



Élaboration de matériaux silicone au comportement mécanique adapté pour la réalisation de fantômes aortiques patients-spécifiques

Edwin-Joffrey Courtial

► To cite this version:

Edwin-Joffrey Courtial. Élaboration de matériaux silicone au comportement mécanique adapté pour la réalisation de fantômes aortiques patients-spécifiques. Mécanique des matériaux [physics.class-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2015. Français. NNT : 2015LYO10023 . tel-01775179

HAL Id: tel-01775179

<https://theses.hal.science/tel-01775179>

Submitted on 24 Apr 2018

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.

Numéro d'ordre : 23-2015

Année 2015

Thèse de l'Université de Lyon

Délivrée par
L'UNIVERISTE CLAUDE BERNARD LYON 1

Ecole Doctorale Matériaux de Lyon (ED 34)

DIPLOME DE DOCTORAT
(arrêté du 7 août 2006)

Thèse dirigée par René FULCHIRON et Maciej ORKISZ

Soutenue publiquement le 26 février 2015

par

Edwin-Joffrey COURTIAL

**Elaboration de matériaux silicone au comportement mécanique adapté pour
la réalisation de fantômes aortiques patients-spécifiques**

JURY:

M.	AUBRY Thierry	Université de Bretagne Occidentale	Rapporteur
M.	AVRIL Stéphane	Ecole des Mines de Saint-Etienne	Examineur
M.	DOUEK Philippe	Université Claude Bernard Lyon 1	Examineur
M.	FULCHIRON René	Université Claude Bernard Lyon 1	Directeur de thèse
M.	HUET Laurent	Segula MATRA Technologies	Examineur
M.	LALANDE Alain	Université de Bourgogne	Rapporteur
M.	ORKISZ Maciej	Université Claude Bernard Lyon 1	Co-directeur de thèse

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université

M. François-Noël GILLY

Vice-président du Conseil d'Administration

M. le Professeur Hamda BEN HADID

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

M. le Professeur Philippe LALLE

Vice-président du Conseil Scientifique

M. le Professeur Germain GILLET

Directeur Général des Services

M. Alain HELLEU

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux

Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON

Faculté d'Odontologie

Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : Mme. la Professeure A-M. SCHOTT

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies

Directeur : M. F. DE MARCHI

Département Biologie

Directeur : M. le Professeur F. FLEURY

Département Chimie Biochimie

Directeur : Mme Caroline FELIX

Département GEP

Directeur : M. Hassan HAMMOURI

Département Informatique

Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE

Département Mathématiques

Directeur : M. le Professeur Georges TOMANOV

Département Mécanique

Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID

Département Physique

Directeur : M. Jean-Claude PLENET

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Directeur : M. Y.VANPOULLE

Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon

Directeur : M. B. GUIDERDONI

Polytech Lyon

Directeur : M. P. FOURNIER

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique

Directeur : M. G. PIGNAULT

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Directeur : M. le Professeur C. VITON

Ecole Supérieure du Professorat et de l'Education

Directeur : M. le Professeur A. MOUGNIOTTE

Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. N. LEBOISNE

Remerciements

Pour être parfaitement honnête, je pense que cette page de remerciements devrait s'appeler « délivrance », tant sa rédaction provoque un large sourire.

Je tiens tout d'abord à remercier mes encadrants de thèse : René Fulchiron, Maciej Orkisz et Laurent HUET. Ces trois années passées avec vous ont été un réel bonheur. René, je ne te remercierai jamais assez pour ta disponibilité, ta gentillesse, ta patience et tes connaissances légendaires dans tous les domaines qui m'ont valu un nombre incalculable de feuilles de brouillon. Au début de ma thèse, j'avais collé un post-it «Holy Bible » sur ton manuscrit. Trois ans plus tard, je peux dire qu'il n'est pas question de l'enlever. Maciej, merci aussi pour ta disponibilité mais surtout pour ton énergie et ta rigueur qui elles aussi devraient rentrer dans la légende. Contrairement à d'autres de tes doctorants, je suis arrivé en début de thèse avec des connaissances en imagerie médicale proche de zéro mais grâce à ta pédagogie et ta patience, j'ai pu élargir mon domaine de compétence. Laurent, ta disponibilité, ta patience et ta confiance m'ont permis d'effectuer cette thèse dans le respect et la bonne humeur. Je vous remercie encore 1097 fois pour les sourires que j'ai eus chaque matin en me réveillant durant ces 1097 jours de thèse, et je ne parle même pas des nuits à penser à vous...

Je tiens également à remercier le professeur Philippe Douek pour la création du projet CARDIO avec l'entreprise Segula Technologies dans lequel s'inscrit ces travaux de thèse.

Je remercie les membres du jury d'avoir accepté de juger ce travail et en particulier les professeurs Thierry Aubry et Alain Lalande qui ont bien voulu l'analyser en détails, en assumant la charge de rapporteurs. Mes remerciements vont aussi au professeur Stéphane Avril qui a accepté d'examiner ce travail.

Je remercie aussi le Docteur Loïc Boussel pour son aide et sa disponibilité qui m'ont permis de réaliser certaines de mes expériences parfois jusqu'à tard le soir.

Je tiens à remercier l'institut médico-légal de Lyon et en particulier les docteurs Laurent Fanton et Tiphaine Guinet pour leur aide précieuse concernant les études *ex vivo*.

Je tiens également à remercier Laurent Cavetier pour son aide et son investissement inégalable concernant la réalisation, l'optimisation et la réparation des circuits électroniques.

Je remercie aussi Daniel Gonzales pour son aide informatique et sa pédagogie qui m'ont permis de traiter les images échographiques.

Un grand MERCI aux étudiants ingénieurs en stage au sein de Segula Technologies, sans qui une grande partie de ce travail n'aurait pu être réalisée : Steve Talpaert, Maël Roy, Carole Vincent, Romain Anzil, Camille Gobin et surtout Romain Remy.

Je tenais également à remercier Flavien Melis, Thierry Tamet, Pierre Alcouffe, Agnès Crépet, Sabine Sainte-Marie, Sylvie Novat ainsi que l'ensemble du personnel technique et des enseignants pour leur accueil chaleureux au sein du laboratoire et pour leur aide durant ces trois années.

