre source de lumière pour solidifier un photopolymère liquide. L'exemple le plus représentatif est la stéréolithographie.

#### Stéréolithographie

La société 3D Systems est la compagnie qui a inventé, développé et commercialisé la stéréolithographie (SLA) en 1985. Cette technique utilise un laser ultraviolet (UV) pour solidifier une solution de photopolymère acrylate. En premier lieu, le modèle CAO est découpé numériquement en couches de petite épaisseur. Selon la conception de modèle, il est construit à partir de la couche du bas vers celle du haut. Le faisceau laser, contrôlé par le miroir galvanométrique, balaye la trajectoire de la région particulière de liquide photopolymère d'une couche et initie une réaction chimique (durcissement ou solidification). Lorsque la couche de solidification est terminée, la plateforme est abaissée sous la surface de la résine liquide. Après, un second balayage, une seconde couche durcie adhère solidement à la première. Les mouvements du faisceau du laser UV et de l'ascenseur sont contrôlés avec une haute précision. Ce processus est répété pour construire tout le corps du solide tridimensionnel [Jacobs 1992][Jacobs 1995].

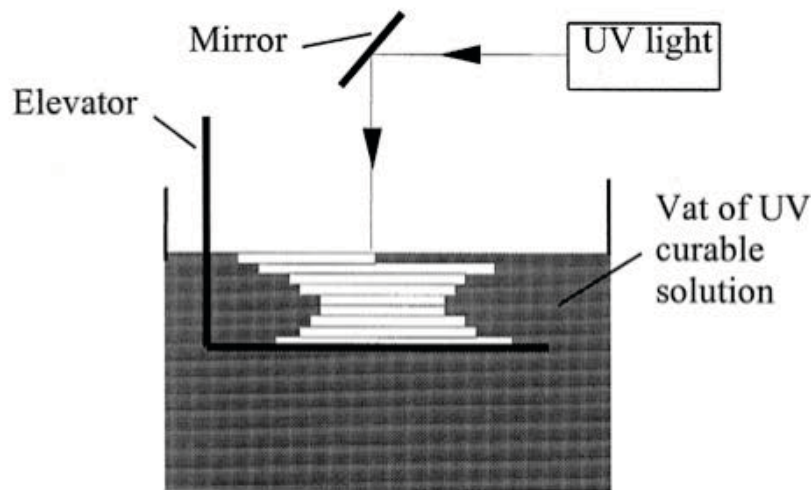


FIGURE 1.33 – Schéma représentant le principe de stéréolithographie, d'après [Zhang 1999].

Enfin, après avoir remonté l'ascenseur, la résine restée liquide peut s'écouler et s'enlever. Avec le post traitement, les supports peuvent être supprimés et le prototype peut être étuvé dans un four UV pour durcir uniformément la résine. Si une surface lisse est désirée, la pièce doit être ensuite poncée et polie à la main.

Parallèlement, d'autres sociétés aussi ont mis au point des techniques de fabrication avec des résines photosensitives : la modélisation par laser, photosolidification et 'Solid Ground Curing'.

La technologie appelée 'modélisation par laser' a été développée par la Société QuadraX. Les principales différences comparées avec la SLA sont l'utilisation d'un laser de lumière visible au lieu du laser UV, et d'une optique qui se déplace au lieu de l'ascenseur support mobile. Les résines utilisées par ces machines sont censées durcir plus rapidement que les résines utilisées par la SLA et on note aussi une réduction de la distorsion [McMains 1996].

La société Light Sculpting a créé la méthode de photosolidification. Par irradiation avec une lampe UV à travers un photomasque, une couche entière de photopolymère est durcie en un seul flash [Bourell 1990]. L'avantage de cette technique est que les lampes UV sont beaucoup moins chères que les lasers UV. Il est aussi plus facile de changer de résine liquide. En même temps, la compagnie israélienne 'Cubital' a commercialisé une machine de prototypage rapide au nom

”the Solider” qui utilise un principe presque identique à la photosolidification. La différence est que cette machine peut produire une couche entière avec une échelle beaucoup plus grande. Cette méthode est aussi appelée ’Solid Ground Curing’. Un inconvénient de cette technologie est que le masque ne couvre pas complètement le rayonnement UV, de sorte que la résine non totalement durcie ne peut pas être réutilisée[Rosochowski 2000].

### 1.5.1.2 Dépôt de solides

#### Fused Deposition Modeling, FDM

Fused Deposition Modeling (FDM) suit le principe ’additif’ et a été développée par Stratasys Inc en 1990. Le procédé est le suivant : un filament en matière thermoplastique ou cire est déroulé d’une bobine à travers une buse d’extrusion. Le filament est chauffé juste au-dessus de sa température de fusion et ensuite pompé à travers la buse. La buse est montée sur une plateforme mobile qui peut être déplacée dans les deux directions horizontale et verticale sur un plan. Ce contrôle est réalisé par commande numérique définie par le logiciel de fabrication assistée par ordinateur (FAO). La matière plastique durcit immédiatement après l’extrusion de la buse et se lie à la couche de dessous pour former une nouvelle couche. Quand une couche est finie, la plateforme de travail descend d’une distance égale à l’épaisseur de la dernière couche (Figure 1.34).

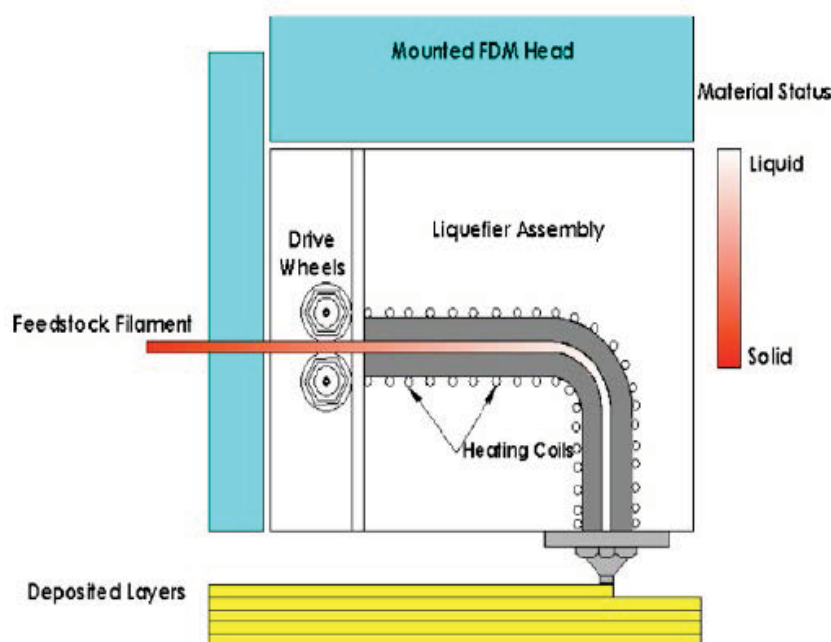


FIGURE 1.34 – Schéma du montage de Fused Deposition Modeling, d’après[Nikzad 2011].

La précision dimensionnelle verticale ’Z’ est déterminée par le diamètre de la filière de l’extrudeuse et la précision dans le plan XY varie selon le moteur du contrôleur. L’avantage de ce système est : 1. beaucoup de matériaux peuvent être utilisés comme l’acrylonitrile butadiène

styrène(ABS), le polyamide, le polycarbonate, le polyéthylène et la cire, etc. 2. Elle est simple à utiliser et peut éviter les risques dus à l'utilisation d'un laser et de matériaux toxiques.

### **Ballistic Particle Manufacturing**

Ballistic Particle Manufacturing (BPM) est une technologie qui est proche de la technologie d'impression à jet d'encre. Ici, on imprime des gouttes de cire fondue. Les gouttes de cire sont d'une taille de cinquante microns et sont pulvérisées à une grande vitesse. De la cire est propulsée sur la partie de la couche externe de la structure supportée (Cette structure est en cire de polyéthylène glycol) qui est soluble dans l'eau. Quand la construction de la pièce est terminée, les structures de soutien sont dissoutes dans de l'eau chaude. Cette méthode a également été utilisée pour la fabrication de pièces métalliques par pulvérisation de métal fondu avec un mandrin en rotation [Masters 1990].

### **3D printing**

La technique de '3D printing' a été développée par un groupe de chercheurs du Massachusetts Institute of Technology (MIT). Ce groupe a ensuite cédé des licences d'exploitation à plusieurs sociétés commerciales (Soligen, 3D Systems etc.). Le principe de fabrication est semblable à celui utilisé pour l'impression à jet d'encre : un matériau en poudre est projeté sur une couche à la fois par un rouleau spécial. Le dépôt de gouttes de liant (impression) réunit la poudre localement et durcit la matière sélectivement. Dans le procédé de 3D printing, les matériaux utilisés sont des céramiques d'alumine, des particules et du liant de silice colloïdale[Sachs 2001][Bassoli 2007].

### **Frittage sélectif par laser (Selective Laser Sintering, SLS)**

Dans le procédé de SLS, des couches de particules pulvérulentes sont sélectivement 'frittées' (la poudre est chauffée juste en dessous de son point de fusion) ensemble par balayage d'un laser  $CO_2$ . Une nouvelle couche de poudre est ensuite étalée et le processus recommence (Figure 1.35). Les matériaux en poudre qui peuvent être utilisés comprennent le nylon, le polycarbonate, la cire coulée, et des composites en métal.

En résumé, ces technologies de prototypage rapide peuvent permettre de fabriquer des objets solides avec des formes complexes, par exemple, des dents, des os et d'autres structures solides du corps. Par contre, pour les objets plus souples et élastiques, comme des fantômes souples des vaisseaux, la technique de prototypage rapide ne permet pas encore à ce jour d'imprimer directement ce produit.

#### **1.5.2 Réalisation par moulage des fantômes des vaisseaux sanguins en utilisant le prototypage rapide (fabrication indirecte)**

Compte tenu de la bibliographie et des savoir-faire que nous avons acquis, nous pouvons résumer la chaîne de fabrication d'un prototype de vaisseau élastique par le schéma (Figure 1.36). Nous pouvons remarquer que le procédé se compose de deux parties principales : une partie de modélisation, qui comprend l'acquisition d'images médicales, la segmentation et la technique de reconstruction 3D, et une autre partie qui concerne les méthodes de réalisation des fantômes par prototypage rapide.

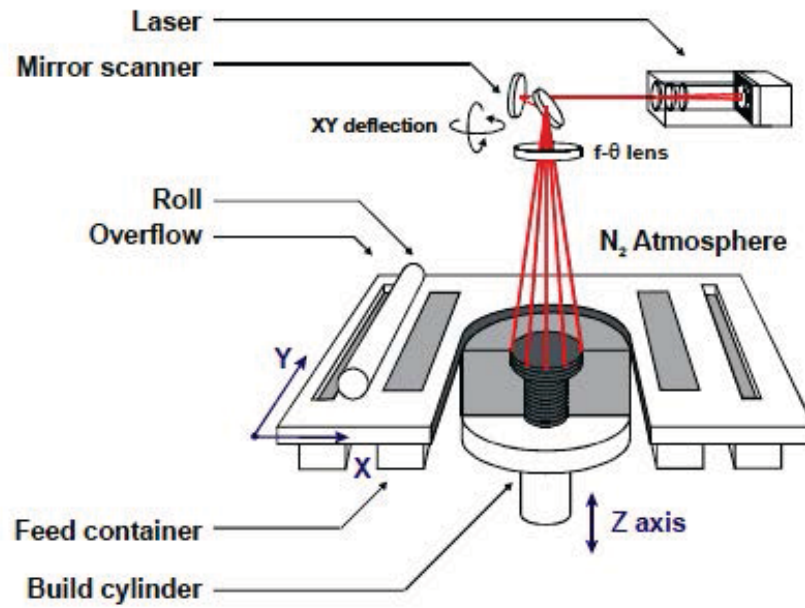


FIGURE 1.35 – Procédé de Selective Laser Sintering, d'après [Kruth 2005].

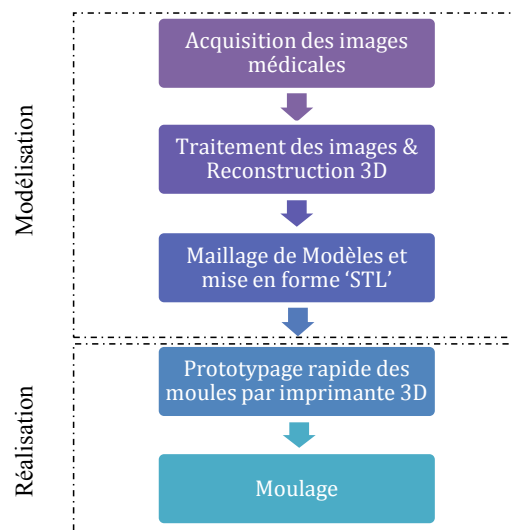


FIGURE 1.36 – Procédé de fabrication de prototype de modèle anatomique

### 1.5.2.1 Modélisation

#### Méthodes de segmentation pour les images acquisés en TOF

L'acquisition en 3D TOF produit une série d'images en coupe 2D. En observant les caractéristiques d'images de TOF, l'approche la plus simple pour segmenter une image est la technique du seuillage qui se base sur la valeur des pixels. Elle est efficace lorsqu'il y a un contraste net et stable entre l'objet à segmenter et le reste de l'image [Gonzalez 2002]. En IRM, il peut y avoir changement de la valeur optimale d'un seuil  $T$  selon les coupes. L'objectif est de choisir  $T$  de telle sorte qu'une bande ne contienne que les pixels de fond et que l'autre ne contienne que des pixels associés à l'objet [Kim 2004] [Kim 2005]. [Redaelli 2002] ont proposé une méthode par croissance de régions : cela consiste à faire progressivement grossir les régions autour de leur point de départ ('seeds'). Le principe est la mesure de similarité pour choisir les pixels à agréger. Dans leur étude, ils ont ajouté une étape de binarisation permettant d'affiner la région segmentée et supprimer les petites régions non connectés à la carotide. Le seuil est déterminé expérimentalement à 45% d'intensité maximale des pixels des images brutes. Après une deuxième répétition de croissance des régions, un filtre de lissage a été utilisé pour permettre un contour homogène des carotides .

[Zhao 2003] ont mis au point une méthode de modèle déformable pour segmenter des images TOF de carotide. Le principe de modèle déformable est celui d'une courbe 2D qui s'ajuste aux contours de l'objet par un mouvement dirigé par deux types d'énergie : l'énergie externe et interne. Les forces externes proviennent des caractéristiques de l'image, généralement le gradient de l'intensité des pixels. L'énergie interne provient quant à elle des caractéristiques de la courbe comme sa courbure. Les contours actifs s'adaptent aux contours de l'image par relaxation en équilibrant énergie externe et interne jusqu'à ce qu'elles soient minimales [Kass 1988] [Kirbas 2004].

Les trois méthodes décrites ci-dessus sont des méthodes de segmentation en 2D. Actuellement, un grand nombre de techniques de segmentation 3D a également été mis au point et est appliqué aux structures anatomiques vasculaires (la localisation, la visualisation et la quantification sont précises). [Flasque 2001] ont proposé un processus itératif pour suivre les points centraux de vaisseaux. [Frangi 2001] ont présenté une méthode de segmentation basée sur un modèle pour segmenter la carotide. Leur procédure est constituée de deux étapes principales : 1. le calcul des axes centraux de l'artère. 2. un critère de limite dérivée de l'information sur l'acquisition de l'image. [Frag 2004] ont utilisé une méthode 'Levelset' pour segmenter les vaisseaux sanguins en mode 3D. [Vermandel 2007] ont présenté une méthode de segmentation basée la technique de Maximum Intensity Projection (MIP). MIP est une technique de visualisation 3D. Par la projection les pixels qui ont les intensités maximales autour de l'axe des plans de couple (Figure 1.37). Avec la théorie des ensembles flous, ils ont utilisé les informations (valeurs des pixels) pour segmenter la structure vasculaire 3D.

#### Méthodes de segmentation pour les images acquisés en Black Blood

La région des parois peut être déterminée par deux frontières : le contour de paroi interne et le contour de paroi externe. Pour bien segmenter ces deux parties, [Ladak 2001] ont proposé une méthode semi-automatique en utilisant le contour dynamique discret. Par contre, cette méthode est très sensible aux différences lors de l'acquisition. La précision et la reproductibilité

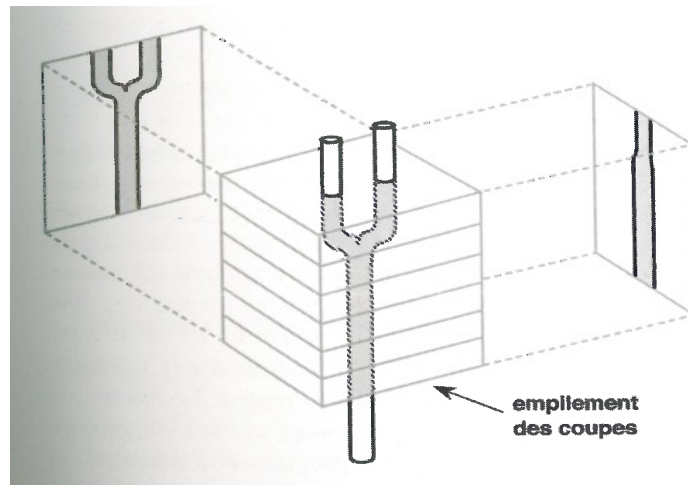


FIGURE 1.37 – Principe de MIP : Visualisation 3D par les projections, d'après[Kastler 2001].

ne peuvent être assurées. [Adame 2004] ont présenté une méthode utilisant une stratégie 'Fuzzy c-mean clustering'. [Liu 2006] ont rapporté une méthode de segmentation par modèle déformable et cartes de probabilité. Plus récemment, [van't Klooster 2012a] ont rapporté une méthode de segmentation automatique par la combinaison de deux acquisitions différentes. Cette méthode est divisée en cinq étapes : 1) détection de la lumière de carotide par les séquence TOF 2) Transfert et recalage de la lumière de carotide avec les images de Black Blood 3) Interpolation d'images 4) Estimation du contour externe de la paroi de la carotide 5) détection du contour externe de parois. Par contre, à cause du battement de parois pendant l'acquisition par IRM, souvent, la lumière de la carotide par TOF ne correspond pas au contour interne de la carotide par Black Blood. L'adaptation est difficile à réaliser. En résumé, ces méthodes de segmentation sont efficaces pour le contour interne de carotide, mais rencontrent les difficultés pour le contour externe de carotide avec des tissus environnants.

### Reconstruction 3D

Pour la reconstruction 3D, [Lorensen 1987] ont présenté le principe d'un algorithme 'Marching Cube' qui permet de créer un objet en trois dimensions pour faire l'approximation d'une isosurface. Cet algorithme est beaucoup utilisé pour la visualisation et la reconstruction d'images médicales par scanner ou IRM [Jin 2004][Fleureau 2009][Heckel 2011]. Grâce à sa simplicité, cette méthode est implémentée dans plupart des logiciel de visualisation d'imagerie médicale. Actuellement, il y a des logiciels de traitement d'images qui peuvent réaliser la reconstruction 3D, comme Mimics, Simpleware, Osirix etc.

#### 1.5.2.2 Fabrication des fantômes souples des vaisseaux sanguins

Pour la réalisation indirecte des fantômes des vaisseaux sanguins par prototypage rapide, on a recours à une méthode indirecte en utilisant le prototypage rapide : la méthode de trempage de moule. Le principe est le suivant : un moule solide sous la forme de vaisseaux peut être imprimé par une machine de prototypage rapide, puis trempé dans du silicone ou du latex liquide. Cette



dernière opération peut être répétée plusieurs fois pour revêtir la surface du moule. Il faut attendre ensuite le durcissement. Cette méthode a l'avantage de produire un fantôme de forme proche de la géométrie originelle et d'un point de vue temps, la fabrication est assez rapide. Il n'y a pas besoin d'outils complexes. Par contre, le désavantage est que l'enduit de silicone est difficile à contrôler et entraîne souvent une surface bosselée sur le produit final.

Suivant cette idée de trempage, [Arcaute 2008] ont amélioré la méthode. Ils ont créé une procédure dit 'Dip-spin' pour faire un modèle d'aorte abdominale en silicone. Ils ont d'abord imprimé un moule de vaisseaux par prototypage rapide en dépôt de fil en utilisant un matériau dit 'WaterWorks<sup>TM</sup>', comme base principale de moulage et de l'Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS) pour le support. Le WaterWork<sup>TM</sup> est composé principalement de poly (2-éthyl-2-oxazoline) dont les caractéristiques sont notamment la résistance aux solvants organiques, la haute résistance et la rigidité, et une température de fusion supérieure à 200 °C. Puis, le moule obtenu est posé dans une solution de xylène qui dissout l'ABS. En même temps, WaterWorks<sup>TM</sup> peut être enlevé facilement. Ensuite, un système de rotation à deux axes (Figure 1.38) est utilisé pour répéter le procédé de Dip-spin (trempage-rotation) dans une boîte de solution de silicone.

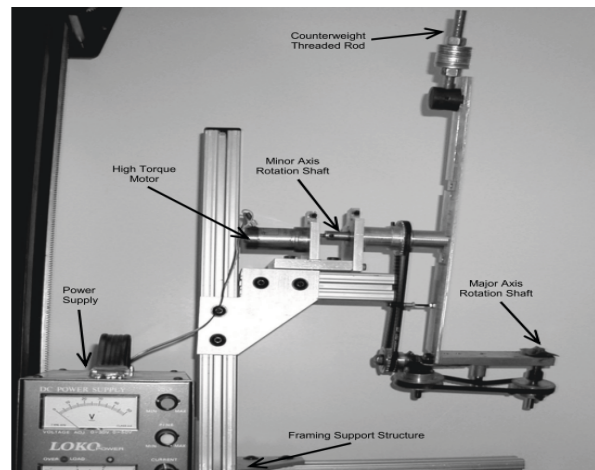


FIGURE 1.38 – Système de rotation à deux axes de 'Dip-Spin', d'après[Arcaute 2008].

Ce dernier recouvre la surface du moule et devient une couche homogène(Figure 1.39). Les inconvénients de cette méthode sont : 1. besoin d'un système de rotation à deux axes, ceci augmente la complexité du processus de fabrication. 2. une viscosité faible de silicone (1500-2000cP) 3.une transparence insuffisante pour des applications optiques.

[Gailloud 1999] ont trouvé une méthode simple qui permet d'obtenir des fantômes conformes à la géométrie spécifique des vaisseaux : d'abord, ils ont réalisé des copies de cire des artères grâce à deux artères de spécimen humain. Ces moulages en cire sont combinés et assemblés dans une boîte transparent en plexiglas. Puis du silicone liquide s'est versé dans la boîte et se solidifie. A la fin, la cire est fondue pour l'évacuer. Cette méthode est appelée 'technique de la cire perdue' [Carallo 1999].

[Wetzel 2005] ont été inspirés par cette méthode. Avec la technique de la cire perdue, ils ont fabriqué un fantôme vasculaire cérébral (Figure 1.40). La seule différence est que [Wetzel 2005] utilise un modèle imprimé directement par une imprimante 3D. Le point faible de cette méthode est que la résolution d'impression du modèle en cire initial est limitée, les petites branches de

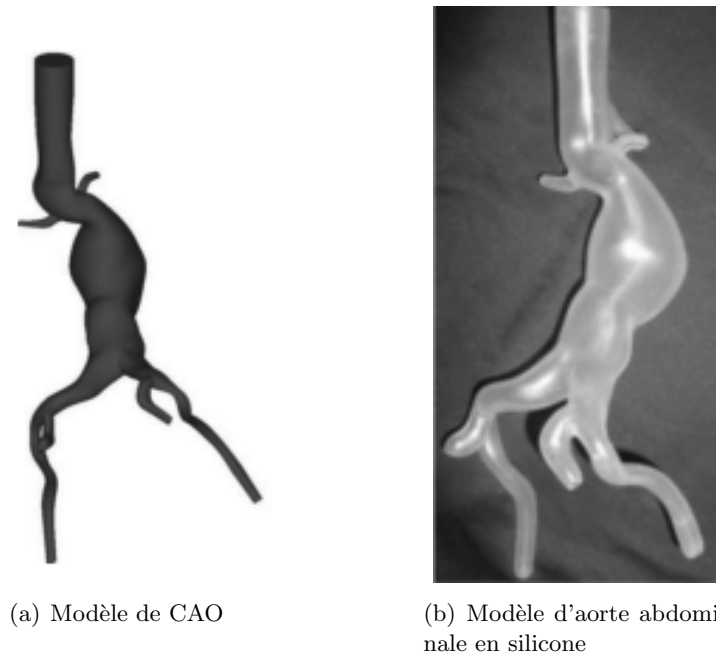


FIGURE 1.39 – Conception et réalisation du fantôme d'aorte abdominal, d'après[Arcaute 2008].

dimensions inférieures à 1 mm ne sont pas visibles. Les coûts de ces modèles réalisés dépendent de la taille et sont de l'ordre de 1800 –2200 \$, ils sont donc coûteux. En plus, ils ne tiennent pas compte de l'épaisseur de la paroi et ne peuvent pas rendre compte du battement des parois vasculaires.

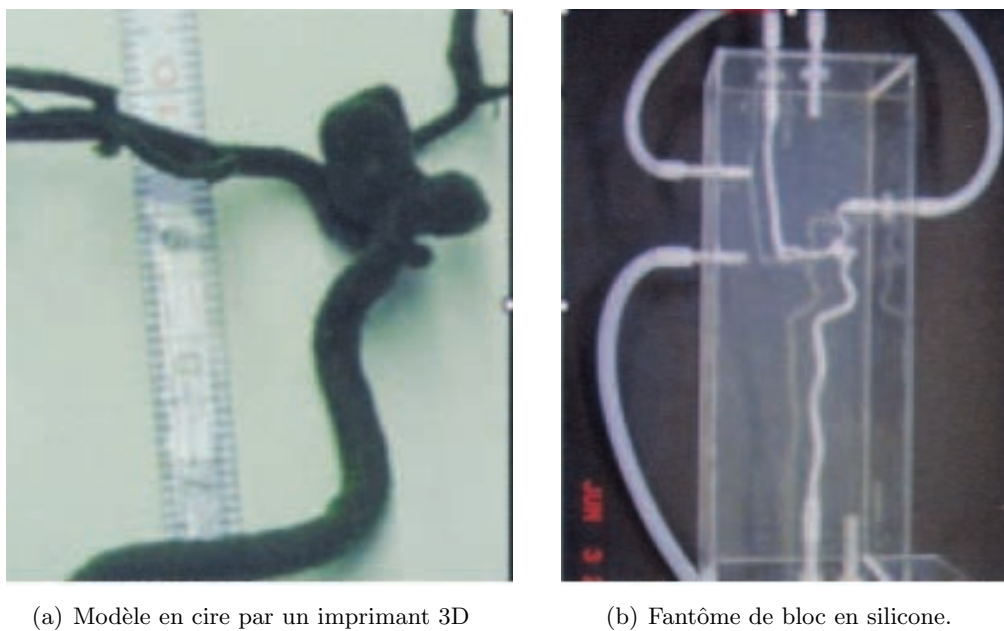
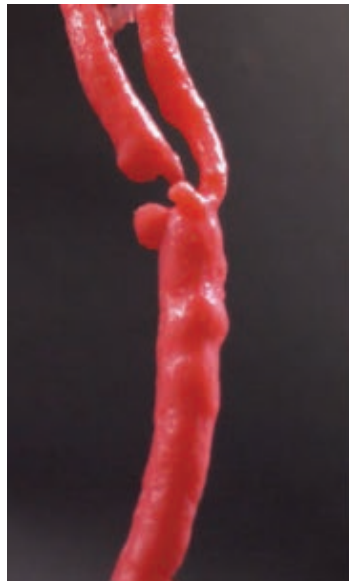


FIGURE 1.40 – Prototypage rapide de fantômes vasculaires cérébraux, d'après[Wetzel 2005]

[Knox 2005] ont aussi utilisé la méthode de la cire perdue. Ils ont mis en couche du silicone sur un moule en cire imprimé par une machine de prototypage rapide. Enfin, la cire est enlevée dans une solution chimique ou par méthode thermique (Figure 1.41). Ce fantôme de silicone est amélioré par rapport à la technique précédente en terme de 1.transparence 2.élasticité. Néanmoins, sa résolution d'impression n'est pas aussi bonne qu'une machine d'objet solide. Le moule en cire normale n'est pas adapté pour réaliser une variation fine d'épaisseur de paroi nécessaire à la complexité des modèles de carotide. Actuellement, il y a des imprimantes à cire en haute résolution, mais un petit morceau de cire coûte très cher (environ 600 euros pour une carotide).



(a) Prototype rapide en cire de carotide de sténose



(b) Fantôme de carotide de sténose en silicone

FIGURE 1.41 – Méthode de la cire perdue, d'après[Knox 2005].

## 1.6 Conclusion

Ce chapitre donne le cadre dans lequel se situe mon travail : il reprend les connaissances nécessaires pour bien comprendre l'étude menée pendant cette thèse.

Nous avons parcouru l'anatomie et les pathologies de l'artère carotide ce qui nous permet d'en souligner l'importance. Comme les caractéristiques du flux sanguin influencent la formation de lésions vasculaires, les études hémodynamiques contribuent à bien comprendre les causes des pathologies. Les éléments théoriques sur le flux sanguin au niveau de la bifurcation nous permettent de savoir que les flux sont complexes en ce point et qu'il y a la formation de vortex. Ensuite, nous avons expliqué les théories de base sur des techniques d'imagerie médicale et souligné que l'échographie et l'IRM nous permettent non seulement de faire l'imagerie de l'anatomie et des lésions, mais aussi d'étudier les vortex en profondeur dans le flux sanguin.

Nous avons aussi fait le bilan des études sur les vortex au niveau de la carotide qui sont réalisées par simulations numériques et expérimentales. Dans la partie sur les simulations

expérimentales, nous avons parlé de la technique de PIV qui va être utilisée dans cette thèse. Les résultats de ces études montrent que les comportements du vortex sont associés à différentes propriétés anatomiques des vaisseaux sanguins et à celle hémodynamique de flux sanguin.

L'objectif de cette thèse est l'étude du comportement des vortex (variation) dans l'artère carotide et des paramètres physiologiques (géométrie, élasticité, pressions etc) qui influencent par la simulation expérimentale et observation par plusieurs modalités d'imagerie : IRM, échographie et PIV.

Pour réaliser cet objectif, des fantômes spécifiques sont nécessaires : les fantômes de carotide en forme de Y souple et rigide qui se réfèrent aux tailles réelles ; Le fantôme en forme de carotide réelle. Par conséquent, la première partie de mon travail est la réalisation de ces fantômes.

Dans un premier temps, grâce à la consultation de la littérature associée, nous savons que la plupart des fantômes de carotide dans ces expérimentation sont rigides. La technique de prototypage rapide permet de produire des objets de forme complexe en peu de temps. En état actuel de l'avancement des matériels, la plupart des imprimantes 3D ne permettent pas de produire des objets souples directement. Par contre, inspiré par les méthodes de moulage (fabrication indirecte), nous pouvons utiliser une imprimante 3D pour produire les outils (moule) afin de réaliser les fantômes souples.

Dans le chapitre suivant, nous allons montrer la réalisation des fantômes de carotide souples et rigides à partir d'acquisition d'ARM de manière non invasive.

# Réalisation des fantômes de carotide par prototypage rapide

---

## Sommaire

<b>2.1</b>	<b>Modélisation</b>	<b>47</b>
2.1.1	Mise au point du protocole d'acquisition	48
2.1.2	Segmentation et reconstruction 3D	58
<b>2.2</b>	<b>Réalisation des fantômes souples de carotide</b>	<b>66</b>
2.2.1	Conception du moule	67
2.2.2	Prototype rapide des moules	69
2.2.3	Génération des fantômes souples	70
<b>2.3</b>	<b>Évaluation des fantômes élastiques</b>	<b>73</b>
2.3.1	Précision dimensionnelle de la fabrication des fantômes	73
2.3.2	Propriétés mécaniques (Élasticité)	77
2.3.3	Propriétés dynamiques	79
<b>2.4</b>	<b>Fabrication des fantômes rigides de carotide en résine</b>	<b>80</b>
<b>2.5</b>	<b>Conclusion</b>	<b>81</b>

---

Ce chapitre est consacré à la réalisation des fantômes de carotide en utilisant la technique de prototypage rapide. Il est composé de quatre sections. La première section concerne les modélisations des fantômes de carotides en 3D qui vont être par la suite utilisés pour le prototypage rapide. Deux méthodes d'acquisition d'images IRM sont optimisées respectivement : l'ARM 3D-TOF et l'ARM Black Blood. Après la segmentation et la reconstruction 3D, trois modèles sont construits : un modèle en forme de Y qui est une simplification d'une bifurcation carotidienne réelle, un modèle de 13.2 cm de long avec un siphon et un modèle de carotide réelle de 6.2 cm de long avec des variations d'épaisseur de la paroi. La deuxième section est la réalisation des fantômes souples et transparents. Nous avons mis au point une méthode de moulage par injection de silicone dit 'moule-injection'. Deux types de moules ont été réalisés : un moule mono-pièce et un moule multi-pièce. Pour atteindre une élasticité de parois proche la réalité de celle des artères et la transparence, trois échantillons de mélange de silicone ont été essayés. La troisième section est l'évaluation des fantômes souples en terme de précision dimensionnelle, l'élasticité de parois et les propriétés dynamiques. Dans la dernière section, nous avons mis au point une méthode de fabrication des fantômes rigides de carotide en résine.

## 2.1 Modélisation

Pour établir les modèles de carotide, il faut d'abord des acquisitions d'imagerie médicale. DSA, Scanner, ARM peuvent tous servir de modalité d'acquisitions. Le DSA et le scanner

fonctionnent avec des rayonnements ionisants. Étant donné que le caractère non ionisant a été choisi comme priorité pour notre étude, ils ne répondent pas à nos contraintes et ne sont pas retenus. L'ARM est une modalité d'imagerie non ionisante. Elle permet d'avoir des images avec un haut niveau de contraste. La technique 3D d'ARM avec injection du produit de contraste est souvent considérée comme la plus performante pour la modélisation des vaisseaux sanguins. Cependant, l'utilisation de produit de contraste ne satisfait pas notre critère de non invasivité. Parmi les techniques d'ARM, nous avons choisi celle dite 3D TOF plutôt que celle dite de contraste de phase dont les réglages sont plus complexes et sensibles. Pour modéliser un fantôme de carotide avec des variations d'épaisseur, nous avons également choisi des séquences 2D Echo de Spin Black Blood qui permettent de distinguer les parois des artères.

### 2.1.1 Mise au point du protocole d'acquisition

Pour établir un modèle de carotide plus précis, il faut d'abord optimiser le protocole d'acquisition. Les sources des images doivent être également d'une qualité suffisante pour être exploitables (Rapport Signal sur Bruit(S/B) importante) lors de la segmentation en post-traitement (le contraste est prioritaire). Ce paramétrage optimisé des acquisitions est très important en terme de segmentation et de reconstruction du modèle carotidien 3D pour une utilisation en prototypage rapide.

Normalement, le rapport S/B est influencé par des éléments différents : la taille des voxels, la séquence utilisée, le nombre d'excitation (NEX), le champ de vue (FOV) et les éléments spécifiques à la machine utilisée comme l'antenne, les gradients de champ magnétique etc. L'équation suivant définit l'influence des paramètres d'acquisition sur le rapport S/B.

$$S/R \propto \frac{\Delta x \Delta y \Delta z \cdot F_{séquence} \cdot \sqrt{NEX \cdot N_{FE} \cdot N_{PE1} \cdot N_{PE2}}}{\sqrt{BW}} \quad (2.1)$$

$\Delta x$  et  $\Delta y$  sont les dimensions du pixel dans la coupe.  $\Delta z$  est l'épaisseur de coupe.  $F_{séquence}$  est une fonction qui dépend du type de séquence utilisée.  $N_{FE}$  et  $N_{PE1}$  correspond à la taille de la matrice.  $N_{PE2}$  est le nombre de coupes en acquisition 3D. NEX est le nombre d'excitation. BW représente la bande-passante. Chaque changement de valeur d'un paramètre entraîne des avantages et des inconvénients, il est nécessaire de déterminer le meilleur compromis. En effet, en plus d'obtenir une image de qualité à avoir le temps d'acquisition le plus court possible.

Pour optimiser les protocoles d'acquisition, six volontaires (cinq hommes et une femme, d'âge moyen  $22 \pm 3$  ans, sans maladie vasculaire connue) ont été recrutés parmi les élèves de l'Université de Technologie de Compiègne (UTC). Les examens ont été réalisés avec un IRM 1.5T (modèle Signa HDx, Infinity 11,0 Excite, GE Healthcare, USA) équipé de 16-canaux tête-cou au Centre d'imagerie Médicale Avancée (CIMA) à Compiègne, France.

#### 2.1.1.1 Protocole d'acquisition de 3D-TOF

La technique de 3D TOF est beaucoup utilisée comme source d'images pour l'acquisition de structures spatiales en clinique quotidienne ou encore la reconstruction de modèles 3D des vaisseaux sanguins pour l'étude hémodynamique in vitro ou la simulation numérique [Antiga 2002] [Frangi 2001] [van't Klooster 2012b]. La méthode TOF utilise principalement les séquences écho de gradient.

L'artère carotide qui comprend la carotide externe, la carotide interne et son siphon mesure plus de 13 cm en moyenne. Théoriquement, par une séquence d'ARM 3D-TOF, un volume d'artère carotide peut être acquis en une fois. En effet, après l'excitation d'un volume à chaque répétition, il y a une saturation progressive des flux, d'autant plus qu'ils sont lents. Les plus lents peuvent même disparaître complètement. Le sang est déjà saturé sur un parcours d'une longueur limitée, de l'ordre de 5 à 7 cm : Cette longueur varie d'une personne à l'autre en fonction de la vitesse du sang, de la géométrie et de la structure de la carotide. Il est donc impossible d'acquérir des vues sur une longueur aussi grande en une seule fois. Pour diminuer la saturation des flux, éviter les imperfections de reconstruction dans l'axe longitudinal à partir des profils de coupe (imagerie en marche d'escalier), et obtenir une longueur de 12 à 15 cm de carotide, nous devons fractionner l'acquisition 3D en plusieurs segments (slabs) complémentaires ou "multi-slabs".

La séquence 3D-TOF-SPGR est une séquence destinée à l'imagerie vasculaire. Elle offre les avantages de l'acquisition 3D associée à des TR et des TE courts permettant de réduire le temps d'acquisition. Les paramètres d'acquisition sont décrits ci-dessous :

### Temps de répétition (TR)

Le temps de répétition (TR) définit l'intervalle entre les impulsions RF élémentaires de la séquence. La sélection du TR le plus approprié est un compromis. Il intervient dans le contraste de l'image, le rapport S/B et le temps d'acquisition. Pour la 3D-TOF-SPGR, le TR doit être assez court afin de bien saturer les tissus fixes et améliorer le contraste de la matière mobile (valeur idéale 20-50 ms). Ici, nous avons choisi TR=30 ms.

### Temps d'écho (TE)

Le temps d'écho (TE) correspond à la durée séparant l'onde RF d'excitation et le centre de l'écho. Il doit également être court afin de limiter le déphasage intra voxel existant pendant l'imagerie dynamique de flux. Pour notre protocole, nous avons utilisé la valeur minimale de cette machine, c'est à dire TE= 7.7 ms.

### Angle de bascule ( $\theta$ )

L'angle de bascule ( $\theta$ ) intervient dans le contraste d'une image et dans l'amplitude du signal. En 3D-TOF-SPGR, le TR court entraîne une repousse incomplète de l'aimantation longitudinale. L'utilisation de petits angles permet de gagner en signal et de stocker l'aimantation résiduelle. Nous avons choisi l'utilisation un angle modéré ( $35^\circ$ ), afin de produire un niveau de signal suffisant pour un temps d'acquisition relativement court.

### Épaisseur de coupe (Tck ou $\Delta Z$ )

Pour la quantification du flux, une épaisseur de coupe optimisée doit permettre d'avoir le maximum de signal. C'est un compromis entre le nombre de coupes et une résolution suffisamment fine le long de l'axe Z pour éviter une pixellisation des artères. Ici, nous avons choisi 1.2 mm.

### Matrice et le champ de vue (FOV)

La matrice et le champ de vue (FOV) définissent la taille des pixels de l'image et influencent le temps d'acquisition et le rapport S/B. La taille de pixel est donnée par :

$$\Delta(x, y) = \frac{FOV(x, y)}{Matrice(x, y)} \quad (2.2)$$

Les petits voxels peuvent diminuer le déphasage intravoxel et les effets de volume partiel, ce qui permet une bonne précision des contours de l'artère de la région étudiée. En compromis du temps d'acquisition, nous avons choisi  $256 \times 256$  (Matrice) et  $20 \times 20$  cm (FOV) pour  $0.78 \times 0.78$  mm /pixel avec un signal suffisant.

### Overlap

L'overlap correspond à la longueur de recouvrement entre les slabs. Il permet d'une part de combler l'atténuation du signal dans la partie supérieure et d'autre part un meilleur recalage lors de la reconstruction. Dans notre étude, nous avons choisi un overlap égal à 6.0 mm.

### Acquisition

Une bande de saturation supérieure a été appliquée pour éliminer le signal des veines. Nous avons obtenu trois slabs de carotide, chacun de 48 mm, overlaps de 6 mm. Nous pouvons ainsi avoir une carotide entière avec une longueur de 132 mm (Figure 2.1).

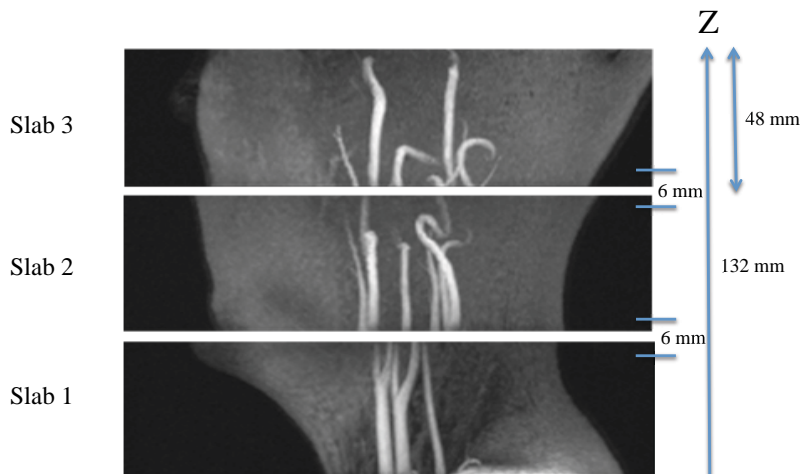


FIGURE 2.1 – Trois slabs de carotide par 3D-TOF-SPGR (TE=7.7 ms, TR=30 ms, Angle=35°, FOV=  $20 \times 20$ cm, Tck=1.2mm, Matrice=  $256 \times 256$ )

#### 2.1.1.2 Protocole d'acquisition de Black Blood

Le modèle de carotide avec contrôle des épaisseurs de paroi est basé sur la source de images de carotide par ARM Black Blood. En raison du bon effet de Black Blood et sa simplicité de paramétrage, nous utilisons la séquence FSE avec la bande de présaturation.



Afin d'obtenir une séquence optimisée en qualité et en temps d'acquisition, nous avons étudié les différents paramètres réglables.

### Critères d'évaluation en termes de qualité d'image

Pour les séquences Black Blood, ce sont les signaux de la paroi de la carotide qui nous intéressent dans ce travail. Donc, par rapport aux définitions classiques du S/B et du Contraste, nous avons changé les critères d'évaluation de qualité d'image. Afin de déterminer la meilleure visualisation des parois carotidiennes, nous comparons des estimations du rapport signal sur bruit des parois ( $S/B_{carotide}$ ) et le contraste entre les parois des vaisseaux et les tissus environnants ( $C_{carotide}$ ).

Les deux critères sont calculés par les équations suivantes :

$$S/B_{carotide} = \frac{S_{carotide}}{S_{bruit}} \quad (2.3)$$

$$C_{carotide} = \frac{S_{carotide} - S_{bruit}}{\sigma} \quad (2.4)$$

S représente le signal dans la région de la paroi de la carotide. Les bruits sont les signaux du fond des images.  $\sigma$  est l'écart-type du bruit.

Pour mesurer le signal des tissus et le bruit de l'antenne, 6 régions d'intérêt homogènes ont été placées. Pour la mesure du signal des parois, entre 15 et 20 points ont été distribués manuellement le long de chacune des parois carotidiennes puis chaque valeur de pixel a été relevée pour établir une moyenne du signal de la paroi ( Figure 2.2).

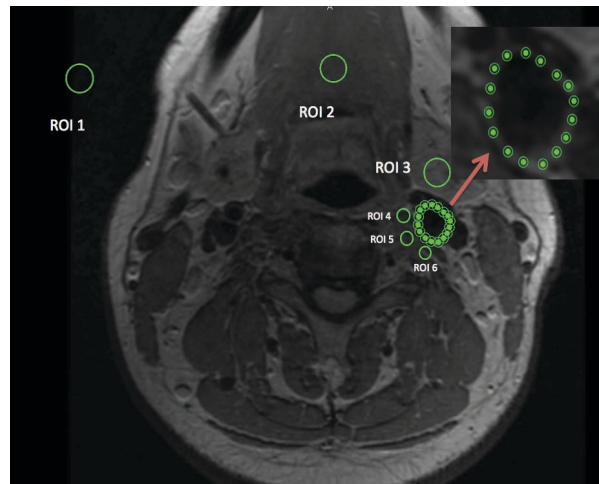


FIGURE 2.2 – Échantillons d'images de Black Blood. Les petits points sont les échantillons de signaux des parois. ROI 1 : Signal extérieur pris comme référence du bruit ; ROI 2 : Signal des tissus loin de la carotide ; ROI 3 - ROI 6 : les signaux des tissus environnant la paroi

### Choix de la pondération

En pratique, on retient en général en clinique pour une FSE : un TR court est de 800 ms et un TR long de plus de 1800 ms et un TE court est de moins 30 ms et un TE long de plus 75 ms.

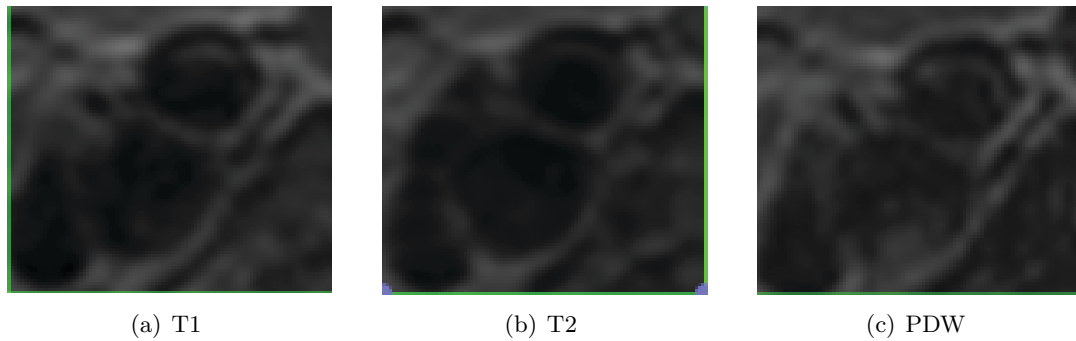


FIGURE 2.3 – Trois pondérations d’images de Black Blood au niveau de la bifurcation carotidienne

Pour le choix de la pondération, d’abord, une séquence de chacune des pondérations (T1, T2 et PDW) a été acquise sur un même sujet, aux mêmes positions pour permettre la comparaison des images. Ces séquences sont paramétrées de la façon suivante : Matrice=256 × 256, FOV = 16 × 16 cm, soit une taille de pixel de 0,625 × 0,625 mm<sup>2</sup>. Pour chaque séquence, nous vérifions que la coupe centrale passe bien au niveau de l’apex de la bifurcation carotidienne. Deux autres coupes sont acquises au dessus de cette coupe et deux en dessous. Les combinaisons de TR et TE figurent dans le tableau 2.1 suivant :

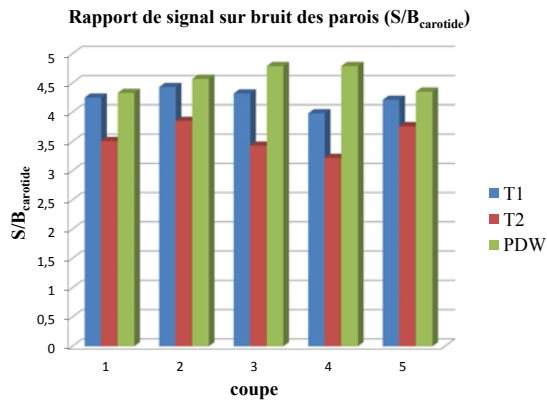
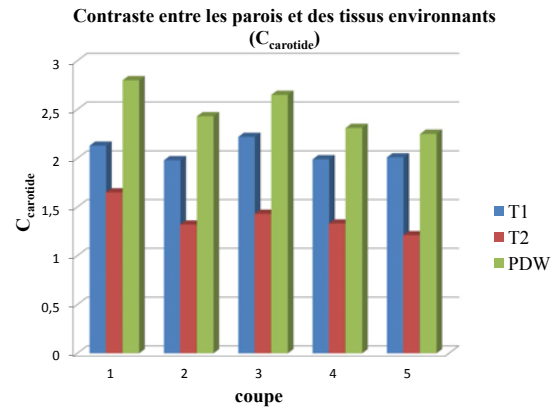
	T1	T2	PDW
TE	13,3ms(minimum)	75ms	13,3ms
TR	800ms	1800ms	1800ms
Mat	256 × 256	256 × 256	256 × 256
FOV	16 × 16cm	16 × 16cm	16 × 16cm
Tck	5mm	5mm	5mm
Spacing	3mm	3mm	3mm
ETL	2	8	6
BW	15kHz	15kHz	15kHz
NEX	1	1	1
Slices	5mm	5mm	5mm

TABLE 2.1 – Paramètres de trois contrastes de séquence de FSE-XL

En observant les images, nous pouvons remarquer que les valeurs du signal des images pondérée en T1 et T2 des parois de carotide sont proches les tissus environnants. Après les acquisitions de trois pondérations différentes (Figure 2.3), nous avons obtenu les résultats de comparaison en termes de critères :  $S/B_{carotide}$  et  $C_{carotide}$ .

La Figure 2.4 donne les valeurs de critère d’évaluation pour les trois pondérations étudiées et pour un sujet, sachant que pour les autres les valeurs obtenues sont comparables. On constate que la pondération T2 donne les valeurs de  $S/B_{carotide}$  les plus petites : elle ne sera plus utilisée pour la suite.

Les pondérations T1 et PDW sont meilleures mais la valeur du  $C_{carotide}$  de la pondération PDW est supérieure à celle de la pondération T1 (Figure 2.5). Que ce soit en termes de signal sur bruit des parois vasculaires et de contraste entre les parois des vaisseaux et des tissus

FIGURE 2.4 –  $S/B_{carotide}$  de T1, T2 et PDWFIGURE 2.5 –  $C_{carotide}$  de T1, T2 et PDW

environnants, la pondération PDW est le meilleur choix pour la visualisation des parois et pour obtenir une qualité d'image optimale en acquisition FSE Black Blood.

### Optimisation des paramètres

Une fois la meilleure pondération déterminée, nous étudions les paramètres influençant l'acquisition en terme de qualité d'image. Pour les tests suivants, nous avons choisi dix coupes axiales de la carotide du même sujet sain au niveau de la bifurcation. Les paramètres pour optimiser sont les suivants :

#### Bande-passante (BW)

En théorie, la bande-passante (BW) a une influence sur la qualité d'image et sur d'autres paramètres d'acquisition comme le temps d'écho. Une augmentation de BW entraîne une diminution du S/B et une diminution du TE entraîne une diminution des artefacts. La séquence Black Blood étant très peu sensible aux artefacts de flux et de mouvement, une bande-passante étroite sera plus avantageuse. Ici, nous choisissons  $BW=15$  kHz.

#### Temps d'écho (TE)

Le TE dans la machine IRM est limité par la valeur TR. Pour limiter les effets de le T1 et T2 entre les parois et les tissus environnants, nous avons choisi le TE minimum (13.3 ms) permis par cette machine.

#### Echo Train Length (ETL)

L'influence de l'ETL joue principalement sur le temps d'acquisition. L'augmentation de l'ETL permet de diminuer le temps de scan et d'augmenter le contraste T2. En contrepartie, cela accroît les artefacts liés aux mouvements et le flou des contours. Les valeurs proposées par GE pour PDW sont 2 à 6. ETL=6 est choisi pour notre protocole.

#### Temps de répétition (TR)

Le TR peut intervenir dans le  $S/B_{carotide}$  et  $C_{carotide}$ . Afin d'éviter les artéfacts liés à la nature battante des parois et donc dans l'optique d'optimiser la qualité de la séquence d'acquisition, nous avons testé les séquences de FSE-XL avec et sans la synchronisation cardiaque (ECG-gated). Pour la synchronisation, nous récupérons le signal ECG à l'aide de 4 électrodes placées sur la poitrine du sujet à des positions précises (Annexe 1). En fait, nous effectuons un test avec trois TRs différents : 1200 ms et 1800 ms et ECG-gated rétrospectif (environ 1681-1920 ms) qui correspondent à la durée de deux cycles cardiaques.

Paramètres	Séquence FSE-XL		
TE	13,3 ms	13,3 ms	13,3 ms
TR	1200 ms	2300 ms	ECG-gated (1681-1920ms)
MAT	256 × 256	256 × 256	256 × 256
FOV	16 × 16	16 × 16	16 × 16
Tck	5	5	5
Spacing	3	3	3
ETL	6	6	6
BW	15	15	15
NEX	1	1	1
Slice	10	10	10

TABLE 2.2 – Paramètres de test de TR de la séquence FSE-XL

Après l'analyse des données (Figure 2.6, 2.7), nous avons remarqué que le TR synchronisé sur le battement cardiaque nous donne les valeurs de  $S/B_{carotide}$  et  $C_{carotide}$  les plus élevées. La raison est que les valeurs non synchronisées avec l'ECG causent contiennent plus d'artéfacts et le bruit du fond de images augmente. TR=1200 ms (moins deux cycles cardiaques) cause la baisse des valeurs de  $S/B_{carotide}$  et de  $C_{carotide}$ .

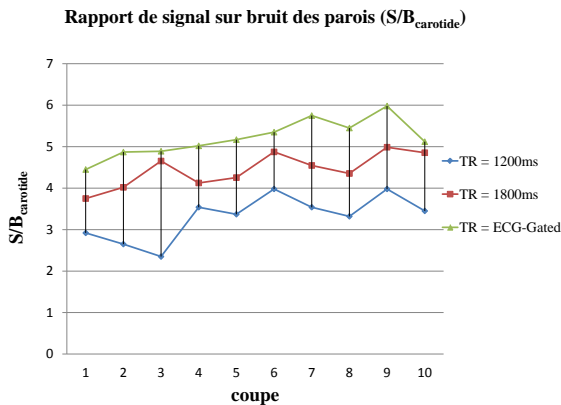


FIGURE 2.6 – Rapport signal sur bruit des parois des TR=1200ms, 1800ms et ECG-Gated

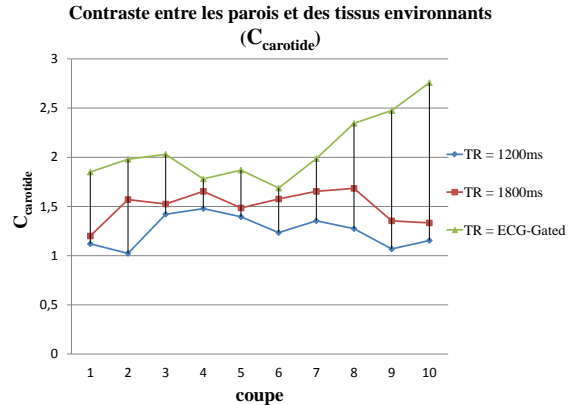


FIGURE 2.7 – Contraste entre les parois des vaisseaux et des tissus des TR=1200ms,1800ms et ECG-Gated

### Matrice et FOV

Nous faisons varier la taille de la matrice de  $256 \times 256$  à  $512 \times 512$  et modifions le champ de vue (FOV) de  $20\text{cm} \times 20\text{cm}$  à  $12\text{cm} \times 12\text{cm}$  afin de tester plusieurs taille de pixels allant de  $0.78 \times 0.78\text{mm}^2$  à  $0.39 \times 0.39\text{mm}^2$ . Tous les autres paramètres sont fixes, ETL est à 6, BW à 15 et l'épaisseur de coupe à 3 mm pour recueillir un maximum de signal (Table 2.3) :

Paramètres	Séquence FSE-XL			
TE	13,3 ms	13,3 ms	13,3 ms	13,3 ms
TR	ECG-gated	ECG-gated	ECG-gated	ECG-gated
MAT	$256 \times 256$	$256 \times 256$	$256 \times 256$	$512 \times 512$
FOV	$12 \times 12\text{ cm}$	$16 \times 16\text{ cm}$	$20 \times 20\text{ cm}$	$20 \times 20\text{ cm}$
Tck	5 mm	5 mm	5 mm	5 mm
Spacing	3	3	3	3
ETL	6	6	6	6
BW	15 kHz	15 kHz	15 kHz	15 kHz
NEX	1	1	1	1
Slice	10	10	10	10

TABLE 2.3 – Paramètres de test de la résolution de la séquence de FSE-XL

La Figure 2.8 montre les  $S/B_{\text{carotide}}$  en fonction de la taille de pixels. Nous avons trouvé que : plus grande est la taille de pixel, plus élevé est le  $S/B_{\text{carotide}}$ . Mat= $512 \times 512$ , FOV= $20\text{cm} \times 20\text{cm}$  dont une taille de pixel de  $0.39\text{mm} \times 0.39\text{mm}$  et Mat= $256 \times 256$ , FOV= $12\text{cm} \times 12\text{cm}$  dont une taille de pixel de  $0.468\text{mm} \times 0.468\text{mm}$  donnent des valeurs basses de  $S/B_{\text{carotide}}$ . Ces images sont trop floues pour discerner les parois. En terme de  $C_{\text{carotide}}$ , Mat= $512 \times 512$ , FOV= $20\text{cm} \times 20\text{cm}$  donne l'image aux valeurs les plus faibles (Figure 2.9). Par comparaison, suivant notre protocole, Mat= $256 \times 256$ , FOV= $16\text{cm} \times 16\text{cm}$  est le meilleur choix.

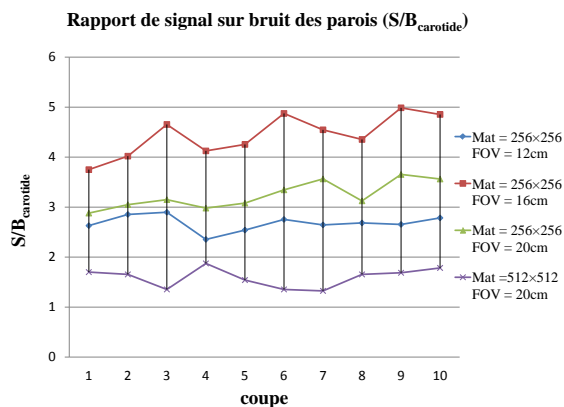


FIGURE 2.8 – Rapport de signal sur bruit des parois pour des tailles de pixel différentes

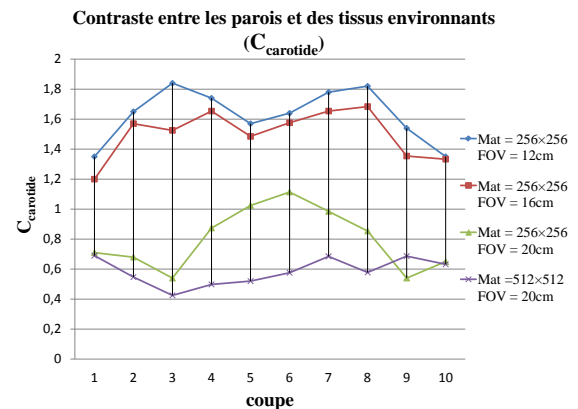


FIGURE 2.9 – Contraste entre les parois des vaisseaux et des tissus pour des tailles de pixel différentes

### Épaisseur de coupe ( $T_{ck}$ )

En ce qui concerne l'épaisseur de coupe, nous avons fait varier les valeurs de 2 mm à 5

mm par pas de 1 mm, afin d’être compatible avec une reconstruction 3D. Les paramètres sont résumés dans le tableau suivant (Table 2.4) :

Paramètres	Séquence FSE-XL			
TE	13,3 ms	13,3 ms	13,3 ms	13,3 ms
TR	ECG-gated	ECG-gated	ECG-gated	ECG-gated
MAT	256 × 256	256 × 256	256 × 256	256 × 256
FOV	16 × 16	16 × 16	16 × 16	16 × 16
Tck	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
Spacing	3 mm	3 mm	3 mm	3 mm
ETL	6	6	6	6
BW	15 kHz	15 kHz	15 kHz	15 kHz
NEX	1	1	1	1
Slice	10	10	10	10

TABLE 2.4 – Paramètres de test de l’épaisseur de coupe (Tck) pour la séquence de FSE-XL

Après analyse des données extraites de la Figure 2.10, nous avons trouvé que le  $S/B_{carotide}$  plus élevé avec l’augmentation d’épaisseur de la coupe. Ce résultat est logique et en accord avec l’équation 2.1.

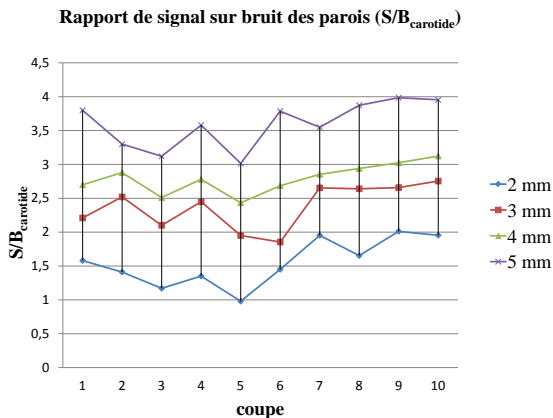


FIGURE 2.10 – Rapport signal sur bruit des parois avec Tck= 2mm, 3mm ,4mm, 5mm

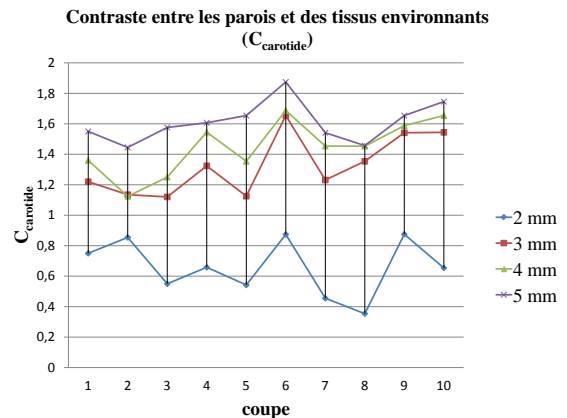


FIGURE 2.11 – Contraste entre les parois des vaisseaux et des tissus environnants avec Tck= 2 mm, 3 mm ,4 mm, 5 mm

Pour la reconstruction 3D, nous avons besoin de coupes fines et en même temps, il faut garantir que les parois soient bien visibles et exploitables pour faciliter le travail de segmentation. Nous pouvons observer que le  $C_{carotide}$  est plus élevé pour les coupes plus épaisses (et les plus hautes) (Figure 2.11). Le choix des paramètres doit être un compromis, avec l’épaisseur de 2 mm, la reconstruction devrait avoir une précision suffisante, en revanche les images n’ont pas un contraste permettant la segmentation. Avec une épaisseur de 5 mm, le signal sur bruit et le contraste seraient suffisants, en revanche la reconstruction produirait une forme en escalier. La reconstruction vasculaire n’aurait alors pas une précision suffisante, il faut donc aller vers une épaisseur de 3 mm. Le contraste est alors proche de celui à 5 mm et donne une meilleure

résolution axiale. Ce compromis est valable pour les coupes proximales et distales, en revanche au niveau de la bifurcation la variation de surface de la lumière est trop importante entre deux coupes, il faut donc trouver une méthode intermédiaire avec une épaisseur plus fine tout en gardant un contraste équivalent. Une variation importante sur une petite distance implique qu'une épaisseur de 3 mm est trop importante et donc impose de faire une interpolation. Celle-ci pourrait être réalisée de façon numérique par des "spline" linéaires, bilinéaires ou bicubique mais dans notre cas, pour obtenir une géométrie proche de la réalité nous avons choisi une autre méthode.

Pour atteindre une épaisseur plus petite, nous mettons au point une stratégie d'interpolation par décalage de coupe. Nous débutons par une première acquisition avec le compromis d'épaisseur de coupe fixé à 3 mm qui va servir de valeur de référence. En contrôlant précisément la position, nous faisons une seconde acquisition avec les mêmes paramètres mais décalée de 1.5 mm (soit une demie coupe) pour tout les coupes axiales. Cette interpolation des coupes permet d'augmenter la précision longitudinale ( $T_{ck} = 1.5$  mm) d'obtenir la reconstruction 3D suivante plus proche la réalité (Figure 2.12).

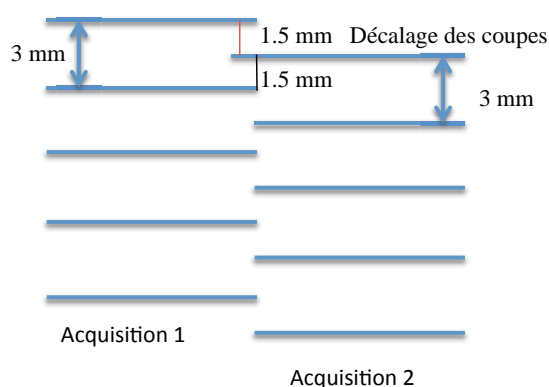


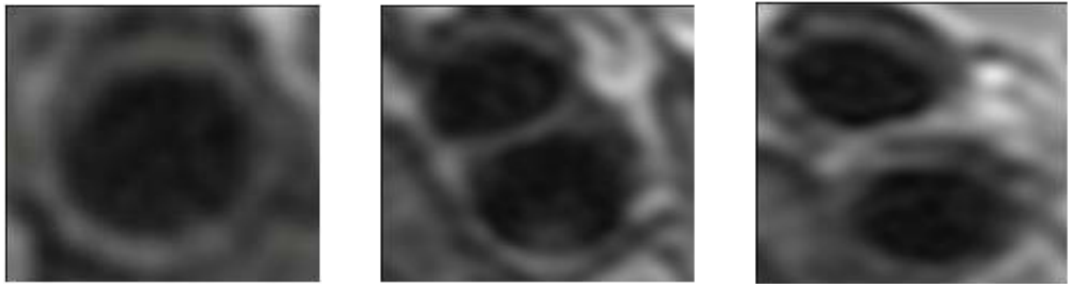
FIGURE 2.12 – Stratégie d'interpolation par le décalage de coupe (1.5 mm)

## Acquisition

Théoriquement, l'acquisition 3D nous permet d'avoir un S/B élevé et des couches plus fines (environ 1 mm) par rapport au mode 2D. En réalité, pour acquérir toute la longueur de la bifurcation carotidienne, le FSE Black Blood en Mode 3D nécessite un temps d'acquisition très long (plus de 15 minutes). Pendant l'examen, le sujet ne peut rester trop longtemps dans l'IRM sans bouger et donc causer des artéfacts. De plus, l'IRM n'a pas de fonction de synchronisation cardiaque pour FSE 3D.

Pour conclure, l'étude des différentes combinaisons de paramètres nous oriente vers la séquence FSE Black Blood 2D avec les paramètres optimisés qui permet d'avoir une taille de pixel (0,62 mm) et une épaisseur de coupe (1.5 mm) après l'interpolation entre deux séquences décalées. Le temps d'acquisition reste raisonnable, environ 3 minutes pour une vingtaine de coupes pour une séquence. La Figure 2.13 montre les coupes représentatives au niveau de la

bifurcation carotidienne.



(a) Carotide commune au dessous de la bifurcation

(b) Bifurcation carotidienne

(c) Carotide interne et externe au dessus de la bifurcation

FIGURE 2.13 – Acquisitions des images de caorotide par ARM Black Blood

## 2.1.2 Segmentation et reconstruction 3D

### 2.1.2.1 Modèle en forme de Y

Du fait que la bifurcation carotidienne est proche de la forme d'un Y, depuis longtemps, les fantômes ayant cette forme de Y sont devenus le standard pour les études expérimentales de l'hémodynamique de cette région [Ku 1985a] [Perktold 1994] [Ma 1997]. Dans notre étude, le fantôme de carotide en forme de Y est considéré comme important pour évaluer et comparer les phénomènes de vortex dans des fantômes différents en terme de rigidité. nous avons donc, conçu un modèle en forme de Y en utilisant le logiciel CATIA (CATIA V5R19, France). La dimension du modèle est conforme à celle de la carotide réelle prise comme référence sur un sujet volontaire sain (Figure 2.14(a)).

Pour simplifier le design, l'artère principale est remplacée par un tube droit (carotide commune) avec deux branches (carotide interne et carotide externe). Les diamètres extérieurs du tube et de ses branches sont de 7 mm et 6 mm respectivement. L'épaisseur de la paroi est de 1 mm et homogène sur toute la longueur. L'angle entre les branches est de 30 degrés (Figure 2.14(b)).

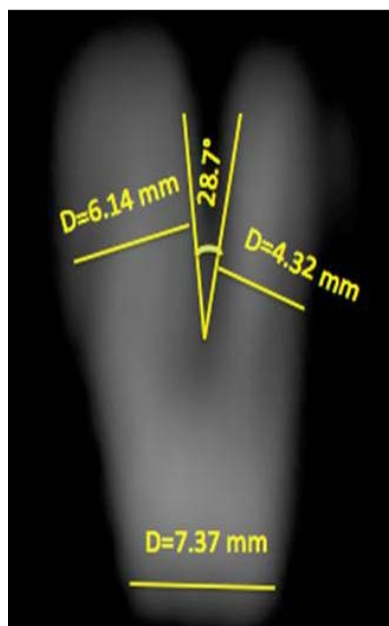
### 2.1.2.2 Modèle en forme de carotide réelle par ARM 3D-TOF

L'acquisition en 3D TOF produit une série en coupe 2D. Compte tenu des différentes méthodes pour segmenter ce type d'images de manière rapide et efficace, nous avons appliqué la méthode de 'seuillage' à l'aide de la technique MIP pour segmenter l'artère carotide. La schéma de traitement est le suivant (Figure 2.15) :

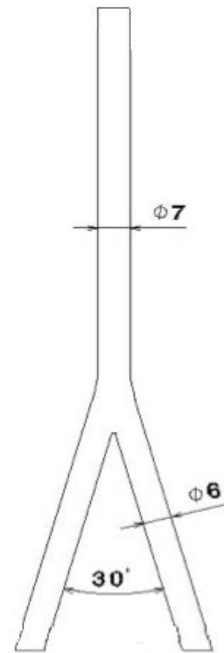
D'abord, nous transférons les images au format DICOM sur la station de travail GE ADW 4.3. On choisit une Région d'Intérêt (ROI) qui inclue correctement l'artère carotide en respectant l'anatomie, on découpe pour éliminer les tissus extérieurs en utilisant les outils des logiciels de l'ADW 4.3 (Figure 2.16(a)). Par rotation de l'angle de vue de l'objet segmenté en mode MIP (Figure 2.16(b)), nous pouvons visualiser la structure spatiale de la carotide.

En fait, ce traitement nécessite un manipulateur qui a une bonne connaissance de l'anatomie de l'artère carotide sous IRM. Pour la suite, la lumière des artères est gardée avec un peu de signal des tissus environnants (Figure 2.17).





(a) Bifurcation carotidienne par ARM 3D-TOF



(b) Modèle conçu se référant à la dimension de carotide réelle

FIGURE 2.14 – Modèle de carotide en forme Y

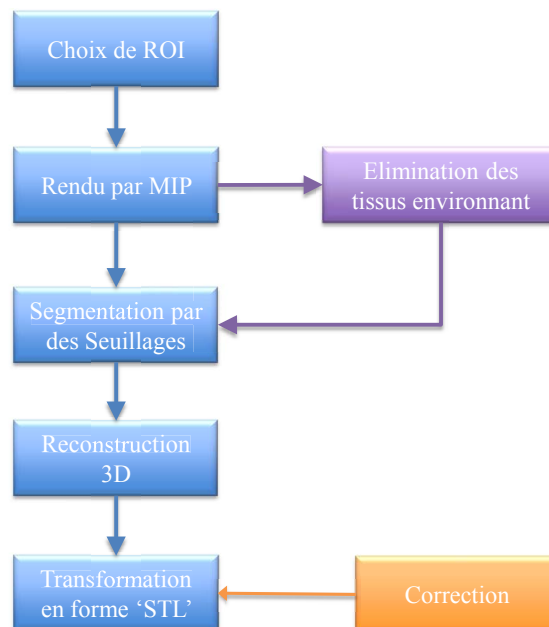


FIGURE 2.15 – Schéma de modélisation 3D



(a) Elimination des pixels des tissus extérieurs des ROIs



(b) Visualisation 3D par MIP pour la segmentation manuelle

FIGURE 2.16 – Étape pour garder uniquement la lumière de la carotide sur la station ADW



(a) Carotide commune sous la bifurcation



(b) Carotide interne et externe



(c) Partie de siphon dans la partie supérieure de la carotide

FIGURE 2.17 – Images axiales après le traitement par la station ADW 4.3

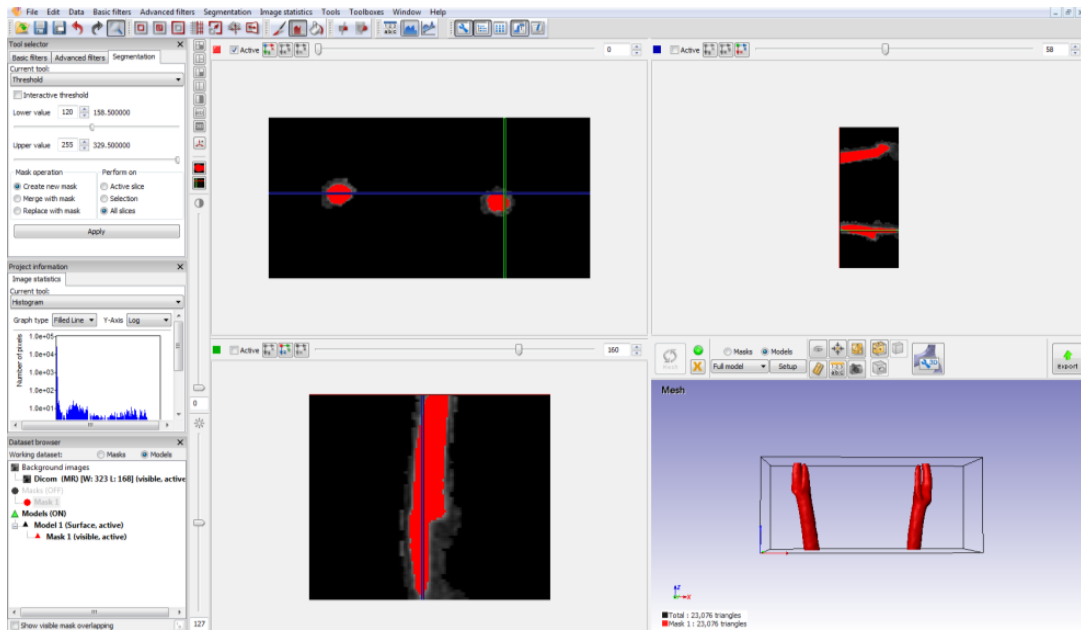


FIGURE 2.18 – Reconstruction 3D de carotide sous Simpleware

Le logiciel ScanIP, Simpleware (Version 4.2, Ltd, UK) est utilisé pour la reconstruction et l'exportation des fichiers au format STL pour le prototypage rapide. Il est nécessaire de sélectionner la zone qui correspond à l'objet. D'abord, une segmentation par seuillage est appliquée à partir de l'histogramme des niveaux de gris. On obtient le meilleur masque en testant des valeurs d'intensité basses et hautes ainsi que la représentation de la lumière de la carotide qui en découle, les valeurs de seuillage optimisées sont ainsi obtenues. Pour obtenir un modèle le plus lisse, un filtre de lissage (Gauss Filter) est appliqué pour toutes les couches. Nous générons ensuite toute la longueur d'une slab de carotide à partir de coupes axiales (selon l'axe Z) avec la fonction 'flood fill' qui utilise l'algorithme Marching Cube compris dans le logiciel pour la reconstruction 3D (Figure 2.18).

Grâce à la fonction 'transformation STL', nous obtenons les trois morceaux de carotides (slabs) sous formes de surfaces maillées composées de facettes triangulaires. Après importation dans le logiciel CATIA, nous rassemblons les trois parties avec un recalage qui s'avère possible étant donné que nous avons des zones de recouvrement entre les parties (overlaps). C'est la fonction 'Assembly design' qui réalise l'opération. Comme cela a été décrit précédemment, les turbulences du flux causent des pertes de signal dans les séquences 3D-TOF. Ces dernières s'ajoutent aux erreurs de segmentation et apparaissent dans le modèle reconstruit qui diffère de la carotide réelle. Ces zones prennent des formes convexes dans des parties qui devraient être concaves. Ce phénomène est particulièrement flagrant sur la carotide interne juste au niveau de la bifurcation (Figure 2.19).

Pour corriger ces déformations, nous avons coupé des plans transversaux dans la région des déformations (Figure 2.20),(a)) et obtenu les contours extérieurs de la lumière de la carotide (Figure 2.20),(b)). Nous posons comme hypothèse que la carotide conserve une forme quasi circulaire. Avec les mêmes acquisitions de TOF, des courbes NURBS sont utilisées pour refermer les contours de la lumière de l'artère carotide en corrigeant les déformations (Figure 2.20),(c)).

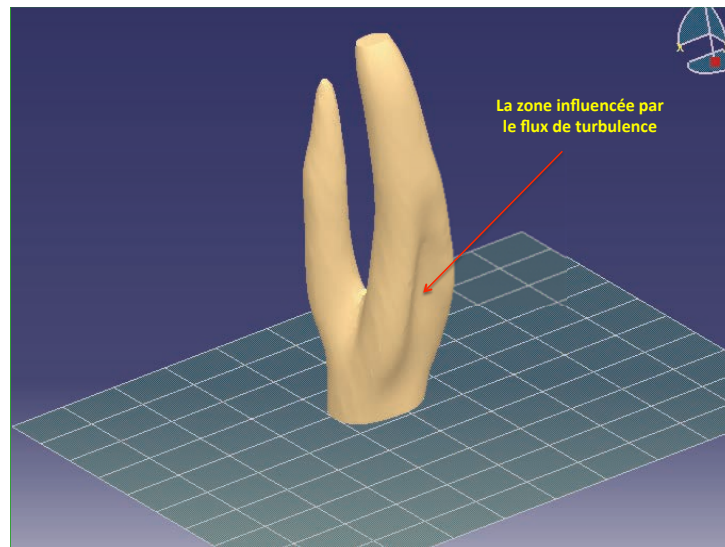


FIGURE 2.19 – Reconstruction 3D de carotide sous Simpleware

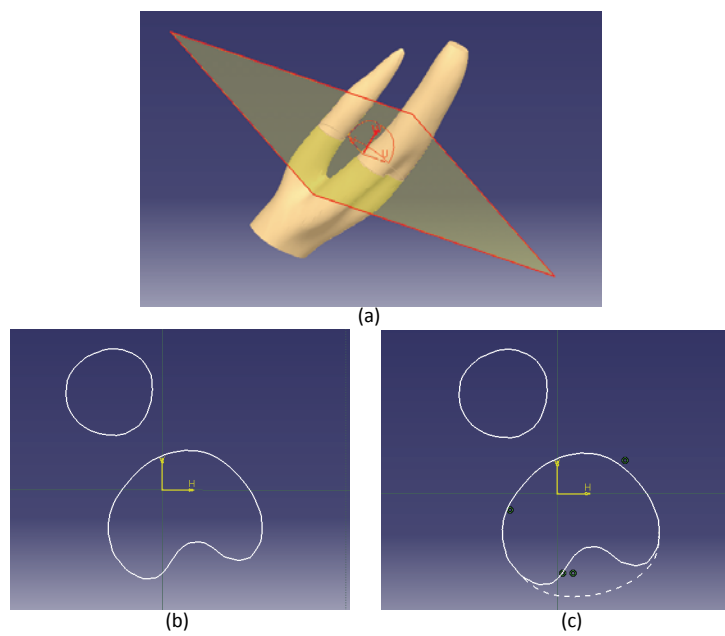


FIGURE 2.20 – Reconstruction 3D de carotide sous Simpleware

Après lissage de la surface, nous parvenons à établir le modèle de carotide avec siphon au format 'STL' (Figure 2.21).



FIGURE 2.21 – Modèle de carotide par 3D TOF sous format 'STL'

### 2.1.2.3 Modèle en forme de carotide réelle par ARM Black Blood

A partir de l'observation des images de Black Blood, nous pouvons trouver que les lumières des carotides sont enserrées par les parois avec une épaisseur donnée. La région des parois peut se distinguer par deux courbes fermées : le contour de la paroi interne et le contour de la paroi externe (Figure 2.22(a)) :

Pour segmenter la paroi, les méthodes de seuillage, croissance de région, Snake peuvent être utilisées [Ladak 2001] [Adame 2004]. Pour la partie au dessus de la bifurcation, nous pouvons remarquer que les parois des carotides interne et externe sont quelquefois confondues avec les tissus mous environnant (le contraste paroi/tissu mou est nul au niveau de la zone de contact) et qu'il n'y a pas une limite claire entre paroi et tissu conjonctif. Plus haut nous positionnons la coupe, plus ce phénomène est évident. Il n'existe pas de méthode de segmentation pour des parois de carotide par Black Blood pour une segmentation idéale, surtout au niveau de bifurcation et la partie supérieure.

Pour éviter les grandes erreurs entre les images traitées et la réalité de parois, nous choisissons la façon manuelle par plusieurs opérateurs. D'abord, nous pouvons classifier ces images en trois groupes dépendant des caractéristiques de la forme et de la structure anatomique : a) carotide commune, la partie sous la bifurcation ; b) la bifurcation carotidienne ; c) la partie au dessus de la bifurcation. Pour assurer la précision de la segmentation d'images Black Blood, nous invitons trois manipulateurs qui ont une bonne connaissance des ARMs de l'anatomie de la carotide. Chaque manipulateur traite les images en utilisant un logiciel d'imagerie Osirix (version 5.0.2) deux fois avec le protocole ci-dessous :

- 1) On applique à toute la série d'images Black Blood un filtre passe haute de type de sharpen

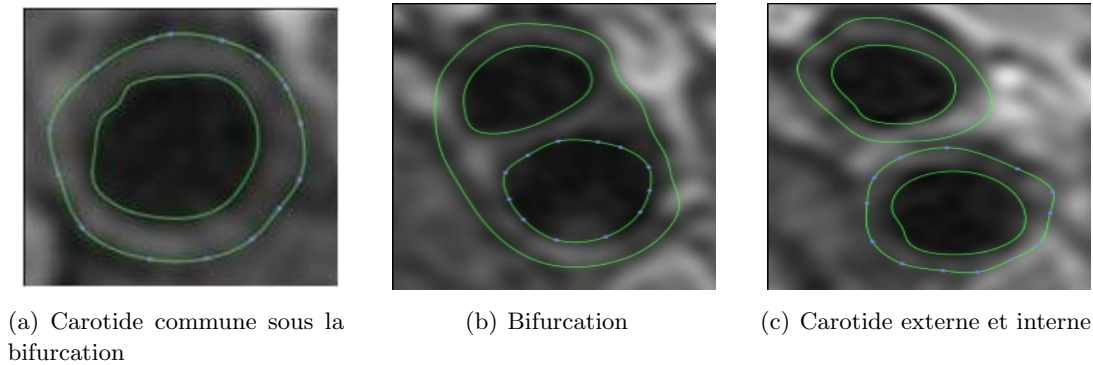


FIGURE 2.22 – Contours internes et externes tracés par un manipulateur

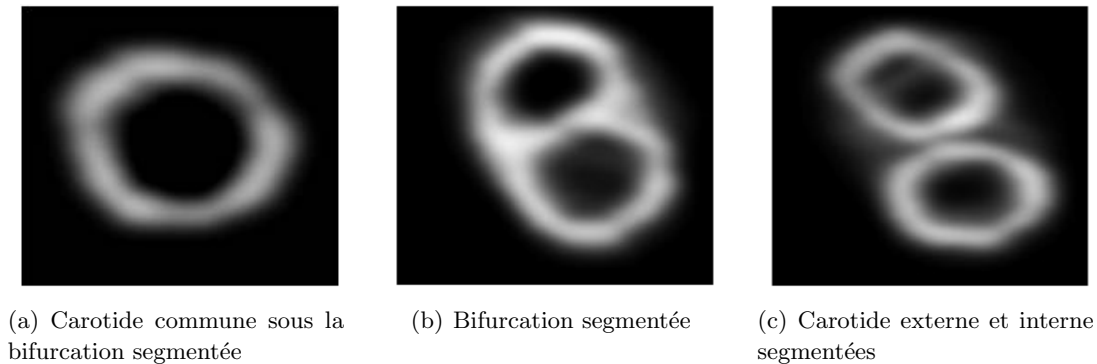


FIGURE 2.23 – Images axiales après segmentation

5x5 pour améliorer le contraste et faire ressortir les contours des parois, puis on trace le contour des parois interne et externe en mode "Free hand" (Figure 2.22).

2) On met à zéro les pixels extérieurs de la ROI.

3) On donne une valeur haute de pixel aux ROI interne et ROI externe. Ici, nous faisons la valeur 3000 pour avoir un bon contraste entre les deux parties (Figure 2.23).

### Fiabilité de la segmentation

Pour connaître les limites de la méthode de segmentation par les manipulateurs différents, nous avons étudié les erreurs de segmentation par les trois manipulateurs. D'abord, nous avons divisé les contours interne et externe de segmentation en trois groupes : les contours des coupes dans la zone au dessous de la bifurcation (L1 à L12); Les contour des coupes dans la zone de la bifurcation (BL1, BR1 à BL4, BR4); les contours des coupes dans la zone au dessus de la bifurcation (HL1, HR1 à HL7, HR7). Pour calculer l'aire des contours interne et externe segmentés manuellement, nous avons obtenu l'écart type et l'aire moyenne dans les deux figures suivantes :

Avec les Figures 2.24 et 2.25, nous pouvons remarquer que, dans la zone au dessous de la bifurcation, les écarts type pour le contour interne et externe sont dans l'intervalle  $[0.006 - 0.033mm^2]$  et  $[0.010 - 0.042mm^2]$  respectivement. Dans la zone de la bifurcation, l'écart type pour le contour interne sont :  $[0.042 - 0.059mm^2]$  et pour le contour externe  $[0.013 - 0.060mm^2]$ .

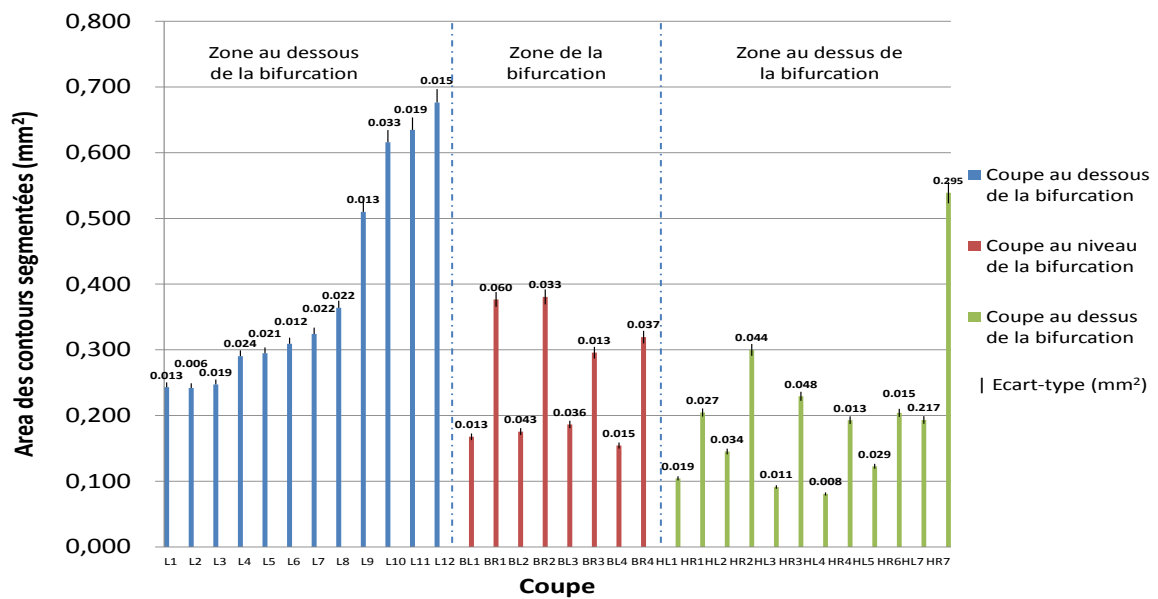


FIGURE 2.24 – Ecart-type de l’aire des contours internes segmentées par trois manipulateurs.