Je remercie les nombreux stagiaires, doctorants et post-doctorants du laboratoire IMP et CREATIS que j'ai pu côtoyer pendant ces trois années de thèse. Une pensée toute particulière à ceux qui ont partagé le bureau 327 : Anthony (paupiette ou la vieille chèvre), Brice, Charlène, Adeline, Abdel, Emmanuelle, Marie-Camille et Thibaud. Je n'oublie pas de remercier aussi mon PC, qui n'a malheureusement pas survécu à mes calculs, *Requiescat In Pace*.

Je tiens à remercier les membres de ma famille sans qui je ne serais jamais arrivé jusqu'ici et tout particulièrement ma tante France, merci pour tes lumières et ta bonne humeur, mes grands parents : mamie Simone, mamie Jacqueline (la citation est spécialement pour toi) et papy Jean-Pierre, merci pour votre présence. Mais surtout merci à mon frère Andréas, mon papa et ma maman, pour votre éternel soutien, votre bienveillance et pour toutes ces merveilleuses années passées à vos côtés.

Enfin, comment ne pas te remercier, toi qui as toujours été là dans les bons comme dans les mauvais moments, qui a su trouver les mots, les gestes pour que ces deux dernières années soit remplies de joie et de rires. Je n'arrive pas à imaginer comment tout ça aurait pu être possible sans toi. Merci du fond du cœur Célia.

« La culture, c'est ce qui demeure dans l'homme lorsqu'il a tout oublié »

Emile Henriot

Titre en français

Elaboration de matériaux silicone au comportement mécanique adapté pour la réalisation de fantômes aortiques patients-spécifiques

Titre en anglais

Elaboration of silicone materials with a mechanical behavior tailored for manufacturing patient-specific aortic phantom

Résumé en français

Le travail présenté dans ce manuscrit concerne la fabrication de fantômes d'aorte patient-spécifiques utilisant une technique de fabrication additive par impression 3D. Ces répliques sont fabriquées en matériaux synthétiques dont les caractéristiques morphologiques et les propriétés mécaniques doivent être proches de celles déterminées sur un patient. Elles permettent d'optimiser ou de développer les techniques d'imagerie médicale, de comprendre les relations entre le comportement mécanique de la paroi aortique et les caractéristiques hémodynamiques du flux sanguin mais aussi de réaliser des entraînements préopératoires aux interventions chirurgicales, telles que le traitement endovasculaire.

Dans cette étude, le comportement mécanique hyper-viscoélastique de la paroi aortique est modélisé par un modèle de Maxwell solide généralisé, dont les paramètres ont permis la sélection et le développement de matériaux élastomères de type silicone aux comportements mécaniques contrôlés. Ces matériaux ont été élaborés à partir de mélanges de formulations existantes et des lois de mélange ont été comparées pour guider la définition de la composition idéale permettant d'imiter le comportement mécanique désiré. Nous avons mis au point une méthode basée sur l'imagerie médicale par ultrason, capable d'identifier les paramètres hyper-viscoélastiques d'une paroi vasculaire. Cette méthode a été validée sur des tubes réalisés avec ces formulations de silicone, dont les propriétés mécaniques ont été mesurées avec des méthodes de référence. Puis, ces silicones ont été utilisés dans un processus de fabrication additive utilisant l'impression 3D par voie indirecte. Un travail de conception assistée par ordinateur a été réalisé pour produire un fantôme d'aorte patient-spécifique présentant un anévrisme fusiforme et non-thrombosé dans la région thoracique.

Résumé en anglais

The present work deals with the producing of patient-specific aortic phantoms using an additive manufacturing technique by 3D printing. Phantoms are manufactured from synthetic materials with morphological and mechanical characteristics which should be close to these identified on a patient. They can be used to develop techniques of medical imaging, to understand the relationship between aortic mechanical behavior and hemodynamic properties of blood flow, as well as to perform a preoperative training of interventions, such as endovascular treatment.

In this study, the hyper-viscoelastic aortic mechanical behavior was described using a generalized solid Maxwell model. Silicone materials were developed based on the model's mechanical parameters to mimic various aortic mechanical behaviors. These materials were formulated from commercial silicones, and then mixing rules were compared to define the ideal mixture which can mimic the specific mechanical behavior. A nondestructive method based on medical imaging by ultrasound was developed to identify the parameters of a blood vessel hyper-viscoelastic model. Silicone tubes made of our formulations with known reference mechanical parameters, were used to validate this method. Then, these silicone materials were used in an additive manufacturing process using indirect 3D printing. A work of computer aided design was done to produce a patient-specific aortic phantom with a thoracic fusiform aneurysm without thrombosis.

Mots clés

Fantôme aortique, Silicone, Mécanique vasculaire, Hyper-viscoélasticité, Impression 3D, Patient-spécifique.

Keywords

Aortic phantom, Silicone, Vascular mechanics, Hyper-viscoelasticity, 3D printing, Patient-specific.

Intitulé et adresse des laboratoires et de l'entreprise de la convention CIFRE :

Ingénierie des matériaux polymères – UMR CNRS 5223

Bâtiment POLYTECH Lyon

15 boulevard Latarjet, 69622 Villeurbanne

CREATIS – UMR CNRS 5220 ; INSERM U1044

Campus LyonTech la Doua – INSA de Lyon

Bâtiment Blaise Pascal

7 rue Jean Capelle, F-69621 Villeurbanne Cedex

Segula Matra Technologies

23 rue Maryse Bastié, 69500 Bron

Sommaire

Contexte de l'étude	p.17
Introduction	p.22
Chapitre 1 : Bibliographie	p.25
1. Modélisation mécanique du comportement artériel sain et pathologique	p.27
2. Synthèse et mise en œuvre de fantômes aortiques	p.57
Chapitre 2 : Modélisation du comportement mécanique sain de l'aorte abdominale saine	p.79
1. Introduction	p.81
2. Matériel et méthodes	p.82
3. Résultats	p.91
4. Discussion	p.99
5. Conclusion	p.101
Chapitre 3 : Formulation de matériaux pour la fabrication de fantômes aortiques patient-spécifiques	p.103
1. Introduction	p.105
2. Matériels et méthodes	p.106
3. Résultats et discussions	p.110
4. Conclusion	p.139
Chapitre 4 : Développement d'une méthode non-destructrice pour identifier les paramètres hyper-viscoélastiques d'un vaisseau sanguin	p.143
1. Introduction	p.145
2. Formulation des matériaux et analyses mécaniques	p.146
3. Equations constitutives	p.151
4. Résultats	p.154
5. Discussion	p.161
6. Conclusion	p.165