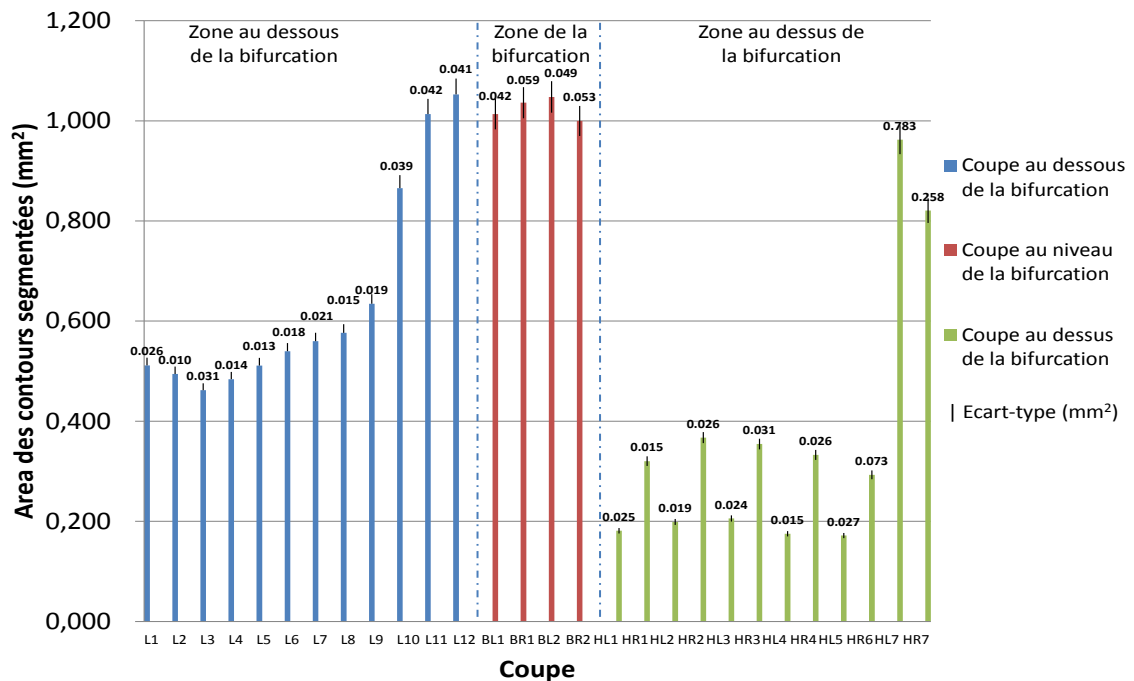


FIGURE 2.25 – Ecart-type de l’aire des contours externes segmentées entre les trois manipulateurs.

Ces valeurs sont petites par rapport aux aires moyennes. C'est à dire que les contours segmentés par les trois manipulateurs sont très cohérents. Les erreurs de segmentation sont faibles. Dans les premières six coupes au dessus de la bifurcation : HL1-HL6, les écarts type de contours internes et externes sont petits,  $[0.008 - 0.048mm^2]$  et  $[0.015 - 0.073mm^2]$  respectivement. Les segmentations sont valables. Pour la partie au dessus de la bifurcation encore plus haute (HL7,HR7), l'écart type est très élevé par rapport à l'aire de contour moyen (plus 50% erreurs). Avec la Figure 2.26, nous avons remarqué que c'est difficile de tracer le contour externe pour les carotides interne et externe. La paroi se mélange avec les tissus environnants et ne permet pas de différencier les frontières. Donc, nous arrêtons la segmentation à cette coupe.

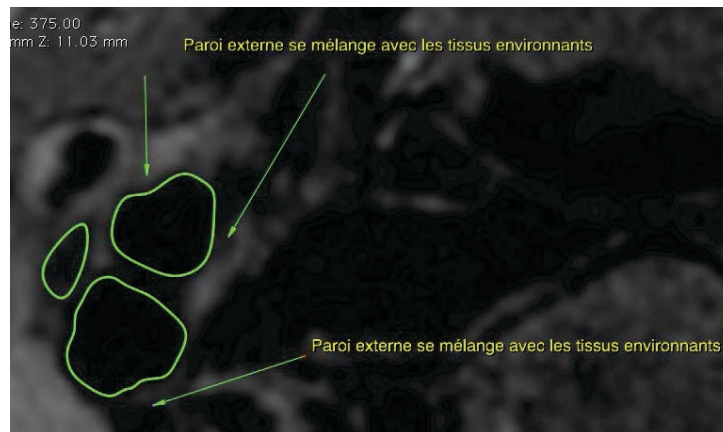


FIGURE 2.26 – Image de carotide interne et externe au dessus de la bifurcation par ARM Black Blood

Quand tous les traitements de la série d'images soit finis, les résultats sont exportés vers les logiciels ScanIP et CATIA. Nous utilisons la même méthode de reconstruction présentée dans section précédente. Après correction des surfaces, nous avons réussi à établir un modèle de carotide 3D (environ 6.2 cm) avec la variation réelle des parois (Figure 2.27).

## 2.2 Réalisation des fantômes souples de carotide

Dans la partie précédente, nous avons réalisé trois modèles numériques 3D de carotide : un modèle en forme de Y et un en forme de carotide réelle basé sur l'acquisition des 3D-TOF ; un autre en forme de carotide réelle par la technique de Black Blood avec mesure des variations d'épaisseurs des parois vasculaires, mais sans la partie la plus haute de la bifurcation où se trouve le siphon. Pour adapter les simulations hémodynamiques, les fantômes souples doivent être en forme de tuyau creux avec une épaisseur précise. Étant donné qu'il n'y pas de technique de prototypage rapide qui permette d'imprimer directement des objets souples et transparents, ces trois modèles ne peuvent pas être utilisés directement pour la machine de prototypage rapide. Pour réaliser cet objectif, nous avons décidé de produire ces fantômes de façon indirecte par la méthode 'Injection du moule'. L'avantage de la méthode est un contrôle très précis de l'épaisseur du vaisseau sanguin. Elle est composée de trois étapes : 1. Conception des moules adaptés à la façon d'injection des matériaux qui seront utilisés pour le moulage suivant. 2. Production des moules par l'imprimante 3D. 3. Réalisation de moulage par l'injection des matériaux souhaités.



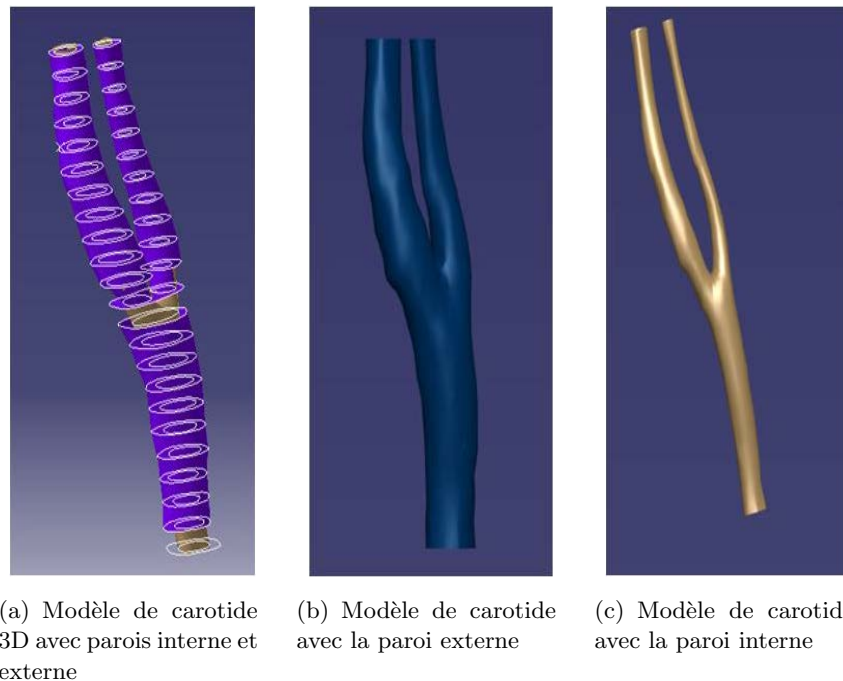


FIGURE 2.27 – Modèle de carotide par Black Blood

Dans les paragraphes suivants, nous décrivons son principe à partir du modèle obtenu par la méthode 3D-TOF car les procédés de fabrication sont similaires pour les trois modèles de carotide établis. Deux moules adaptés de la méthode 'Injection du moule' sont conçus : un moule mono-pièce et un moule constitué de plusieurs pièces (Moule multi-pieces).

## 2.2.1 Conception du moule

### 2.2.1.1 Moule mono-pièce

Pour réaliser les moules qui peuvent contrôler l'épaisseur de fantôme de carotide, nous avons conçu un moule avec une structure "deux couches de coquille" sous le logiciel CATIA (Figure 2.28), A). Les deux couches de coquille ont été dessinées en épaississant les surfaces intérieure et extérieure de la carotide réelle. Un cylindre a été ajouté à la base du moule pour permettre de positionner l'embout du pistolet à injection (Figure 2.28, C). Les deux couches de coquilles (intérieure et extérieure) sont reliées à leurs extrémités par de petites pattes permettant de maintenir le bon écartement entre elles tout en laissant passer le silicone lors de l'injection (Figure 2.28, B).

### 2.2.1.2 Moule multi-pièces

Le moule multi-pièces est constitué de deux moules qui, après assemblage, vont former l'enveloppe extérieure et une âme constituée l'intérieur de la carotide. Des supports sont ajoutés sur l'âme, en dehors de la zone d'étude, pour la centrer correctement par rapport aux moules extérieurs (Figure 2.29).

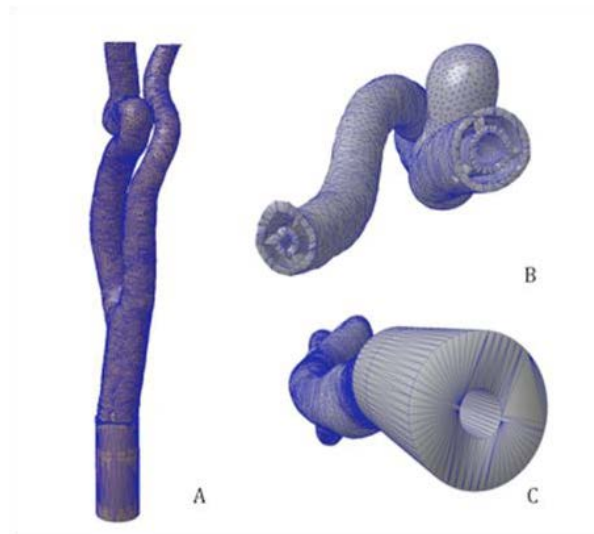


FIGURE 2.28 – Conception de moules mono-pièce A : Moule carotidien avec siphon. B : Deux coquilles et les supports de structure. C : Extrémité d'injection de matériau

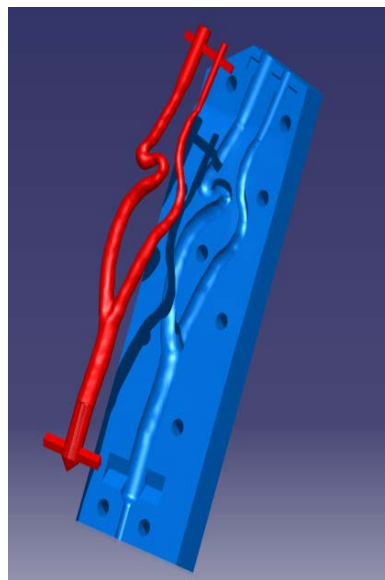


FIGURE 2.29 – Conception de l'âme et moule extérieur avec la géométrie complexe par la méthode moule à multi-pièces

## 2.2.2 Prototype rapide des moules

### 2.2.2.1 Production des moules par l'imprimante 3D

Une machine de prototypage rapide Multi-Jets (MJM) (InVision ®XT 3-D Modeler 3D Systems, SC, USA) avec une précision de 0.077 mm dans le plan XY et 0.044 mm dans la direction Z a été utilisée pour la réalisation des deux types de moules. Avec ce procédé, deux matériaux sont utilisés : un plastique acrylique (SR200) pour le corps du prototype et de la cire (S100) pour les supports. Les supports de cire sont ensuite fondus et retirés dans un four à 70 °C (Figure 2.30 et Figure 2.31).

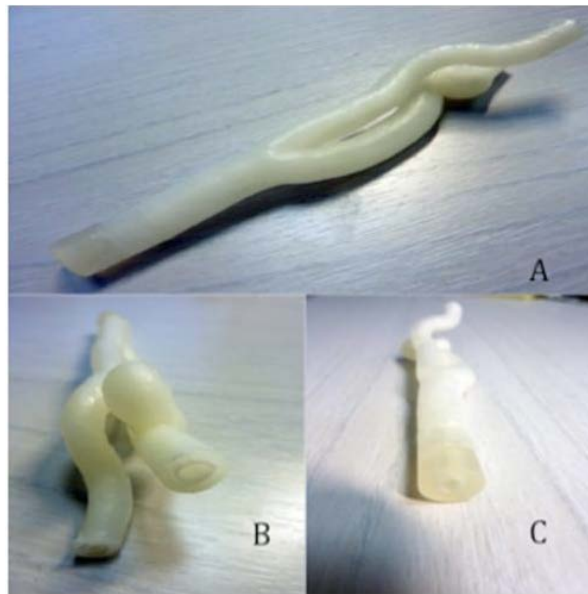
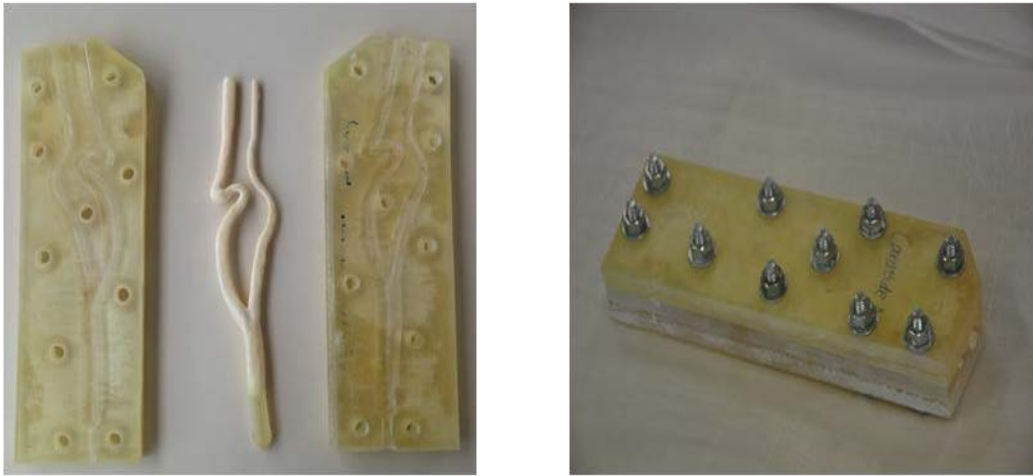


FIGURE 2.30 – Moule mono-pièce en plastique acrylique A : Moule carotidien avec siphon. B : Deux couches de coquilles avec supports. C : Extrémité d'injection de matériau

### 2.2.2.2 Post-traitement

Pour obtenir une transparence optique satisfaisante des fantômes souples, le moule mono-pièce et le moule multi-pièces sont traités par des procédés différents. Pour le moule multi-pièces, la surface intérieure du moule et la surface de base sont polies successivement avec du papier de verre P500, P1000, P3000 et P6000. Une fine couche de vernis transparent a ensuite été appliquée (0.05 mm-0.1 mm) sur les surfaces polies. Le traitement de polissage est ensuite répété une fois de plus avec un papier sablé fin (P8000). Pour le modèle mono-pièce, l'espace étroit entre les coquilles du moule de la carotide interdit l'utilisation de ce processus de polissage. Donc, une pompe à débit continu avec une pression élevée a été utilisée pour faire circuler de l'eau chaude (80 °C) chargée avec de minuscules particules solides abrasives dans les espaces entre les deux coquilles. Cela est pour lisser la surface interne du moule par érosion.



(a) L'âme et l'enveloppe extérieure du moule multi-pièces

(b) les moules et l'âme assemblés à injecter les matériaux liquides

FIGURE 2.31 – Les parties différentes du moule multi-pièces obtenues par la technique Multi-Jet

### 2.2.3 Génération des fantômes souples

#### Choix des matériaux

Pour réaliser des prototypes vasculaires souples, les matériaux les plus souvent utilisés sont le caoutchouc, le latex et le silicone. Le latex et le caoutchouc sont à l'origine des substances liquides, souvent collantes qui coagulent à l'air pour former un matériau solide et élastique. Généralement ils sont blancs ou colorés et ne sont pas adaptés à notre besoin de transparence. Avant réticulation, le silicone est liquide et visqueux. Après durcissement sous 24 heures, il peut se transformer en un matériau transparent, élastique et résistant. La polymérisation se fait sans production de chaleur et le matériau ne se déforme pas pendant la transformation.

Le RTV 3040 (Rhodorsil®) est un élastomère silicone transparent qui est souvent utilisé pour le moulage couplé avec du prototypage rapide. Il est obtenu en mélangeant deux composants : la base RTV 3040 A et le catalyseur RTV 3040 B (Figure 2.31). La polymérisation débute dès que le mélange des deux composants est réalisé.

#### Mélange

Pour injecter le silicone, nous avons utilisé deux cartouches séparées contenant l'une le RTV 3040 A et l'autre, le catalyseur pour réaliser un mélange avec un rapport de 10 :1. L'élasticité du produit final peut être modulée en ajoutant une portion d'huile de silicone au mélange. Pour trouver le meilleur ratio et atteindre une élasticité la plus proche possible de la carotide réelle, nous avons testé trois échantillons de mélange (Tableau 2.32). Les caractéristiques d'élasticité sont étudiées dans la section suivante.

#### Dégazage

Les bulles d'air sont toujours des obstacles à la transparence des moulages en silicone. La

Echantillon A	Echantillon B	Echantillon C
RTV 3040 A et 20% huile de silicone	RTV 3040 A et 10% huile de silicone	RTV 3040 A
200ml	200ml	200ml
Catalyseur B	Catalyseur B	Catalyseur B
20ml	20ml	20ml

FIGURE 2.32 – Trois échantillons de mélange

production de bulles peut être due à diverses raisons : la température ambiante, les impuretés du liquide, le procédé d'injection, etc. Dans cette étude, pour éliminer l'air emprisonné dans le mélange, les deux composants de RTV 3040 ont été dégazés avec une pompe à vide par diminution de pression. Le mélange est soumis à une pression de -1 bar, puis maintenu 5 à 7 minutes en dépression, et ensuite après avoir desserré la valve de la machine de pompe à vide à un retour à la pression atmosphérique. Il est nécessaire de répéter cette opération de dégazage plusieurs fois, jusqu'à ce que toutes les bulles remontent au-dessus de la surface et disparaissent (Figure 2.33).



FIGURE 2.33 – A. Machine de pompe à vide B. Dégazage en cours C. RTV 3040A après le dégazage

### Injection et génération des fantômes silicones

Après rempli chaque cartouche avec son composant, l'injection du mélange est effectuée en utilisant un pistolet manuel adapté spécialement pour cette application (Etraves, France) (Figure 2.34, A). Pendant le processus de réticulation, le moule multi-pièces doit être maintenu serré avec des serre-joints pour empêcher l'air d'entrer et produire des bulles. Le fond de moule est scellé par un morceau de ruban adhésif (Figure 2.34, B). Le moule mono-pièce est placé dans la position fixe et stable (Figure 2.34, C). Toutes les procédures ont été réalisées à température ambiante (23 °C) et une humidité relative de 50%.

Après un durcissement de 24 heures, le silicone est complètement polymérisé : pour les deux

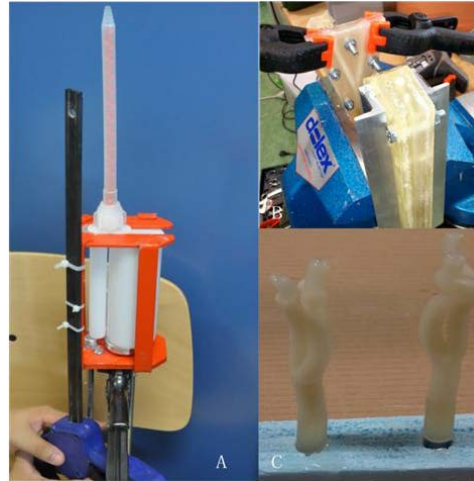


FIGURE 2.34 – A. Pistolet avec les deux cartouches B. Positionnement de moule multi-pièce après l'injection C. Positionnement de moule mono-pièce après l'injection

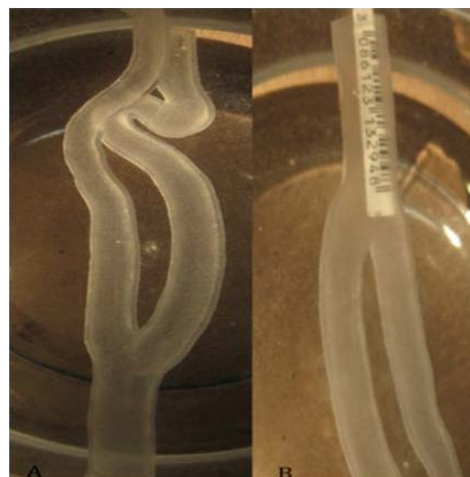


FIGURE 2.35 – A. Fantôme de carotide avec siphon en silicone transparent B. Code à barres placé sous le fantôme pour démontrer la transparence



FIGURE 2.36 – Modèle silicone transparent de carotide obtenu avec le moule multi-pièces

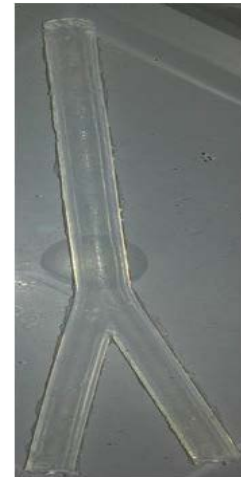


FIGURE 2.37 – Modèle des Fantômes de carotide en forme Y

types de moules mono-pièce et multi-pièces, les deux coques fragiles sont brisées et retirées soigneusement pour ne pas rayer le modèle en silicone. On obtient alors les fantômes en silicone transparent élastique en forme de carotide réelle par la méthode de moule mono-pièce (Figure 2.34) et par la méthode de moule multi-pièces (Figure 2.35).

En comparant les fantômes à partir des deux différents moules, nous avons observé que les fantômes obtenus par le moule multi-pièce ont une meilleure transparence de la paroi qui seraient utilisés pour l'évaluation suivante.

## 2.3 Évaluation des fantômes élastiques

La précision du fantôme de carotide joue un rôle important dans les études hémodynamiques et peut fortement influencer l'écoulement intra-tuyau comme la formation du vortex dans la bifurcation carotidienne. L'objectif de l'évaluation des fantômes permet d'en vérifier le degré de fidélité entre les fantômes théoriques et les fantômes usinés par l'intermédiaire de la technique de prototypage rapide. Il semble ainsi nécessaire de connaître précisément les écarts de dimensions, de taille, de caractéristiques d'élasticité, des déformations dynamiques de leurs parois.

### 2.3.1 Précision dimensionnelle de la fabrication des fantômes

L'enjeu de cette évaluation est d'estimer le dimensionnement exact de ces modèles élastiques de carotide grâce à la saisie d'une quantité importante de mesure. Pour cela, il faut d'abord bien comprendre les erreurs qui peuvent être introduites dans les différentes étapes aboutissant à la création de ces modèles par la méthode multi-pièces.

Compte tenu des différentes stades de fabrication, nous avons remarqué que plusieurs étapes peuvent engendrer des erreurs : 1. Les erreurs du moule et de l'âme théorique sous 'STL' à moule de prototype rapide par l'imprimante 3D. La cause possible est la résolution de la machine d'impression de prototypage rapide. 2. Les erreurs introduites par les traitements de surfaces du moule et de l'âme. 3. Les erreurs introduites par l'étape d'injection et de le durcissement.

Cette compréhension nous permet de concevoir un protocole de mesure des erreurs à chacune des étapes.

Pour les premières erreurs, nous pouvons comparer les dimensions des moules théoriques qui sont conçus sous CATIA et le moule mesuré. Pour le deuxième et le troisième type d'erreurs, nous effectuons la comparaison entre le modèle élastique théorique et le modèle élastique en silicone (Figure 2.38).

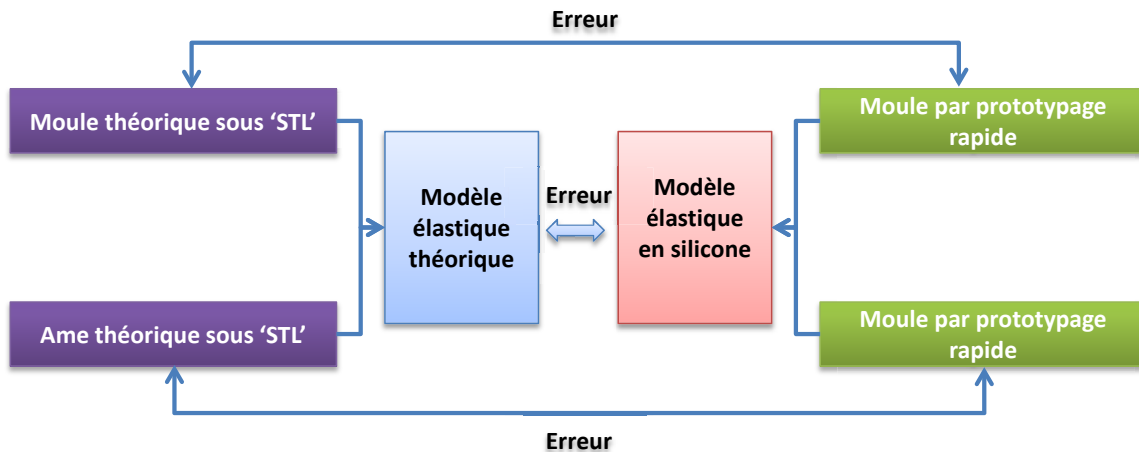


FIGURE 2.38 – Schéma de protocole de comparaison pour les estimations des erreurs pendant le procédé de fabrication des fantômes élastiques de carotide

Le pied à coulisse micrométrique est utilisé pour la mesure dimensionnelle. Il est facile d'obtenir des mesures avec une précision (0.001 mm). Par contre, il permet de mesurer seulement des objets rigides, et semble donc inadapté à nos modèles souples : une mesure directe est impraticable. Pour régler ce problème, nous avons choisi un scanner 3D avec une haute précision pour la mesure.

Le scanner 3D est souvent utilisé pour collecter des données géométriques d'objet en trois dimensions. En mesurant la position d'un échantillon de points de la surface d'objet, nous pouvons obtenir la répartition d'un nuage de points. Grâce à sa haute précision, nous pouvons l'utiliser pour une mesure sans contact. Par contre, il y a une limite : il n'est pas adapté aux objets brillants ou transparents. La raison est que la réflexion et la diffraction vont conduire à des résultats erronés [Berchon 2013].

Le système Metris MCA a un bras de mesure avec une nappe laser. Grâce à son bras articulé à 7 axes de rotation d'une certaine flexibilité, des pièces de petite taille et de forme sinueuse comme les fantômes souples en forme de carotide réelle peuvent être scannés et mesurés. Une autre spécificité très intéressante de ce système est sa vitesse de mesure. En ce qui concerne la précision, elle peut atteindre un maxime de  $40\mu\text{m}$  (Figure 2.39) .

### 2.3.1.1 Protocole de mesure

Les matériaux de l'objet étant transparents (silicone pour modèle élastique et acrylique plastique pour les moule) et la surface étant lisse, la réflexion du laser empêche la détection par





(a) Bras de mesure par coordonnées Metris MCA.



(b) Palpeur laser

FIGURE 2.39 – Système de 3D Scanner de Metris MCA (Source : Métris).

le machine de mesure de laser. Pour régler ce problème, nous avons donc appliqué un spray de poudre (Spray Crick 130) très fine sur toutes les surfaces des échantillons. Cependant, cet ajout de couche de poudre peut causer une surestimation et faire perdre la précision de mesure. Si nous connaissons l'épaisseur de cette couche, nous pouvons tenir compte de cette valeur dans les analyses. Nous avons préparé un cylindre étalon dont la taille est connue, qui est scanné deux fois, la première fois sans poudre et la seconde avec une couche de poudre. Avant les scans, nous avons marqué un point de repère, le bord extérieur du cylindre, pour faciliter, ensuite, la mesure.

Les échantillons à scanner sont classés en trois groupes : 1. Un cylindre étalon 2. Un modèle en silicone en forme de Y, les moules A et B, et l'âme 3. Un modèle en silicone en forme de carotide réelle, ses moules A, B et son l'âme.

### 2.3.1.2 Analyse des données

#### Cylindre étalon

En mesurant la distance entre le plan du point de repère et le plan du plafond du cylindre étalon sans poudre et avec poudre à trois reprises, nous pouvons estimer cette épaisseur de couche de poudre à 0.024 mm (Figure 2.40), ce qui est inférieur à la précision de mesure (moins 0.042 mm) par le bras de mesure MCA. Elle est donc négligeable.

Mesure	Cylindre étalon avec poudre	Cylindre étalon sans poudre	Différence
1	29,7917	29,7712	0,0205
2	29,7891	29,7564	0,0327
3	29,7912	29,7713	0,0199
Moyen	29,7906	29,7663	0,0243

FIGURE 2.40 – Mesure de cylindre étalon avec poudre et sans poudre.

### Modèle en forme Y

Les dimensions du modèle en forme Y conçu sous CATIA sont connues. Les mesures représentatives du modèle Y sont : 1. les sections transversales des deux branches 2. la section transversale du tronc 3. l'angle entre les deux branches.

Pour les sections transversales des branches et du tronc, nous pouvons trancher plusieurs coupes sur l'âme, les moules (A, B) sous CATIA. Les surfaces peuvent être obtenues directement. Grâce à la fonction de cotation de CATIA, nous pouvons aussi calculer le diamètre du tronc et de la branche. Dans cette étude, nous avons donc choisi cinq plans respectivement sur chaque branche et le tronc avec un intervalle de distance constant qui est assuré par un point de repère marqué avant (Figure 2.41).

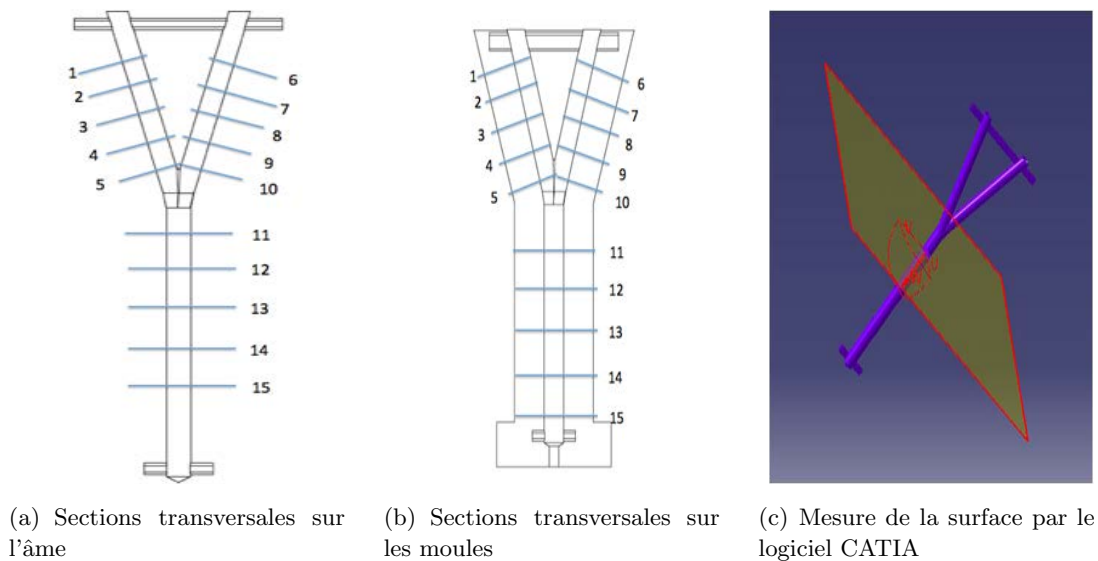


FIGURE 2.41 – Différentes positions de mesure

Nous pouvons ensuite calculer les erreurs relatives des diamètres et de l'angle entre les deux branches, ce qui nous permet enfin de mettre en évidence le degré de fidélité de notre fantôme en forme Y (Figure 2.42).

Par l'analyse des données de mesure (Figure 2.42), nous pouvons remarquer que les erreurs relatives des diamètres de l'âme entre les valeurs théoriques et mesurées sont dans l'intervalle de [3.5-4.3%]. Les erreurs relatives d'angle de deux branches sont 0.3%. L'origine de ces erreurs est possiblement causée par la précision de l'impression 3D et le post-traitement de la surface. En ensemble avec les moules extérieurs (A,B) mesurés, nous pouvons obtenir les erreurs relatives entre les valeurs théoriques et mesurées de fantôme souple en forme de Y. Pour l'angle de Y, l'erreur relative est 0.4 % et pour les surfaces de section transversale, les erreurs relatives sont aussi faibles, de 0.9% à 3.4%. En résumé, cette méthode de fabrication pour le fantôme de carotide en forme de Y est valable (Moins de 5% d'erreur relative).

### Modèle en forme de carotide réelle

Pour le fantôme souple en forme de carotide réelle, la mesure est similaire à la méthode pour la fantôme de Y. Nous avons d'abord mesuré les surfaces des coupes transversales dans

Section	âme			moule A	moule B	Fantôme souple en forme de Y		
	Valeur théorique (mm)	Valeur mesurée (mm)	Erreur relative (%)	Valeur mesurée (mm <sup>2</sup> )	Valeur mesurée (mm <sup>2</sup> )	Valeur théorique (mm <sup>2</sup> )	Valeur mesurée (mm <sup>2</sup> )	Erreur relative (%)
1	6,000	5,788	3,5	25,030	24,652	50,265	49,682	1,2
2	6,000	5,769	3,9	25,481	25,259	50,265	50,740	0,9
3	6,000	5,769	3,8	25,470	25,774	50,265	51,244	1,9
4	6,000	5,779	3,7	25,945	25,694	50,265	51,639	2,7
5	6,000	5,780	3,7	26,087	25,599	50,265	51,686	2,8
6	6,000	5,757	4,0	25,491	25,202	50,265	50,693	0,9
7	6,000	5,769	3,9	25,928	25,685	50,265	51,613	2,7
8	6,000	5,758	4,0	25,934	26,033	50,265	51,967	3,4
9	6,000	5,749	4,2	26,033	25,948	50,265	51,981	3,4
10	6,000	5,777	3,7	25,718	25,789	50,265	51,507	2,5
11	7,000	6,703	4,2	32,662	32,184	63,617	64,846	1,9
12	7,000	6,713	4,1	32,945	32,382	63,617	65,327	2,7
13	7,000	6,702	4,3	32,954	32,748	63,617	65,702	3,3
14	7,000	6,701	4,3	32,553	32,654	63,617	65,207	2,5
15	7,000	6,718	4,0	32,562	32,469	63,617	65,031	2,2
Angle	29.9162°	30°	0,3	29.8688°	30°	29.4066°	30°	0,4

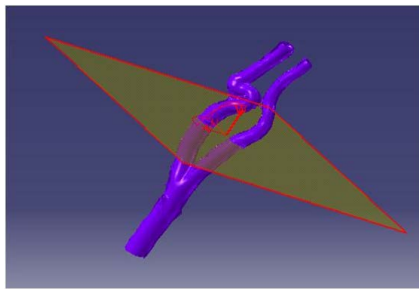
FIGURE 2.42 – Erreurs relatives de l'âme, les moules et le fantôme final

différentes positions de l'âme, les moules (A,B) et le fantôme souple en forme de carotide réelle. En comparant les surfaces des sections transversales, nous pouvons remarquer que les erreurs relatives sont de 0.3% à 8.4% pour l'âme. Pour les moules, les erreurs relatives sont de 1.0% à 8.7%. Les origines possibles de ces erreurs peuvent être causées par la précision de l'imprimante 3D, le traitement du surface et l'erreur de mesure. Pour le fantôme souple final, en exploitant les dimensions obtenues à partir des moules et de l'âme, nous pouvons calculer les erreurs relatives de fantôme en forme de carotide réelle entre les valeurs de surface transversale théoriques et mesurés (Figure 2.43). Nous remarquons que les erreurs relatives sont de 6.5% à 9.0% dans le tronc et de 3.6% à 6.8% dans la carotide interne et externe. Surtout, au niveau du siphon qui est plus complexe en structure, l'erreur relative est 6.5%. Comme ces valeurs sont petites, cette méthode de fabrication est considérée plus précise et reproductible comparativement.

### 2.3.2 Propriétés mécaniques (Élasticité)

La propriété mécanique de silicone RTV3040 est l'élasticité. Pour évaluer l'élasticité des parois du fantôme de carotide, il faut en connaître le module d'élasticité (ou module de Young). Le module de Young de la paroi peut être associé avec le comportement vasculaire de la paroi artérielle et il peut être mesuré par des tests de traction sur des échantillons de parois. Le test de traction est basé sur la loi de *Hooke* dans le domaine élastique. Cette loi permet de relier de manière très simple l'élasticité du matériau à son élongation en fonction de la contrainte que l'on exerce sur lui. La force  $F$  agissant sur une surface  $S$  exerce une contrainte notée  $\sigma$  :

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (2.5)$$



(a) Mesure de la surface par le logiciel CATIA

Fantôme souple en forme de carotide réelle				
Section	Valeur théorique (mm)	Valeur mesurée (mm)	Erreur relative (%)	
1	78,478	85,551	9,0	
2	84,413	89,899	6,5	
3	85,654	91,369	6,7	
4	115,926	123,785	6,8	
5	Gauche	45,277	47,428	4,8
	Droit	51,933	54,727	5,4
6	Gauche	48,555	45,418	6,5
	Droit	54,649	52,698	3,6

(b) Erreurs relatives de fantôme silicone en forme de carotide réelle entre les valeurs théoriques et mesurées

FIGURE 2.43 – Mesure de fantôme de carotide réelle

Si  $\varepsilon$  représente l'élongation du matériau et  $E$  le module de Young de la paroi, cet équation s'écrit :

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (2.6)$$

Dans la pratique, comme les fantômes sont en forme cylindrique, nous effectuons deux directions de mesure 1. La déformation de  $R$  à  $R_0$  par rapport de force radiale 2. la variation de l'allongement  $L$  d'un matériau proportionnellement à sa longueur  $L_0$  par rapport de force longitudinale. Ces deux directions de mesure permettent d'augmenter la précision de test, mais aussi de tester d'éventuelles inhomogénéités du silicone de la paroi (Figure 2.44).

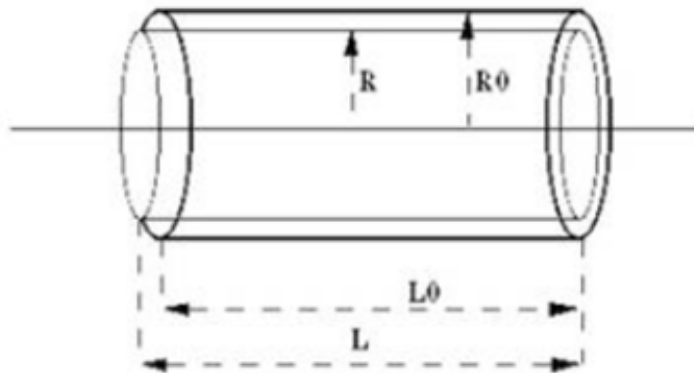


FIGURE 2.44 – Mesure d'élasticité de la paroi

Cette mesure est réalisée par augmentation de façon linéaire de la force appliquée et en enregistrant la déformation de l'échantillon sur un instrument Instron (modèle 4505, Norwood, Mass) équipé de la cellule 50 kN de charge dans le Laboratoire Roberval de l'Université de Technologie de Compiègne en France. Pour atteindre une élasticité souhaitée (aussi proche de la réalité que possible), nous avons testé trois échantillons préparés (Tableau 2.5) :

Échantillon	A	B	C
Composants de mélange	Mélanges de RTV 3040 avec 20% huile de silicone	Mélanges de RTV 3040 et 10% huile de silicone	Mélanges de RTV 3040
Module de Young ( $\pm$ écart-type) (MPa)	$0.52 \pm 0.15$	$0.39 \pm 0.07$	$0.3 \pm 0.09$

TABLE 2.5 – Valeurs du module de Young de trois échantillons

Selon les valeurs moyennes de la littérature, la valeur moyenne du module de Young d'une carotide réelle est de  $0,41 \pm 0,14$  MPa chez les jeunes et de  $0,71 \pm 0,28$  MPa chez les sujets âgés [Blacher 1999b]. Nous trouvons que le mélange à 20% d'huile de silicone a une élasticité appropriée pour représenter des vaisseaux sanguins carotidiens d'un sujet normal.

### 2.3.3 Propriétés dynamiques

Les études et mesures des flux sanguins au niveau de la carotide in-vivo sont dépendantes des propriétés physiologiques des tissus. On peut trouver par exemple que la mesure d'une vitesse en échographie doppler, en plus d'être influencée par l'angle d'application, peut être modifiée en fonction des différentes impédances acoustiques des tissus que les faisceaux ultrasons vont traverser. Pour assurer des conditions aussi proches que possibles de celles du corps humain, nous avons du adapter notre système de simulation en fonction des modalités.

Nous savons que les artères carotide in vivo sont soumises à des contraintes circonférentielles des tissus environnants dans les trois dimensions. Pour représenter un état d'artère le plus proche possible de la réalité et simuler la pression des tissus voisins une préparation d'agar-agar a été utilisée. Les éléments importants sont ici les propriétés mécaniques et de propagation acoustique qui est importante lors d'études en échographie. De nombreux substituts sont décrits dans la littérature. Le plus simple à réaliser est l'immersion du fantôme dans un liquide qui n'est cependant pas adapté à notre situation car en plus de ne pas soutenir correctement le fantôme les mouvements provoqués par les battements entraînent des artéfacts sur les images d'IRM. Des imitations en polyéthylène sont aussi utilisées principalement par les fabricants de fantômes destinés aux contrôles qualités en échographie. Malgré leurs propriétés mécaniques et acoustiques satisfaisantes et leur longue durée de vie, ils sont difficiles à fabriquer et relativement chers. Les tissus hydrogel sont le plus largement utilisés, ils sont composés principalement d'un mélange d'eau, d'agar ou de gélatine. L'ajout de glycérine permet de modifier l'impédance acoustique du milieu et de le rapprocher de celui des tissus humains.

Le fantôme souple est placé dans une boîte en acrylique transparent. 300 ml d'eau distillée sont portés à ébullition puis on ajoute 20 g de poudre agar ainsi que 160 ml de glycérine. Le mélange est ensuite agité pour obtenir un liquide transparent puis laissé refroidir à température ambiante. Il est ensuite coulé dans la boîte et durci.

Pour évaluer les propriétés dynamiques du fantôme, l'échographie en mode TM a été utilisée pour évaluer la variation des battements du fantôme de carotide pendant la systole et la diastole dans les cycles cardiaques. En observant la dilatation et la contraction du fantôme de l'artère carotide commune (Partie de tronc) la variation moyenne de la lumière intérieure est de 28,3% (Figure 2.45). Comparé avec les valeurs mesurées in vivo 10,34% et 29,6% [Darwich 2010a],

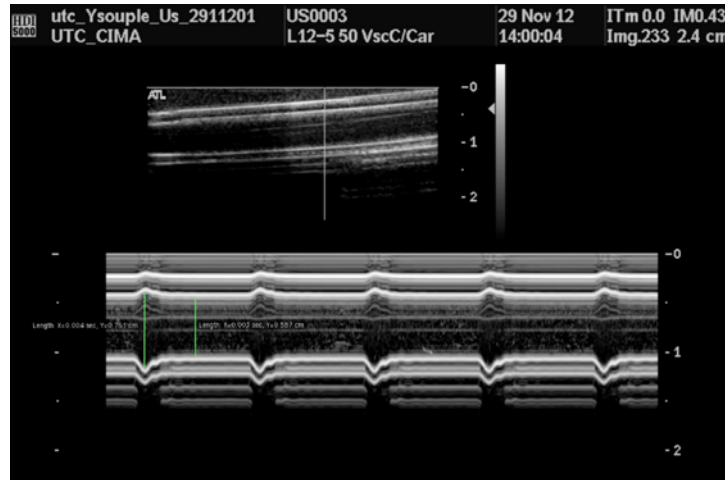


FIGURE 2.45 – Variation du diamètre du fantôme de carotide commune durant un cycle cardiaque par l'échographie en mode TM

les caractéristiques du fantôme sont satisfaisantes et reproduisent fidèlement le comportement d'une artère carotide réelle en terme d'élasticité dynamique.

## 2.4 Fabrication des fantômes rigides de carotide en résine

Pour comparer les différences de comportement de flux entre les fantômes rigides et souples, nous avons aussi fabriqué deux fantômes rigides transparents : une en forme de Y et l'autre en forme de carotide réelle. Ces fantômes ont exactement le même taille que les deux fantômes souples de carotide.

Dans un premier temps, nous avons construit un modèle 3D sous CATIA d'une coque dont la surface intérieure correspond à la surface intérieure de fantôme souple en forme de Y et en forme de la carotide réelle. L'épaisseur de cette coque est de 1 mm. Un trou d'injection a été placé au bas de la coque tandis que les deux branches du haut sont restées ouvertes. Cette coque a ensuite été imprimée en 3D sur une imprimante 3D. Nous avons ensuite injecté, à l'aide d'une seringue, du silicone (RTV), préalablement dégazé sous vide (Machine 5/01 ULC de Renishaw, UK), par le trou d'injection. Après durcissement du silicone, nous avons détruit la coque pour dégager le silicone. La pièce obtenue en silicone est une réplique de l'intérieur des modèles conçus, nous l'appellerons 'âme en silicone'. Le moulage par silicone est très précis, l'état de surface obtenu est identique à celui de la coque en résine imprimée en 3D. Or cet état de surface n'est pas assez lisse et régulier pour obtenir une bonne transparence. Pour gommer les défauts de surface de cette âme en silicone nous l'avons recouverte, par trempage, d'une fine membrane de latex.

En partant d'une forme rectangulaire, possédant un bon état de surface, nous avons coulé en silicone une pièce présentant un trou rectangulaire très lisse de la taille de notre âme en silicone (Figure 2.46(a)). Cette pièce nous servira de coffrage pour la création du fantôme rigide. Nous avons ensuite placé notre âme en silicone dans un coffrage rectangulaire en laissant dépasser les 3 extrémités (deux branches du haut et une branche du bas). L'âme en silicone a été immobilisée

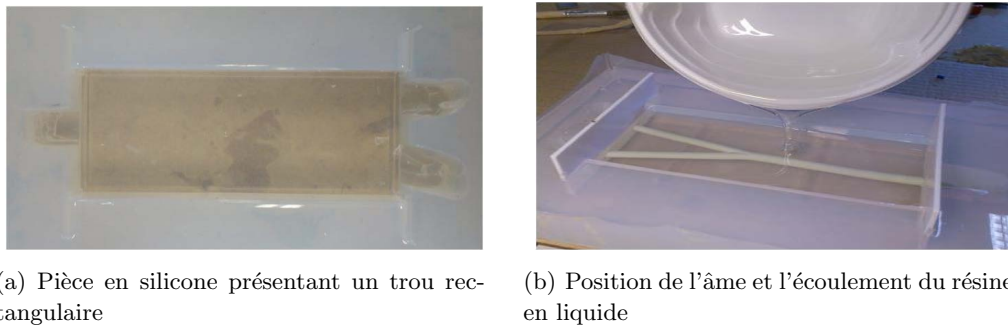


FIGURE 2.46 – Procédé de fabrication de la fantôme rigide en résine

dans le coffrage à l'aide de barrettes en PMMA transparent. Nous avons ensuite coulé dans ce coffrage une résine transparente (POXslow®) préalablement dégazé sous vide (Figure 2.46(b)). Après le durcissement de la résine, nous avons procédé au démoulage puis retiré l'âme en silicone en tirant sur la branche du bas. Les fantômes rigides en résine sont obtenus (Figure 2.47).

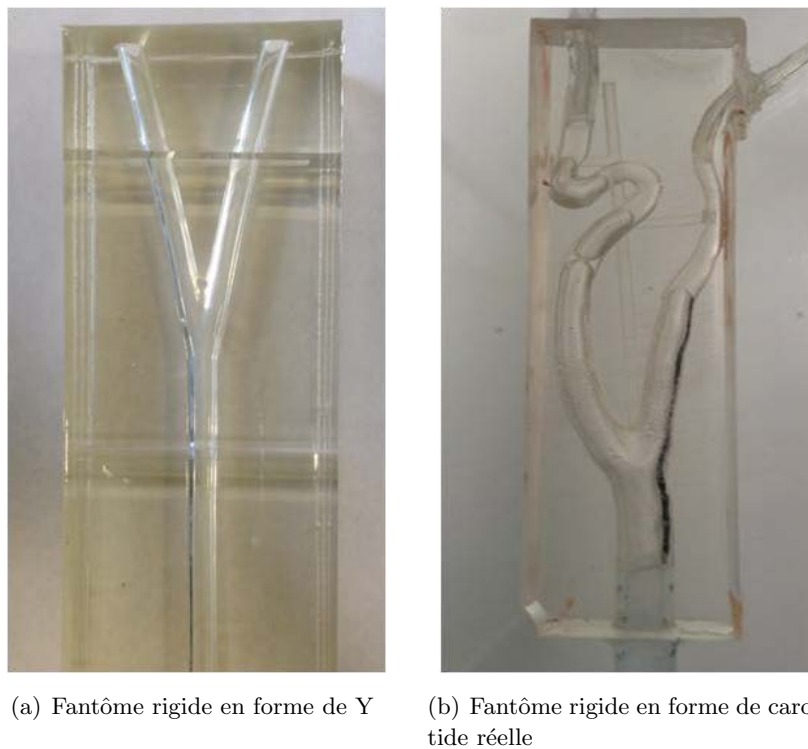


FIGURE 2.47 – Fantômes rigides transparentes en résine

## 2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons décrit la fabrication du fantôme de carotide en détails. D'abord, par optimisation des paramètres d'acquisition, puis par la segmentation et la reconstruction 3D. Nous avons établi trois modèles de carotide avec différentes caractéristiques. Un modèle en forme

de Y est conçu en se référant aux dimensions réelles d'une carotide. Un modèle à partir d'acquisition 3D-TOF est obtenu avec une forme complexe et le siphon, mais sans information sur les parois vasculaires. Un autre est reconstruit à partir d'acquisition de Black Blood comprenant les épaisseurs des parois, mais ayant une longueur limitée qui ne comprend pas la partie au dessus de la bifurcation.

Pour adapter la méthode de fabrication indirecte dite 'moule-injection', nous avons mis au point la conception de deux moules pour réaliser les fantômes souples : Moule mono-pièce et Moule multi-pièces. En utilisant l'imprimante 3D, nous avons généré deux moules. Nous avons choisi d'adapter la méthode de fabrication indirecte dite 'moule-injection' en mettant au point deux types de moules, l'un d'une pièce et le second en multi-pièces. Les deux types ont été générés en utilisant une imprimante 3D

Nous avons aussi mis au point un procédé de production de fantômes souples détaillé : le post-traitement des moules, choix des matériaux pour les fantômes souples transparents, la préparation et l'injection. Par comparaison, nous avons trouvé que les fantômes souples à partir de moules multi-pièces ont une meilleure transparence ce qui est une caractéristique très importante pour le banc avec la caméra rapide lors de l'étude hémodynamique. Le moule mono-pièce ne permet pas de lisser l'état de surface suffisamment ce qui explique cette différence. Donc, nous avons choisi les moules multi-pièces pour fabriquer les fantômes de carotide en silicone.

Pour évaluer ces fantômes, nous avons étudié trois caractéristiques : la précision dimensionnelle des moules et des fantômes souples, l'élasticité et les propriétés dynamiques du fantôme dans les conditions physiologiques. D'abord, nous avons mis au point un protocole de mesure en utilisant un scanner 3D. Les résultats montrent que les erreurs de fabrication sont moins importantes (moins 10%). C'est à dire que notre méthode de fabrication est valable et reproductible. Avec des essais de traction, nous avons mesuré le module de Young de trois échantillons de silicone. Les résultats montrent que l'échantillon contenant un mélange de silicone avec 20% d'huile de silicone possède le module de Young le plus proche de celui de la paroi réelle de la carotide. Pour simuler les conditions in vivo, nous avons fabriqué une substance simulant les tissus environnants en utilisant du gel agar-agar. Les propriétés dynamiques du fantôme dans ces conditions sont évaluées par échographie en mode TM. Le résultat est admissible en comparant les valeurs à celles de la littérature.

Pour qualifier l'influence de l'élasticité sur le comportement du vortex, nous avons aussi fabriqué deux fantômes rigides en résine qui ont exactement les mêmes dimensions que les fantômes souples

Le chapitre suivant est consacré à l'étude du vortex par caméra rapide et par des séquences IRM.



# Étude expérimentale des vortex du flux sanguin dans les fantômes de carotide

---

## Sommaire

<b>3.1</b>	<b>Conception d'un système de simulation du flux sanguin compatible avec les différentes modalités d'imagerie . . . . .</b>	<b>84</b>
3.1.1	Génération du flux pulsatile . . . . .	84
3.1.2	Disposition et intégration des éléments du circuit de simulation fermé . . . . .	86
3.1.3	Simulation du sang . . . . .	87
3.1.4	Paramétrage du VAD . . . . .	89
<b>3.2</b>	<b>Étude des vortex du flux sanguin des fantômes de carotide par caméra rapide . . . . .</b>	<b>89</b>
3.2.1	Plateforme de PIV économique . . . . .	89
3.2.2	Acquisition des images par camera rapide . . . . .	91
3.2.3	Méthodologie d'analyse quantitative par PIV . . . . .	93
3.2.4	Résultats . . . . .	96
3.2.5	Discussion . . . . .	100
<b>3.3</b>	<b>Étude des vortex du flux sanguin dans les fantômes rigide et souple en Y par la séquence dynamique d'IRM . . . . .</b>	<b>102</b>
3.3.1	Acquisitions par IRM . . . . .	103
3.3.2	Mise en évidence du vortex par une séquence dynamique d'IRM . . . . .	107
3.3.3	Analyse de l'apparition du vortex . . . . .	110
3.3.4	Paramètres cardiaques influençant les comportements du vortex . . . . .	115
3.3.5	Discussion . . . . .	120
<b>3.4</b>	<b>Étude de faisabilité du vortex dans les fantômes en forme de carotide réelle . . . . .</b>	<b>122</b>
3.4.1	Observation du vortex dans le fantôme rigide en forme de carotide réelle par caméra rapide . . . . .	122
3.4.2	Observation du vortex dans le fantôme souple en forme de carotide réelle par Écho-Doppler . . . . .	123
3.4.3	Discussion . . . . .	123
<b>3.5</b>	<b>Conclusion . . . . .</b>	<b>127</b>

---

Ce chapitre concerne les résultats et les analyses des vortex par caméra rapide et IRM. Il se divise en quatre sections. La première section est la conception d'un système de simulation du flux sanguin compatible avec des modalités d'imagerie. Nous avons introduit le Ventricular

Assist Device (VAD) pour générer le flux pulsatile. En utilisant un compresseur d'air, nous avons réussi à avoir une pompe pulsatile IRM-compatible et mis au point un fluide spécial dont les propriétés sont proches de celles du flux sanguin réel. Dans la seconde section, nous avons étudié le phénomène de vortex dans les fantômes rigide et souple de carotide en forme de Y. Nous avons observé l'évolution des vortex durant un cycle cardiaque sous condition physiologique par caméra rapide. Pour approfondir cette étude, nous avons créé une plateforme de PIV économique qui permet de quantifier précisément le comportement du vortex grâce aux vecteurs de vitesse. Comme la description du vortex par PIV se fait dans un plan longitudinal, la troisième section est l'étude du vortex en vue transversale par la séquence dynamique d'IRM. Elle est composée de deux parties : l'observation du vortex puis l'analyse des paramètres influençant sa formation. Nous avons étudié les comportements des vortex par IRM. Pour étudier l'évolution des vortex durant le cycle cardiaque, nous avons mis au point une méthode de segmentation de la région du vortex et une analyse quantitative. Nous avons validé la reproductibilité de ce phénomène par une approche statistique. Ensuite, nous avons étudié les paramètres influençant le comportement des vortex dans les fantômes souple et rigide. A la dernière section, nous avons démontré la faisabilité de l'étude du vortex dans les fantômes en forme de carotide réelle par caméra rapide et écho-doppler.

### **3.1 Conception d'un système de simulation du flux sanguin compatible avec les différentes modalités d'imagerie**

Pour les simulations hémodynamiques in vitro, un banc d'essai adapté aux techniques et aux différentes modalités d'observation est nécessaire. Durant les années précédentes, l'équipe du CIMA a développé un système pour étudier le flux sanguin dans les carotides par IRM [Darwich 2010a]. Par contre, ce système présentait un certain nombre d'inconvénients. La pompe étant constituée de métal, elle ne pouvait pas être installée dans la salle d'IRM. Le circuit comprenait une grande longueur de tuyau pour la connexion ce qui entraînait un amortissement important de l'onde de pression (perte de charge). De plus, beaucoup de raccords étaient utilisés, ce qui augmentait les risques de fuite d'eau qui pouvaient être dangereuses. Le procédé d'installation nécessitait au moins deux personnes et plus d'une heure pour de montage et de démontage. Comme ce système n'était seulement disponible que pour les manipulations IRM, il n'était pas adapté à nos besoins concernant les différentes modalités d'imagerie .

Afin de mettre en place une simulation du flux sanguin au niveau de la bifurcation carotidienne, nous avons donc du concevoir un système compatible avec les différentes modalités tout en étant simple à utiliser et recréant le plus précisément possible l'environnement entourant une carotide in-vivo. Nous avons aussi pris en compte le fait que les manipulations et déplacements des éléments du système ne changent pas les conditions de simulation afin d'assurer des observations reproductibles.

#### **3.1.1 Génération du flux pulsatile**

Comment améliorer le système de simulation du flux sanguin ? En étudiant les travaux sur les flux in vitro et les bancs d'essais, nous avons trouvé que la plupart des études de flux par IRM utilise des pompes métalliques qui ne peuvent pas éviter les problèmes de longueur de tuyaux et les difficultés de montage [Frayne 1992][Holdsworth 1999][Wong 2008]. La longueur



FIGURE 3.1 – Le pompe VAD, Medos Medizintechnik

et le diamètre des tuyaux nécessitent l'utilisation d'une grande quantité de fluide circulant.

Pour notre étude, nous avons choisi d'utiliser un appareil recréant précisément les fonctions d'un cœur réel. Un Dispositif d'Assistance Ventriculaire ou Ventricular Assist Device (VAD) est un dispositif circulatoire mécanique qui est utilisé pour remplacer partiellement ou totalement la défaillance d'un ventricule du cœur pour les patients souffrant d'insuffisance cardiaque[Slaughter 2010]. Pour l'instant, seulement quelques fabricants commercialisent ces dispositifs dans le monde : World Heart, Thoratec, Berlin Heart, Ventracor, Medos Medizintechnik etc. Les VADs peuvent être pneumatiques, électromagnétiques, paracorporels ou implantables.

Le système VAD peut non seulement être utilisé dans le domaine clinique, mais aussi dans les simulations de flux sanguin [Markl 2007][Lorenz 2012].

Le VAD que nous avons utilisé est commercialisé par la société Medos (Figure 3.1), parce qu'il n'est composé que de polyuréthane thermoplastique avec des connecteurs en polycarbonate qui sont compatibles avec une utilisation dans un environnement IRM. Il est composé d'une chambre ovale avec deux valves anti-retours. Ces valves sont semblables à celle d'une aorte réelle. La chambre est divisée en deux parties par une fine membrane. Un côté 'air' et un autre côté 'sang'. Le côté 'air' est connecté à l'aide d'un tuyau en PVC à un compresseur d'air à pression variable positive et négative. Les réglages des pressions systoliques et diastoliques déterminent le remplissage et l'éjection du sang à l'intérieur de la pompe. Lors de l'application d'une pression négative, le diaphragme se décolle du fond de la chambre et ainsi remplit le ventricule. Ensuite l'application d'une pression positive éjecte le sang par la valve de sortie.

Le ventricule gauche (VG) est chargé d'éjecter le sang dans l'aorte puis dans la carotide et finalement jusque dans le cerveau et les autres organes. Le volume d'éjection systolique (VES) est le volume de sang éjecté à chaque contraction (systole) par le VG. Il dépend de plusieurs facteurs : la taille, le remplissage, la force, la durée de la contraction et la résistance à l'éjection du sang. Pour un homme normal, le VES varie environ entre 70ml et 150ml.

Le VES peut être calculé par la différence entre le Volume TéléDiastolique (VTD, volume de sang contenu dans le VG en fin de diastole) et le Volume TéléSystolique (VTS, volume de

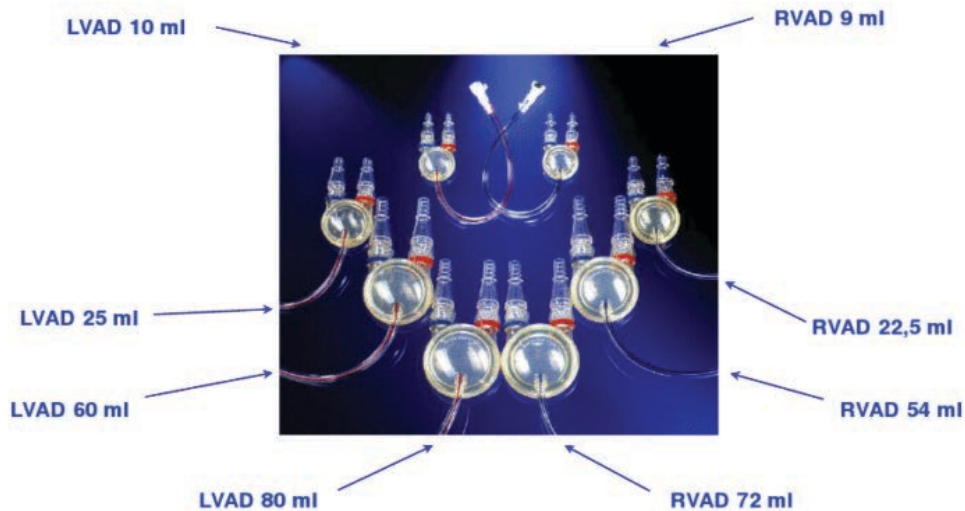


FIGURE 3.2 – Différentes tailles d'un volume systolique ventriculaire droit (RVAD) et ventriculaire gauche (LVAD) (Source : MEDOS).

sang contenu dans le VG en fin de systole).

$$VES = VTD - VTS \quad (3.1)$$

On peut ainsi calculer le débit cardiaque  $Q$  qui est le produit de la fréquence cardiaque par le VES [Silbernagl 2000] :

$$Q = VES \times FC \quad (3.2)$$

Les VAD Medos offrent différentes tailles de volume systolique de 9, 10, 22.5, 25, 54, 60, 72, 80 ml dans le cas ventriculaire droit (RVAD), ventriculaire gauche (LVAD) ou biventriculaire (Figure 3.2).

Dans notre étude, nous avons besoin d'un VG avec une taille adaptée pour simuler le cœur d'un homme normal. Grâce au schéma d'indication des débits en fonction de la taille, de l'âge et du poids du patient (Figure 3.3), nous avons choisi un LVAD de 60 ml.

### 3.1.2 Disposition et intégration des éléments du circuit de simulation fermé

Les deux éléments principaux du banc d'essai sont le VAD et les prototypes de carotides qui sont positionnés sur une plaque en plexiglas (Figure 3.4). La valve d'entrée du VAD est directement reliée au réservoir contenant le fluide tandis que la sortie est connectée à un tuyau en silicone souple long de 30 cm et de 5 mm diamètre. L'élasticité et l'adhérence du silicone permettent à la fois une étanchéité parfaite et la propagation de l'onde de pression. La liaison entre ce tuyau en silicone et l'entrée du fantôme se fait avec un tuyau en PVC droit de 15 cm et de diamètre 7 mm. Pour relier ce tuyau en PVC renforcé à la branche commune des fantômes nous avons conçu un raccord en résine par prototypage rapide. Contrairement à d'autres types de connections qui impliquent une réduction du diamètre en entrée suivi d'une augmentation

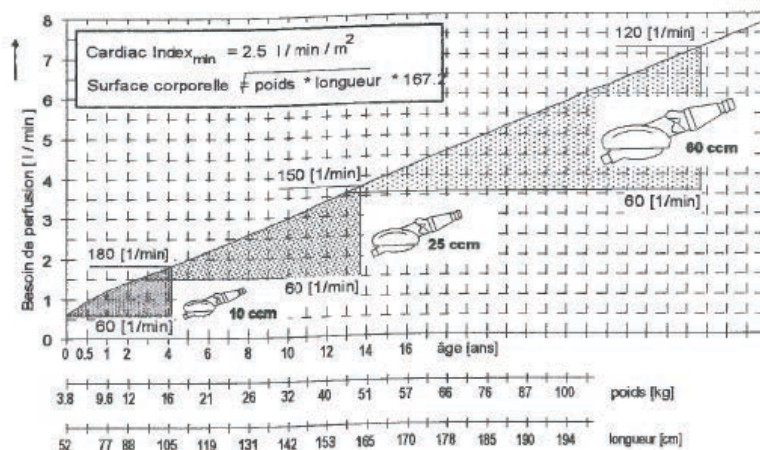


FIGURE 3.3 – Schéma d'une indication des débits en fonction de la taille, de l'âge et du poids du patient (D'après MEDOS Medizintechnik GmbH, 1998).

en entrant dans le tuyau de sortie, ils assurent un passage direct sans obstacle. Une liaison de ce type est nécessaire pour empêcher l'apparition de turbulences à ce niveau qui pourraient se propager ou perturber la zone d'intérêt pour l'observation située seulement quelques centimètres après. Les deux branches de sortie des fantômes sont connectées de la même manière que l'entrée avec des tuyaux en PVC renforcé qui sont suivis par des tuyaux aux diamètres plus petit qui simulent la résistance artérielle. Ces deux tuyaux sont directement reliés aux réservoirs, fermant ainsi le circuit. Nous avons réglé la résistance de sortie en particulier pour garantir une vitesse diastolique positive.

### 3.1.3 Simulation du sang

A cause de la coagulation du sang, il n'est pas possible de mener de longues études de simulation avec du sang réel, un substitut doit donc être utilisé dans notre étude. L'utilisation d'un fluide ayant des propriétés proches de celles du sang notamment au niveau de la viscosité est importante pour s'assurer d'être proche des conditions hémodynamiques réelles dans les artères. L'utilisation de différentes modalités d'imagerie avec des principes d'acquisition très différents nous a obligé à utiliser deux fluides différents mais avec des caractéristiques similaires. Idéalement les particules doivent avoir la même taille que les globules rouges, ainsi qu'une capacité à suivre le flux de façon représentative. Pour la PIV, les traceurs sont souvent des particules solides. D'une part, leur taille doit être assez petite pour bien suivre le mouvement du flux et ne pas modifier des propriétés d'écoulement, d'autre part, leur taille doit être suffisamment grande (visible) pour que la caméra capte leurs réflexions. La visibilité de ces particules dépend des caractéristiques de dispersion de celles-ci et est souvent représenté par un paramètre : l'indice de réfraction. Il y a d'autres facteurs qui vont influencer la performance des traceurs : la forme des particules, la densité des particules, la densité du fluide, la viscosité du fluide.

Les particules souvent utilisées en PIV peuvent se distinguer en deux types : non fluorescentes et fluorescentes. Actuellement, les particules non fluorescentes sont en dioxyde de

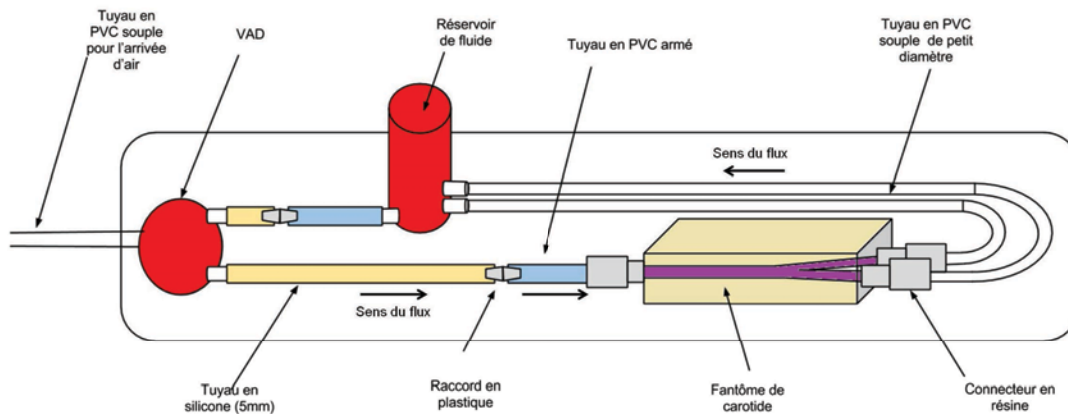


FIGURE 3.4 – Circuit de flux, y compris le fantôme de carotide, VAD et ses connexions par des tuyaux et des raccords spéciaux.

titane, en nylon, en verre, en dioxyde de silicium, en carbure de silicium, avec un revêtement métallique, etc.(d'après DSI). Les particules fluorescentes sont un mélange de deux matériaux : poly (méthacrylate de méthyle) et colorant fluorescent (rhodamine B). En comparant ces deux types de particules, les fluorescentes peuvent améliorer sensiblement la qualité de résultats. Cependant, ils sont coûteux, les particules fluorescentes FPP-RhB-10 coûtent 1591€ pour 50 g (d'après Dantec Dynamics).

[Ramnarine 1998] ont proposé un Blood Mimicking Fluid (BMF) qui est largement utilisé dans les études in-vitro en échographie. Il est composé de 63.64 % d'eau déminéralisée (636,4g/kg), de 33.64% de Glycérine (336,4g/kg), de 1.8% de particules nylon  $5\mu m$  (18g/kg) et de 0.92 % de surfactant (9,2g/kg). Les particules de nylon sont aussi utilisées pour la PIV [Yu 2000][Kharboutly 2010]. Pour que le BMF soit compatible avec la PIV, nous avons diminué la concentration des particules car il devient impossible de différencier chaque particule si la concentration en est trop élevée[Westerweel 1997]. Après beaucoup d'essais, nous avons réussi à obtenir une composition des ingrédients du fluide de simulation sanguine pour notre étude de PIV et d'IRM. Les proportions sont 65% eau déminéralisée, 35% de Glycérine, des particules nylon  $5\mu m$  ( $< 0.1\%$ ), du surfactant ( $< 0.92\%$ ). Ces caractéristiques sont synthétisés dans le tableau 3.1 :

Fluide	Sang	IRM/PIV	Échographie
Cellules/Particules	Globules rouges	Nylons	Nylons
Taille des Particules	$\sim 7\mu m$	$\sim 5\mu m$	$\sim 5\mu m$
Hématocrite (%vol)	45	$< 0.1$	2
Densité ( $kg/m^3$ )	1053	1077	1077
Viscosité (MPa.s)	3-4	$\sim 3.5$	$\sim 3.5$
Type	Non Newtonien	Newtonien	Newtonien

TABLE 3.1 – Fluide sanguin pour les plateformes de simulation

**3.1.4 Paramétrage du VAD**

La console de pompe VAD nous permet de régler quatre paramètres :

1. La fréquence cardiaque ( $F_{card}$ ) détermine la fréquence du battement de VAD et la durée d'un cycle cardiaque ( $T_{card}$ ). Elle peut être synchronisée à un signal d'ECG.
2. La pression systolique ( $P_{sys}$ ) représente la pression déclenchant la systole de la pompe VAD (mmHg). On détermine ainsi la pression d'évacuation de la pompe VAD
3. La pression diastolique ( $P_{dias}$ ) représente la dépression déclenchant la diastole de la pompe VAD (mmHg). On détermine ainsi la pression de remplissage de la pompe VAD
4. La durée de la systole ( $T_{sys}[\%]$ ) représente le pourcentage de la durée de la systole par rapport à la durée d'un cycle cardiaque. Suivant l'équation ci-dessous, nous pouvons calculer la durée de la systole

$$T_{sys} = T_{card} \times T_{sys}[\%]/100\% \quad (3.3)$$

**3.2 Étude des vortex du flux sanguin des fantômes de carotide par caméra rapide**

Le vortex dans l'artère carotide est un phénomène important pour comprendre les origines des lésions artérielles de carotide. Comment ce vortex se produit-il ? Comment se positionne-t'il, se déplace-t'il, se déforme-t'il dans le système carotidien pendant le cycle cardiaque ? Quel paramètre physiologique peut influencer sa formation et son évolution ? Il n'y a pas beaucoup de littérature qui décrit complètement ce phénomène de vortex par simulation expérimentale pour l'instant. La plupart de ces études sont réalisées par des simulations numériques. Dans cette partie, nous utilisons la plateforme de caméra rapide pour répondre à ces questions.

**3.2.1 Plateforme de PIV économique**

Un système PIV est composé de cinq éléments de base. Une camera à résolution élevée avec une fréquence d'acquisition devant être adaptée à la vitesse du flux observé. L'étude de l'écoulement se fait grâce à l'analyse du mouvement de particules intégrées au fluide qui permet d'extraire des informations quantitatives sur celui-ci. Le flux est illuminé grâce à un plan de laser avec une petite épaisseur, qui dans notre cas traverse la section du fantôme en coupe coronale. Les particules traversant le plan réfléchissent la lumière émise par le laser, cette information est capturée par une série d'images. Ces images sont ensuite analysées avec un algorithme de cross-corrélation qui permet de calculer les vecteurs vitesses. L'acquisition d'un tel système est couteux, 130,000 € pour un équipement de LaVision (2008). En raison d'un budget limité, nous ne pouvons utiliser un système de PIV commercial et avons adapté les différents composants nécessaires pour réaliser une plateforme plus économique pour notre étude (Figure 3.5).

**3.2.1.1 Caméra rapide et laser**

Pour suivre les déplacements des particules dans le flux, deux éléments sont nécessaires. Une camera assez rapide capable de capter le mouvement des mêmes particules entre deux images à intervalle rapproché. Nous avons utilisé une camera rapide Genie-HM640, DALSA (Figure 3.6).

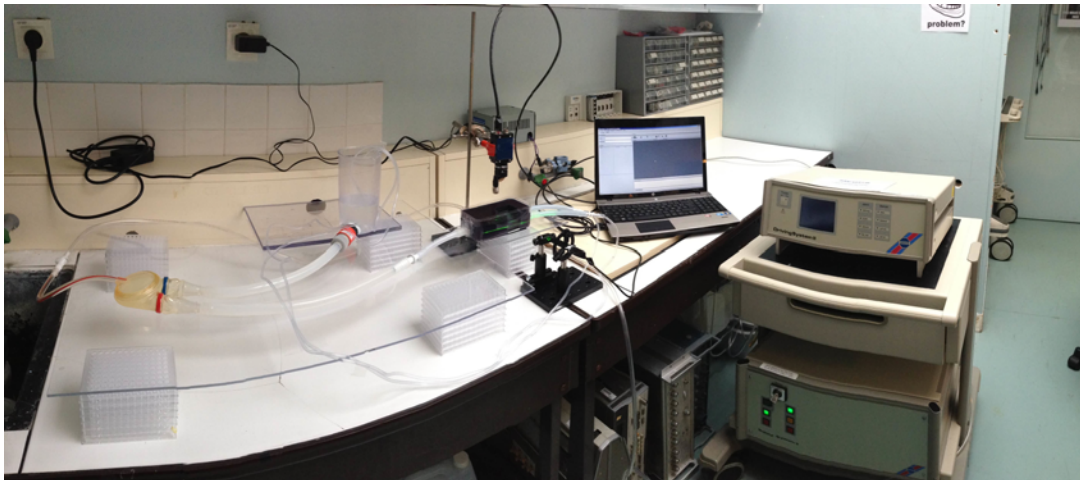


FIGURE 3.5 – Plateforme PIV économique

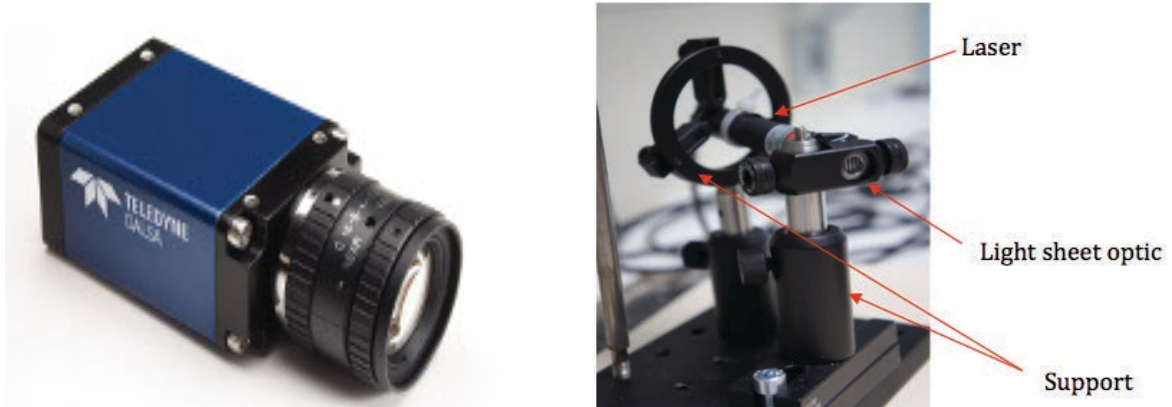


FIGURE 3.6 – Caméra Genie HM640 (Source : DALSA)

FIGURE 3.7 – Laser et son support avec une lentille spéciale

La fréquence d'acquisition standard en résolution maximale se fait à 300 images par seconde et peut être augmentée jusqu'à 1315 images/s en réduisant la résolution. Un laser continu avec une puissance de 50 mw et de longueur d'onde 532 nm a servi de source lumineuse. Une optique sur un support adapté au laser permet ensuite de transformer le faisceau en plan (Figure 3.7).

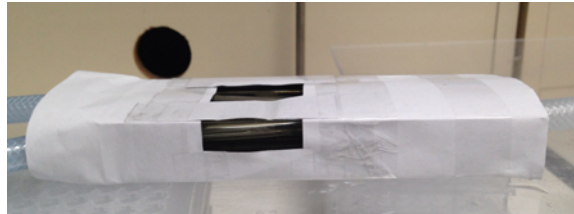
### 3.2.1.2 Préparation des fantômes rigide et souple

Pour intégrer les fantômes rigide et souple de carotide au sein du circuit fermé de simulation de flux et les adapter aux contraintes optiques, nous avons fait des préparations différentes des fantômes. Pour le fantôme souple, un colorant noir est également ajouté à la préparation agar-agar pour limiter la réflexion du faisceau laser sur les bords et améliorer le contraste global de l'image entre le fantôme et le gel environnant. Une fenêtre d'observation est découpée dans le gel d'agar-agar pour permettre au faisceau laser d'atteindre les bords du fantôme et capturer les images avec la caméra placée au dessus. L'espace vide est rempli avec de l'eau distillée, une





(a) Préparation du fantôme souple



(b) Préparation du fantôme rigide

FIGURE 3.8 – Préparation des fantômes différents

plaque transparente en acrylique est posée sur le dessus pour empêcher les mouvements (Figure 3.8(a)). Pour le fantôme rigide, nous avons appliqué un masque sur l'ensemble de la surface mis-à-part les zones de passage du laser et d'observation par la caméra (Figure 3.8(b)).

#### 3.2.2 Acquisition des images par camera rapide

##### 3.2.2.1 Réglage de la caméra et synchronisation cardiaque

L'enregistrement haute fréquence de la camera sur un support externe, dans notre cas un ordinateur, ne peut se faire que sous certaines conditions. Les paramètres d'acquisition doivent être choisis en fonction de l'analyse souhaitée, des propriétés du fluide circulant ainsi que des conditions matérielles. Nous avons développé un programme sous Matlab pour contrôler la camera et synchroniser à posteriori d'images avec le signal ECG pilotant le VAD. Le débit d'acquisition étant relativement élevé, le transfert direct sur disque dur n'est pas possible, les données ont donc été dans un premier temps stockées sur la mémoire vive puis sauvegardées pour être traitées. Pour pouvoir obtenir les informations de chaque image dans le cycle cardiaque, le signal ECG du simulateur qui contrôle le VAD Driving System a été mesuré en même temps que l'acquisition des images et recalé rétrospectivement. Le signal de l'ECG a été échantillonné à 10 khz avec une carte National Instruments Ni USB-6008. La durée d'acquisition est réglée à 2 secondes permettant de capturer plusieurs cycles cardiaques. Compte tenu du délai entre le QRS et l'arrivée de l'onde de pression, on divise le comportement du flux en quatre phases principales par rapport au cycle cardiaque : la phase d'accélération systolique (S1), le début de diastole(D1), le mi-diastole(D2) et la période comprise entre la fin de la diastole et le délais entre le QRS (D3) (Figure 3.9).

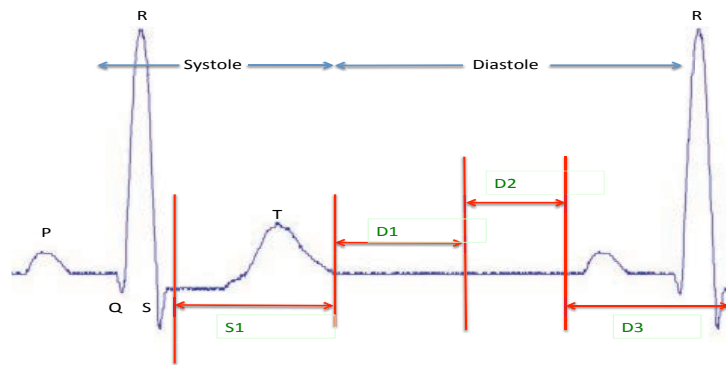


FIGURE 3.9 – Quatre phases dans un cycle cardiaque

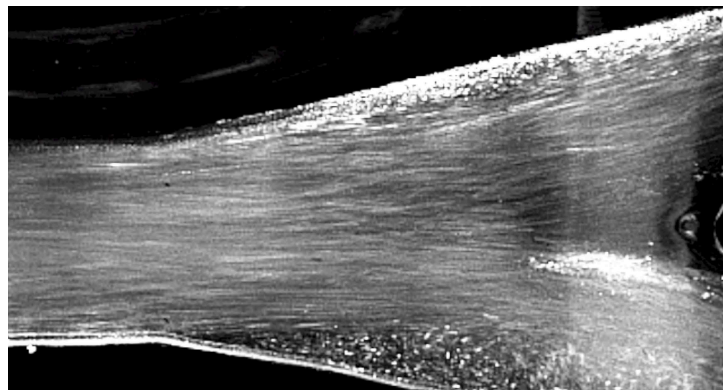


FIGURE 3.10 – Acquisition d'images en 'streamline' pour la mise en évidence du vortex

### 3.2.2.2 Paramétrage d'acquisition

Le temps d'exposition est un paramètre important. L'augmentation du temps d'exposition permet d'obtenir des images en 'streamline' qui sont utiles pour analyser visuellement les mouvements du flux et mettre en évidence la formation de vortex (Figure 3.10).

Par contre, l'extraction d'informations concernant les vitesses n'est pas possible en raison de l'incompatibilité des analyses par PIV de telles images. En choisissant l'exposition minimale de la camera, soit  $56 \mu s$  il est possible de faire une analyse par l'algorithme de PIV. Le gain de la camera doit être réglé en fonction des traitements et des analyses voulues. Plus le gain est élevé, plus la lumière réfléchiée par les particules sera amplifiée. En revanche, le bruit sera plus important ce qui n'est pas un problème pour obtenir des images pour la visualisation mais doit être le plus faible possible pour une analyse PIV.

Sur la plateforme de banc d'essai avec la caméra rapide, comme le fantôme en forme de Y est symétrique, nous avons étudié la branche qui est la plus proche de la lumière du laser en considérant que le flux dans la seconde branche a le même comportement. D'abord, nous avons réglé la fréquence de la caméra à 700 images/s en résolution  $640 \times 480$  pour l'observation visuelle. Pour l'étude quantitative, afin de s'assurer qu'aucun déplacement ne soit trop important et que des particules ne sortent pas des fenêtres d'interrogation, la caméra a été réglée pour une

acquisition à 1315 images/s. En contre partie la résolution doit être diminuée à  $640 \times 100$ .

Pour simuler le flux sous des conditions physiologiques normales de cycle cardiaque, nous avons choisi les paramètres de VAD suivants :  $P_{sys} = 150\text{mmHg}$ ,  $P_{dias} = -20\text{mmHg}$ ,  $T_{sys} = 20\%$ ,  $F_{card} = 60$  [Azhim 2006].

#### 3.2.3 Méthodologie d'analyse quantitative par PIV

##### 3.2.3.1 Pré-traitement

Le pré-traitement des images permet d'augmenter la précision des calculs par PIV. Pour augmenter le  $S/B$  des images, il y a différentes méthodes d'ajustement de l'intensité. La méthode de soustraction du fond par la moyenne des signaux des images est souvent utilisée [Devasenathipathy 2003]. Du fait de la puissance de notre laser et de la densité des particules, cette méthode est utilisée pour le pré-traitement. Tout d'abord, une séquence d'images est acquise (Figure 3.11). Ensuite, la création d'une image du fond est effectuée par calcul de la moyenne d'intensité de chaque pixel au cours de cette séquence (Figure 3.12). Enfin, la soustraction est appliquée entre l'image d'origine et celle du signal moyen (Figure 3.13).

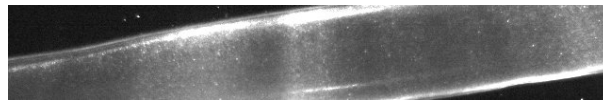


FIGURE 3.11 – Image originale par caméra rapide

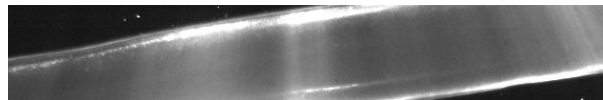


FIGURE 3.12 – Image de la valeur moyenne des pixels



FIGURE 3.13 – Image traitée par la soustraction

##### 3.2.3.2 Calcul des vitesses instantanées

Pour les analyses de PIV, nous avons utilisé un logiciel 'Prana PIV' écrit sous Matlab. Le calcul des vitesses est réalisé par la méthode 'Robust Phase Correlation (RPC)' de ce logiciel. Cette méthode est une amélioration par rapport à celle de cross-corrélation standard en ajoutant deux composants : un filtre de phase et une fonction de pondération [Eckstein 2007]. Le processus de calcul des vitesses par la méthode RPC est le suivant (Figure 3.14) :

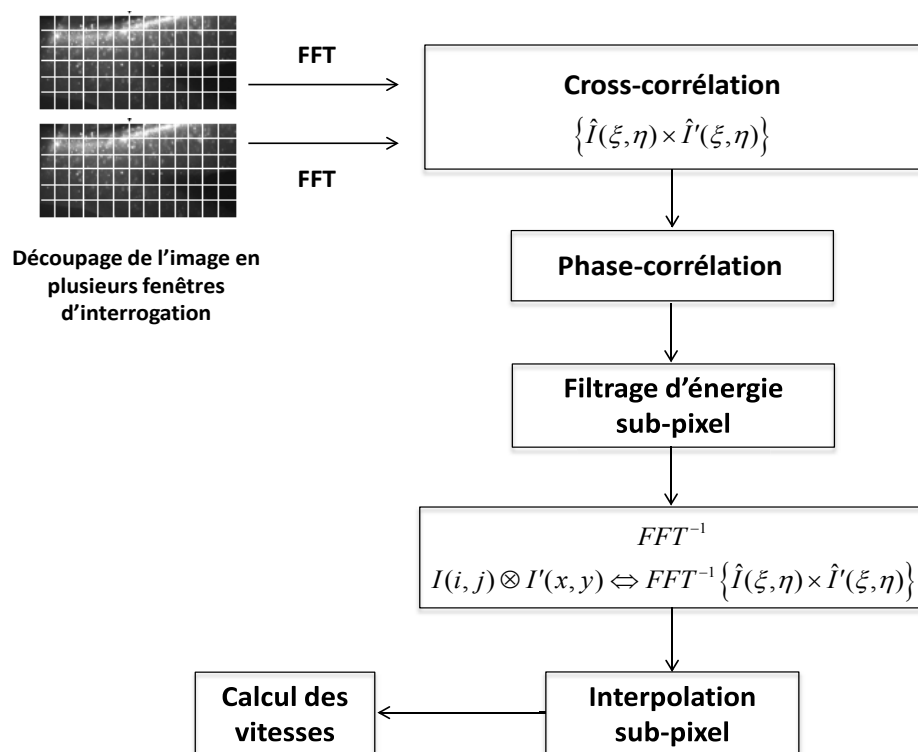


FIGURE 3.14 – Calcul des vitesses par Robust Phase Correlation (RPC)

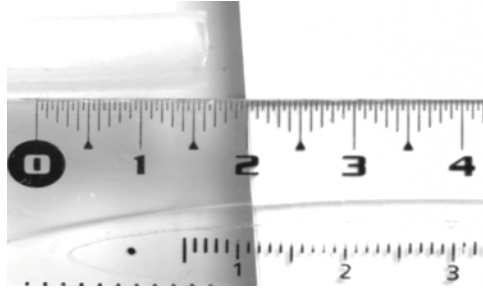


FIGURE 3.15 – Étalonnage à l'aide d'une règle

D'abord, chaque image est discrétisée en fenêtres d'interrogation de taille variable de 64x64 à 16x16 pixels avec un overlap de fenêtre de 50%. Après la Transformée de Fourier rapide (FFT) et l'algorithme de la cross-corrélation, un filtrage de phase est adapté, ce qui a pour résultat un pic de corrélation de phase plus aigu. Cependant, ce pic est très sensible aux bruits additifs, en particulier dans les hautes fréquences. Afin de réduire ce bruit, une fonction de pondération est ajoutée. Ces deux composants ensemble constituent un filtrage pour la corrélation de phase ( $W(k)$ ) [Eckstein 2007] :

$$W(k) = \frac{e^{-\frac{d^2 k^2}{16}}}{|I(k) \cdot I'(k)^*|} \quad (3.4)$$

$k$  est le nombre d'onde.  $d$  est le diamètre des particules .