Chapitre 5 : Conception et fabrication additive de fantômes d'aorte patient-spécifiques	p.167
1. Introduction	p.169
2. Matériels et méthodes	p.170
3. Définition des conditions optimales d'impression à l'aide de géométries simples	p.177
4. Conception assistée par ordinateur des moules interne et externe de l'aorte anévrysmale à reproduire	p.189
5. Résultats	p.203
6. Discussion	p.206
7. Conclusion	p.208
 Conclusion générale	 p.212
 Annexes	 p.217
Annexe 1 : Réponse du comité d'éthique du CHU (Centre Hospitalier Universitaire) de Lyon	p.218 p.219
Annexe 2 : Mesures de rugosité sur les moules en PLA	
Annexe 3 : Moules interne et externe en PLA pour une impression 2-temps (Parties supérieure et descendante de l'aorte)	p.220
 Bibliographie	 p.221

Abréviations courantes

Abréviation	Définition
AA	Aorte abdominale
AAA	Anévrisme de l'aorte abdominale
AAsc	Aorte ascendante
AD	Aorte descendante
ARM	Angiographie par résonance magnétique
CFAO	Conception et fabrication assistée par ordinateur
CAO	Conception assistée par ordinateur
DMA	Dynamic mechanical analysis
FIS	Filament simple
FDC	Filament double collé
FDR	Filament double rempli
FS	Feutre de silice
HTV	High temperature vulcanisation
I3D	Impression 3D
I-E	Inflation-Extension
IMC	Indice de masse corporel
IRM	Imagerie par résonance magnétique
PDMS	Polydiméthylsiloxane
PLA	Polylactic acid
PVA ou PVOH	Alcool PolyVinyle
RTV	Room Temperature Vulcanisation
Tf	Température de fusion
Tg	Température de transition vitreuse (glass transition temperature)
THF	Tétrahydrofurane
SEME	Surface externe du moule externe
SIME	Surface interne du moule interne
STL	Stéréolitographie

Symboles

Symbole	Nom
	Aire de la lumière vasculaire
	Fraction massique utilisé dans les modèles de Takayanagi
	Contribution viscoélastique de l'élément de Maxwell
	Terme associé à l'angle de torsion d'un tube
	Vitesse de cisaillement
	Ensemble de variables de déformation internes d'un matériau
	Tenseur droit des déformations de Cauchy
	Constante du modèle hyperélastique Néo-Hookeén
	Constantes du modèle hyperélastique de Yeoh ($\alpha > 1$)
	Complaisance volumique
	Complaisance surfacique
	Distensibilité ou diamètre
	Tenseur des déformations de Green-Lagrange
	Module d'Young
	Module d'Young de l'élément de Maxwell
	Energie d'activation
	Module de conservation (compression)
	Module de perte (compression)
	Epaisseur
	Tenseur des déformations de Green-Lagrange linéarisé
	Déformation vraie
	Déformation à la rupture
	Tenseur gradient de transformation
	Force de traction
	Module de Coulomb
	Module de Coulomb estimé à partir du module d'Young
	Module de conservation (cisaillement)
	Module de perte (cisaillement)
	Viscosité
	Viscosité globale obtenue en cisaillement dynamique
	Viscosité newtonienne
	Viscosité globale obtenue en compression dynamique
	Epaisseur de la paroi vasculaire
	Tenseur identité
	Premier invariant du tenseur droit de déformation de Cauchy

	Second invariant du tenseur droit de déformation de Cauchy
	Pression
	Coefficient de Pearson
	Masse volumique
	Elongation
	Vitesse d'allongement
	Elongation circonférentielle
	Elongation radiale
	Elongation longitudinale
	Partie non-équilibrée de pour un élément de Maxwell
	Rayon interne d'un vaisseau sanguin / Constante des gaz parfaits
	Rapport des constantes et du module de Yeoh
Ra	Rugosité moyenne
	Second tenseur des contraintes de Piola-Kirchhoff
	Section initiale d'un éprouvette de traction
	Partie volumique de
	Partie isochore de
	Partie équilibrée de
	Partie non-équilibrée de pour un élément de Maxwell , qui dépend seulement de variables externes
Sm	Distance moyenne entre couche
	Tenseur des contraintes de Cauchy
	Contrainte vraie (ou de Cauchy)
	Temps
	Temps de relaxation de l'élément de Maxwell
	Température
	Coefficient de Poisson
	Volume au repos
	Volume
	Proportion massique
	Potentiel dissipatif de l'élément de Maxwell selon
	Densité d'énergie de déformation
	Potentiel dissipatif de l'élément de Maxwell selon
	Densité d'énergie de déformation volumique
	Densité d'énergie de déformation isochore
	Energie dissipée
	Fréquence angulaire

Contexte de l'étude

Contexte de l'étude

Entre 2000 et 2012, 25% des causes de mortalité dans le monde sont d'origine cardiovasculaire, selon l'organisation mondiale de la santé [1]. Parmi elles, les pathologies de l'aorte, telles que l'anévrisme ou la dissection aortique, peuvent provoquer un décès soudain du patient par hémorragie interne suite à une rupture du vaisseau. Deux types de traitements thérapeutiques sont actuellement utilisés pour soigner ces maladies (Figure 1). Le premier est la chirurgie ouverte, qui est une méthode invasive par ouverture de la cage thoracique, dont le but est de suturer la zone pathologique, puis de la remplacer par un greffon. Le second est une méthode mini-invasive, le traitement endovasculaire, qui consiste à inciser une petite zone de l'artère fémorale permettant d'insérer un guide le long de l'arbre aortique. Puis, une endoprothèse, appelé stent, est déplacée jusqu'à la zone pathologique, guidée par l'imagerie médicale, pour y être positionnée. Cette endoprothèse permet de supporter la pression sanguine et ainsi empêcher la rupture du vaisseau.