Après, pour chacune de ces fenêtres d'interrogation, une corrélation croisée est effectuée entre les paires d'images. Par détection du pic, les valeurs de déplacement ensuite sont calculées et contiennent les deux composants ( $u,v$ ) selon les axes X et Y respectivement. Le résultat obtenu est stocké dans une variable temporaire du programme. Pour diminuer la perte des vecteurs causée par les rotations des petites fenêtres, nous avons utilisé la méthode 'Multi-grid déformé'.

### 3.2.3.3 Étalonnage

En utilisant la distance focale et la dimension d'un pixel de caméra rapide, nous pouvons convertir les données en unité physique (m/s) à l'aide d'une règle positionné au même niveau du fantôme sous les mêmes conditions de l'acquisition par caméra rapide (Figure 3.15).

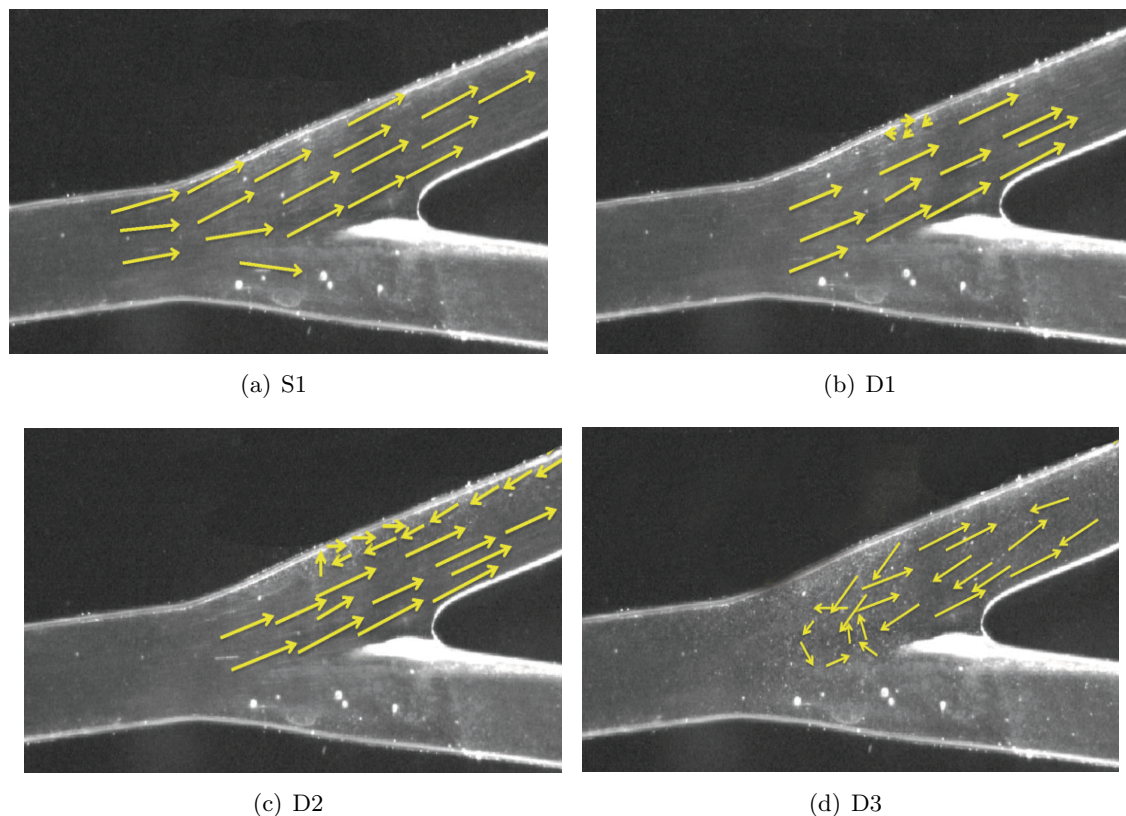


FIGURE 3.16 – Évolution du vortex au cours du cycle cardiaque dans le fantôme **rigide** en Y. La représentation vectorielle est qualitative. Les modules des vecteurs ne représentent pas des valeurs réelles mesurées.

### 3.2.4 Résultats

#### 3.2.4.1 Observation du vortex dans les fantômes rigide et souple en forme de Y par caméra rapide

##### Fantome rigide en forme de Y

Au départ, dans la phase systolique (S1), nous pouvons voir que le flux est accéléré par la pression systolique, les vitesses deviennent de plus en plus rapides. L'écoulement se divise dans les deux branches de la carotide sous forme laminaire. Pendant cette période, il n'y a pas d'apparition de vortex (Figure 3.16(a)).

Au début de la diastole (D1), une petite quantité de particules tourne dans la région contre la paroi opposée à la bifurcation. Les vitesses de ces particules sont très faibles et quasi-stationnaires. C'est le début du vortex (Figure 3.16(b)). Pendant la mi-diastole (D2), cette région de vortex continue à évoluer et se prolonge plus largement tout le long de la paroi (Figure 3.16(c)). A cet instant, on peut encore différencier le flux entre dans les branches à proximité du bord interne qui reste sous forme 'laminaire' et la région de vortex le long du bord externe. Les deux types d'écoulements ne sont pas encore mélangés.

Dans la phase de la fin de diastole (D3), on peut observer que le vortex et le flux laminaire

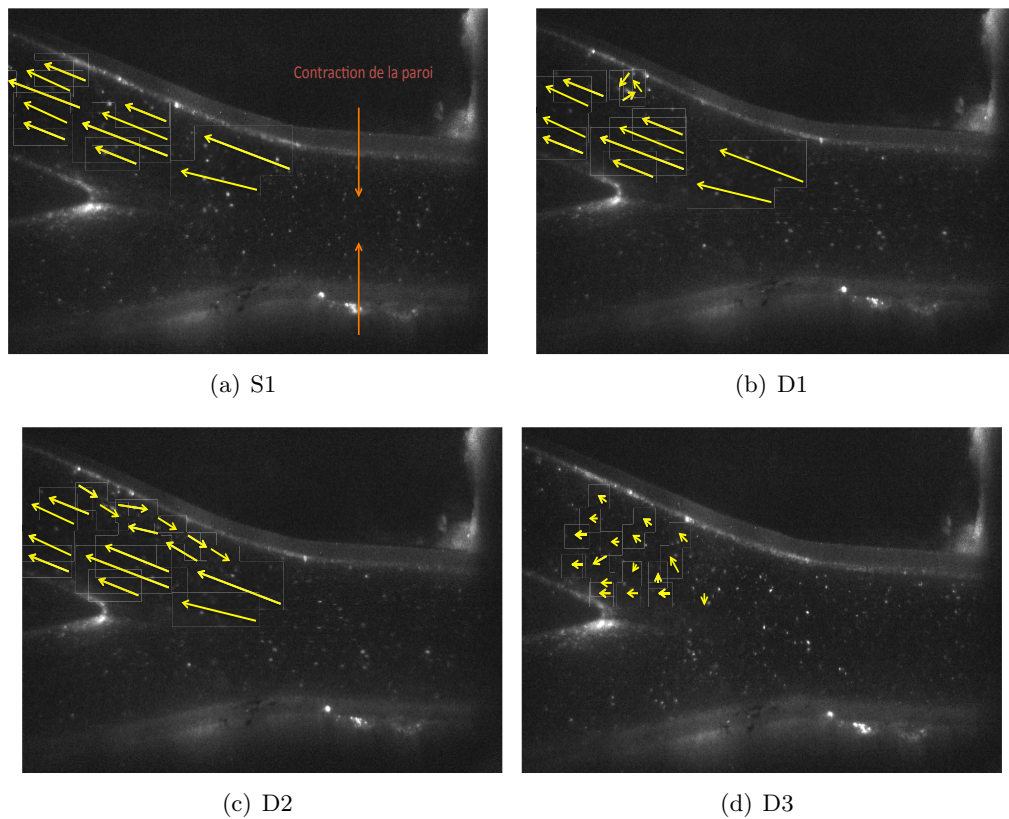
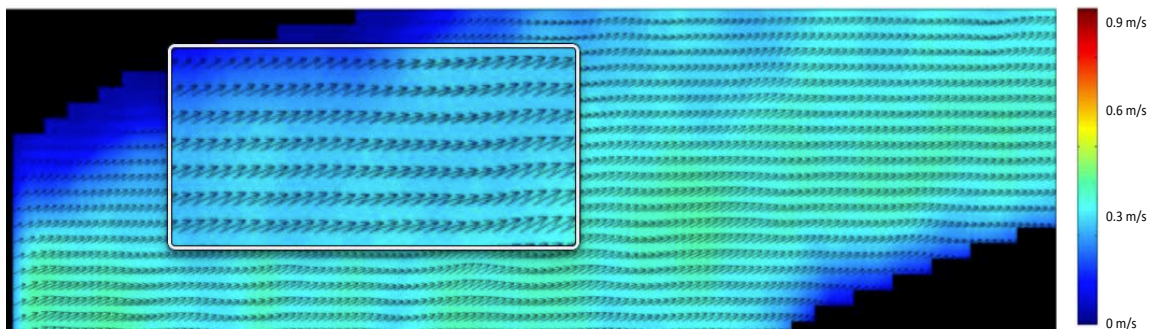


FIGURE 3.17 – Évolution du vortex au cours du cycle cardiaque dans le fantôme **souple** en Y.

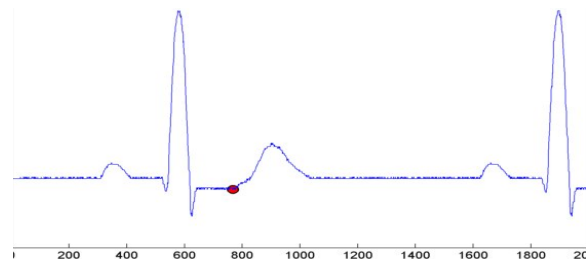
se mélangent. Le flux devient alors perturbé sur toute la longueur de la branche du fantôme. En plus, la région du vortex se déplace au dessous de l'apex de la bifurcation et forme une région de rotation très évidente (Figure 3.16(d)). Après, les vitesses de flux deviennent plus faibles et le vortex s'arrête jusqu'à ce qu'un autre cycle cardiaque recommence.

### Fantôme souple en forme de Y

Pour le fantôme souple en Y, nous pouvons observer que pendant le QRS, la paroi s'ouvre au passage de l'onde de pression et semble attendre l'accélération systolique du flux. A cet instant, le flux est quasi-stationnaire. Dans la phase S1, la paroi commence à se contracter. Les vitesses du flux deviennent plus rapide sous forme laminaire (Figure 3.17(a)). Dans la phase D1, le flux est moins rapide. Quelques petites particules se trouvent en rotation dans une région le long de la paroi en face de la bifurcation. C'est l'instant du début du vortex avec une position similaire à celle dans le fantôme rigide. Par contre, sa durée n'est pas longue (Figure 3.17(b)). Dans la phase D2, cette région du vortex se resserre le long du bord externe (Figure 3.17(c)). Après, dans la phase D3, les vitesses des particules sont très faibles et leur directions de mouvement sont anarchiques. Le vortex n'est pas visible (Figure 3.17(d)).



(a) Carte des vitesses (vecteurs) dans une branche du fantôme rigide de Y



(b) Position instantanée dans un cycle cardiaque

FIGURE 3.18 – Début de l'accélération de systole(S1)

### 3.2.4.2 Étude quantitative du vortex par PIV

A la limite des performances d'acquisition de la caméra et de la puissance du laser, la caméra a été réglée à sa capacité maximale : 1315 images/s avec une résolution 640\*100. Ce réglage nous permet d'assurer la qualité des images pour l'utilisation PIV dans le fantôme rigide, mais il ne permet pas de le faire sur les fantômes souples. Cette partie est une analyse du vortex sur la plateforme de PIV sur une branche de fantôme rigide en forme de Y. Les résultats sont en forme de carte des vitesses en couleur : les vitesses des particules sont représentées par des vecteurs ; les régions avec des vitesses absolues sont représentés en couleur : plus foncée est la couleur, moins grande est sa valeur absolue.

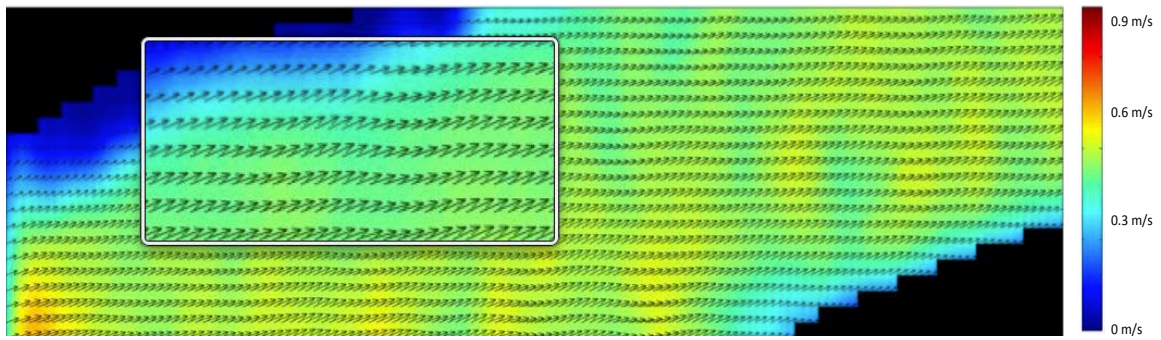
Dans la phase d'accélération de systole (S1), la forme de l'écoulement est laminaire. Au début, les vitesses des particules qui sont proches de la bifurcation deviennent plus élevées par rapport aux particules diamétralement éloignées de la bifurcation (Figure 3.18).

Avec l'augmentation de la pression systolique, le flux devient plus rapide dans toutes les régions de la branche. La différence des vitesses entre la région proche de la bifurcation et le bord externe de la branche diminuent (Figure 3.19).

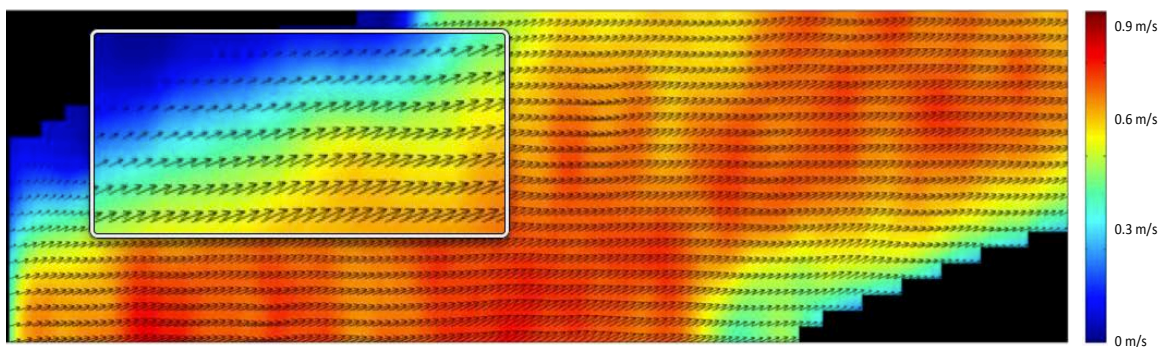
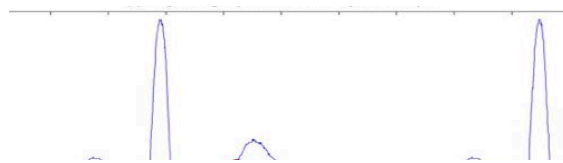
Le flux varie petit à petit jusqu'à revenir à la forme laminaire : les vitesses plus rapides au milieu de profil (0.7-0.9 m/s) et moins au bord. Les vitesses plus rapides (0.9 m/s) dans le cycle entier est à l'instant de la (Figure 3.20). Le vortex n'apparait pas dans cette période.

Au début de la diastole, les vitesses du flux commencent à diminuer. Sur la Figure 3.21, nous pouvons remarquer que les vecteurs des particules vers le bord externe de la branche ont des directions inverses à l'initiale et en forme de vortex. La partie du flux proche de la bifurcation est encore de forme laminaire. Les vitesses plus rapides se trouvent au niveau de l'apex de la bifurcation. La région du vortex et celle du flux laminaire ont une frontière très visible.

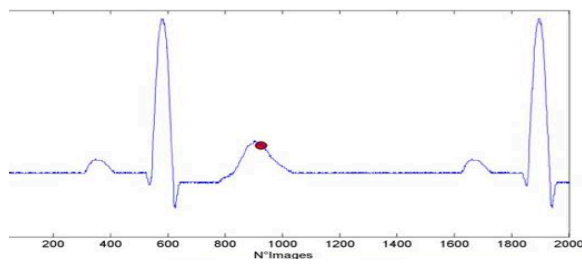




(a) Carte des vitesses (vecteurs) dans une branche du fantôme rigide de Y

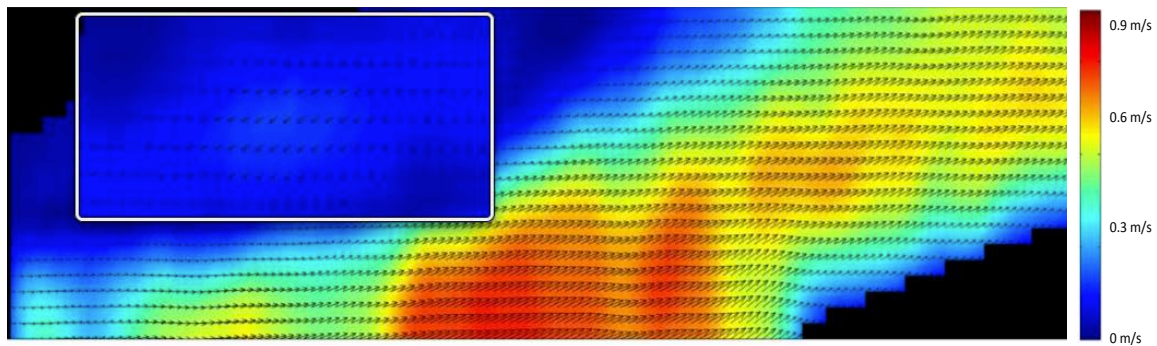


(a) Carte des vitesses (vecteurs) dans une branche du fantôme rigide de Y

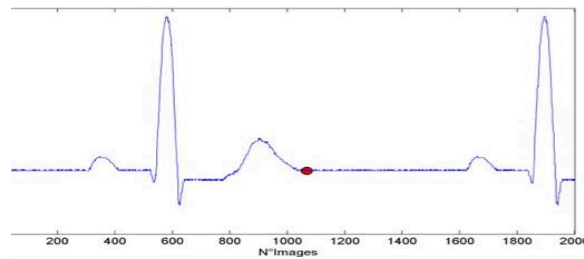


(b) Position instantanée dans un cycle cardiaque

FIGURE 3.20 – Vitesses maximales de l'accélération de systole(S1)



(a) Carte des vitesses (vecteurs) dans une branche du fantôme rigide de Y



(b) Position instantanée dans un cycle cardiaque

FIGURE 3.21 – Début du vortex pendant la diastole(D1)

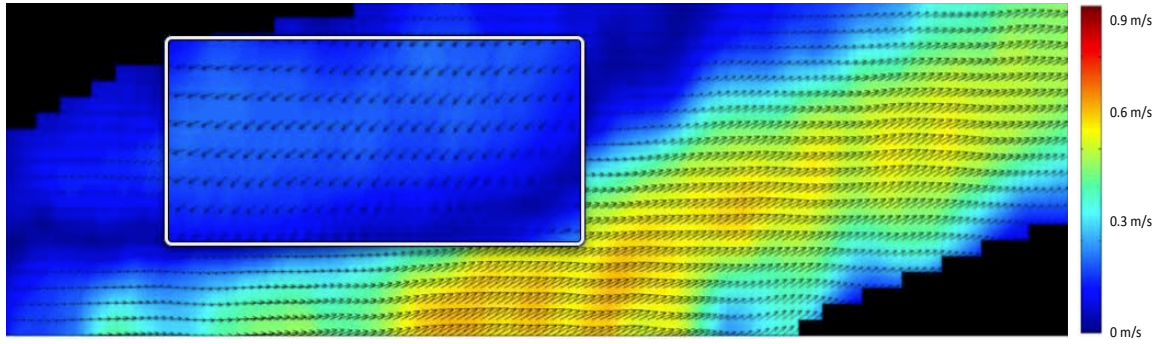
Après, au milieu de la phase D1, les vitesses deviennent de plus en plus faibles (0.1-0.2 m/s). La région du vortex augmente et celle du flux laminaire diminue. La frontière bouge vers le bord du côté de l'apex de la bifurcation (Figure 3.22). On observe une région de vortex qui spirale plus rapidement à la position centrale de la région du vortex.

Dans les phases D2 et D3, les vitesses deviennent très faibles. Le flux est complètement perturbé (Figure 3.23) et les vecteurs ont des orientations désordonnées (Figure 3.24).

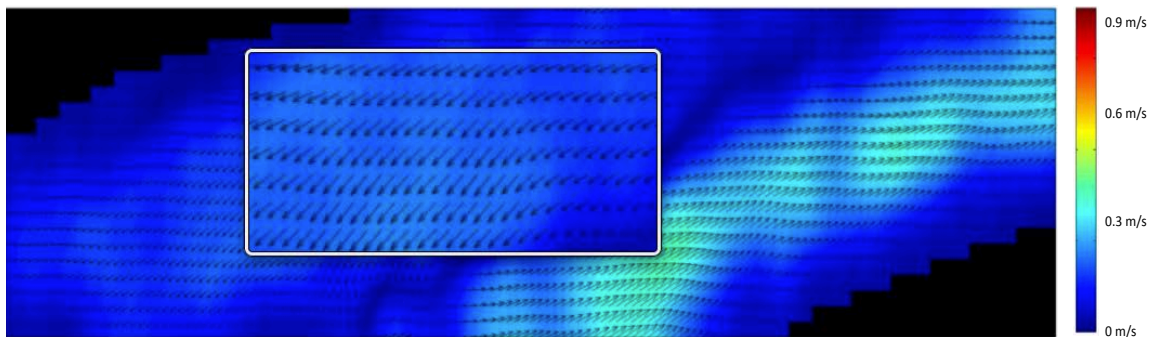
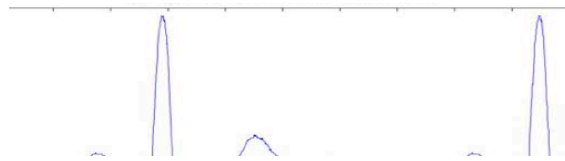
### 3.2.5 Discussion

Au départ, en comparant les fantômes souple et rigide en forme de Y, on peut remarquer que une évolution du vortex similaire. Dans la phase S1, il n'y a pas de vortex. Au début de la phase diastolique, le vortex apparaît. Le début de vortex se trouve toujours dans une petite région contre la paroi extérieure opposée à la bifurcation. Cette observation est bien en accord avec les études de [Ku 1983] et [Vétel 2010]. Cependant, les comportements du vortex dans ces deux fantômes ont des caractéristiques différentes : le vortex est beaucoup plus important dans le fantôme rigide que dans le fantôme souple et la durée du vortex est beaucoup plus courte dans le fantôme souple. A partir de cette comparaison, nous avons pris pour hypothèse que la souplesse des parois a une influence sur les comportements du vortex. Plus rigide est la paroi du fantôme, plus important est le vortex. Les résultats d'observation sont qualitatifs et permettent de comprendre le séquençage des étapes de la formation du vortex au cours du cycle cardiaque.

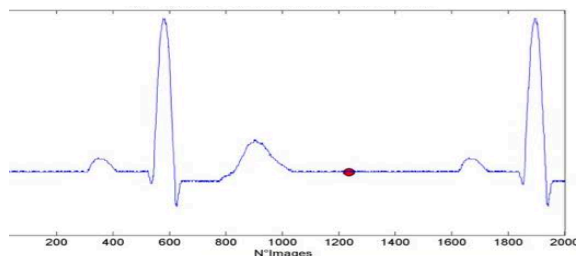
Pour valider cette observation, nous avons utilisé le PIV pour analyser des vortex par les vecteurs des vitesses. Nous avons trouvé que le vortex se trouve toujours dans la région des



(a) Carte des vitesses (vecteurs) dans une branche du fantôme rigide de Y

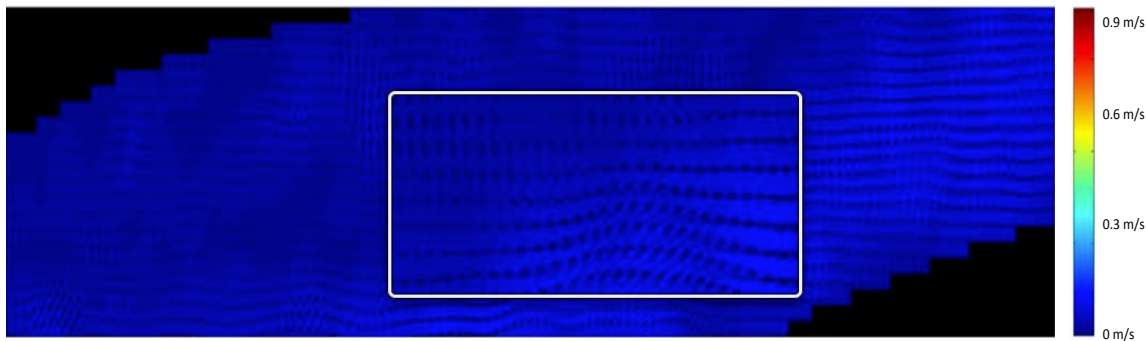


(a) Carte des vitesses (vecteurs) dans une branche du fantôme rigide de Y

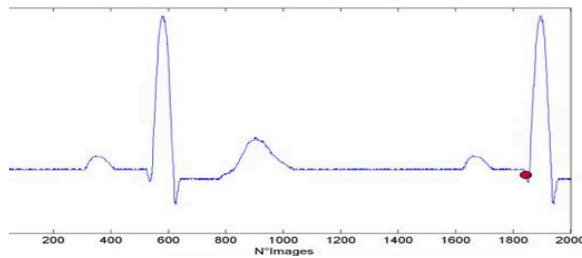


(b) Position instantanée dans un cycle cardiaque

FIGURE 3.23 – Milieu de la phase D2



(a) Carte des vitesses (vecteurs) dans une branche du fantôme rigide de Y



(b) Position instantanée dans un cycle cardiaque

FIGURE 3.24 – Phase D3

vitesses lentes. Les directions des vecteurs sont inverses à ceux du passage de flux laminaire. Ces résultats sont cohérents avec les études de [Vétel 2010] [Buchmann 2008].

En résumé, cette première description de vortex par caméra rapide est longitudinalement. Dans la section suivante, nous utilisons IRM pour étudier les comportements des vortex transversalement dans les fantômes rigide et souple.

### 3.3 Étude des vortex du flux sanguin dans les fantômes rigide et souple en Y par la séquence dynamique d'IRM

Les théories sur les comportements des flux sanguins sont la plupart du temps basées sur des hypothèses idéales. Cependant, en réalité, le flux sanguin est complexe (vortex). Pour l'instant, peu de littérature décrit ce comportement du vortex sous IRM. [Darwich 2010a] a étudié le mouvement du vortex par une séquence dynamique (mono-coupe multi-phase) 2D basée sur une séquence écho de gradient rapide. L'acquisition est synchronisée à l'ECG. Grâce à cette séquence, il a observé l'apparition d'une région en hyposignal spiralée pendant le cycle cardiaque dans la carotide commune. Il a considéré que cette région est associée au comportement du vortex. Cependant, son étude n'a pas décrit clairement comment les vortex évoluent, à quelles positions de la carotide ils sont plus fréquents, à quel moment ils se produisent au cours des cycles cardiaques. Nous avons des hypothèses sur les raisons possibles à ces flux en 'hyposignal' : vitesses axiales très lente voir nulles, vitesses axiales très rapides, turbulences et ou artéfacts. A quoi cette région en 'hyposignal' observée sert elle vraiment ? A partir de ces questions, nous utilisons une séquence dynamique d'IRM pour observer les comportements du flux, et s'il y a des vortex, analyser leur évolution dans des fantômes rigides et souples en forme de Y.

### 3.3.1 Acquisitions par IRM

#### 3.3.1.1 Plateforme d'IRM

Les acquisitions par IRM ont été effectuées sur une machine de 1.5 Tesla de marque GE Healthcare au CIMA à Compiègne (Figure 3.25(a)). Pour nous adapter à la région anatomique à explorer, et aussi au niveau de rapport signal sur bruit souhaité, au cours de ce travail, nous utilisons l'antenne neurovasculaire phasée 12 éléments, 8 canaux, optimisée pour les techniques d'imagerie parallèle avec une couverture S-I de 45 cm dans l'axe u champ  $B_0$  (Figure 3.25(b)).



(a) Dispositif d'IRM de 1,5 Tesla (General Electric Healthcare, Signa HDxInfinity 11.0, Milwaukee, WI, USA.), CIMA, Compiègne, France



(b) Antenne de Head-Neck array (GE Signa HD, HNS NVFull)

FIGURE 3.25 – Machine d'IRM et l'antenne utilisée dans cet étude au CIMA

Sur la Figure 3.26, la plateforme est divisée en deux parties : le circuit de simulation de flux fermé intégrant le fantôme de carotide dans la salle d'IRM et le système de commande de VAD (VAD Driving system) dans la salle de contrôle. Les deux parties sont reliées uniquement par un tuyau d'air comprimé en PVC (2 m de longueur, 7 mm de diamètre) traversant un orifice du mur (cage de Faraday) qui sépare les deux salles. Le fantôme est déposé sur un panneau en plastique horizontalement. Un sac plastique rempli d'eau (environ 1 kg) est positionné au dessus du fantôme dans l'antenne. Un centrage au niveau de l'apex du fantôme en Y est effectué grâce à un laser projetant une croix afin de définir une référence à l'IRM. Pour la synchronisation ECG, les câbles du simulateur sont reliés au système de commande du VAD. Le procédure d'installation nécessite moins 5 minutes.

#### 3.3.1.2 Séquence IRM et protocole d'acquisition

Pour étudier les évolutions du flux durant un cycle cardiaque, la séquence Fast Card Gradient Recalled Echo (FCGRE, GE Healthcare), qui est une séquence dynamique multi-phase mono-coupe, est utilisée pour notre étude. Cette séquence nécessite une synchronisation cardiaque. Le nombre de phase est défini par rapport au temps de répétition (TR). Pendant chaque cycle cardiaque, une ligne des plans de Fourier (k-space) va être remplie pour chaque phase. Par

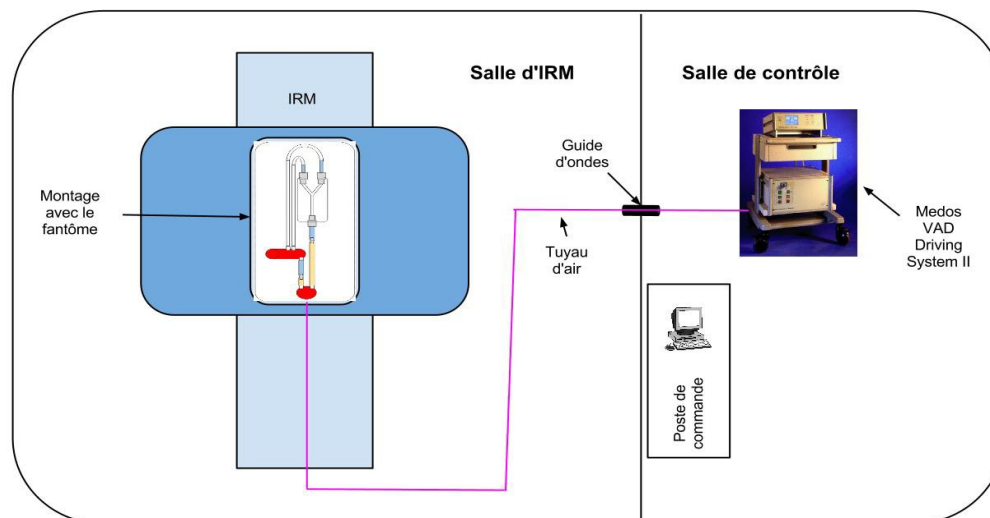


FIGURE 3.26 – Schéma d’installation des éléments de la plateforme d’IRM

conséquent, le temps d’acquisition nécessite autant cycles cardiaques que des lignes d’images (Figure 3.27) [Alarcon 2004].

Ces paramètres ont été optimisés par [Alarcon 2004]et[Darwich 2010a]. Ils sont récapitulés dans le tableau 3.2 :

Paramètre	Valeur	Paramètre	Valeur
Ax-Sag-Coro-Obl	axial	TR	ECG-Gated
Gain total	100dB	TE	Miniful
Mat	256 × 256	Flip angle	50
FOV	16 × 16cm	Tck	5 mm
BW	31.25kHz	Nex	1
Spacing	0	Gating	VCG I+II
TW	10 ms	ARW	20%
VPS	1		

TABLE 3.2 – Paramètres optimisés pour la séquence FCGRE

Nous avons choisi deux positions où le vortex est particulièrement visible et comparable avec les études par caméra rapide. Une coupe est positionnée 10 mm au dessus de l’apex de la bifurcation et l’autre 10 mm au dessous de la bifurcation (Figure 3.28).

La séquence produit une série d’images axiales séquentielles à des instants donnés par rapport à l’ECG. La Figure 3.29 illustre l’une des images d’une série temporelle dans les coupe 1 (Figure 3.29(a)) et 2 (Figure 3.29(b)) où les artères carotides apparaissent en hypersignal. Pour comparer les résultats avec les images obtenues avec la caméra rapide, nous avons aussi divisé le cycle cardiaque en quatre périodes : la systole(S1), le début de diastole(D1), le mi-diastole(D2), et la fin de diastole(D3).

Sur les acquisitions des coupes axiales, on note les axes X et Y (Figure 3.30).

3.3. Étude des vortex du flux sanguin dans les fantômes rigide et souple en Y par la séquence dynamique d'IRM 105

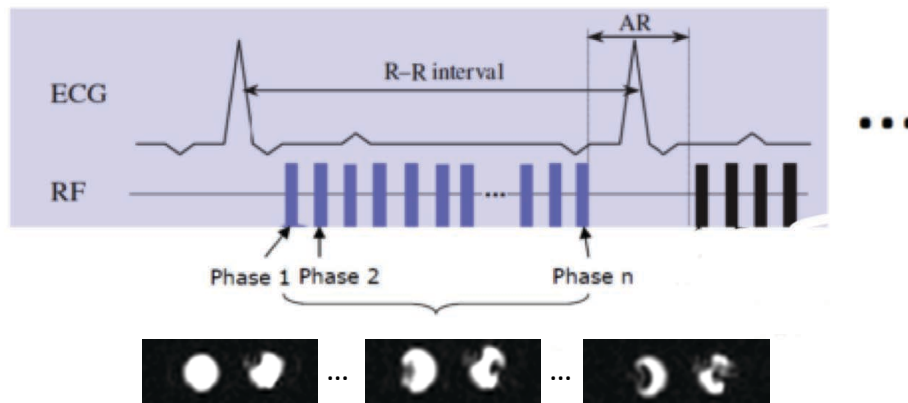
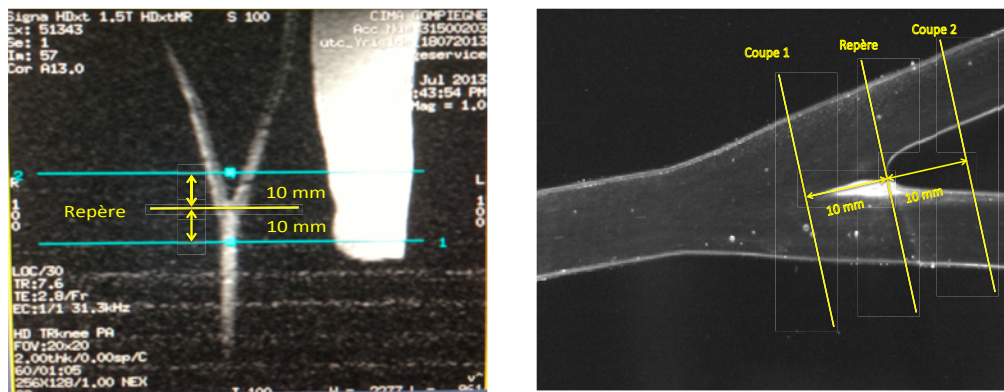


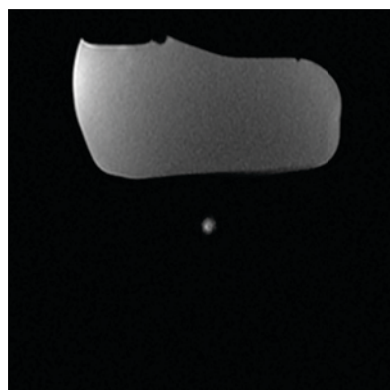
FIGURE 3.27 – Les acquisitions d’images avec synchronisation ECG



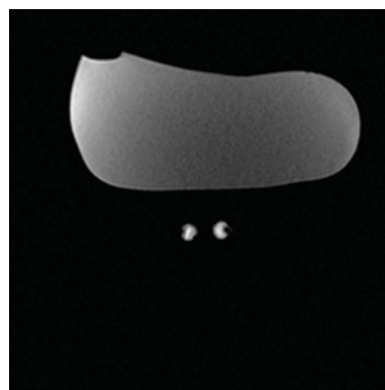
(a) Positions d'intérêt par IRM

(b) Position correspondant dans les études par caméra rapide

FIGURE 3.28 – Positions d'intérêt dans l'étude par caméra rapide et IRM. Coupe 1 : 10 mm au dessus de la bifurcation de la fantôme rigide, Coupe 2 : 10 mm au dessous de la bifurcation



(a) Vue axiale coupe 1 (carotide commune)



(b) Vue axiale coupe 2 (carotide interne et externe)

FIGURE 3.29 – Image relevée dans une série avec une résolution temporelle de  $5.6 \text{ ms}$  et une résolution spatiale  $0.5 \times 0.5 \times 5 \text{ mm}^3$

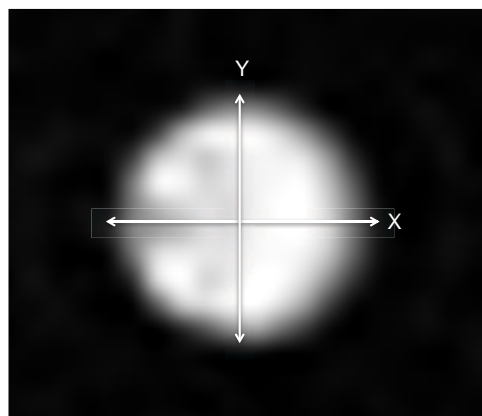


FIGURE 3.30 – Position des axes X et Y



### 3.3.2 Mise en évidence du vortex par une séquence dynamique d'IRM

#### 3.3.2.1 Observation du vortex dans un fantôme rigide en Y par IRM

Pour la coupe 1, nous observons que la surface de la lumière de la carotide commune varie durant le cycle cardiaque. A l'instant S1, la surface de la lumière augmente jusqu'au pic, avec une augmentation de l'intensité des pixels en même temps. Cette période correspond à la phase d'accélération des vitesses de flux (Figure 3.31(a)). Après, la surface commence à diminuer avec une chute de l'intensité de signal pendant le passage des phases D1 à D2 (Figure 3.31(b), Figure 3.31(c)). A la phase D3, la surface de la lumière devient petite avec des signaux de flux très faibles. Théoriquement, dans le fantôme rigide, il n'a pas d'effet de battement de la paroi, la surface de la lumière donc doit rester constante. Selon la théorie du phénomène d'entrée de coupe et en comparant avec les résultats de PIV, nous savons que dans la phase S1, le flux est de forme laminaire et que l'intensité du signal est en fonction de la vitesse. Pendant les phases D1 et D2, les vitesses commencent à ralentir, l'intensité du signal au bord du profil sont moins importantes que celles au centre causant une diminution de la surface de la lumière. Durant la phase D3, les vitesses deviennent encore plus faibles, les signaux de flux sont petits et ne sont plus clairement visibles (Figure 3.31(d)).

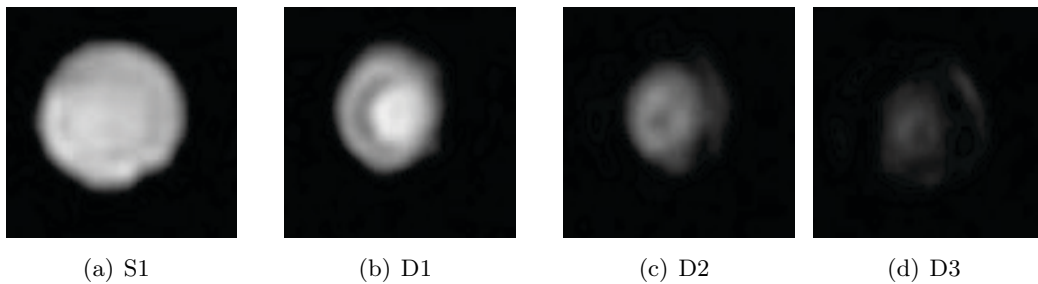


FIGURE 3.31 – **Coupe 1** du fantôme **rigide** en forme de Y durant le cycle cardiaque par la séquence FCGRE

Pour la coupe 2, nous pouvons remarquer que les signaux de flux dans l'IRM deviennent de plus en plus élevés pendant l'accélération systolique (S1). Pendant cette période, la lumière des vaisseaux est remplie complètement par les hypersignaux (Figure 3.32(a)). Cette observation est similaire à celle de la coupe 1. Puis, au début de la diastole (D1), une petite région spiralée en hyposignal est observée au gauche de l'axe longitudinal (Figure 3.32(b)). Par la suite, cette région évolue et devient plus large vers le centre du tuyau et la spirale évolue plus rapidement (Figure 3.32(c)). Par comparaison avec les résultats de la caméra rapide, on voit que ce changement a une relation avec le comportement du vortex. A la fin de la diastole(D3), les signaux de flux diminuent en formes désordonnés (Figure3.32(d)).