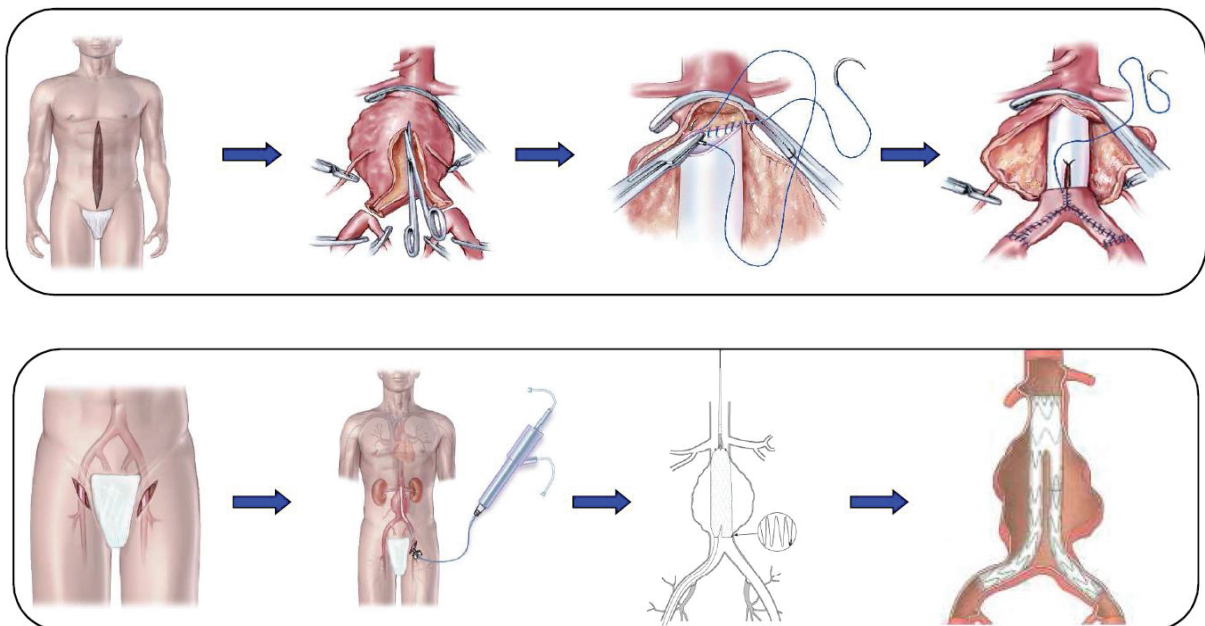


Figure 1 : Traitements thérapeutiques pour les pathologies aortiques : cas de l'anévrisme abdominal. Haut : chirurgie ouverte ; Bas : traitement endovasculaire.

La majeure partie des pathologies aortiques ont recours au traitement endovasculaire. Au-delà de la connaissance théorique de ce traitement par le chirurgien, ce dernier doit acquérir un savoir-faire technique et expérimental. On parle aussi de l'acquisition de la mémoire tactile du geste. En effet, cette mémoire tactile est extrêmement importante pour la réussite

de l'intervention. Un mauvais guidage ou un mauvais placement du stent peuvent provoquer de sérieuses complications, voir même la mort du patient, pendant l'intervention ou à plus long terme. Il est donc primordial que le praticien puisse effectuer un entraînement préopératoire, afin d'augmenter les chances de réussite de l'intervention. Aujourd'hui, cet entraînement est réalisé soit sur des animaux, soit sur des défunts. La connaissance des comportements mécaniques et des morphologies aortiques a montré l'existence de nombreuses différences entre les animaux et les humains, vivants ou décédés, ainsi qu'entre les patients. De ce fait, l'entraînement à la thérapie endovasculaire nécessite d'être ajusté pour chaque patient particulier. C'est à partir de ce constat qu'est né le besoin de réaliser des répliques physiques de l'arbre aortique, appelées fantômes, aux propriétés mécaniques et aux morphologies représentatives du patient traité.

Ces fantômes sont aussi utilisés dans d'autres applications telles que l'étude des relations entre les propriétés mécaniques du fantôme et les caractéristiques hémodynamiques d'un flux, et la validation des algorithmes de traitement d'images, où les vraies formes du fantôme servent comme vérité terrain.

Depuis 1998, l'entreprise Segula Matra Technologies, située à Bron, et le service cardiologique de l'hôpital Louis Pradel de Lyon mènent en collaboration différents travaux de recherche, sous le label **Projet CARDIO**, en vue de la réalisation de fantômes du système cardiovasculaire, tels que les fantômes d'aorte. Ce projet se concentre sur trois axes principaux :

- Conception : qui vise à élaborer des techniques numériques pour la définition de la morphologie des différentes parties du système cardiovasculaire.
- Hémodynamique : dont le but est de permettre aux différents fantômes d'être utilisés en conditions physiologiques, par le développement d'un banc de test hydrodynamique.
- Matériaux : qui fait l'objet de cette thèse, dont les objectifs sont d'identifier le comportement mécanique complexe de l'aorte, de développer des matériaux capables d'imiter ces comportements, ainsi que de développer leur procédé de fabrication.

Cette thèse est réalisée sous la convention CIFRE n°2011 / 0682, débutée le 05 décembre 2011, dans le cadre d'une collaboration entre l'entreprise Segula Matra Technologies et les laboratoires de recherche de l'Université Claude Bernard Lyon 1 et de l'INSA (Institut

National des Sciences Appliquées) de Lyon : IMP (Ingénierie des Matériaux Polymères), UMR CNRS 5223, et CREATIS (Centre de Recherche en Acquisition et Traitement de l'Image pour la Santé), UMR CNRS 5220, Inserm 1044.



Introduction

Introduction

Les travaux de recherche présentés dans cette étude visent à élaborer des répliques synthétiques d'arbres aortiques, aux propriétés mécaniques et aux morphologies représentatives, comportant une ou plusieurs zones pathologiques, appelées fantômes et destinées à l'entraînement préopératoire de traitement endovasculaire en conditions réalistes.