Dans l'état de l'art, nous avons remarqué que les théories sur les comportements des flux sanguins des carotides sont la plupart du temps basées sur des hypothèses idéales. Le flux sanguin est supposé de forme 'laminaire'. [Darwich 2010a] a fait l'hypothèse que les vitesses du flux dans la région en hyposignal peuvent correspondre à des vitesses soit très rapides (dépasser la vitesse critique), soit très lentes. La région en hyposignal IRM est corrélée avec les résultats de PIV et conclut à des vitesses lentes (moins 0.1 m/s) qui n'ont pas dépassé les vitesses critiques (dans notre étude environs  $Tck/TR= 0.89$  m/s). Au contraire, nous avons observé que la direction du

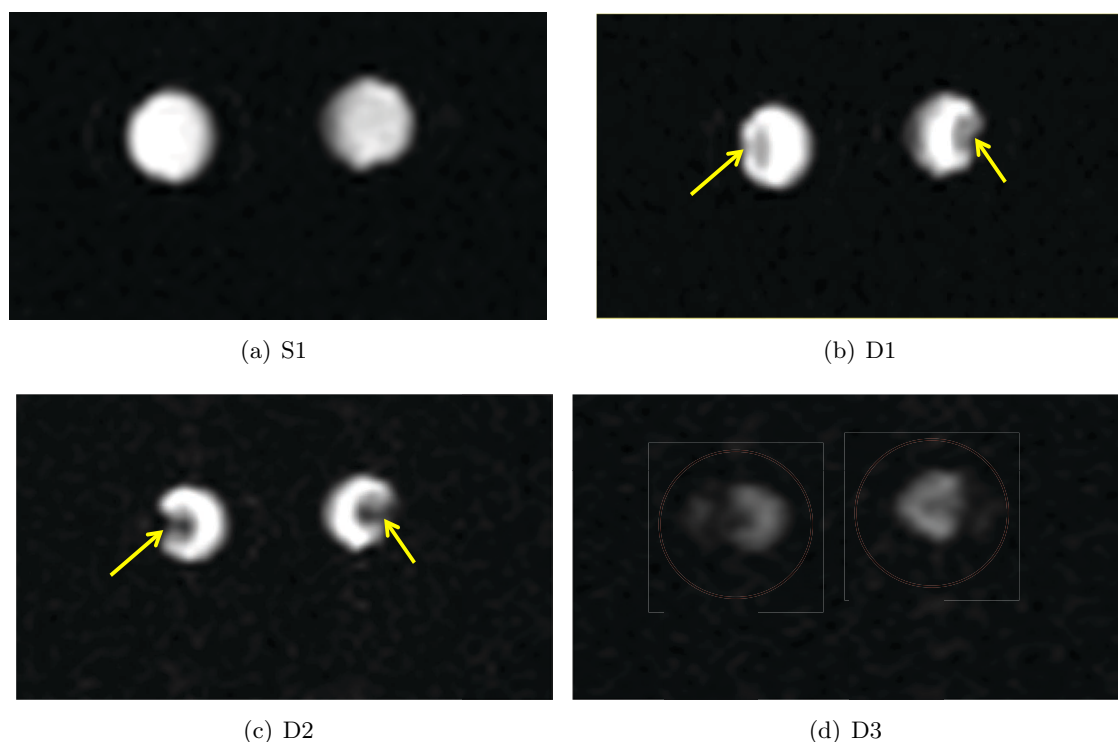


FIGURE 3.32 – **Coupe 2** du fantôme **rigide** en forme de **Y** durant le cycle cardiaque par la séquence FCGRE

flux dans cette zone est opposée à celle du flux normal. N’ayant pas observé toute la zone de vortex en vue transversale par caméra rapide, nous ne pouvons pas dire si la zone en hyposignal correspond à la même taille que la zone de vortex observée par caméra rapide. Cependant, le changement de la zone de vortex en vue longitudinale a la même tendance. Nous considérons que cette région est vraiment associée directement au le vortex (Figure 3.33).

Pour interpréter ce phénomène, deux possibilités peuvent expliquer la dispersion de phase et la perte de signal intravoxel : 1. soit des vitesses de protons lentes dans un voxel ; 2. soit des directions de vecteurs non uniformes ou inverses. Pour éviter l’influence de la position de la coupe, nous avons vérifié l’influence de l’orientation des coupes par rapport à la direction du flux (axial, oblique). Les résultats montrent une très faible sensibilité à cette orientation.

### 3.3.2.2 Observation du vortex dans un fantôme souple en Y par IRM

Pour comparer les fantômes rigide et souple, nous effectuons l’acquisition des deux mêmes coupes dans les mêmes conditions.

Pour la coupe 1 dans le fantôme souple, les signaux du flux sont similaires à ceux fantôme rigide. On note toutefois les battements de la paroi pendant le cycle cardiaque, ce qui est visible sur les images d’acquisition par la séquence FCGRE. La lumière varie. Pour la coupe 1 dans le fantôme souple, l’intensité des signaux diminue avec les variations de surface de la lumière. Dans la phase S1, la surface est maximale. Après, dans les phase D1, D2 et D3, la surface diminue légèrement. Il n’y a pas de vortex visible (Figure 3.34).

Pour le coupe 2, dans la phase S1, c’est la phase d’accélération systolique et l’intensité de

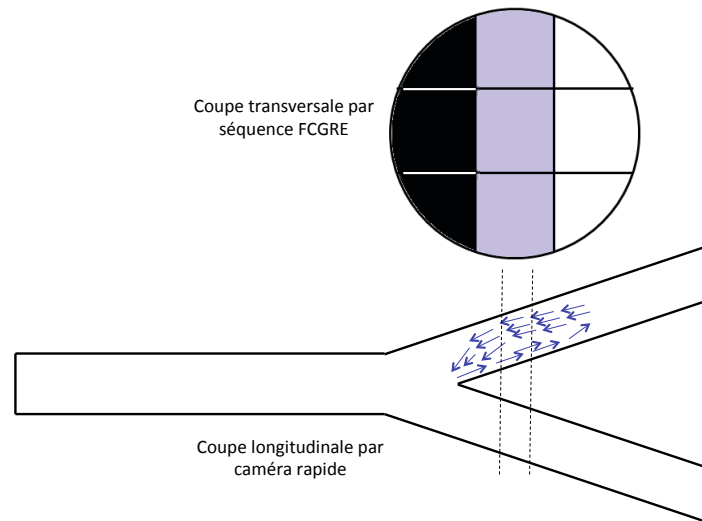


FIGURE 3.33 – Comparaison entre les vues longitudinales par caméra rapide et les vues transversaux par IRM (Phase D1)

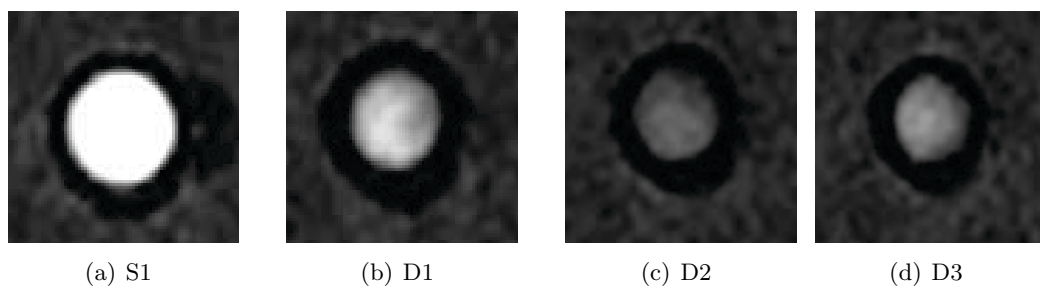


FIGURE 3.34 – **Coupe 1** du fantôme **souple** en forme de Y durant le cycle cardiaque par la séquence FCGRE

signal augmente avec la croissance de surface de la lumière (Figure 3.35(a)). Dans le phase D1, nous avons trouvé une petite région en hyposignal à la gauche de l'axe longitudinal. Elle reste peu de temps et disparaît (Figure 3.35(b)). Dans les phase D2 et D3, ses comportements sont similaire que celui dans la coupe 1 (Figure 3.35(c) et Figure 3.35(d)).

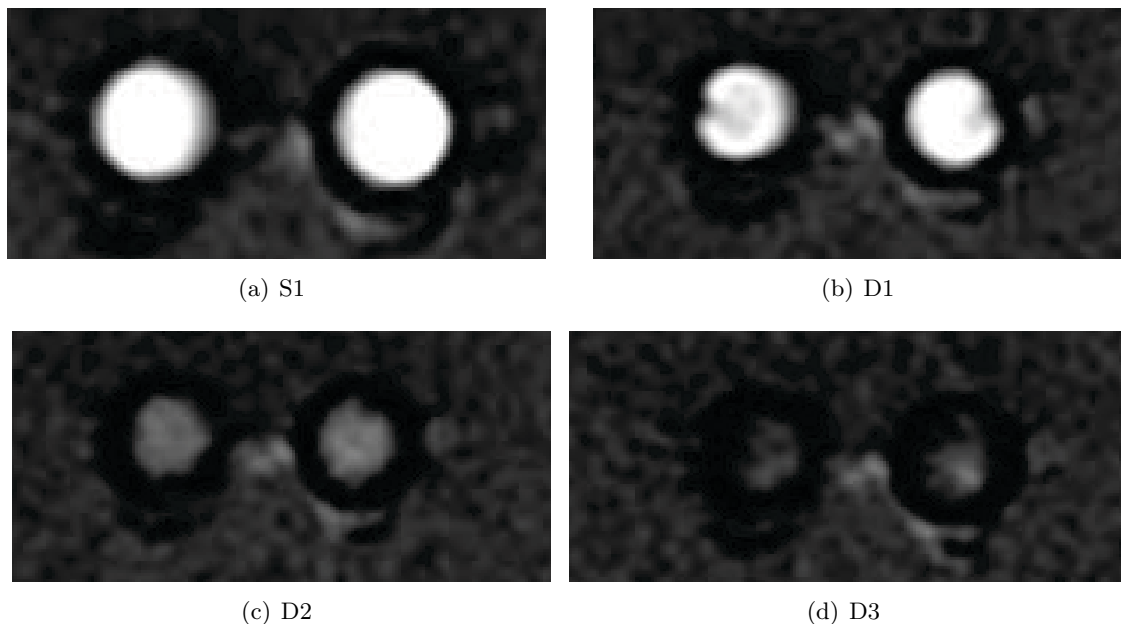


FIGURE 3.35 – **Coupe 2** du fantôme **souple** en forme de Y durant le cycle cardiaque par la séquence FCGRE

En comparant les variations de surface de lumière et les régions de vortex, nous pouvons voir que le vortex apparait toujours quelques phases (4 à 8 phases) après la dilatation maximale du fantôme souple. Il semble y avoir une certaine relation quantitative entre cette dilatation et l'apparition du vortex, ce que nous allons chercher à prouver.

### 3.3.3 Analyse de l'apparition du vortex

Pour caractériser les images de vortex, nous avons remarqué que le vortex est représenté par une région en hyposignal avec une valeur d'aire et que son évolution est continue. Par conséquent, nous pouvons utiliser l'aire de la région comme un facteur pour étudier le vortex de manière quantitative. Comme le phénomène du vortex dans la coupe 1 n'est pas évident, pour la suite, nous n'étudions qu'une branche du fantôme de la coupe 2. Pour mesurer l'aire de la région du vortex sur des série d'images, il faut utiliser une méthode de segmentation automatique.

#### 3.3.3.1 Segmentation adaptée

Nous avons observé, dans les séries d'images obtenues à partir des fantômes rigide et souple, lors de l'absence de vortex, un contraste élevé entre les signaux du flux et du fond. La méthode de seuillage est donc très efficace pour segmenter la surface de l'artère. Par contre, pour les images avec un vortex, le seuillage ne fonctionne pas très bien. En plus, pour la comparaison avec les fantômes souples par IRM par la suite, à cause du battement de la paroi, les surfaces

de la lumière de la carotide changent pendant le cycle cardiaque. Nous avons donc besoin d'une méthode de segmentation universelle adaptée aussi bien aux fantômes rigide que souple.

Pour surmonter cet obstacle, [Darwich 2008] a proposé une méthode de segmentation 'Adaptively Corrected Thresholding (ACT)'. Cette méthode nous permet de segmenter les images dynamiques de carotide avec une région de vortex (changement de la surface de la lumière de la carotide) en utilisant la dernière image dans une série comme masque pour la correction de forme. Lors de nos acquisitions nous avons observé que cet algorithme n'était pas applicable dans la mesure où le vortex apparaît encore sur cette dernière image. Pour améliorer la précision de segmentation, nous avons proposé une méthode différente de 'seuillage' pour segmenter la région de vortex dans une série d'images obtenue par la séquence FCGRE. L'algorithme est décrit sur la Figure 3.36 :

Tout d'abord, une Région d'Intérêt (ROI) est choisie suffisamment large pour couvrir les mouvements de l'artère carotide (Figure 3.37(a)). En raison des limites du nombre de pixels dans les ROI, nous faisons une interpolation linéaire (3x3) sur toutes les images (Figure 3.37(b)). Ces deux étapes constituent le pré-traitement.

Nous observons, pour le fantôme rigide dans les phases diastoliques, une couronne d'intensité de signal plus faible au bord du profil causant une diminution de la surface de la lumière. En raison de cette variation de surface de la lumière pendant le cycle cardiaque, et les inconvénients cités précédemment, nous utilisons une méthode de segmentation différente de celle de [Darwich 2008]. Nous faisons une détection de forme en boucle pour toutes les images en utilisant la méthode 'Hough transform detection' [Ballard 1981]. Cette forme va être utilisée comme masque. Comme le vortex apparaît durant la diastole, le diamètre de la lumière ne doit pas dépasser 6 mm (diamètre élastique maximal). En suite, toutes les images sont segmentées par seuillage en utilisant la méthode de l'estimation du seuil par histogramme [Otsu 1979]. Un masque correctif est appliqué pour garder juste la région du vortex (Figure 3.37(c)). A ce stade, il y a encore des pixels qui ne doivent pas être inclus dans la région du vortex et qu'il faut supprimer. Par érosion, on réalise cette segmentation des régions du vortex. Après cela, les surfaces de vortex corrigées peuvent être calculées (Figure 3.37(d)). Figure 3.37(e) et Figure 3.37(f) sont les démonstrations des résultats de la segmentation.

La limite de cette méthode de segmentation est, que fonctionne sur une région du vortex évolue continuellement. Nous savons qu'à la fin de la diastole, le flux est très complexe et perturbé (beaucoup de turbulences). En cette raison, nous abandonnons donc les images de la phase D3 pour analyser. La segmentation est valide dans la zone d'augmentation de la surface du vortex comme illustré dans la Figure 3.38 (entre les phases 472 et 811).

### 3.3.3.2 Méthodologie de quantification pour analyser le vortex

Pour comparer avec les résultats par PIV avec une résolution temporelle similaire (0.76 ms) à celle du l'IRM, nous avons fait une interpolation (x10) sur les phases d'images en IRM dynamique (FCGRE), ce qui nous donne une résolution temporelle (0.56 ms). Pour la comparaison, les termes choisis sont : 1. l'intensité moyenne de signal MR dans une coupe (Figure 3.38, courbe verte). 2. l'aire du vortex (Figure 3.38, courbe bleu).

A partir de ces termes, nous prenons deux paramètres pour l'analyse quantitative du vortex :

1. la première phase d'apparition du vortex ( $P_1$ ), est indiquée par la première image du vortex pendant les phases d'un cycle cardiaque. Ici, nous le comptons à partir de la première image qui a la surface du vortex (Figure 3.38, point du début de vortex).

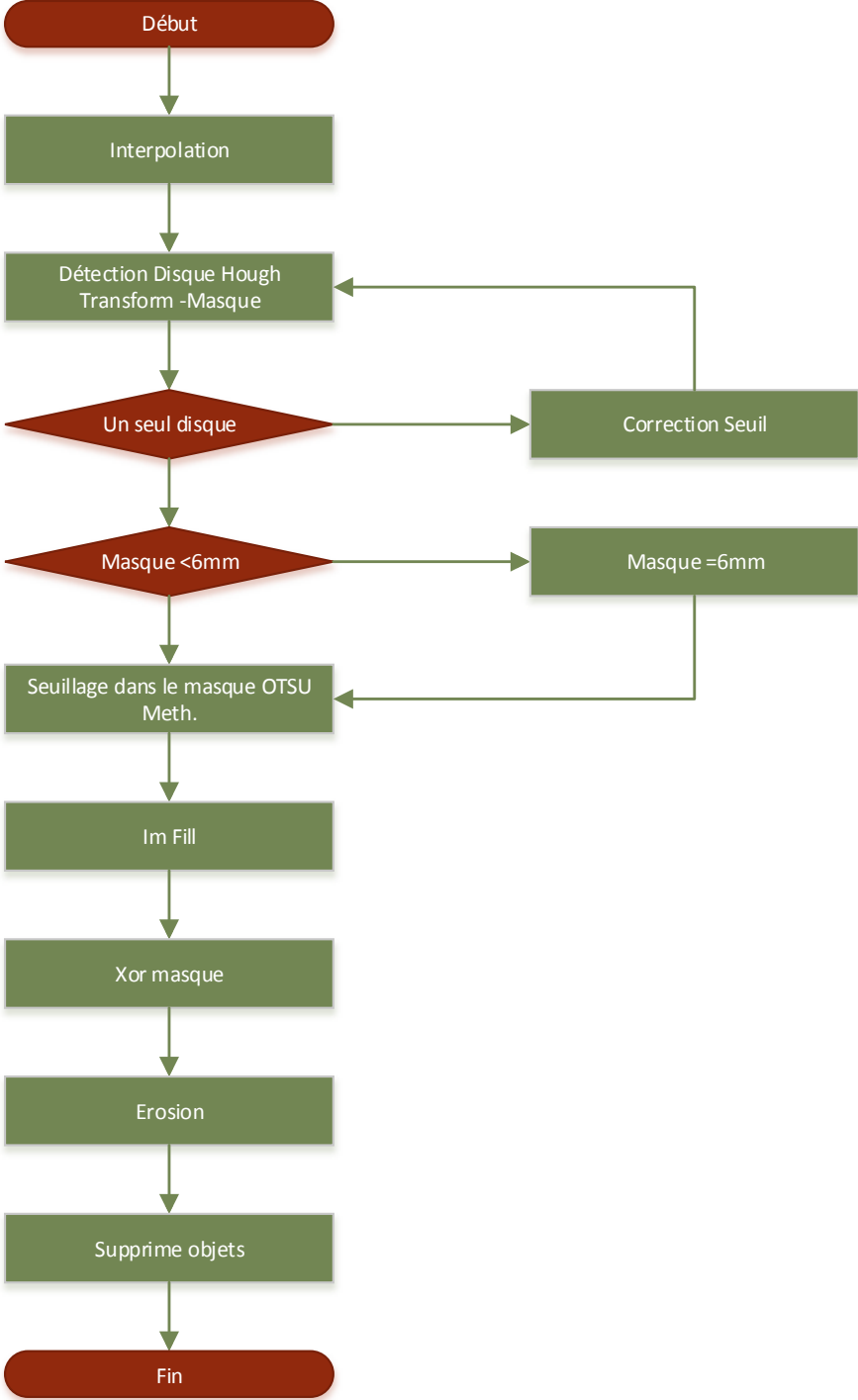


FIGURE 3.36 – Schéma du procédé de segmentation dynamique de contour de vortex

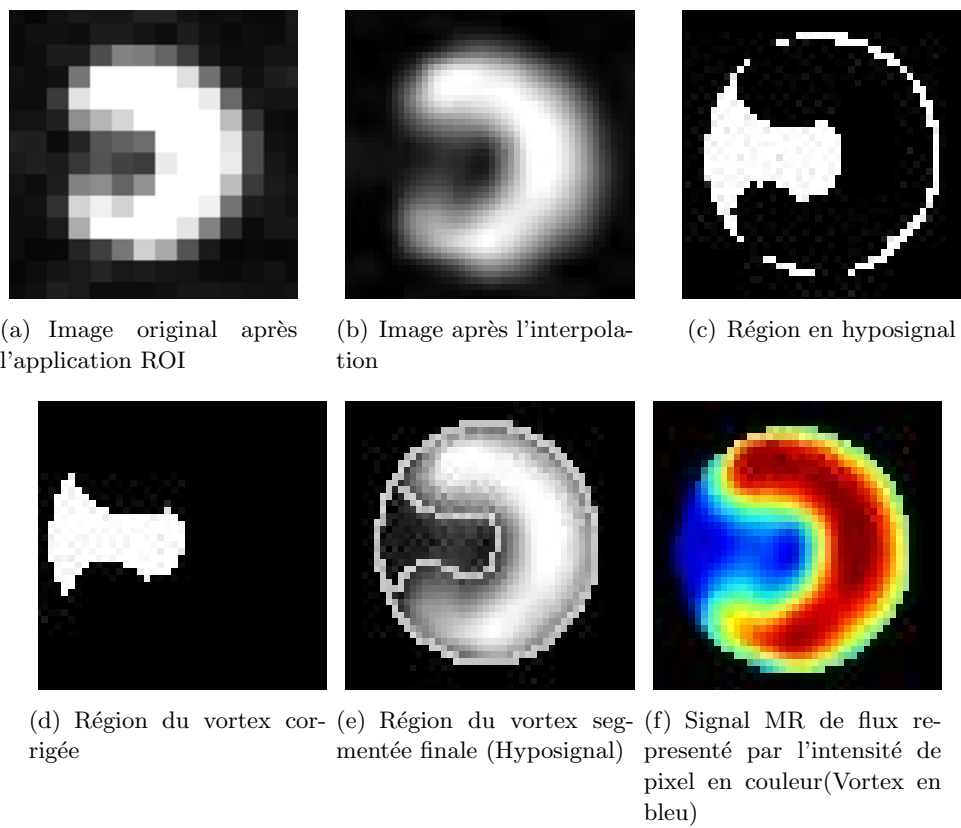


FIGURE 3.37 – Étapes du procédé de segmentation de la région du vortex dans les fantômes de carotide

2. le taux de changement du vortex ( $Taux_{vortex}$ ) : Nous le définissons comme étant la vitesse de changement de la surface de la région du vortex. Il reflète la dynamique du vortex et indirectement son intensité. Ici, nous avons appliqué une méthode d'ajustement linéaire pour calculer le coefficient d'ajustement. Les points utilisés sont ceux de l'intervalle entre  $P_1$  et l'instant de surface maximale du vortex (Figure 3.38, ligne rouge).

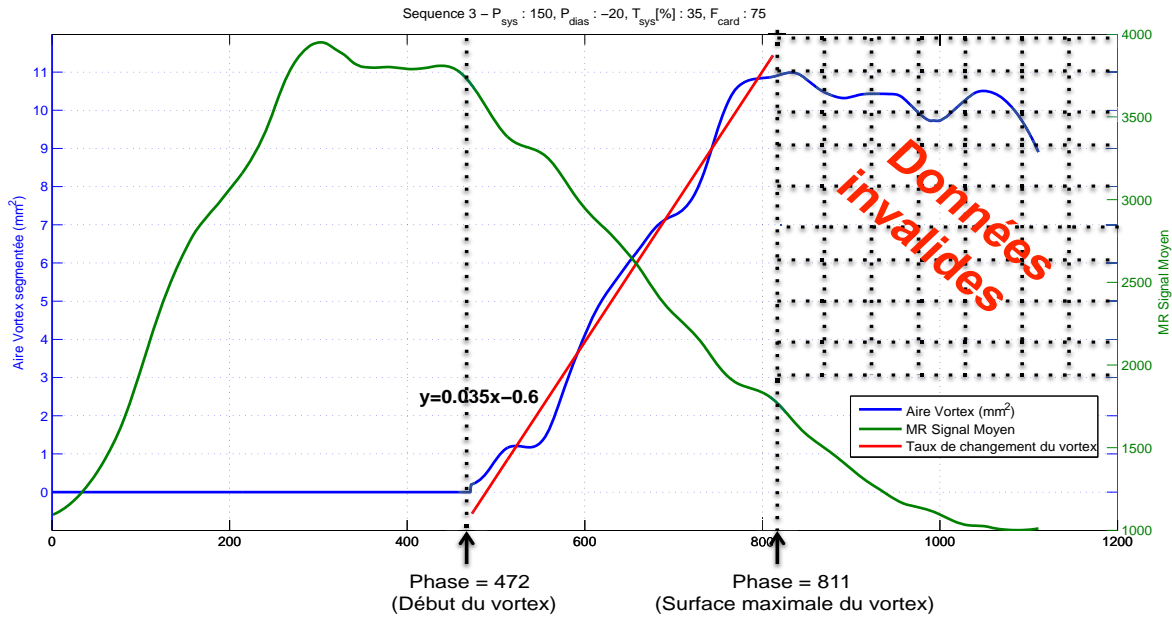


FIGURE 3.38 – Analyse du vortex à partir des images FCGRE

### 3.3.3.3 Reproductibilité du vortex

L'étude de la reproductibilité est une étape nécessaire pour valider un modèle, un procédé ou un phénomène. Le vortex observé par IRM dynamique semble présenter un phénomène de reproductibilité des formes géométriques. Grâce à l'indépendance du signal MR par rapport au flux [Darwich 2010a], en effectuant plusieurs acquisitions dynamiques in-vitro, nous avons exécuté deux fois la même séquence avec les mêmes paramètres ( $B1=100$ ) dans la coupe de la branche des fantômes rigide et souple respectivement (même position que l'étude précédente). Une méthode statistiques 'Within-subject coefficient of variation (WCV)' est utilisée [Bland 1996].

#### Within-subject coefficient of variation(WCV)

En fait, le coefficient de variation intra-sujet ( Within-subject coefficient of variation ou WCV) définit la capacité d'évaluer la reproductibilité avec les mêmes conditions expérimentales. Les formules pour calculer WCV sont les suivantes :

La valeur de la variation logarithmique :

$$m_i = \frac{(\ln x_i - \ln y_i)^2}{2}, i = 1 : n \quad (3.5)$$



### 3.3. Étude des vortex du flux sanguin dans les fantômes rigide et souple en Y par la séquence dynamique d'IRM 115

---

Où  $n$  est le nombre d'échantillons,  $x$  et  $y$  sont les deux ensembles des valeurs.

La valeur moyenne des variations :

$$\bar{m} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n m_i \quad (3.6)$$

L'écart type de la variation intra-sujet :

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{m} - m_i)^2}{n}} \quad (3.7)$$

Le coefficient de variation intra-sujet :

$$WCV = (e^{\sqrt{\bar{m}}} - 1) * 100\% \quad (3.8)$$

WCV est considéré comme admissible s'il est dans l'intervalle de confiance 95% définie par la formule :

$$\sqrt{\bar{m}} \pm k * 1.96 \quad (3.9)$$

$$k = \sqrt{\frac{\bar{m}}{2n(r-1)}} \quad (3.10)$$

Où  $r$  est le nombre de répétitions des mesures.

Nous avons appliqué la méthode ci-dessus sur les intensités moyennes de signal MR et l'aire du vortex obtenu par les images segmentées de FCGRE. Pour les intensités moyennes de signal MR obtenus dans le fantôme rigide ( $r=2$ ,  $TR=5,6$  ms,  $n=114$ ), la valeur de WCV est de 3.21% ce qui est admissible à l'intérieur de l'intervalle de confiance de 95% correspondant à l'intervalle entre 3.04% et 3.27% et pour les aires de vortex,  $WCV=12.90\%$  ce qui est aussi dans l'intervalle de confiance de 95% compris entre 11.98% et 13.25%. Pour le fantôme souple, WCV d'intensité moyen est 2.45% qui est dans l'intervalle entre 2.32% et 2.58%, WCV de l'aire de vortex est 10.87% qui est incluse dans l'intervalle entre 10.01% et 11.86%. C'est-à-dire que le phénomène de vortex dans une coupe axiale des fantômes rigide et souple sont reproductibles en terme d'intensités moyennes de signal MR et d'aire de vortex.

#### 3.3.4 Paramètres cardiaques influençant les comportements du vortex

Pour étudier les paramètres cardiaques qui peuvent influencer le vortex, nous avons choisi quatre paramètres réglables du VAD : la durée de systole représentée par le pourcentage de cycle cardiaque ( $T_{sys}[\%]$ ), la fréquence cardiaque ( $F_{card}$ ), la pression systolique ( $P_{sys}$ ) et la pression diastolique ( $P_{dias}$ ). Pour étudier si l'élasticité des parois influence le comportement du vortex dans les fantômes de carotide, nous effectuons la simulation du flux dans le fantôme rigide et souple respectivement sous les mêmes conditions que celles utilisées sur la plateforme de caméra rapide. Pour chacune, trois valeurs différentes sont testés.

3.3.4.1 Fréquence cardiaque ( $F_{card}$ )

La fréquence cardiaque ( $F_{card}$ ) est un facteur physiologique important. En terme d'acquisition d'IRM, comme la séquence FCGRE est synchronisée avec l'ECG, l'augmentation de la  $F_{card}$  entraîne une réduction du nombre de phase durant un cycle cardiaque. Pour étudier l'influence de  $F_{card}$ , nous avons choisi les paramètres suivants dans le fantôme rigide et le souple respectivement :

$P_{sys}(mmHg)$	$P_{dias}(mmHg)$	$T_{sys}[\%]$	$F_{card}$
150	-20	35	45
150	-20	35	60
150	-20	35	75

TABLE 3.3 – Paramètres pour étudier l'influence de  $F_{card}$

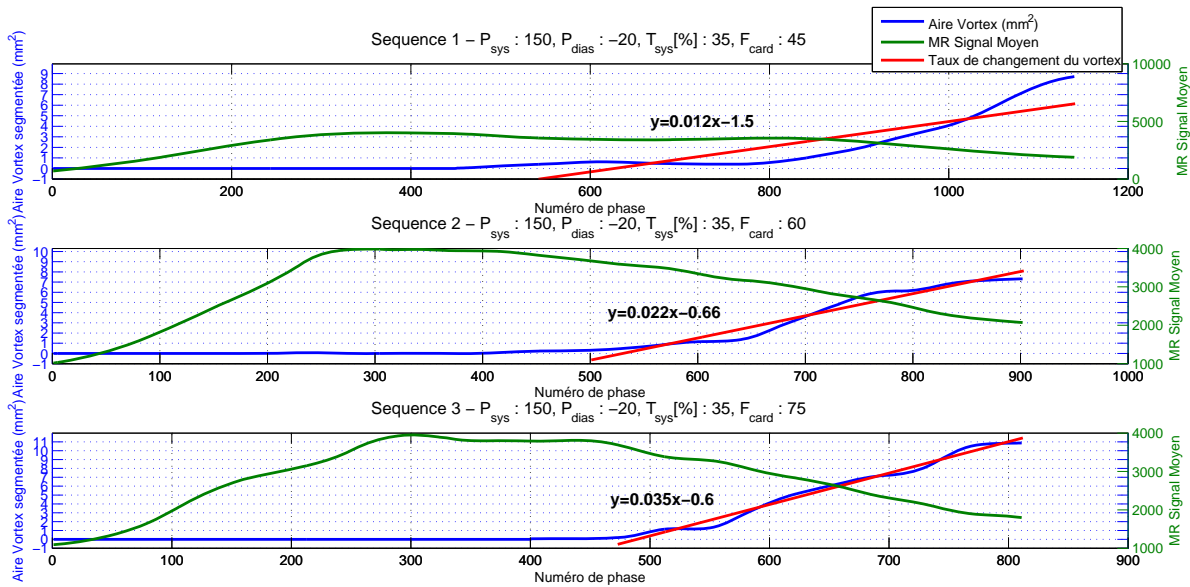


FIGURE 3.39 – Influence de fréquence cardiaque ( $F_{card}= 45, 60$  et  $75$ ) dans le fantôme rigide en forme de Y

En calculant l'aire du vortex durant un cycle cardiaque, nous avons remarqué que le vortex apparaissait toujours au même instant  $P_1= 460 \pm 20$  pour le fantôme rigide ( $P_1=440$  pour  $F_{card}=45$ ,  $470$  pour  $F_{card}=60$  et  $470$  pour  $F_{card}=75$ ). Par contre, sa durée pendant le cycle cardiaque est différente. L'instant d'arrivée du vortex dans la coupe est à  $22.6\%$  du cycle cardiaque pour  $F_{card}=45$ , à  $28.7\%$  pour  $F_{card}=60$  et à  $40.7\%$  pour  $F_{card}=75$ . Le taux de changement du vortex ( $Taux_{vortex}$ ) devient plus rapide avec l'augmentation de  $F_{card}$ . Le coefficient d'ajustement est de  $0.012$  pour  $F_{card}=45$ , de  $0.022$  pour  $F_{card}=60$  et de  $0.035$  pour  $F_{card}=75$  (Figure 3.39).

Pour le fantôme souple, on trouve une aire de vortex très petite en comparant à celle du fantôme rigide. Le vortex apparait toujours à partir de  $P_1= 580 \pm 10$  ( $P_1=590$  pour  $F_{card}=45$ ,

### 3.3. Étude des vortex du flux sanguin dans les fantômes rigide et souple en Y par la séquence dynamique d'IRM 117

580 pour  $F_{card}=60$  et 570 pour  $F_{card}=75$ ). L'instant d'arrivée du vortex dans la coupe arrive à 25 % de la durée de cycle cardiaque pour  $F_{card}=45$ , à 37.7% pour  $F_{card}=60$  et 47.7% pour  $F_{card}=75$ . Le taux de changement du vortex ( $Taux_{vortex}$ ) devient aussi plus rapide avec l'augmentation de  $F_{card}$ . Le coefficient d'ajustement est 0.00096 pour  $F_{card}=45$ , 0.0048 pour  $F_{card}=60$  et 0.018 pour  $F_{card}=75$  (Figure 3.40).

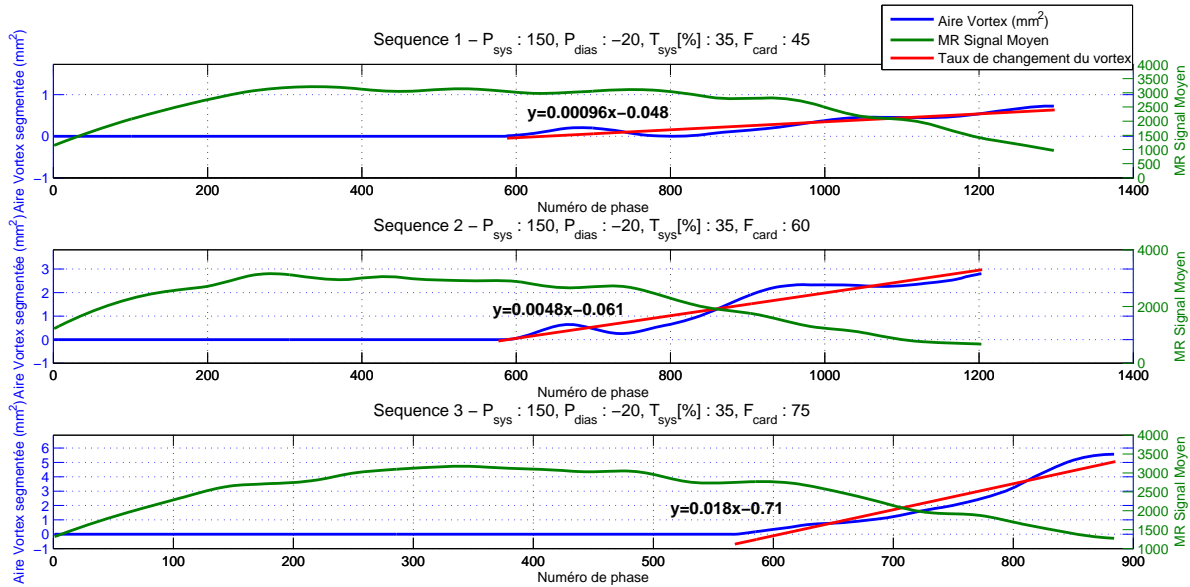


FIGURE 3.40 – Influence de fréquence cardiaque ( $F_{card} = 45, 60$  et  $75$ ) dans le fantôme souple en forme de Y

En comparant les évolutions du vortex dans les fantômes rigide et souple, nous pouvons remarquer que le vortex est plus perturbé dans le fantôme rigide.

#### 3.3.4.2 Durée de la systole ( $T_{sys}[\%]$ )

La durée de la systole ( $T_{sys}[\%]$ ) est aussi un facteur important, elle reflète la durée d'accélération du flux dans le cycle cardiaque. Pour étudier l'influence de  $T_{sys}[\%]$  sur le comportement du vortex dans les fantômes rigide et souple, nous avons testé les trois valeurs différentes :  $T_{sys}[\%] = 20\%, 35\%, 50\%$ .

$P_{sys}(mmHg)$	$P_{dias}(mmHg)$	$T_{sys}[\%]$	$F_{card}$
150	-20	20	60
150	-20	35	60
150	-20	50	60

TABLE 3.4 – Paramètres pour étudier l'influence de la durée systolique ( $T_{sys}[\%]$ )

Dans le fantôme rigide, nous avons observé que pour  $T_{sys}[\%] = 20$ ,  $P_1 = 410$ . Pour  $T_{sys}[\%] = 35$ , le vortex apparaît depuis la phase  $P_1 = 470$ . Pour  $T_{sys}[\%] = 50$ , le vortex commence à  $P_1 = 800$ . Ces résultats montrent que le vortex apparaît plus tard en fonction de l'augmentation de

la durée systolique. Le taux de changement diminue doucement en fonction de l'augmentation de  $T_{sys}[\%]$ . Leur coefficient d'ajustement est 0.024 pour  $T_{sys}[\%] = 20$ , 0.022 pour  $T_{sys}[\%] = 35$  et 0.021 pour  $T_{sys}[\%] = 50$ . Cela signifie que le vortex devient de moins en moins important (Figure 3.41).

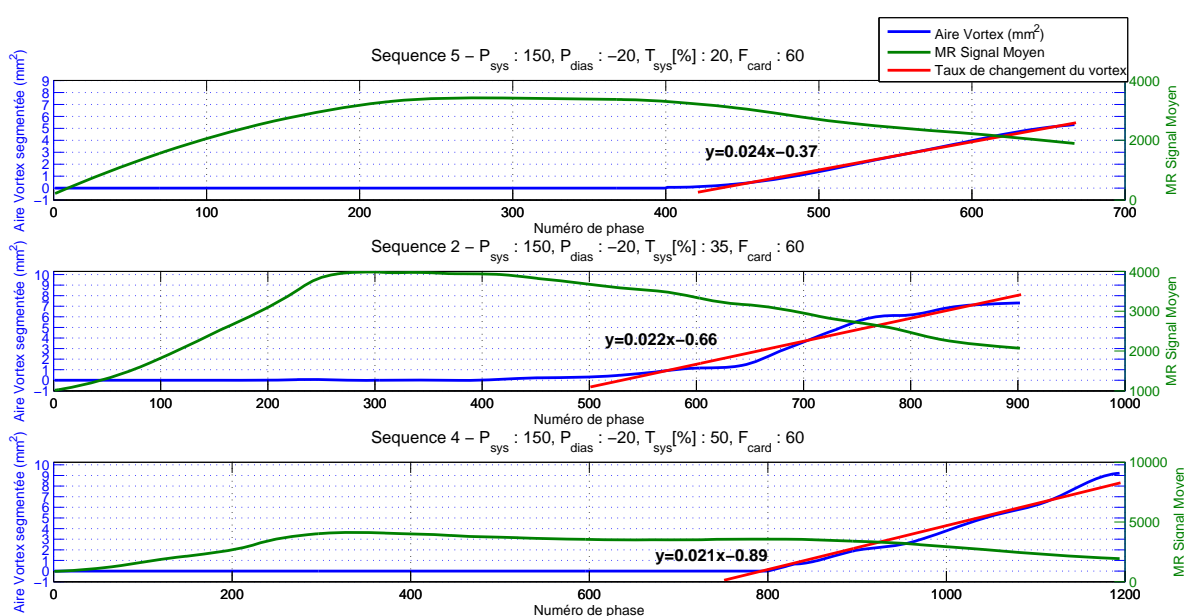


FIGURE 3.41 – Influence de la durée de la systole ( $T_{sys}[\%]=20, 35, 50\%$ ) dans le fantôme rigide en forme de Y

Pour le fantôme souple, cette tendance est similaire. Pour  $T_{sys}[\%] = 20$ , le vortex est évident et commence à partir de  $P_1 = 470$ . Pour  $T_{sys}[\%]$  à 35, le début du vortex est retardé à  $P_1 = 580$ . Quand  $T_{sys}[\%] = 50$ , le vortex n'est pas important. L'aire du vortex diminue évidemment. Avec l'augmentation de  $T_{sys}[\%]$ , le taux de changement diminue aussi, leur coefficient d'ajustement est 0.0077 pour  $T_{sys}[\%] = 20$ , 0.0048 pour  $T_{sys}[\%] = 35$  et 0.0035 pour  $T_{sys}[\%] = 50$  (Figure 3.42).

### 3.3. Étude des vortex du flux sanguin dans les fantômes rigide et souple en Y par la séquence dynamique d'IRM 119

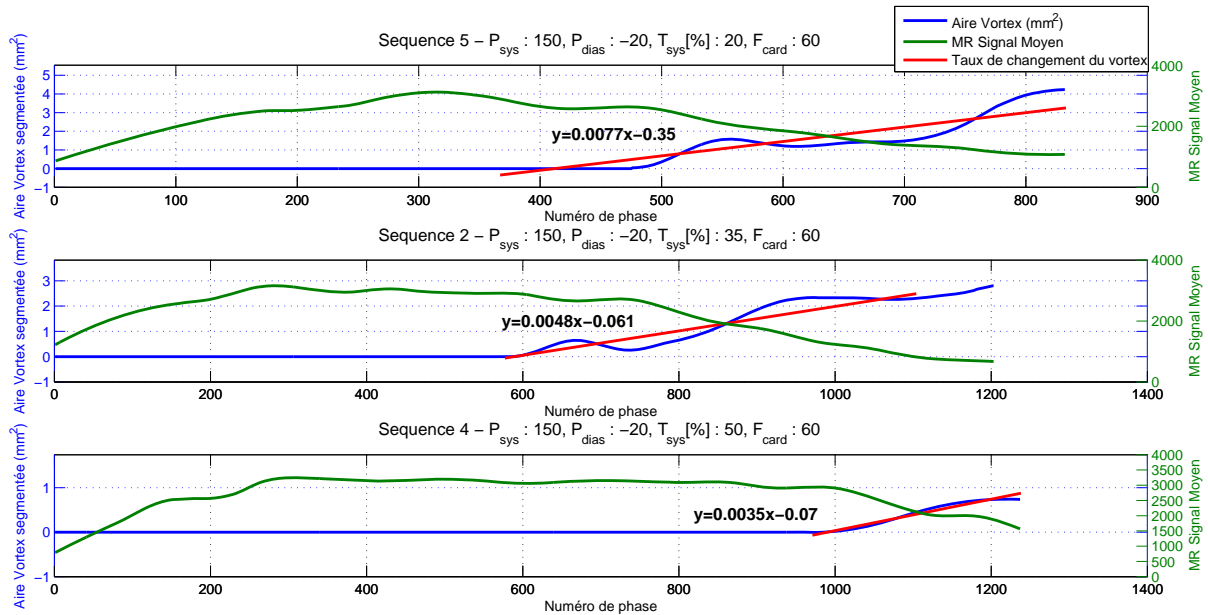


FIGURE 3.42 – Influence de la durée de la systole ( $T_{sys}$  [%]=20, 35, 50%) dans le fantôme souple en forme de Y

Par comparaison entre les fantômes rigide et souple, l'aire de vortex dans le fantôme souple devient de moins en moins grand que dans le rigide. Le vortex dans le fantôme souple arrive plus tard que dans le rigide.

#### 3.3.4.3 Pression systolique et diastolique ( $P_{sys}, P_{dias}$ )

Ensemble, les pressions systolique et diastolique représentent la capacité d'éjection de volume flux sanguin par le ventricule gauche. Nous avons d'abord étudié trois valeurs différentes de pression systolique.

$P_{sys}(mmHg)$	$P_{dias}(mmHg)$	$T_{sys}$ [%]	$F_{card}$
100	-20	20	60
150	-20	20	60
180	-20	20	60

TABLE 3.5 – Paramètres pour étudier l'influence de pression systolique et diastolique ( $P_{sys}, P_{dias}$ )

Pour le fantôme rigide, nous pouvons voir que les trois valeurs de pression de pression systolique ne changent pas évidemment le début du vortex  $P_1 = 420 \pm 20$  ( $P_1 = 400$  pour  $P_{sys} = 100mmHg$ , 410 pour  $P_{sys} = 150mmHg$  et 440 pour  $P_{sys} = 180mmHg$ ). En terme de taux de changement d'aire du vortex, leur coefficient d'ajustement est 0.023 pour  $P_{sys} = 100mmHg$ , 0.024 pour  $P_{sys} = 150mmHg$  et 0.034 pour  $P_{sys} = 180mmHg$ . La taille des surfaces des vortex est similaire pour les trois valeurs (Figure 3.43). Avec l'augmentation de  $P_{sys}$ , leur coefficient d'ajustement est aussi augmenté légèrement.