Après avoir décrit le contexte de l'étude et les idées directrices de nos travaux, un premier chapitre permettra d'exposer l'état de l'art des différents domaines d'application, ainsi que les lacunes actuelles. Notamment, la connaissance du comportement et des lois mécaniques du système vasculaire humain sera décrite. Puis, une seconde partie de ce chapitre illustrera les différents travaux menés sur l'élaboration de matériaux capables de reproduire le comportement mécanique vasculaire sain et pathologique. Enfin, la méthode de mise en œuvre des fantômes aortiques, répondant à la thématique d'un entraînement préopératoire, sera abordée.

Les constats établis à partir de cette étude bibliographique, nous amèneront à redéfinir, au chapitre 2, le comportement mécanique de l'aorte saine. En effet, la majeure partie des études de la littérature sont portées sur l'identification du comportement mécanique aortique pathologique. Or bien souvent, l'aorte est constituée à la fois de parties saines et pathologiques. A terme, la combinaison de nos résultats obtenus sur les parties saines et des données de la littérature nous permettra de fabriquer un fantôme patient-spécifique d'un arbre aortique présentant un anévrisme non-thrombosé dans la région thoracique.

Au chapitre 3, des comportements mécaniques cibles de l'aorte saine et anévrismale seront définis pour développer des formulations de matériaux silicone pouvant imiter ou approcher ces comportements. Ceci permettra d'apporter des éléments de réponse afin de concevoir une gamme de matériaux capables de reproduire tous types de comportements mécaniques analysés, le long de l'arbre aortique d'un patient.

Dans le chapitre 4, nous présenterons la mise au point d'une méthode d'identification du comportement mécanique complexe de l'aorte par une technique d'imagerie médicale. La connaissance des propriétés mécaniques des matériaux développés au chapitre précédent,

nous permettra de valider cette méthode. Les résultats obtenus ainsi que les discussions portées permettront d'évaluer la faisabilité de l'identification du comportement mécanique vasculaire à partir des techniques d'imagerie actuelles.

Puis au chapitre 5, nous évaluerons la faisabilité et les limites de la conception et de la fabrication assistée par ordinateur pour la réalisation de fantômes aortiques patient-spécifiques utilisant les formulations des matériaux précédemment développées. La technique d'impression 3D par dépôt de fil sera utilisée dans le but de fabriquer les parties interne et externe du moule du fantôme. Les formulations silicones seront ensuite injectées dans ce moule et réticulées pour constituer le fantôme.

Chapitre 1

Bibliographie

Ce chapitre présente l'état de l'art des différents thèmes abordés pour la réalisation de fantômes aortiques patient-spécifiques. Après avoir décrit le comportement mécanique général des artères et l'application de modèles mécaniques dans la description du mouvement des parois vasculaires saines et pathologiques, la synthèse et la mise en œuvre de fantômes aortiques par fabrication additive seront abordées.

Plan du chapitre 1 : Bibliographie

1. Modélisation mécanique du comportement artériel sain et pathologique	p.27
1.1. Notions de physiologie	p.28
1.1.1. Histologie vasculaire	p.28
1.1.2. Aspects pathologiques	p.30
1.2. Comportement mécanique vasculaire	p.32
1.2.1. Hyperélasticité	p.34
1.2.2. Viscoélasticité	p.36
1.2.3. Comportement aux fortes contraintes	p.39
1.2.4. Vieillessement artériel	p.41
1.3. Loi de comportement	p.41
1.3.1. Hyperélasticité	p.41
1.3.1.1. Mise en équation	p.41
1.3.1.2. Identification du caractère sain	p.44
1.3.2. Comportement limite aux faibles déformations (élasticité linéaire)	p.44
1.3.2.1. Mise en équation	p.44
1.3.2.2. Identification du caractère sain	p.46
1.3.3. Viscoélasticité	p.47
1.3.3.1. Mise en équation	p.47
1.3.3.2. Identification du caractère sain	p.49
1.3.4. Analogie et modèle utile	p.49
1.4. Effets pathologiques	p.51
1.4.1. Athérosclérose	p.51
1.4.1.1. Effet sur l'élasticité	p.51
1.4.1.2. Evolution	p.52
1.4.2. Anévrisme	p.53
1.4.2.1. Effet sur l'élasticité	p.53
1.4.2.2. Effet sur la viscoélasticité	p.54
1.5. Conclusion	p.55
2. Synthèse et mise en œuvre de fantômes aortiques	p.57
2.1. Formulation de matériaux méca-fidèles	p.58
2.1.1. Sélection des matériaux	p.58
2.1.2. Validation des matériaux	p.62
2.2. Fabrication par prototypage rapide	p.65
2.2.1. Limites des procédés de mise en œuvre classiques	p.65
2.2.2. Le prototypage rapide	p.67
2.2.2.1. De l'imagerie médicale à la représentation numérique	p.68
2.2.2.2. CFAO : Impression 3D	p.69
2.3. Conclusion	p.75

1. Modélisation mécanique du comportement artériel sain et pathologique

Dans le cadre d'un entraînement préopératoire au traitement endovasculaire, les fantômes vasculaires doivent imiter le mouvement artériel. Ce mouvement peut être induit par la pression sanguine ou par les gestes de l'intervenant réalisés lors du traitement thérapeutique, et traduit un comportement mécanique intrinsèque à la paroi artérielle. Le vieillissement ou l'existence de pathologies artérielles peuvent conduire à une modification microstructurale du vaisseau altérant ses propriétés intrinsèques. Le comportement mécanique peut être décrit à l'aide de modèles mathématiques appelées « lois de comportement », différents selon la nature physique de la paroi. Ces modèles peuvent décrire le comportement mécanique global, ce sont les modèles phénoménologiques, ou permettent, en plus, d'évaluer la contribution d'éléments physiques du matériau, dans le cas des modèles physiques. Dans ce contexte, la description du mouvement aortique a largement été étudiée depuis de nombreuses années afin de comprendre ou prédire les pathologies telles que la rupture d'anévrisme, l'apparition ou l'évolution de l'athérosclérose.

La capacité à identifier un comportement mécanique simple ou complexe dépend certes de la nature du matériau mais aussi du type de tests mécaniques réalisés. Dans le milieu médical, le mouvement de la paroi vasculaire est principalement estimé par des expériences *in vivo*, à l'aide de l'imagerie médicale (ex : échographie ultrasonore) mais aussi à travers des expériences *ex vivo* (ex : traction uniaxiale).