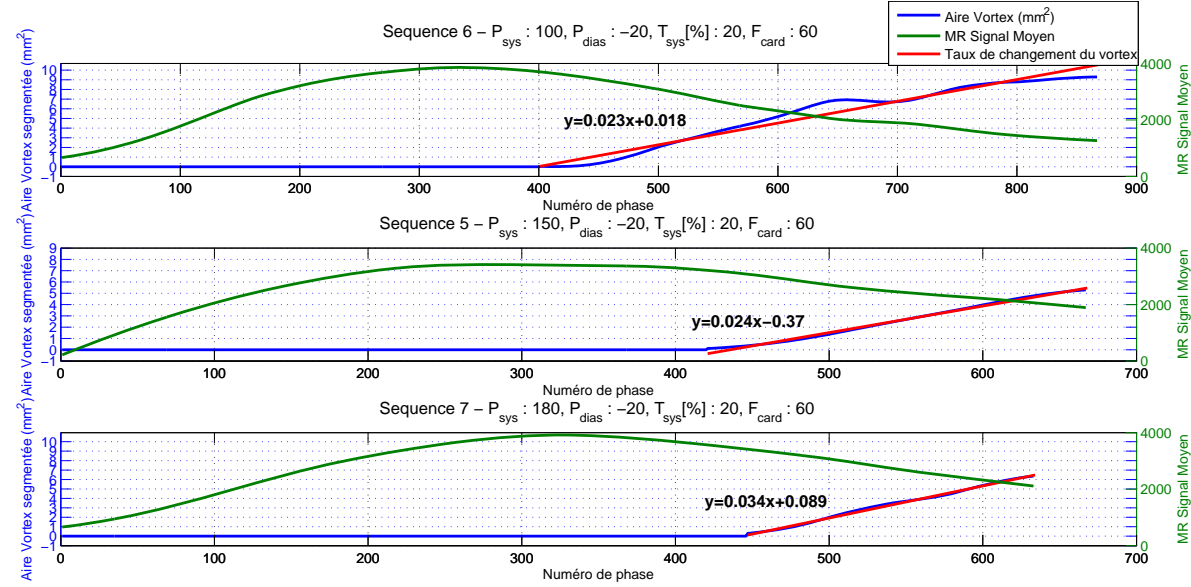


FIGURE 3.43 – Influence de **pression systolique et diastolique** ( $P_{sys}=100, 150$  et  $180$  mmHg ) dans le fantôme **rigide** en forme de Y

Pour le fantôme souple, les résultats sont similaires à ceux du fantôme rigide. Le vortex dans les trois conditions commence au même instant du cycle cardiaque ( $P_1 = 470 \pm 10$ ). La forme de la courbe de surface du vortex est sinueuse. Avec l’augmentation de  $P_{sys}$ , le taux de changement aussi augmente. Leur coefficient d’ajustement est 0.0063 pour  $P_{sys} = 100$ , 0.0077 pour  $P_{sys} = 150$  et 0.011 pour  $P_{sys} = 180$ . Par contre, le vortex dans le fantôme souple est moins important, les valeurs des aires de vortex sont petites par rapport à celles du fantôme rigide (Figure 3.44).

Quand nous avons augmenté le  $T_{sys}[\%]$  à 50 et refait les manipulations sur le fantôme souple (paramètres de la Figure 3.6), le vortex est moins important, les valeurs de l’aire du vortex sont petites par rapport au fantôme rigide, et le vortex a même disparu (Figure 3.45).

$P_{sys}(mmHg)$	$P_{dias}(mmHg)$	$T_{sys}[\%]$	$F_{card}$
100	-20	50	60
150	-20	50	60
180	-20	50	60

TABLE 3.6 – Paramètres pour étudier l’influence de pression systolique et diastolique avec  $T_{sys}[\%]$  à 50% sur le fantôme **souple** en forme de Y

### 3.3.5 Discussion

En changeant les paramètres physiologiques pour l’étude de leur influence sur le comportement du vortex, nous pouvons observer que son début  $P_1$  est associé avec deux paramètres : la fréquence cardiaque  $F_{card}$  et la durée de systole. Théoriquement, plus  $F_{card}$  est importante, plus le cycle cardiaque est court. L’augmentation de  $F_{card}$  ne modifie pas le délai d’apparition

### 3.3. Étude des vortex du flux sanguin dans les fantômes rigide et souple en Y par la séquence dynamique d'IRM

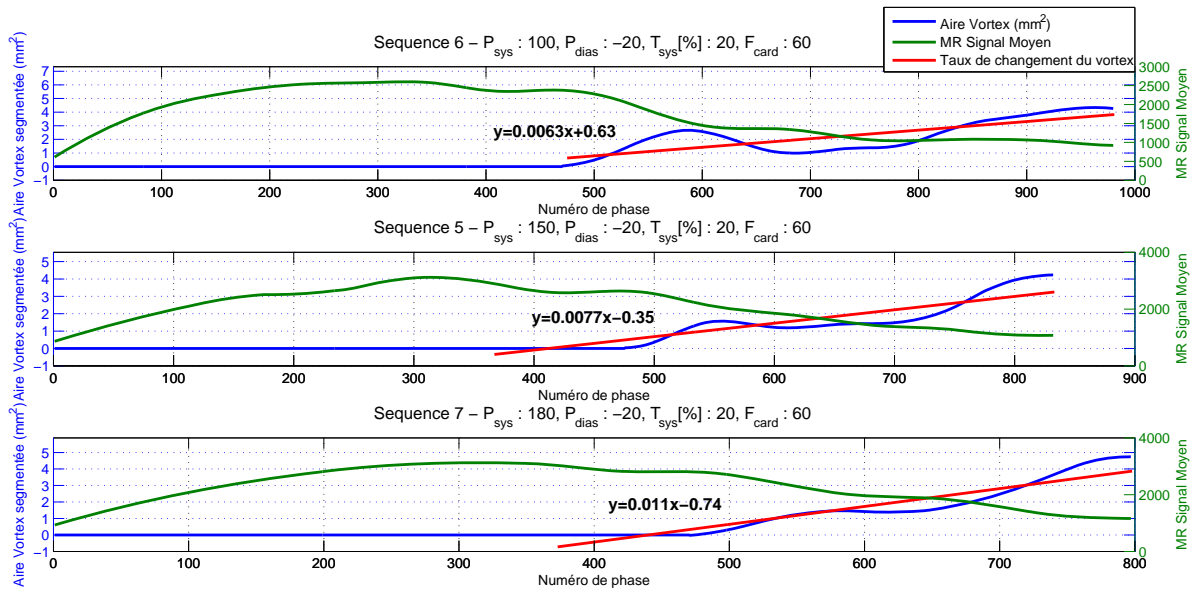


FIGURE 3.44 – Influence de pression systolique et diastolique ( $P_{sys} = 100, 150$  et  $180$  mmHg) dans le fantôme souple en forme de Y

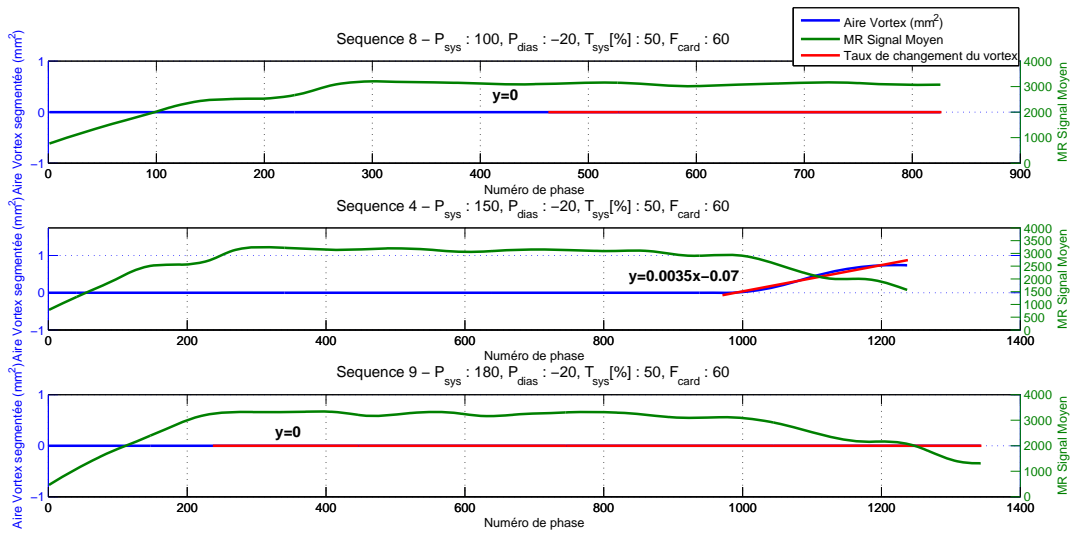


FIGURE 3.45 – Influence de pression systolique et diastolique ( $P_{sys}, P_{dias}$ ) dans le fantôme souple en forme Y avec  $T_{sys} [\%]$  à 50%

du vortex par rapport au QRS. Par conséquent, sa position relative est plus tardif et occupe une proportion plus importante du cycle R-R. En terme de durée de systole  $T_{sys}[\%]$ , nous avons observé que dans le phase systolique, les vitesses de flux durant la systole sont rapides et de forme 'laminaire' et il n'y a pas de phénomène de vortex. Au début de la diastole, quand les vitesses commencent à diminuer, le vortex apparait. Les résultats montrent que plus la durée de systole est longue, moins le vortex apparait important.

Nous avons introduit un nouveau facteur quantitatif, le taux de changement du vortex pour étudier l'intensité de celui-ci sur un profil d'images. Dans notre étude, nous avons trouvé que l'augmentation de  $F_{card}$  et des pressions systolique et diastolique peuvent augmenter le taux de changement du vortex. Au contraire, la durée de systole  $T_{sys}[\%]$  joue le rôle inverse.

En comparant les fantômes rigide et souple, la tendance de l'évolution du vortex dans le fantôme souple est similaire. En comparant le terme  $P_1$ , nous pouvons remarquer que l'apparition du vortex est toujours plus faible dans le fantôme souple. Pour interpréter ce phénomène, nous pensons que l'onde de pression est plus rapide dans les parois plus rigides et entraine l'avancement du vortex. Dans les mêmes conditions, le vortex est moins important ou a même disparu dans le fantôme souple. En faisant le bilan des expériences acquises, la dispersion du vortex nous permet de proposer comme hypothèse que la souplesse des parois peut amortir la formation du vortex avec l'extension de la lumière d'une artère battante qui entraine moins de résistance de flux. Dans le chapitre "état de l'art", nous avons indiqué que l'intensité du vortex est associée avec la contrainte de cisaillement de la paroi (WSS). [Liefsch 1983] et [Duncan 1990] ont étudié l'influence de l'élasticité des parois sur le WSS. Leurs résultats indiquent que la souplesse ou l'élasticité de la paroi a réduit le niveau WSS sur celle-ci. Ceci est une preuve indirecte que l'élasticité de la paroi peut aussi réduire la friction du flux sur la paroi de la carotide pendant le battement dans un cycle cardiaque.

Comme l'interaction entre le vortex et la paroi vasculaire peut engendrer un risque de formation de plaques, les différentes paramètres physiologiques sont très importants pour essayer à prévenir les causes des pathologies.

### **3.4 Étude de faisabilité du vortex dans les fantômes en forme de carotide réelle**

Comme les fantômes en Y sont symétriques, ils présentent une différence avec les fantômes de carotide réelle en terme de géométrie. Nous avons cherché à observer le vortex dans le fantôme de carotide réelle rigide. En raison du trop faible signal optique sur le fantôme souple, nous avons cherché des éléments de comparaison du vortex par écho-doppler.

#### **3.4.1 Observation du vortex dans le fantôme rigide en forme de carotide réelle par caméra rapide**

On observe le vortex dans le fantôme rigide en forme de carotide réelle. Au début, le flux est laminaire. Les vitesses centrales du flux sont plus rapides que celles au bord (Figure 3.46). A la fin de la phase systolique, un vortex de taille importante est observé dans la carotide interne avant l'apex de la bifurcation (Figure 3.47). Ensuite, cette région évolue et se divise en deux zones plus petites : une vers la carotide externe (branche au dessus), une autre vers la carotide interne (Figure 3.48). Enfin, les deux régions du vortex se déplacent ensemble vers le haut à



### 3.4. Étude de faisabilité du vortex dans les fantômes en forme de carotide réelle

gauche en diminuant pour finalement se disperser dans la branche de la carotide interne (Figure 3.49).

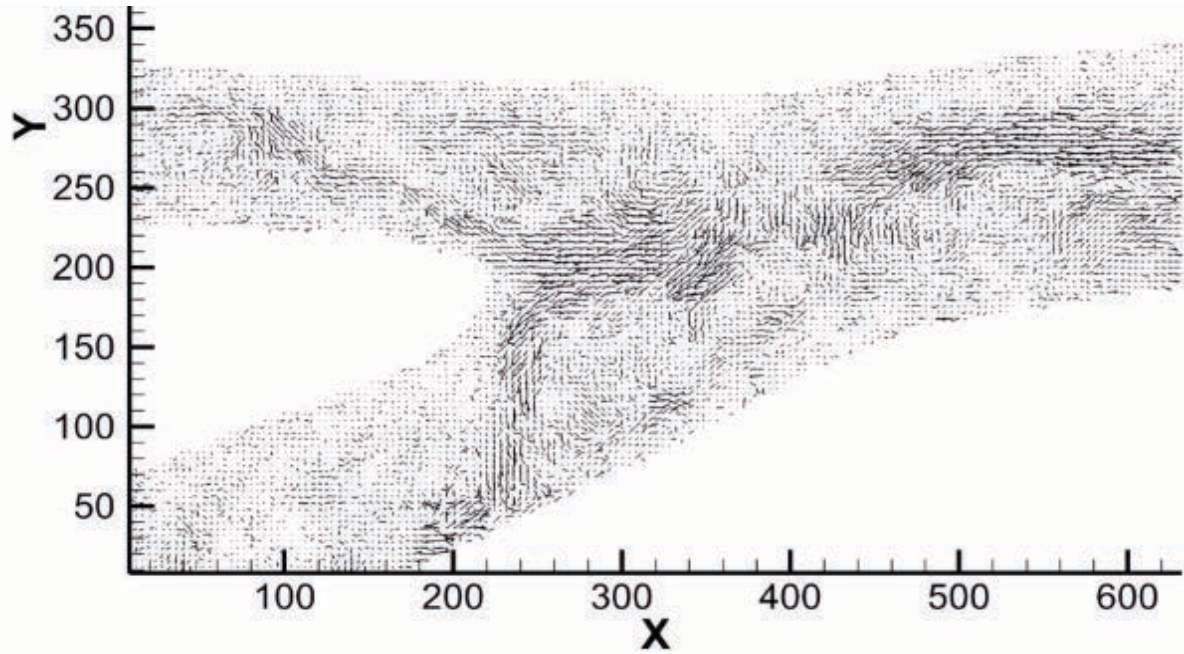


FIGURE 3.46 – Flux laminaire à la phase du début systolique (Vecteur des vitesses selon deux directions X et Y)

#### 3.4.2 Observation du vortex dans le fantôme souple en forme de carotide réelle par Écho-Doppler

Un appareil écho-doppler (Phillips HD5000) est utilisé pour la mesure des vitesses par cartographie couleur avec une sonde haute fréquence (12MHz) positionnée sur la surface haute d'un fantôme de gel agar-agar. Celui-ci est proche des tissus environnants de la carotide réelle en terme des propriétés mécaniques et acoustiques. L'angle entre le faisceau ultrasonore et le flux est de  $60^\circ$ . Nous pouvons observer ainsi le passage du flux dans la bifurcation dans le cycle cardiaque par doppler pulsé.

Nous avons trouvé que, après le début du cycle, l'ouverture de la lumière de l'artère va permettre une augmentation de la vitesse du flux. Les vitesses à proximité de la paroi sont plus faibles que les vitesses centrales (Figure 3.50 et Figure 3.51). Dans la période diastolique, la paroi de l'artère revient lentement à l'état initial, les vitesses deviennent plus faibles. Une petite région du flux avec des vitesses inversées (en bleu) est trouvée au bord extérieur de la carotide interne en face de l'apex de la bifurcation (Figure 3.52). D'après [Lin 2001], nous pensons que c'est le vortex. Cette région du vortex ne dure que très peu de temps puis disparaît rapidement.

#### 3.4.3 Discussion

En comparant le fantôme rigide en Y et le fantôme de carotide réelle non-symétrique, on observe un ratio de l'écoulement différent dans les deux branches. La lumière de la carotide

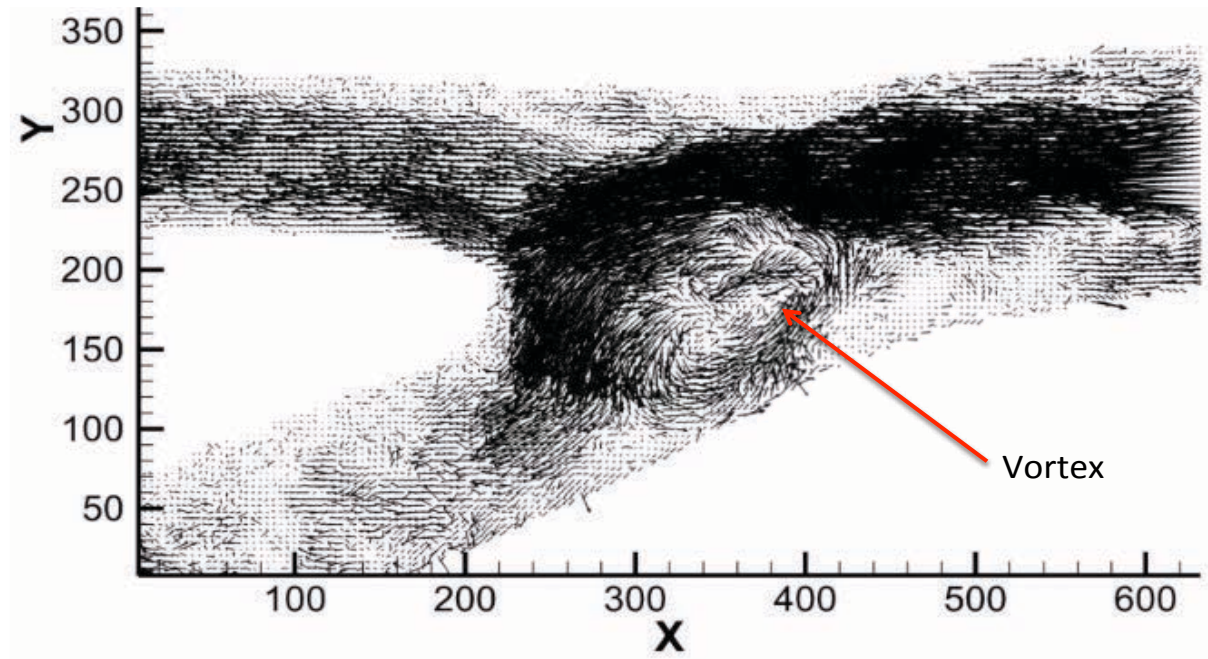


FIGURE 3.47 – Région du vortex au dessous de l’apex de la bifurcation à la fin de phase systolique

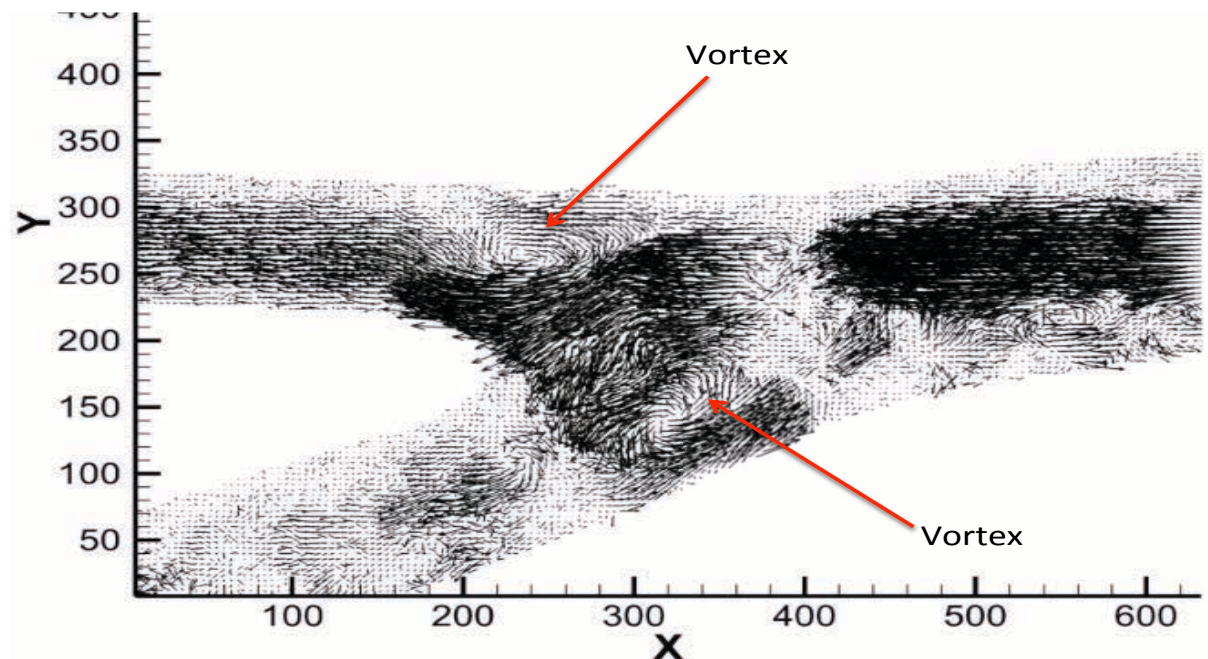


FIGURE 3.48 – Partition du vortex à la phase diastolique

### 3.4. Étude de faisabilité du vortex dans les fantômes en forme de carotide réelle

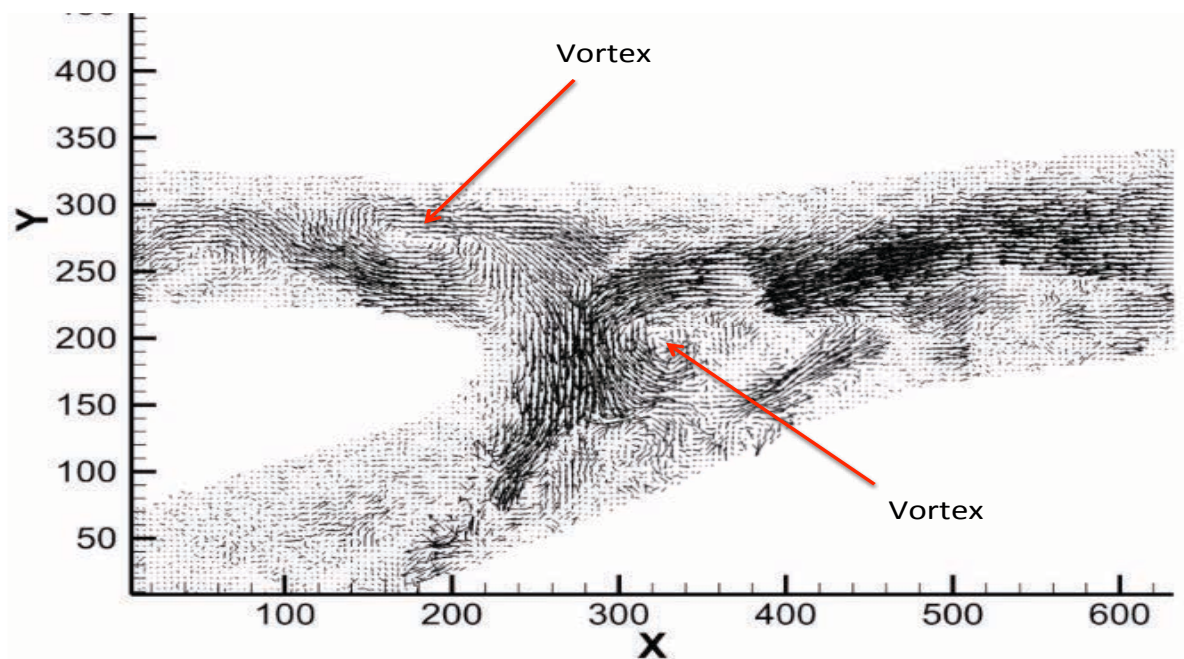


FIGURE 3.49 – Déplacement et diminution des régions du vortex à la fin du cycle cardiaque

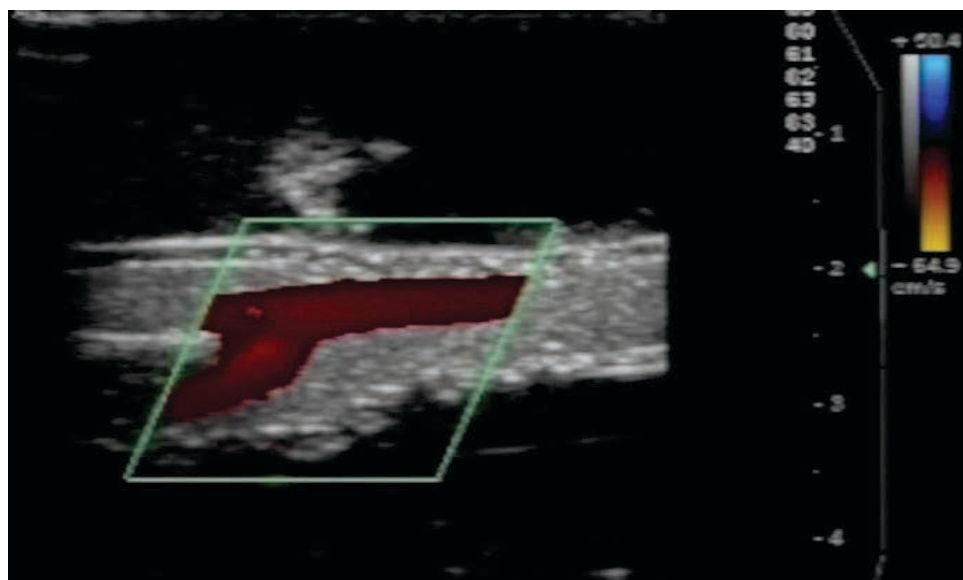


FIGURE 3.50 – Phase d'accélération systolique 1

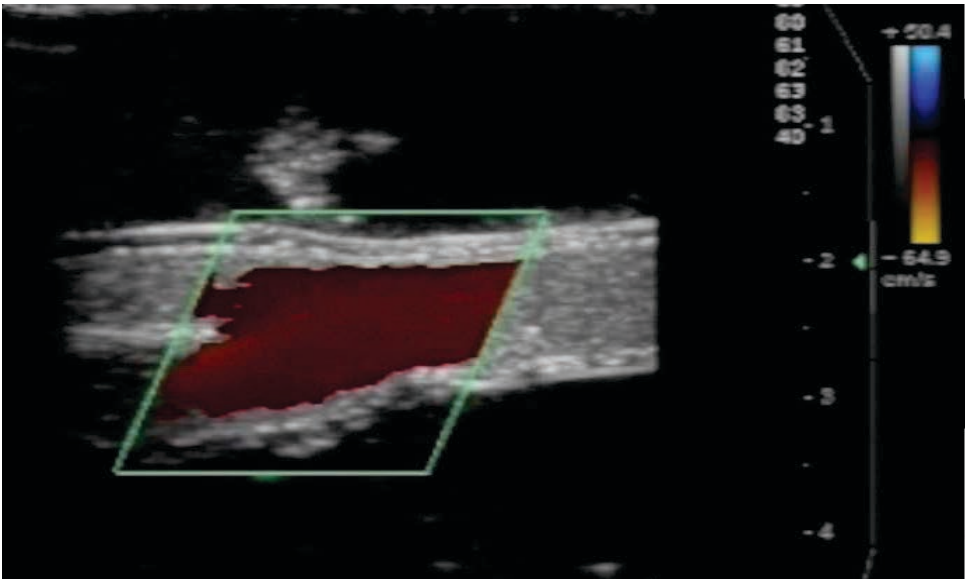


FIGURE 3.51 – Phase d'accélération systolique 2

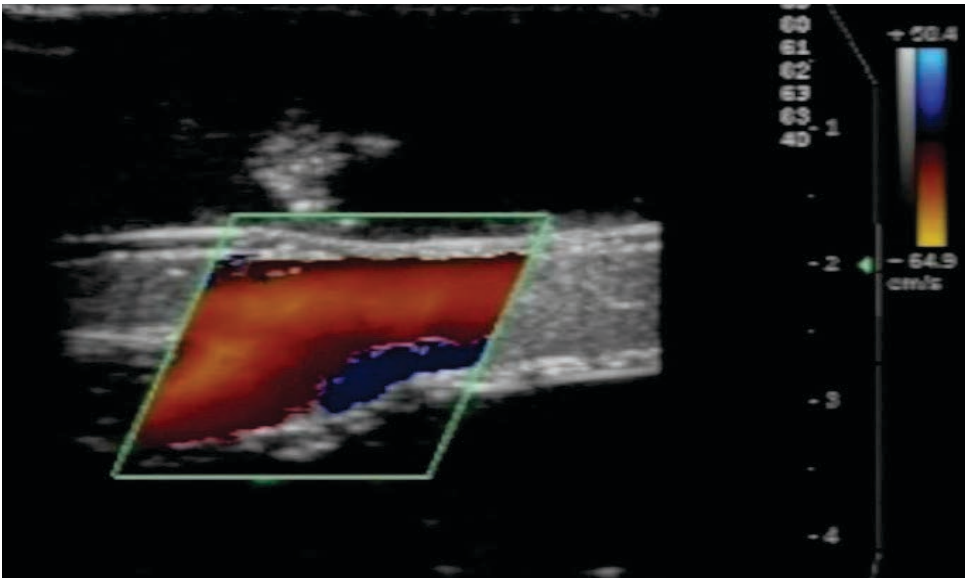


FIGURE 3.52 – Vortex dans les phases diastoliques

interne est plus grande que celle de carotide externe. Par conséquent, la majeure partie de l'écoulement se situe vers la carotide interne et cause une "congestion", ce qui augmente la friction entre le flux et la paroi. C'est une raison possible de la formation du vortex dans le fantôme de carotide réelle dans une région plus centrale. En plus, on peut remarquer que, au début, la partie centrale du flux est plus rapide. Elle entre en collision avec cette zone. Comparé avec le fantôme de Y, la zone de contact entre le flux rapide et l'apex de la bifurcation du fantôme de carotide réelle est plus grande. Cela conduit à une inversion du sens de l'écoulement. Lorsque ces flux inverses rencontrent les flux au bord avec les vitesses plus lentes, ceci amplifie la génération du vortex.

Malgré cela, nous n'avons pas réussi à observer le comportement du flux par caméra rapide et à comparer les différences entre les fantômes souple et rigide en carotide réelle directement. Par contre, les résultats d'écho doppler montrent indirectement que la souplesse de paroi contribue à réduire le phénomène du vortex. Même si l'écho-doppler est moins précis que la PIV, nous avons vérifié que la région du vortex se déplace par rapport de celle du vortex dans le fantôme souple en Y. Ces résultats permettent de voir qu'une géométrie particulière influence le déplacement du vortex.

### 3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons d'abord réalisé un système de simulation du flux sanguin dans des carotides, compatible avec plusieurs modalités d'imagerie.

En utilisant ce circuit, nous avons étudié le phénomène de vortex dans un fantôme rigide de carotide en forme de Y. Par l'observation, nous avons décrit l'évolution du vortex durant un cycle cardiaque sous des conditions physiologiques. Pour approfondir cette étude, nous avons établi une plateforme économique de PIV qui permet de quantifier précisément le comportement du vortex en représentant les vecteurs vitesses. En raison de limitations matérielles (Puissance du laser et résolution temporelle du caméra rapide), on ne peut voir que des particules dans une seule branche du fantôme rigide.

Comme la description d'un vortex par PIV est longitudinale, nous avons utilisé une séquence dynamique d'IRM pour l'étude du vortex en vue transversale. D'abord, nous avons étudié les comportements des vortex par IRM et validé que la région en hyposignal est causée par le vortex. Pour analyser l'évolution du vortex quantitativement, nous avons mis au point une méthode de segmentation adaptée pour mesurer la variation de la lumière de l'artère avec une paroi battante et permettant de quantifier l'aire de la région du vortex.

En utilisant ces critères, nous avons étudié les paramètres influençant le comportement des vortex dans des fantômes souple et rigide et trouvé leur relation.

Enfin, nous avons fait la première étude du vortex dans les fantômes de carotide réelle par caméra rapide et écho-doppler. Ceci démontre la faisabilité de ce type d'étude pour l'avenir.



# Conclusion générale

L’histopathologie de l’AVC montre que la carotide est l’un lieu fréquent de plaques d’athérome à l’origine des AVC ischémiques. De ce fait, la région de la carotide, en particulier au niveau de la bifurcation, concentre l’intérêt des études hémodynamiques. Le flux sanguin dans cette région est complexe et prend différentes formes durant un cycle cardiaque. Parmi celles ci, le vortex est un phénomène intéressant dont on peut penser qu’il a certaines relations avec la formation de plaques d’athéromes. Actuellement, la plupart des études sont réalisées par des simulations numériques. L’inconvénient de ces simulations est que l’élasticité des parois et son effet sur le battement vasculaire est soit ignoré, soit très simplifié. Quant aux simulations expérimentales, comme la majorité des fantômes sont rigides ou quasi-rigide, l’influence du battement des parois sur l’hémodynamique n’est pas prise en compte.

Ce travail de thèse est une contribution centrée sur une étude expérimentale du comportement des vortex dans l’artère carotide par plusieurs modalités d’imagerie : IRM, échographie et PIV, pour mieux décrire et comprendre l’effet de la géométrie, de l’élasticité et des fonctions physiologiques, fréquence cardiaque, pression systolique et diastolique.

Afin de réaliser cette étude *in vitro*, une première contribution de notre travail a concerné la fabrication des fantômes de carotide et la réalisation d’un banc d’essai adapté aux différentes modalités d’imagerie, qui restitue les conditions et les propriétés physiologiques du système carotidien aussi proche que possible de la réalité. Pour obtenir des fantômes élastiques transparents, nous avons mis au point une méthode de moulage par injection de silicone dans des moules conçus spécialement pour cela. En ce qui concerne la conception des moules, nous avons commencé par l’acquisition d’images de carotide par IRM de manière non-invasive. Les protocoles d’acquisition de l’ARM 3D-TOF et l’ARM BlackBlood ont été étudiés et optimisés respectivement. Pour la fabrication, deux types de moules ont été réalisés par prototypage rapide : un moule mono-pièce et un moule multi-pièce. L’évaluation de la précision dimensionnelle de la méthode ‘moule multi-pièce’ a été effectuée par un scanner 3D. Les erreurs mesurées sont inférieures à 10% et le processus est reproductible. Le module de Young a été testé et le mélange optimal (20% huile de silicone) a été finalement trouvé avec un module de Young  $0.52 \pm 0.15$  MPa, ce qui est très proche la valeur réelle. Les propriétés dynamiques du fantôme dans ces conditions ont été évaluées par échographie en mode TM. A la fin, nous avons présenté également une méthode de fabrication des fantômes rigides de carotide en résine.

Au niveau du banc d’essai, nous avons choisi d’utiliser deux techniques d’acquisition : l’imagerie par caméra rapide, qui nécessite un fantôme transparent et l’IRM qui, elle, pose des problèmes de compatibilité magnétique. Dès lors, nous avons dû concevoir un circuit modélisant le flux qui soit compatible avec les contraintes ci-dessus. L’imagerie par caméra rapide permet de réaliser une étude des vitesses dans le plan longitudinal alors que pour l’IRM de flux, l’observation est transversale. Un VAD est introduit pour recréer précisément les fonctions d’un cœur réel et générer un flux pulsatile. Nous avons également fabriqué un fluide ayant des propriétés proches de celles du sang et compatible avec les études de PIV et d’IRM.

En ce qui concerne l’étude expérimentale, par caméra rapide, nous avons d’abord étudié le phénomène de vortex dans les fantômes en Y rigide et souple. Nous avons observé l’évolution du vortex durant un cycle cardiaque sous des conditions physiologiques. En comparant les deux fantômes souple et rigide, nous avons remarqué que le vortex est plus important dans le fantôme

rigide que celui dans le fantôme souple. Pour approfondir cette étude, nous avons introduit l'algorithme de PIV sur le fantôme rigide. Les résultats montrent que le vortex apparaît dans une région de vecteurs de vitesses faibles avec une direction opposée à celle de la circulation du flux normal. Pour l'étude du vortex en vue transversale, d'abord, nous avons étudié les comportements des vortex par la séquence FCGRE et validé que la région en hyposignal est causée par le vortex. Pour analyser l'évolution du vortex quantitativement, nous avons mis au point une méthode de segmentation adaptée à la variation de la lumière de l'artère ayant la paroi battante et permettant de quantifier l'aire de la région du vortex. Nous avons introduit un nouveau facteur quantitatif, le taux de changement du vortex pour étudier l'intensité de celui-ci sur un profil d'images et un autre, la première phase d'apparition du vortex qui indique l'instant d'arrivée du vortex, en avance ou en retard par rapport le cycle cardiaque.

En utilisant ces critères, nous avons obtenu, dans les mêmes conditions, que le vortex est moins important ou a même disparu dans le fantôme souple. Pour interpréter ce phénomène, nous avons proposé deux hypothèses : 1. la souplesse des parois peut amortir la formation du vortex avec l'extension de la lumière d'artère battante qui entraîne moins de résistance du flux. 2. l'élasticité de la paroi peut aussi réduire la friction du flux sur la paroi de la carotide pendant le battement dans un cycle cardiaque. A la fin, nous avons étudié les paramètres influençant le comportement des vortex dans des fantômes souple et rigide et trouvé leur relation. La compréhension de l'effet de l'élasticité de la paroi et des différents paramètres physiologiques sur le vortex permettent de déterminer une raison possible de la formation de la plaque d'athérome pour orienter des recherches cliniques.

Enfin, nous avons aussi fait la première étude du vortex dans les fantômes rigides et souple en forme de carotide réelle par caméra rapide et par écho-doppler qui en a démontré la faisabilité. A l'avenir, une solution pourra consister à utiliser des particules fluorescentes et une caméra plus rapide. Une fois les études sur les carotides saines réalisées, il serait intéressant de passer à un modèle pathologique (avec différents niveaux de sténoses). Nous pourrions tester également une artère pathologique contenant un stent et voir l'implication de celui-ci sur le flux.



# Bibliographie

- [Abe 1998] T Abe, K Matsumoto, K Hanakawa, H Homma, N Kawamura, H Ikeda, Y Horichi and T Hayashi. *Role of 3D-TOF magnetic resonance angiography for intracranial meningioma*. Journal of clinical neuroscience : official journal of the Neurosurgical Society of Australasia, vol. 5, no. 4, pages 387–9, October 1998.
- [Adame 2004] IM Adame, RJ Van der Geest, BA Wasserman, MA Mohamed, JHC Reiber and BPF Lelieveldt. *Automatic segmentation and plaque characterization in atherosclerotic carotid artery MR images*. Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine, vol. 16, no. 5, pages 227–234, 2004.
- [Adrian 2005] R. J. Adrian. *Twenty years of particle image velocimetry*. Experiments in Fluids, vol. 39, no. 2, pages 159–169, July 2005.
- [Alarcon 2004] Cristian Alarcon. *Analyses de la dynamique du flux sanguin et du mouvement des artères du cou à partir de l'IRM*. PhD thesis, Université de Technologie de Compiègne, 2004.
- [Antiga 2002] Luca Antiga. *Patient-specific modeling of geometry and blood flow in large arteries*. Politecnico di Milano, 2002.
- [Antonova 2008] N Antonova, E Zvetkova, I Ivanov and Y Savov. *Hemorheological changes and characteristic parameters derived from whole blood viscometry in chronic heroin addicts*. Clinical hemorheology and microcirculation, vol. 39, no. 1, pages 53–61, 2008.
- [Antonova 2012] N Antonova, P Tosheva and I Velcheva. *Numerical analysis of blood flow and common carotid artery hemodynamics in the carotid artery bifurcation with stenosis*. Series on Biomechanics, vol. 27, no. 3, pages 5–10, 2012.
- [Arcaute 2008] Karina Arcaute and Ryan B Wicker. *Patient-Specific Compliant Vessel Manufacturing Using Dip-Spin Coating of Rapid Prototyped Molds*. Journal of Manufacturing Science and Engineering, vol. 130, no. 5, page 51008, 2008.
- [Azhim 2006] Azran Azhim, Mizuki Katai, Masatake Akutagawa, Yuji Hirao, Kazuo Yoshizaki, Shigeru Obara, Masaharu Nomura, Hiroyuki Tanaka, Hisao Yamaguchi and Yohsuke Kinouchi. *Blood flow velocities in common carotid artery changes with age and exercise study by using of telemetry method*. In Biomedical and Pharmaceutical Engineering, 2006. ICBPE 2006. International Conference on, pages 523–530. IEEE, 2006.
- [Ballard 1981] Dana H Ballard. *Generalizing the Hough transform to detect arbitrary shapes*. Pattern recognition, vol. 13, no. 2, pages 111–122, 1981.
- [Bassoli 2007] Elena Bassoli, Andrea Gatto, Luca Iuliano and Maria Grazia Violante. *3D printing technique applied to rapid casting*. Rapid Prototyping Journal, vol. 13, no. 3, pages 148–155, 2007.
- [Bejot 2007] Yannick Bejot, Marie Caillier, Olivier Rouaud, Isabelle Benatru, Cécile Maugras, Guy-Victor Osseby and Maurice Giroud. *Épidémiologie des accidents vasculaires cérébraux : Impacts sur la décision thérapeutique*. La Presse Médicale, vol. 36, no. 1, pages 117–127, 2007.

- [Bejot 2008] Yannick Bejot, Marie Caillier, D Ben Salem, Grégory Couvreur, Olivier Rouaud, Guy-Victor Osseby, Jérôme Durier, Christine Marie, Thibault Moreau and Maurice Giroud. *Ischaemic stroke subtypes and associated risk factors : a French population based study*. Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, vol. 79, no. 12, pages 1344–1348, 2008.
- [Berchon 2013] Mathilde Berchon and Bertier Luyt. *L'impression 3d*. Eyrolles, 2013.
- [Bernstein 2004] Matt A Bernstein, Kevin F King and Xiaohong Joe Zhou. *Handbook of mri pulse sequences*. Access Online via Elsevier, 2004.
- [Bharadvaj 1982] BK Bharadvaj, RF Mabon and DP Giddens. *Steady flow in a model of the human carotid bifurcation. Part I-flow visualization*. Journal of biomechanics, vol. 15, no. 5, pages 349–362, 1982.
- [Blacher 1999a] Jacques Blacher, Roland Asmar, Saliha Djane, Gérard M London and Michel E Safar. *Aortic pulse wave velocity as a marker of cardiovascular risk in hypertensive patients*. Hypertension, vol. 33, no. 5, pages 1111–1117, 1999.
- [Blacher 1999b] Jacques Blacher, Gérard M London, Michel E Safar and Jean-Jacques Mourad. *Influence of age and end-stage renal disease on the stiffness of carotid wall material in hypertension*. Journal of hypertension, vol. 17, no. 2, pages 237–244, 1999.
- [Bland 1996] J Martin Bland and Douglas G Altman. *Measurement error and correlation coefficients*. BMJ : British Medical Journal, vol. 313, no. 7048, page 41, 1996.
- [Bock 1995] Michael Bock, Lothar R Schad, Edgar Müller and Walter J Lorenz. *Pulsewave velocity measurement using a new real-time MR-method*. Magnetic resonance imaging, vol. 13, no. 1, pages 21–29, 1995.
- [Bonnefous 1986] O Bonnefous and Patrick Pesque. *Time domain formulation of pulse-Doppler ultrasound and blood velocity estimation by cross correlation*. Ultrasonic Imaging, vol. 8, no. 2, pages 73–85, 1986.
- [Bonnefoy 2003] Hervé Bonnefoy. *Du prototypage rapide à la fabrication rapide*. TECHNOLOGIE, no. 124, pages 37–45, 2003.
- [Bor-Kucukatay 2008] Melek Bor-Kucukatay, Ali Keskin, Hakan Akdam, Sibel Kabukcu-Hacioglu, Gülten Erken, Piray Atsak and Vural Kucukatay. *Effect of thrombocytapheresis on blood rheology in healthy donors : Role of nitric oxide*. Transfusion and Apheresis Science, vol. 39, no. 2, pages 101–108, 2008.
- [Bortolotto 1999] Luiz A. Bortolotto, Olivier Hanon, Giovanna Franconi, Pierre Boutouyrie, Sylvie Legrain and Xavier Girerd. *The Aging Process Modifies the Distensibility of Elastic but not Muscular Arteries*. Hypertension, vol. 34, no. 4, pages 889–892, 1999.
- [Botnar 2000] René Botnar, Gerhard Rappitsch, Markus Beat Scheidegger, Dieter Liepsch, Karl Perktold and Peter Boesiger. *Hemodynamics in the carotid artery bifurcation : : a comparison between numerical simulations and in vitro MRI measurements*. Journal of biomechanics, vol. 33, no. 2, pages 137–144, 2000.
- [Bourell 1990] DL Bourell, JJ Beaman, HL Marcus and JW Barlow. *Solid Freeform Fabrication An Advanced Manufacturing Approach*. In Proceedings of the SFF Symposium, pages 1–7, 1990.
- [Brady 2006] Michael R Brady. *Subpixel resolution schemes for multiphase flows*. PhD thesis, Virginia Polytechnic Institute and State University, 2006.