Cette partie présente, en premier lieu, une description physiologique des vaisseaux artériels sains et pathologiques, ainsi que la définition du comportement mécanique vasculaire à travers des expériences *in vivo* et *ex vivo*. Puis, différentes lois de comportement seront définies pour identifier et comparer, à travers des paramètres mécaniques, les changements de comportement mécanique entre des artères saines et pathologiques.

1.1. Notions de physiologie

1.1.1. Histologie vasculaire

Une artère normale, comme l'aorte, est constituée de 3 couches concentriques (Figure 2) : l'intima, la média et l'adventice.

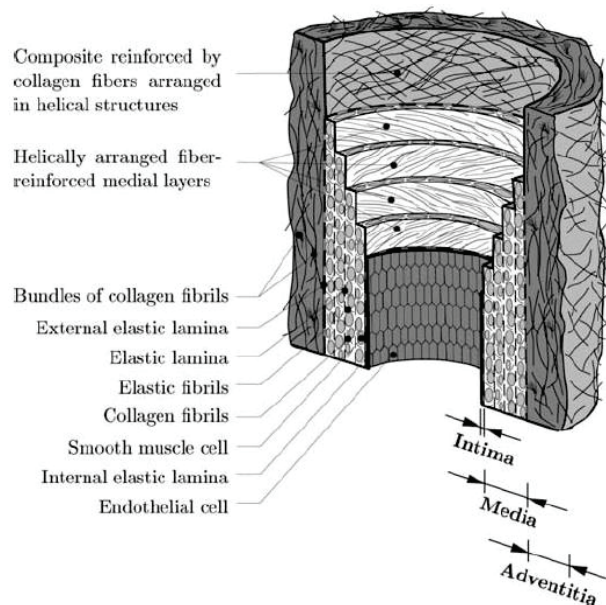


Figure 2 : Représentation schématique des différentes couches de la paroi artérielle [2].

- L'intima est la couche interne de la paroi artérielle. Très active sur le plan métabolique, elle est constituée d'une couche monocellulaire de cellules endothéliales (endothélium) qui sont nécessaires pour maintenir le niveau vasomoteur et la complaisance de l'artère. Ces cellules reposent sur une membrane basale, séparée de la limitante élastique interne par un espace virtuel acellulaire (la zone sous endothéliale). La limitante élastique interne est une couche bien individualisée (épaisseur 40-80 μm) de fibres élastiques (élastine) qui sépare l'intima de la média.
- La media est la couche principale de l'artère. Elle est limitée par les limitantes élastiques interne et externe et est composée d'épaisses lames d'élastine percées de fenestrations. Ces ouvertures sont suffisamment grandes pour permettre le passage bidirectionnel de substances et de cellules. La média est constituée d'empilement concentrique d'unités lamellaires formées de cellules musculaires lisses et d'une matrice conjonctive (élastine, collagène...).

- L'adventice est la tunique externe. Elle est composée d'un tissu conjonctif de fibres de collagène, de fibres d'élastine et de fibroblastes. Elle repose sur une limitante élastique externe qui délimite cette tunique de la média. Son rôle principal est de s'opposer aux contraintes mécaniques élevées.

Selon la proportion relative des constituants (élastine, collagène, muscle lisse, ...) dans la matrice conjonctive de la media, le comportement mécanique du vaisseau sanguin peut varier. Ainsi, trois grands types d'artères sont distingués : artérioles, musculaires et élastiques, dont fait partie l'aorte de part sa forte concentration en fibres élastiques. L'aorte est la plus grosse artère du corps humain. Elle prend son origine au niveau du cœur et chemine tout le long de la face antérieure de la colonne vertébrale. Classiquement, elle est divisée en 4 parties : l'aorte ascendante, la crosse aortique, l'aorte descendante (ou thoracique) puis l'aorte abdominale (Figure 3). Elle amène le sang oxygéné du ventricule gauche du cœur vers tous les organes et les tissus, à l'exception des poumons. L'aorte abdominale se divise en deux branches (artères iliaques) pour donner naissance aux artères des membres inférieurs.

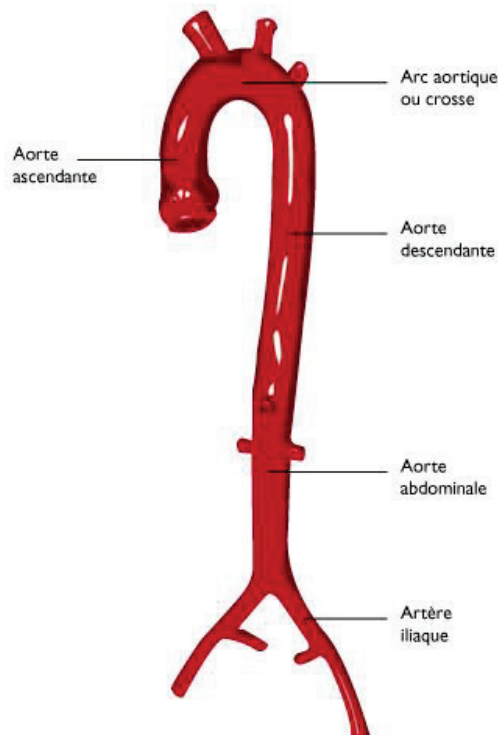


Figure 3 : Anatomie de l'arbre aortique.

1.1.2. Aspects pathologiques

Les principales pathologies [3] de l'aorte sont l'athérosclérose [4], l'anévrisme et la dissection.

- « **L'athérosclérose** est une association variable de remaniements de l'intima des artères de gros et moyen calibres. Elle consiste en une accumulation focale de lipides, de glucides complexes, de sang et de produits sanguins, de tissus fibreux et dépôts calcaires. Le tout est accompagné de modification de la média ». Cette définition, illustrée en Figure 4, a été donnée par l'organisation mondiale de la santé en 1958. L'athérosclérose n'est pas en elle-même une maladie, mais un processus artériel focal qui est le facteur de survenue des infarctus du myocarde ou des accidents artériels cérébraux, par exemple. L'athérosclérose passe d'un statut histologique à un statut pathologique, soit parce qu'elle est suffisamment importante pour entraîner une ischémie (diminution de l'apport sanguin) dans le territoire aval d'une sténose (rétrécissement de l'artère), soit par la survenue d'une complication aiguë.

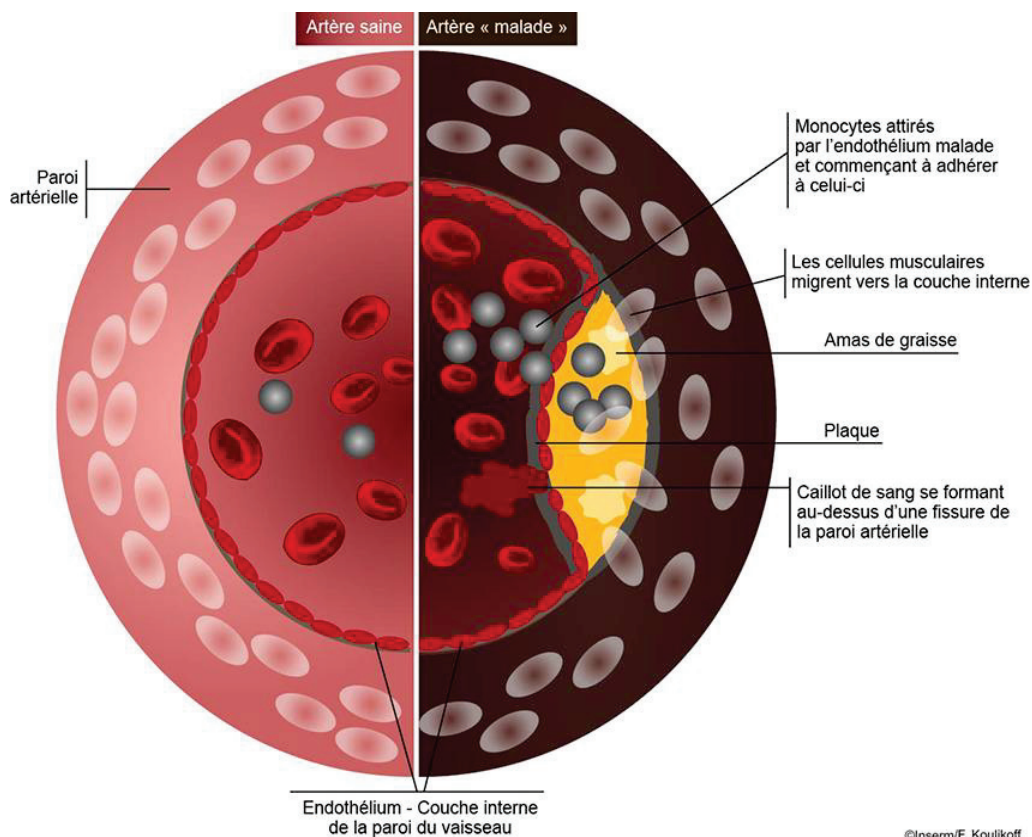


Figure 4 : Schéma représentant deux demies coupes transversales d'une artère. A gauche : artère saine, à droite : artère atteinte d'athérosclérose [5].

- L'anévrisme** est une dilatation d'un vaisseau, avec perte du parallélisme des bords, qui peut être soit fusiforme, soit sacciforme relié alors à l'artère normale par un collet plus ou moins large (Figure 5). Il faut distinguer l'anévrisme vrai du faux anévrisme (pseudo-anévrisme), qui est dû, à une déchirure de la paroi artérielle avec formation d'une poche circulante périartérielle, dont la limite, à la différence de l'anévrisme vrai, n'est pas constituée d'une structure vasculaire. Le principal risque évolutif des anévrismes est la rupture, qui est d'autant plus fréquente que l'anévrisme est plus gros ou que sa vitesse de progression est plus importante. L'athérosclérose est la principale cause d'anévrisme, notamment au niveau de l'aorte abdominale. Il semble néanmoins exister une prédisposition génétique à la formation des anévrismes, comme en témoignent souvent des localisations anévrismales plurifocales, la plus classique étant l'association d'anévrisme de l'aorte abdominale avec des anévrismes des artères poplitées (genoux). Enfin, d'autres causes d'anévrisme existent, telles les causes traumatiques ou une irrigation locale chronique, certaines vascularités ou encore des causes infectieuses.

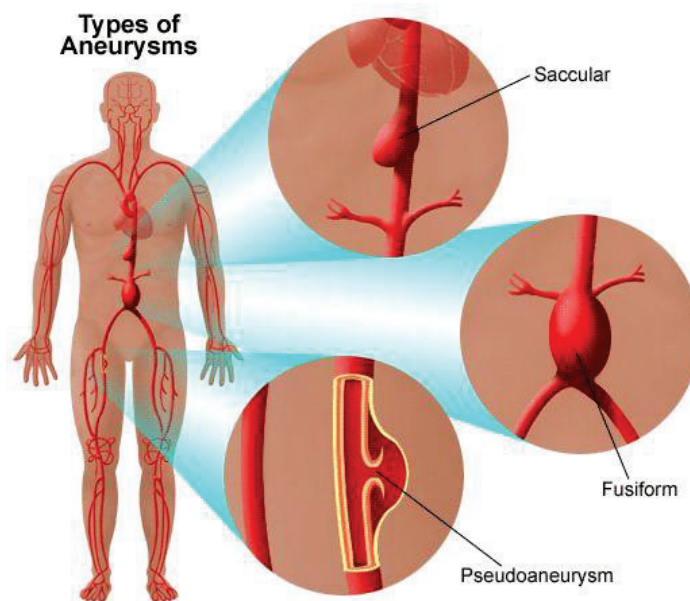


Figure 5 : Les différents types d'anévrisme [6].

- La dissection** d'une artère se caractérise par un clivage de la paroi vasculaire, s'effectuant au niveau de la partie externe de la média artérielle (Figure 6). L'extension de ce clivage à partir de la porte d'entrée ou déchirure intinale de la dissection se fait essentiellement, mais pas exclusivement, vers l'aval, de façon antérograde. Le clivage de l'artère peut être partiel ou circonférentiel, réalisant dans ce cas deux cylindres accolés.