- [Buchmann 2008] Nicolas A Buchmann and Mark C Jermy. *Blood flow measurements in idealised and patient specific models of the human carotid artery*. In Proceedings of the 14th Int. Symp. on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics, 2008.
- [Buchmann 2010] Nicolas Alexander Buchmann. *Development of Particle Image Velocimetry for In Vitro Studies of Arterial Haemodynamics*. PhD thesis, University of Canterbury Christchurch, New Zealand, 2010.
- [BURATTI 2011] Pamela BURATTI. *Analysis of Doppler blood flow velocity in carotid arteries for the detection of atherosclerotic plaques*. PhD thesis, POLITECNICO DI MILANO Facoltà, 2011.
- [Carallo 1999] Claudio Carallo, Concetta Irace, Arturo Pujia, Maria Serena De Franceschi, Anna Crescenzo, Corradino Motti, Claudio Cortese, Pier Luigi Mattioli and Agostino Gnasso. *Evaluation of common carotid hemodynamic forces Relations with wall thickening*. Hypertension, vol. 34, no. 2, pages 217–221, 1999.
- [Caro 1978] Colin Gerald Caro, TJ Pedley, RC Schroter, WA Seed and Kim H Parker. *The mechanics of the circulation*, volume 192633236. Oxford University Press Oxford, 1978.
- [Carpenter 1996] Jeffrey P. Carpenter, Frank J. Lexa and Julia T. Davis. *Determination of Duplex Doppler Ultrasound Criteria Appropriate to the North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial*. Stroke, vol. 27, no. 4, pages 695–699, 1996.
- [Carrera 2007] Emmanuel Carrera, Malin Maeder-Ingvar, Andrea O Rossetti, Gerald Devuyst and Julien Bogousslavsky. *Trends in risk factors, patterns and causes in hospitalized strokes over 25 years : The Lausanne Stroke Registry*. Cerebrovascular Diseases, vol. 24, no. 1, pages 97–103, 2007.
- [Chien 1971] Shu Chien, Sarah A Luse and Cyrus A Bryant. *Hemolysis during filtration through micropores : A scanning electron microscopic and hemorheologic correlation*. Microvascular research, vol. 3, no. 2, pages 183–203, 1971.
- [Clevert 2006] D-A Clevert, T Johnson, H Michaely, EM Jung, PM Flach, TI Strautz, M Reiser and SO Schoenberg. *High-grade stenoses of the internal carotid artery : comparison of high-resolution contrast enhanced 3D MRA, duplex sonography and power Doppler imaging*. European journal of radiology, vol. 60, no. 3, pages 379–386, 2006.
- [Crebassa 2006] V Crebassa. *Nouvelles technologies, nouveaux signes échographiques : Le Modejj B-Flow*. ANGIOLOGIE, vol. 58, no. 4, page 46, 2006.
- [Darwich 2008] Ayham Darwich, Stefano Capellino and Francois Langevin. *Adaptive segmentation for vessels dynamic characterization using high resolution MR sequences*. In Machine Vision and Image Processing Conference, 2008. IMVIP'08. International, pages 125–129. IEEE, 2008.
- [Darwich 2010a] Ayham Darwich. *Caractérisation locale des propriétés locale des propriétés dynamiques artérielles par IRM haute résolution*. PhD thesis, University of Technology of Compiègne, 2010.
- [Darwich 2010b] Ayham Darwich and François Langevin. *Blood velocity estimation feasibility using high resolution time-resolved MR sequences*. In Bioinformatics and Biomedical Technology (ICBBT), 2010 International Conference on, pages 124–128. IEEE, 2010.

- [Devasenathipathy 2003] S Devasenathipathy, JG Santiago, ST Wereley, CD Meinhart and K Takehara. *Particle imaging techniques for microfabricated fluidic systems*. Experiments in Fluids, vol. 34, no. 4, pages 504–514, 2003.
- [Ding 2001] Zurong Ding, Keqiang Wang, Jie Li and Xushen Cong. *Flow field and oscillatory shear stress in a tuning-fork-shaped model of the average human carotid bifurcation*. Journal of Biomechanics, vol. 34, no. 12, pages 1555–1562, 2001.
- [Dobrin 1983] Philip B Dobrin. *Vascular mechanics*. Comprehensive Physiology, 1983.
- [Dong 2013] Jingliang Dong, Kiao Inthavong and Jiyuan Tu. *Image-based computational hemodynamics evaluation of atherosclerotic carotid bifurcation models*. Computers in Biology and Medicine, pages 1–10, July 2013.
- [Doyon 2001] Dominique Doyon, Emmanuel Alain Cabanis and Marie-Thérèse Iba-Zizen Cabanis. *Irm : imagerie par résonance magnétique*. Masson, 2001.
- [Duncan 1990] DD Duncan, CB Bargeron, SE Borchardt, OJ Deters, SA Gearhart, FF Mark and MH Friedman. *The effect of compliance on wall shear in casts of a human aortic bifurcation*. Journal of biomechanical engineering, vol. 112, no. 2, pages 183–188, 1990.
- [Easton 2009] J Donald Easton, Jeffrey L Saver, Gregory W Albers, Mark J Alberts, Seemant Chaturvedi, Edward Feldmann, Thomas S Hatsukami, Randall T Higashida, S Claiborne Johnston, Chelsea S Kidwell *et al.* *Definition and Evaluation of Transient Ischemic Attack A Scientific Statement for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association Stroke Council; Council on Cardiovascular Surgery and Anesthesia; Council on Cardiovascular Radiology and Intervention; Council on Cardiovascular Nursing; and the Interdisciplinary Council on Peripheral Vascular Disease : The American Academy of Neurology affirms the value of this statement as an educational tool for neurologists*. Stroke, vol. 40, no. 6, pages 2276–2293, 2009.
- [Eckstein 2007] A Eckstein and P Vlachos. *A Robust phase correlation DPIV Processing Algorithm for time resolved measurements*. Experiments in Fluids, vol. 45, 2007.
- [Elster 1994] Allen D Elster and Jonathan H Burdette. *Questions and answers in magnetic resonance imaging*. Mosby, 1994.
- [Falahatpisheh 2012] Ahmad Falahatpisheh and Arash Kheradvar. *High-speed particle image velocimetry to assess cardiac fluid dynamics in vitro : From performance to validation*. European Journal of Mechanics Fluids, vol. 35, pages 2–8, September 2012.
- [Farak 2004] Aly A Farag, Hossam Hassan, Robert Falk and Stephen G Hushek. *3D volume segmentation of MRA data sets using level sets : image processing and display*. Academic radiology, vol. 11, no. 4, pages 419–435, 2004.
- [Faught 1994] William E Faught, Mark A Mattos, Paul S van Bemmelen, Kim J Hodgson, Lynne D Barkmeier, Don E Ramsey and David S Sumner. *Color-flow duplex scanning of carotid arteries : new velocity criteria based on receiver operator characteristic analysis for threshold stenoses used in the symptomatic and asymptomatic carotid trials*. Journal of vascular surgery, vol. 19, no. 5, pages 818–828, 1994.
- [Fehr 2008] Martin Fehr, Katja S Galliard-Grigioni and Walter H Reinhart. *Influence of acute alcohol exposure on hemorheological parameters and platelet function in vivo and in vitro*. Clinical hemorheology and microcirculation, vol. 39, no. 1, pages 351–358, 2008.

- [Flasque 2001] Nicolas Flasque, Michel Desvignes, Jean-Marc Constans and Marinette Revenu. *Acquisition, segmentation and tracking of the cerebral vascular tree on 3D magnetic resonance angiography images*. Medical Image Analysis, vol. 5, no. 3, pages 173–183, 2001.
- [Fleureau 2009] Julien Fleureau, Mireille Garreau, Dominique Boulmier, Christophe Leclercq and Alfredo Hernandez. *Segmentation 3D multi-objets d'images scanner cardiaques : une approche multi-agents*. IRBM, vol. 30, no. 3, pages 104–113, 2009.
- [Ford 2005] Matthew D Ford, Noam Alperin, Sung Hoon Lee, David W Holdsworth and David A Steinman. *Characterization of volumetric flow rate waveforms in the normal internal carotid and vertebral arteries*. Physiological measurement, vol. 26, no. 4, page 477, 2005.
- [Frangi 2001] a F Frangi, W J Niessen, P J Nederkoorn, J Bakker, W P Mali and M a Viergever. *Quantitative analysis of vascular morphology from 3D MR angiograms : In vitro and in vivo results*. Magnetic resonance in medicine : official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine / Society of Magnetic Resonance in Medicine, vol. 45, no. 2, pages 311–322, 2001.
- [Frayne 1992] Richard Frayne, David W Holdsworth, Linda M Gowman, Daniel W Rickey, Maria Drangova, Aaron Fenster and Brian K Rutt. *Computer-controlled flow simulator for MR flow studies*. Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol. 2, no. 5, pages 605–612, 1992.
- [Fukushima 1988] Takayoshi Fukushima, Tatsuji Homma, Kiyohito Harakawa, Noriyuki Sakata and Takehiko Azuma. *Vortex generation in pulsatile flow through arterial bifurcation models including the human carotid artery*. Journal of biomechanical engineering, vol. 110, no. 3, page 166, 1988.
- [Gailloud 1999] P Gailloud, M Muster, M Piotin, F Mottu, K J Murphy, J H Fasel and D a Rüfenacht. *In vitro models of intracranial arteriovenous fistulas for the evaluation of new endovascular treatment materials*. AJNR. American journal of neuroradiology, vol. 20, no. 2, pages 291–295, 1999.
- [Galduroz 2007] JCF Galduroz, HK Antunes and RF Santos. *Gender-and age-related variations in blood viscosity in normal volunteers : A study of the effects of extract of *Allium sativum*, *Asiatica* and *Ginkgo biloba**. Phytomedicine, vol. 14, no. 7, pages 447–451, 2007.
- [Ganong 2005] William Ganong. Physiologie médicale. De Boeck Supérieur, 2005.
- [Gatehouse 2005] Peter D Gatehouse, Jennifer Keegan, Lindsey a Crowe, Sharmeen Masood, Raad H Mohiaddin, Karl-Friedrich Kreitner and David N Firmin. *Applications of phase-contrast flow and velocity imaging in cardiovascular MRI*. European radiology, vol. 15, no. 10, pages 2172–2184, 2005.
- [Gaupp 1999] S Gaupp, Y Wang, TV How and PJ Fish. *Characterisation of vortex shedding in vascular anastomosis models using pulsed doppler ultrasound*. Journal of biomechanics, vol. 32, no. 7, pages 639–645, 1999.
- [Gijssen 1996] FJH Gijssen, DEM Palmen, MHE Van der Beek, FN Van de Vosse, MEH Van Dongen and JD Janssen. *Analysis of the axial flow field in stenosed carotid artery bifurcation models-LDA experiments*. Journal of biomechanics, vol. 29, no. 11, pages 1483–1489, 1996.

- [Gonzalez 2002] Rafael C Gonzalez and E Richard. *Woods, digital image processing*. ed : Prentice Hall Press, ISBN 0-201-18075-8, 2002.
- [Grant 2000] Edward G. Grant, Andr J. Duerinckx, Suzie M. El Saden, Michelle L. Melany, Gasser M. Hathout, Peter T. Zimmerman, Alan K. Marumoto, Stanley N. Cohen and J. Dennis Baker. *Ability to Use Duplex US to Quantify Internal Carotid Arterial Stenoses : Fact or Fiction ?1*. *Radiology*, vol. 214, no. 1, pages 247–252, 2000.
- [Grillo 2006] P Grillo, L Velly and N Bruder. *Accident vasculaire cérébral hémorragique : nouveautés sur la prise en charge*. In *Annales françaises d’anesthésie et de réanimation*, volume 25, pages 868–873. Elsevier, 2006.
- [Groenink 1998] Maarten Groenink, Albert de Roos, Barbara JM Mulder, Jos AE Spaan and Ernst E van der Wall. *Changes in aortic distensibility and pulse wave velocity assessed with magnetic resonance imaging following beta-blocker therapy in the Marfan syndrome*. *The American journal of cardiology*, vol. 82, no. 2, pages 203–208, 1998.
- [Guénard 2001] Hervé Guénard. *Physiologie humaine*. Wolters Kluwer France, 2001.
- [Haacke 1999] E Mark Haacke, Robert W Brown, Michael R Thompson and Ramesh Venkatesan. *Magnetic resonance imaging : physical principles and sequence design*, volume 1. Wiley-Liss New York :, 1999.
- [Hahn 1950] Erwin L Hahn. *Spin echoes*. *Physical Review*, vol. 80, no. 4, page 580, 1950.
- [Heckel 2011] Frank Heckel, Olaf Konrad, Horst Karl Hahn and Heinz-Otto Peitgen. *Interactive 3D medical image segmentation with energy-minimizing implicit functions*. *Computers & Graphics*, vol. 35, no. 2, pages 275–287, 2011.
- [Hermeling 2007] Evelien Hermeling, Koen D Reesink, Robert S Reneman and Arnold P G Hoeks. *Measurement of Local Pulse Wave Velocity : Effects of Signal Processing on Precision*. *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 33, no. 5, pages 774–781, 2007.
- [Herment 2000] A Herment, E Mousseaux, O Jolivet, A DeCesare, F Frouin, A Todd-Pokropek and J Bittoun. *Improved estimation of velocity and flow rate using regularized three-point phase-contrast velocimetry*. *Magnetic resonance in medicine*, vol. 44, no. 1, pages 122–128, 2000.
- [Hinton 2006] Denise P Hinton, Ricardo C Cury, Raymond C Chan, Lawrence L Wald, Jane B Sherwood, Karen L Furie, John T Pitts and Franz Schmitt. *Bright and black blood imaging of the carotid bifurcation at 3.0T*. *European journal of radiology*, vol. 57, no. 3, pages 403–411, 2006.
- [Holdsworth 1999] DW Holdsworth, CJD Norley, R Frayne, DA Steinman and BK Rutt. *Characterization of common carotid artery blood-flow waveforms in normal human subjects*. *Physiological measurement*, vol. 20, no. 3, page 219, 1999.
- [Holtz 1996] J. Holtz. *Peripheral Circulation : Fundamental Concepts, Comparative Aspects of Control in Specific Vascular Sections, and Lymph Flow*. In U Greger, R., and Windhorst, editeur, *Comprehensive Human Physiology*. Springer Publishing, New York and Heidelberg, 1996.
- [Imbesi 1999] Steven G Imbesi and Charles W Kerber. *Analysis of slipstream flow in two ruptured intracranial cerebral aneurysms*. *American journal of neuroradiology*, vol. 20, no. 9, pages 1703–1705, 1999.

- [Inoue 2009] N Inoue, R Maeda, H Kawakami, T Shokawa, H Yamamoto, C Ito and H Sasaki. *Aortic pulse wave velocity predicts cardiovascular mortality in middle-aged and elderly Japanese men*. *Circulation journal : official journal of the Japanese Circulation Society*, vol. 73, no. 3, pages 549–553, March 2009.
- [Jacobs 1992] Paul Francis Jacobs. *Rapid prototyping and manufacturing : fundamentals of stereolithography*. Sme, 1992.
- [Jacobs 1995] Paul F Jacobs. *Stereolithography and other rp&m technologies : from rapid prototyping to rapid tooling*. Society of Manufacturing Engineers, 1995.
- [Jadhav 2004] Uday M Jadhav and NN Kadam. *Non-invasive assessment of arterial stiffness by pulse-wave velocity correlates with endothelial dysfunction*. *Indian heart journal*, vol. 57, no. 3, pages 226–232, 2004.
- [Jafari 2008] A Jafari, SM Mousavi and P Kolari. *Numerical investigation of blood flow. Part I : In microvessel bifurcations*. *Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation*, vol. 13, no. 8, pages 1615–1626, 2008.
- [Jaffrin 1998] Michel-Yves Jaffrin, Francis Goubel and MI Almeida-Silveira. *Biomécanique des fluides et des tissus*. Masson, 1998.
- [Jahromi 2005] Afshin S Jahromi, Claudio S Cinà, Yan Liu and Catherine M Clase. *Sensitivity and specificity of color duplex ultrasound measurement in the estimation of internal carotid artery stenosis : a systematic review and meta-analysis*. *Journal of vascular surgery*, vol. 41, no. 6, pages 962–972, 2005.
- [Jensen 1996] Jørgen Arendt Jensen. *Estimation of blood velocities using ultrasound : a signal processing approach*. Cambridge University Press, 1996.
- [Jensen 2004] KD Jensen. *Flow measurements*. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, vol. 26, no. 4, pages 400–419, 2004.
- [Jin 2004] Yuan Jin and Hanif M Ladak. *Software for interactive segmentation of the carotid artery from 3D black blood magnetic resonance images*. *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 75, no. 1, pages 31–43, 2004.
- [John 2011] Charonko John, Drew Brady and Raben Sam. *Prana PIV Manual*. Rapport technique February, University, Virginia Polytechnic Institute and State, 2011.
- [Kass 1988] Michael Kass, Andrew Witkin and Demetri Terzopoulos. *Snakes : Active contour models*. *International journal of computer vision*, vol. 1, no. 4, pages 321–331, 1988.
- [Kastler 2001] Bruno Kastler, Daniel Vetter, Zoltan Patay and Philippe Germain. *Comprendre l'irm*, volume 6. Elsevier Masson, 2001.
- [Kefayati 2013] Sarah Kefayati and Tamie L Poepping. *Transitional flow analysis in the carotid artery bifurcation by proper orthogonal decomposition and particle image velocimetry*. *Medical engineering & physics*, vol. 35, no. 7, pages 898–909, July 2013.
- [Kharboutly 2010] Zaher Kharboutly, Valerie Deplano, Eric Bertrand and Cecile Legallais. *Numerical and experimental study of blood flow through a patient-specific arteriovenous fistula used for hemodialysis*. *Medical engineering & physics*, vol. 32, no. 2, pages 111–118, 2010.
- [Kheradvar 2012] Arash Kheradvar and Gianni Pedrizzetti. *Vortex Formation in the Cardiovascular System*. Springer London, London, 2012.

- [Kim 2004] Do-Yeon Kim and Jong-Won Park. *Computerized quantification of carotid artery stenosis using MRA axial images*. *Magnetic resonance imaging*, vol. 22, no. 3, pages 353–359, 2004.
- [Kim 2005] Do Yeon Kim and Jong Won Park. *Connectivity-based local adaptive thresholding for carotid artery segmentation using MRA images*. *Image and Vision Computing*, vol. 23, no. 14, pages 1277–1287, 2005.
- [Kirbas 2004] Cemil Kirbas and Francis Quek. *A review of vessel extraction techniques and algorithms*. *ACM Computing Surveys (CSUR)*, vol. 36, no. 2, pages 81–121, 2004.
- [Knox 2005] K Knox, Charles W Kerber, S a Singel, M J Bailey and S G Imbesi. *Rapid prototyping to create vascular replicas from CT scan data : making tools to teach, rehearse, and choose treatment strategies*. *Catheterization and cardiovascular interventions : official journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions*, vol. 65, no. 1, pages 47–53, 2005.
- [Korosec 1998] Frank R Korosec, Charles A Mistretta *et al.* *MR angiography : basic principles and theory*. *Magnetic resonance imaging clinics of North America*, vol. 6, no. 2, pages 223–256, 1998.
- [Kruth 2005] Jean-Pierre Kruth, Peter Mercelis, J Van Vaerenbergh, Ludo Froyen and Marleen Rombouts. *Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting*. *Rapid Prototyping Journal*, vol. 11, no. 1, pages 26–36, 2005.
- [Ku 1983] David N Ku and Don P Giddens. *Pulsatile flow in a model carotid bifurcation*. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, vol. 3, no. 1, pages 31–39, 1983.
- [Ku 1985a] David N Ku, Don P Giddens, Christopher K Zarins and Seymour Glagov. *Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress*. *Arteriosclerosis, thrombosis, and vascular biology*, vol. 5, no. 3, pages 293–302, 1985.
- [Ku 1985b] David N Ku, Don P Giddens, Christopher K Zarins and Seymour Glagov. *Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress*. *Arteriosclerosis, thrombosis, and vascular biology*, vol. 5, no. 3, pages 293–302, 1985.
- [Ladak 2001] Hanif M Ladak, Jonathan B Thomas, J Ross Mitchell, Brian K Rutt and David A Steinman. *A semi-automatic technique for measurement of arterial wall from black blood MRI*. *Medical Physics*, vol. 28, page 1098, 2001.
- [Laissy 2001] Jean-Pierre Laissy, David Menegazzo, Marie-Pierre Debray, Sylvie Chillon, Pascale Karila-Cohen, Abdenasser Daikha and Elisabeth Schouman-Claeys. *Effect of contrast dilution on contrast-enhanced MR angiography of the aorta and renal arteries*. *European Radiology*, vol. 11, no. 7, pages 1198–1205, 2001.
- [Lal 2008] Brajesh K Lal, Robert W Hobson II, Babak Tofighi, Indu Kapadia, Salvador Cuadra and Zafar Jamil. *Duplex ultrasound velocity criteria for the stented carotid artery*. *Journal of vascular surgery*, vol. 47, no. 1, pages 63–73, 2008.
- [Lancman 1993] Marcelo Elias Lancman, Angel Golimstok, Jorge Norcini and Rubens Granillo. *Risk factors for developing seizures after a stroke*. *Epilepsia*, vol. 34, no. 1, pages 141–143, 1993.



- [Langevin 2009] F Langevin, A Darwich and S Capellino. *Signal reduction at high velocities during one plug MR inflow*. *Irbm*, vol. 30, no. 5, pages 273–280, 2009.
- [Lara 2011] Mikhail Lara, Chia-Yuan Chen, Philip Mannor, Onur Dur, Prahlad G Menon, Ajit P Yoganathan and Kerem Pekkan. *Hemodynamics of the hepatic venous three-vessel confluences using particle image velocimetry*. *Annals of biomedical engineering*, vol. 39, no. 9, pages 2398–2416, 2011.
- [Lee 2008] Sang-Wook Lee, Luca Antiga, J David Spence and David A Steinman. *Geometry of the carotid bifurcation predicts its exposure to disturbed flow*. *Stroke*, vol. 39, no. 8, pages 2341–2347, 2008.
- [Lesage 2009] David Lesage, Elsa D Angelini, Isabelle Bloch and Gareth Funka-Lea. *A review of 3D vessel lumen segmentation techniques : Models, features and extraction schemes*. *Medical image analysis*, vol. 13, no. 6, pages 819–845, 2009.
- [Liesch 1983] D Liesch, ST Moravec *et al.* *Pulsatile flow of non-Newtonian fluid in distensible models of human arteries*. *Biorheology*, vol. 21, no. 4, pages 571–586, 1983.
- [Lin 2001] G Sharat Lin and Veena S Naval. *Pattern of Doppler flow indices at the carotid bifurcation : evaluation by hemodynamic color Doppler imaging*. *Journal of ultrasound in medicine*, vol. 20, no. 12, pages 1329–1339, 2001.
- [Liu 2006] Fei Liu, Dongxiang Xu, Marina S Ferguson, Baocheng Chu, Tobias Saam, Norihide Takaya, Thomas S Hatsukami, Chun Yuan and William S Kerwin. *Automated in vivo segmentation of carotid plaque MRI with Morphology-Enhanced probability maps*. *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 55, no. 3, pages 659–668, 2006.
- [Liu 2007] Ming Liu, Bo Wu, Wen-Zhi Wang, Li-Ming Lee, Shi-Hong Zhang and Ling-Zhi Kong. *Stroke in China : epidemiology, prevention, and management strategies*. *The Lancet Neurology*, vol. 6, no. 5, pages 456–464, 2007.
- [Liu 2010] Chia-Ying Liu, Thorsten a Bley, Oliver Wieben, Jean H Brittain and Scott B Reeder. *Flow-independent T(2)-prepared inversion recovery black-blood MR imaging*. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, vol. 31, no. 1, pages 248–254, 2010.
- [Lorensen 1987] William E Lorensen and Harvey E Cline. *Marching cubes : A high resolution 3D surface construction algorithm*. In *ACM Siggraph Computer Graphics*, volume 21, pages 163–169. ACM, 1987.
- [Lorenz 2012] R Lorenz, C Benk, J Bock, AF Stalder, JG Korvink, J Hennig and M Markl. *Closed circuit MR compatible pulsatile pump system using a ventricular assist device and pressure control unit*. *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 67, no. 1, pages 258–268, 2012.
- [Ma 1997] Pingping Ma, Xianming Li and David N Ku. *Convective mass transfer at the carotid bifurcation*. *Journal of biomechanics*, vol. 30, no. 6, pages 565–571, 1997.
- [Markl 2007] Michael Markl, Andreas Harloff, Thorsten A Bley, Maxim Zaitsev, Bernd Jung, Ernst Weigang, Mathias Langer, Jürgen Hennig and Alex Frydrychowicz. *Time-resolved 3D MR velocity mapping at 3T : Improved navigator-gated assessment of vascular anatomy and blood flow*. *Journal of magnetic resonance imaging*, vol. 25, no. 4, pages 824–831, 2007.

- [Marshall 2004] Ian Marshall, Shunzhi Zhao, Panorea Papathanasopoulou, Peter Hoskins and X Yun Xu. *MRI and CFD studies of pulsatile flow in healthy and stenosed carotid bifurcation models*. *Journal of Biomechanics*, vol. 37, no. 5, pages 679–687, 2004.
- [Masters 1990] William E Masters. *The ballistic particle manufacturing process*. In *The National Conference on Rapid Prototyping*, Center for Advanced, 1990.
- [McMains 1996] Sara Anne McMains. *Rapid prototyping of solid three-dimensional parts*. Master's thesis, Citeseer, 1996.
- [McRobbie 2007] Donald W McRobbie. *Mri from picture to proton*. Cambridge University Press, 2007.
- [Meaney 2007] James F.M. Meaney, Gerard Boyle and Sylvia O'Keeffe. *Contrast-enhanced magnetic resonance angiography : Current status, theoretical limitations and future potential*. *Radiography*, vol. 13, pages e31–e44, December 2007.
- [Meaume 2001] S. Meaume, A. Benetos, O.F. Henry, A. Rudnichi and M.E. Safar. *Aortic Pulse Wave Velocity Predicts Cardiovascular Mortality in Subjects  $\geq 70$  Years of Age*. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, vol. 21, no. 12, pages 2046–2050, 2001.
- [Meijering 2002] Erik Meijering, Wiro Niessen, Joachim Weickert and Max Viergever. *Diffusion-enhanced visualization and quantification of vascular anomalies in three-dimensional rotational angiography : Results of an in-vitro evaluation*. *Medical Image Analysis*, vol. 6, no. 3, pages 215–233, 2002.
- [Meinders 2001] Jan M Meinders, Lilian Kornet, Peter J Brands and Arnold PG Hoeks. *Assessment of local pulse wave velocity in arteries using 2D distension waveforms*. *Ultrasonic imaging*, vol. 23, no. 4, pages 199–215, 2001.
- [Meinhart 2000a] Carl D Meinhart, Steve T Wereley and Juan G Santiago. *A PIV algorithm for estimating time-averaged velocity fields*. *Journal of Fluids Engineering*, vol. 122, no. 2, pages 285–289, 2000.
- [Meinhart 2000b] CD Meinhart, ST Wereley and MHB Gray. *Volume illumination for two-dimensional particle image velocimetry*. *Measurement Science and Technology*, vol. 11, no. 6, page 809, 2000.
- [Millasseau 2005] Sandrine C. Millasseau, Andrew D. Stewart, Sundip J. Patel, Simon R. Redwood and Philip J. Chowienzyk. *Evaluation of Carotid-Femoral Pulse Wave Velocity : Influence of Timing Algorithm and Heart Rate*. *Hypertension*, vol. 45, no. 2, pages 222–226, 2005.
- [Miller 2006] Thomas Allen Miller. *Modern surgical care : physiologic foundations and clinical applications*. Informa Healthcare, 2006.
- [Myers 2007] Kenneth A Myers, Jerome B Rattner, Nigel G Shrive and David A Hart. *Osteoblast-like cells and fluid flow : Cytoskeleton-dependent shear sensitivity*. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, vol. 364, no. 2, pages 214–219, 2007.
- [Natarajan 2000] S Natarajan and M R Mokhtarzadeh-Dehghan. *A numerical and experimental study of periodic flow in a model of a corrugated vessel with application to stented arteries*. *Medical engineering & physics*, vol. 22, no. 8, pages 555–66, October 2000.

- [Nikzad 2011] M Nikzad, SH Masood and I Sbarski. *Thermo-mechanical properties of a highly filled polymeric composites for Fused Deposition Modeling*. Materials & Design, vol. 32, no. 6, pages 3448–3456, 2011.
- [Oates 1991] CP Oates. *Towards an ideal blood analogue for Doppler ultrasound phantoms*. Physics in medicine and biology, vol. 36, no. 11, page 1433, 1991.
- [Oktar 2006] S O Oktar, C Yücel, D Karaosmanoglu, K Akkan, H Ozdemir, N Tokgoz and T Tali. *Blood-flow volume quantification in internal carotid and vertebral arteries : comparison of 3 different ultrasound techniques with phase-contrast MR imaging*. AJNR. American journal of neuroradiology, vol. 27, no. 2, pages 363–9, February 2006.
- [Otsu 1979] Nobuyuki Otsu. *An automatic threshold selection method based on discriminate and least squares criteria*. Denshi Tsushin Gakkai Ronbunshi, vol. 63, pages 349–356, 1979.
- [Perktold 1994] K Perktold, E Thurner and Th Kenner. *Flow and stress characteristics in rigid walled and compliant carotid artery bifurcation models*. Medical & biological engineering & computing, vol. 32, no. 1, pages 19–26, 1994.
- [PLAINFOSSE 1997] Marie Christine PLAINFOSSE. *L'écho-doppler couleur en pratique viscérale et périphérique* 3 ed. Masson, 1997.
- [Pourcelot 1974] L Pourcelot. *Applications cliniques de l'examen Doppler transcutane*. Velocimétrie Ultrasonore Doppler, vol. 34, pages 780–785, 1974.
- [Raffel 1998] Markus Raffel, Christian E Willert and Jürgen Kompenhans. *Particle image velocimetry : A practical guide ; with 24 tables*. Springer, 1998.
- [Ramnarine 1998] Kumar V Ramnarine, Dariush K Nassiri, Peter R Hoskins and Jaap Lubbers. *Validation of a new blood-mimicking fluid for use in Doppler flow test objects*. Ultrasound in medicine & biology, vol. 24, no. 3, pages 451–459, 1998.
- [Ramnarine 1999] Kumar V Ramnarine, Peter R Hoskins, Helen F Routh and Fauzia Davidson. *Doppler backscatter properties of a blood-mimicking fluid for Doppler performance assessment*. Ultrasound in Medicine & Biology, vol. 25, no. 1, pages 105–110, 1999.
- [Razavi 2011] A Razavi, E Shirani and MR Sadeghi. *Numerical simulation of blood pulsatile flow in a stenosed carotid artery using different rheological models*. Journal of biomechanics, vol. 44, no. 11, pages 2021–2030, 2011.
- [Redaelli 2002] A Redaelli, G Rizzo, S Arrigoni, E Di Martino, D Origgi, F Fazio and F Montevvecchi. *An assisted automated procedure for vessel geometry reconstruction and hemodynamic simulations from clinical imaging*. Computerized medical imaging and graphics : the official journal of the Computerized Medical Imaging Society, vol. 26, no. 3, pages 143–152, 2002.
- [Rindt 1996] CCM Rindt, van AA Steenhoven *et al.* *Unsteady flow in a rigid 3-D model of the carotid artery bifurcation*. TRANSACTIONS-AMERICAN SOCIETY OF MECHANICAL ENGINEERS JOURNAL OF BIOMECHANICAL ENGINEERING, vol. 118, pages 90–96, 1996.
- [Robinson 1988] Michael L Robinson, David Sacks, Gordon S Perlmutter and David L Marinelli. *Diagnostic criteria for carotid duplex sonography*. American Journal of Roentgenology, vol. 151, no. 5, pages 1045–1049, 1988.

- [Rogova 1998] Irina Rogova. *Propagation d'ondes en hemodynamique arterielle : application a l'evaluation indirecte des parametres physiopathologiques*. PhD thesis, 1998.
- [Rosochowski 2000] A Rosochowski and A Matuszak. *Rapid tooling : the state of the art*. Journal of Materials Processing Technology, vol. 106, no. 1, pages 191–198, 2000.
- [Sachs 2001] Emanuel Sachs. *Three dimensional printing*. Rapport technique, DTIC Document, 2001.
- [Safar 2002] Michel Safar. *Paroi artérielle et vieillissement vasculaire*. Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS, 2002.
- [Seret 2008] Alain Seret. *Médecine nucléaire par l'image*. Editions du CEFAL, 2008.
- [Silbernagl 2000] Stefan Silbernagl, Florian Lang, Dominique Duval, Rüdiger Gay and Astried Rothenburger. *Atlas de poche de physiopathologie*. Flammarion médecine-sciences, 2000.
- [Slaughter 2010] Mark S Slaughter, Francis D Pagani, Joseph G Rogers, Leslie W Miller, Benjamin Sun, Stuart D Russell, Randall C Starling, Leway Chen, Andrew J Boyle, Suzanne Chillcott *et al.* *Clinical management of continuous-flow left ventricular assist devices in advanced heart failure*. The Journal of Heart and Lung Transplantation, vol. 29, no. 4, pages S1–S39, 2010.
- [Song 2002] Hee Kwon Song, Alexander C Wright, Ronald L Wolf and Felix W Wehrli. *Multislice double inversion pulse sequence for efficient black-blood MRI*. Magnetic resonance in medicine, vol. 47, no. 3, pages 616–620, 2002.
- [Stapf 2005] C Stapf. *Histoire naturelle des malformations artérioveineuses cérébrales*. La Lettre du neurologue, vol. 9, no. 10, pages 359–362, 2005.
- [Steinman 2002] David A Steinman. *Image-based computational fluid dynamics modeling in realistic arterial geometries*. Annals of biomedical engineering, vol. 30, no. 4, pages 483–497, 2002.
- [Stevens 1997] Alan Stevens and James Steven Lowe. *Human histology*. Mosby London, 1997.
- [Sulaiman 2008] Abdulrazzaq Sulaiman, Loïc Bousset, Frédéric Taconnet, Jean Michel Serfaty, Hasan Alsaïd, Cherif Attia, Laurent Huet and Philippe Douek. *In vitro non-rigid life-size model of aortic arch aneurysm for endovascular prosthesis assessment.*, 2008.
- [Thomas 2001] Jonathan B Thomas, Brian K Rutt, Hanif M Ladak and David A Steinman. *Effect of black blood MR image quality on vessel wall segmentation*. Magnetic resonance in medicine, vol. 46, no. 2, pages 299–304, 2001.
- [Tillin 2007] Therese Tillin, John Chambers, Iqbal Malik, Emma Coady, Sheila Byrd, Jamil Mayet, Andrew R Wright, Jaspal Kooner, Angela Shore, Simon Thom *et al.* *Measurement of pulse wave velocity : site matters*. Journal of hypertension, vol. 25, no. 2, pages 383–389, 2007.
- [Traub 1998] Oren Traub and Bradford C Berk. *Laminar shear stress mechanisms by which endothelial cells transduce an atheroprotective force*. Arteriosclerosis, thrombosis, and vascular biology, vol. 18, no. 5, pages 677–685, 1998.
- [Truelsen 2006] T Truelsen, B Piechowski-Józwiak, R Bonita, C Mathers, J Bogousslavsky and G Boysen. *Stroke incidence and prevalence in Europe : a review of available data*. European journal of neurology, vol. 13, no. 6, pages 581–598, 2006.

- [Vannier 1989] M W Vannier, C F Hildebolt, J L Marsh, T K Pilgram, W H McAlister, G D Shackelford, C J Offutt and R H Knapp. *Craniosynostosis : diagnostic value of three-dimensional CT reconstruction*. Radiology, vol. 173, no. 3, pages 669–673, 1989.
- [van't Klooster 2012a] Ronald van't Klooster, Patrick JH de Koning, Reza Alizadeh Dehnavi, Jouke T Tamsma, Albert de Roos, Johan HC Reiber and Rob J van der Geest. *Automatic lumen and outer wall segmentation of the carotid artery using deformable three-dimensional models in MR angiography and vessel wall images*. Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol. 35, no. 1, pages 156–165, 2012.
- [van't Klooster 2012b] Ronald van't Klooster, Patrick JH de Koning, Reza Alizadeh Dehnavi, Jouke T Tamsma, Albert de Roos, Johan HC Reiber and Rob J van der Geest. *Automatic lumen and outer wall segmentation of the carotid artery using deformable three-dimensional models in MR angiography and vessel wall images*. Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol. 35, no. 1, pages 156–165, 2012.
- [Vayá 2008] Amparo Vayá, Julian Murado, Marisa Santaolaria, Maria Simo, Luisa Mico, Javier Calvo, José Todolí and Jose M Ricart. *Haemorheological changes in patients with systemic lupus erythematosus do not seem to be related to thrombotic events*. Clinical hemorheology and microcirculation, vol. 38, no. 1, pages 23–29, 2008.
- [Vermandel 2007] Maximilien Vermandel, Nacim Betrouni, Christian Taschner, Christian Vasseur and Jean Rousseau. *From MIP image to MRA segmentation using fuzzy set theory*. Computerized Medical Imaging and Graphics, vol. 31, no. 3, pages 128–140, 2007.
- [Vétel 2010] Jérôme Vétel, André Garon and Dominique Pelletier. *Vortex identification methods based on temporal signal-processing of time-resolved PIV data*. Experiments in fluids, vol. 48, no. 3, pages 441–459, 2010.
- [Waugh 1992] J R Waugh and N Sacharias. *Arteriographic complications in the DSA era*. Radiology, vol. 182, no. 1, pages 243–246, 1992.
- [Westerweel 1997] J Westerweel. *Fundamentals of digital particle image velocimetry*. Measurement Science and Technology, vol. 8, no. 12, page 1379, 1997.
- [Wetzel 2005] Stephan G Wetzel, Makoto Ohta, Akira Handa, Jean-Marc Auer, Pedro Lylyk, Karl-Olof Lovblad, Drazenko Babic and DA Rufenacht. *From patient to model : stereolithographic modeling of the cerebral vasculature based on rotational angiography*. American journal of neuroradiology, vol. 26, no. 6, pages 1425–1427, 2005.
- [White 2003] PM White and JM Wardlaw. *Unruptured intracranial aneurysms : detection and management*. Journal of neuroradiology, vol. 30, no. 5, pages 336–350, 2003.
- [Woimant 2003] F Woimant, T DE BROUCKER and P VASSEL. *Prise en charge des accidents vasculaires cérébraux en France métropolitaine. Résultats de 3 enquêtes nationales*. Revue neurologique, vol. 159, no. 5, pages 543–551, 2003.
- [Wong 2008] Pauline Wong, Martin J Graves and David J Lomas. *Integrated physiological flow simulator and pulse sequence monitoring system for MRI*. Medical & biological engineering & computing, vol. 46, no. 4, pages 399–406, 2008.
- [Yousif 2009] Majid Y Yousif, David W Holdsworth and Tamie L Poepping. *Deriving a blood-mimicking fluid for particle image velocimetry in Sylgard-184 vascular models*. Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medi-

- cine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, vol. 2009, pages 1412–5, January 2009.
- [Yu 2000] SCM Yu. *Steady and pulsatile flow studies in abdominal aortic aneurysm models using particle image velocimetry*. International journal of heat and fluid flow, vol. 21, no. 1, pages 74–83, 2000.
- [Zhang 1999] X Zhang, XN Jiang and C Sun. *Micro-stereolithography of polymeric and ceramic microstructures*. Sensors and Actuators A : Physical, vol. 77, no. 2, pages 149–156, 1999.
- [Zhao 2000] SZ Zhao, XY Xu, AD Hughes, SA Thom, AV Stanton, B Ariff and Q Long. *Blood flow and vessel mechanics in a physiologically realistic model of a human carotid arterial bifurcation*. Journal of biomechanics, vol. 33, no. 8, pages 975–984, 2000.
- [Zhao 2003] SZ Zhao, P Papathanasopoulou, Q Long, I Marshall and XY Xu. *Comparative study of magnetic resonance imaging and image-based computational fluid dynamics for quantification of pulsatile flow in a carotid bifurcation phantom*. Annals of Biomedical Engineering, vol. 31, no. 8, pages 962–971, 2003.

# Notations

AVC	Accident vasculaire cérébral
ARM	Angiographie par résonance magnétique
BB	Black Blood
BMF	Blood Mimicking Fluid
BPM	Ballistic Particle Manufacturing
CAD	Computer-aided design
CIMA	Centre d'Imagerie Médicale Avancée
CFM	Cartographie en couleur du flux ou Color Flow Mapping
CFD	Computational Fluid Dynamics
$C_{carotide}$	Contraste entre les parois des vaisseaux et des tissus environnants
DSA	Digital subtraction angiography
DICOM	Digital imaging and communications in medicine
ECG	Electrocardiogramme
EDV	End diastolic velocity
ETL	Echo Train Length
FOV	Champ de vue ou Field of view
FDM	Fused Deposition Modeling
FFT	Fast Fourier Transform
FSE	Fast Spin Echo
$f_{z,ss}$	Mesure sans dimension de l'aimantation longitudinale à l'état stationnaire
$F_{card}$	la fréquence du battement de VAD
GRE	Echo de gradient ou gradient echo
$G_{\phi}$	Gradient de codage en phase
$G_{RO}$	Gradient de lecture
$G_{ss}$	Gradient de sélection de coupe
IRM	Imagerie par résonance magnétique
MAV	Malformations artério-veineuses
MIP	Maximum Intensity Projection
$M_0$	Aimantation longitudinale à l'équilibre
NURBS	Non-Uniform Rational Basis Splines
PC	Phase contrast ou Contraste de phase
PIV	Particle Image Velocimetry
PSV	Peak systolic velocity
PDW	Pondération en densité de proton
$P_{sys}$	Pression déclenchant la systole de la pompe VAD (mmHg)
$P_{dias}$	Pépression déclenchant la diastole de la pompe VAD (mmHg)
$P_1$	Première image du vortex pendant les phases d'un cycle cardiaque
Q	Débit de l'écoulement

Re	Nombre de Reynolds
RPC	Robust Phase Correlation
SLA	Stéréolithographie
SLS	Frittage sélectif par laser ou Selective Laser Sintering
STL	Standard Tessellation Language
SPGR	Spoiled Gradient Echo
S/B	Rapport signal sur bruit
$S/B_{carotide}$	Rapport signal sur bruit des parois
T1, T2	Temps de relaxation longitudinale, transversale
TI	Temps d'inversion
TE	Temps d'Echo
TR	Temps de répétition
Tck	Épaisseur de coupe ou Thickness
$T_{sys}[\%]$	Pourcentage de la durée de la systole par rapport à la durée d'un cycle cardiaque
$Taux_{vortex}$	Taux de changement du vortex
TOF	Time of flight ou Temp de vol
UTC	Université de technologie de Compiègne
VAD	Ventricular Assist Device
VOP	Vitesse de propagation des ondes
WCV	Within-subject coefficient of variation
WSS	Wall shear stress ou contrainte de cisaillement de paroi
$\theta$	Angle de bascule
$\eta$	Viscosité linéaire
$\mu$	Viscosité du fluide
$\rho$	Densité du fluide
$c$	Vitesses de propagation d'ultrasons dans les tissus mous constantes



# Publications

1. Peng Cao, Ayham Darwich, François Langevin. Carotid vortex observation using high-resolution time-resolved MR sequences. Recherche en Imagerie et Technologies pour la Santé (RITS), Rennes, 2011
2. Peng Cao, Yvan Duhamel, Bruno Ramond, François Langevin. Design of silicone carotid model based on MRI medical images using rapid prototyping technology. IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, Shanghai, 2012.
3. Peng Cao, François Langevin. Reproducibility of prospective ECG-Gated Black Blood Imaging Acquisition. Recherche en Imagerie et Technologies pour la Santé(RITS),Bordeaux, 2013.
4. Peng Cao, Yvan Duhamel, Guillaume Olympe, Bruno Ramond, François Langevin. A New Production Method of Elastic Silicone Carotid Phantom Based on MRI Acquisition Using Rapid Prototyping Technique. The 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'13) Osaka, Japan, 2013.