Le faux chenal constitué par l'espace virtuel entre les parois interne et externe clivées peut être soit circulant, ce qui implique l'existence d'un point de sortie artériel sous-jacent, soit thrombosé, ce qui est de meilleur pronostic. Le risque de toute dissection artérielle est la rupture au niveau de la partie externe de la média qui est mince et fragilisée. Cette rupture peut être immédiate, au moment de la dissection, ou secondaire, survenant alors parfois après une dilatation progressive de l'artère disséquée, réalisant un anévrisme du cylindre externe. Les dissections aortiques sont les plus fréquentes et leur survenue est favorisée par une dystrophie de la média, qui est observée dans la maladie de Marfan, la maladie d'Ehlers-Danlos, la maladie annuloectasique de l'aorte et d'autres maladies proches intéressant le tissu élastique. La seconde grande cause de dissection aortique est l'athérosclérose, la rupture d'une plaque pouvant entraîner une authentique porte d'entrée à la dissection.

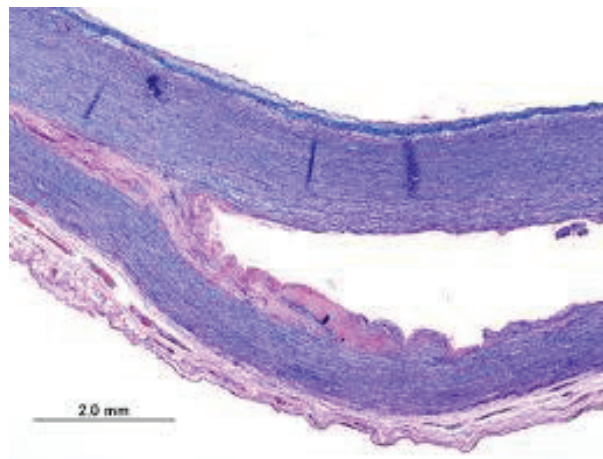


Figure 6 : Coupe histologique d'une dissection aortique.

Ces différentes pathologies touchent principalement le tissu élastique des artères. De nombreuses recherches ont alors été menées sur le comportement mécanique vasculaire afin de pouvoir les diagnostiquer, de définir leur degré d'avancement ou même prédire la rupture de l'artère malade.

1.2. Comportement mécanique vasculaire

Les grosses artères telles que l'aorte ou les carotides, sont capables, grâce à leur élasticité, de stocker temporairement un certain volume de sang pendant l'éjection systolique en se déformant. Le sang est ensuite relâché par retour élastique durant la phase diastolique : c'est l'effet Windkessel. Sans cet effet, la pression systolique devrait être beaucoup plus

importante afin d'alimenter en sang les organes situés loin du cœur. L'effet Windkessel participe à la régulation du flux sanguin en réduisant la pression sanguine maximum lors de l'éjection systolique, et en augmentant la pression sanguine dans les artères et les organes pendant la phase diastolique. Le flux est alors pulsé en sortie du cœur et devient continu au niveau des organes [7, 8]. La notion d'élasticité définit une réversibilité du comportement mécanique cycle après cycle. Cependant, la relation observée dans les parois artérielles, entre la contrainte et la déformation, est non-linéaire, avec un durcissement aux plus grandes déformations. Ce comportement est appelé hyperélastique. De plus, les courbes contrainte-déformation présentent une boucle d'hystérésis (ou hystérèse) mettant en évidence la présence d'une composante visqueuse. Dans les sections qui suivent, ces comportements seront reliés à la composition et la physiologie de la paroi artérielle. La composition de la paroi artérielle variant le long de l'arbre artériel, il apparaît une dépendance systématique de la forme de la courbe contrainte-déformation en fonction du site anatomique du vaisseau sanguin. Cet effet a été démontré expérimentalement plusieurs fois [9-12]. Malgré ces variations locales, le comportement mécanique général décrit dans les sections suivantes reste globalement de la même forme (non-linéaire).

Par ailleurs, les tissus de la paroi artérielle sont considérés comme incompressibles. Un matériau est dit incompressible lorsque le volume interne de celui-ci ne varie pas suite à l'application d'une contrainte externe. En thermodynamique, cela correspond à un processus isochore. La variation de volume de la paroi artérielle a été mesurée en 1968 par Carew [13]. Il a évalué, que pour un gonflement hydrostatique de 11 aortes thoraciques de chien, cette variation était inférieure à 0,2%, montrant ainsi que la paroi artérielle pouvait être considérée comme incompressible. Ce résultat est important car il permet d'étendre à trois dimensions les propriétés mécaniques mesurées à partir d'essais bidimensionnels [14]. Il faut noter cependant que les tests de traction uniaxiale réalisés sur des échantillons vasculaires, peuvent fournir des informations sur le comportement mécanique de la paroi artérielle [15], mais ne sont pas suffisants pour décrire complètement un éventuel caractère anisotrope du tissu.

1.2.1. Hyperélasticté

Dans un premier temps, cette section illustrera l'importance des différentes microstructures des artères (élastine, collagène et muscles lisses) dans leur comportement mécanique. Conformément à la littérature, nous allons distinguer les comportements actif et passif, selon que l'on considère l'activité des muscles lisses ou non. Puis nous étudierons plus précisément le comportement passif qui est celui examiné le plus souvent.

Au sein de la matrice extracellulaire d'une artère, il existe un grand nombre de protéines dont les constituants principaux sont l'élastine et des familles de fibres de collagène [16]. Les contributions de l'élastine et du collagène, dans la mécanique globale de l'artère, ont été mises en évidence dans différents travaux *ex vivo* [17, 18], tels que ceux de Roach et Burton [19]. Ces derniers ont réalisé des essais de gonflement statique sur des artères iliaques saines chez l'humain. Les mêmes essais ont ensuite été réalisés après un appauvrissement en collagène ou en élastine par digestion sélective, à l'aide respectivement d'acide formique et de trypsine. Les résultats sont illustrés en Figure 7. On constate que la réponse de l'artère saine à faible sollicitation correspond à la réponse de l'artère sans collagène, et qu'elle correspond à celle de l'artère sans élastine à forte sollicitation.

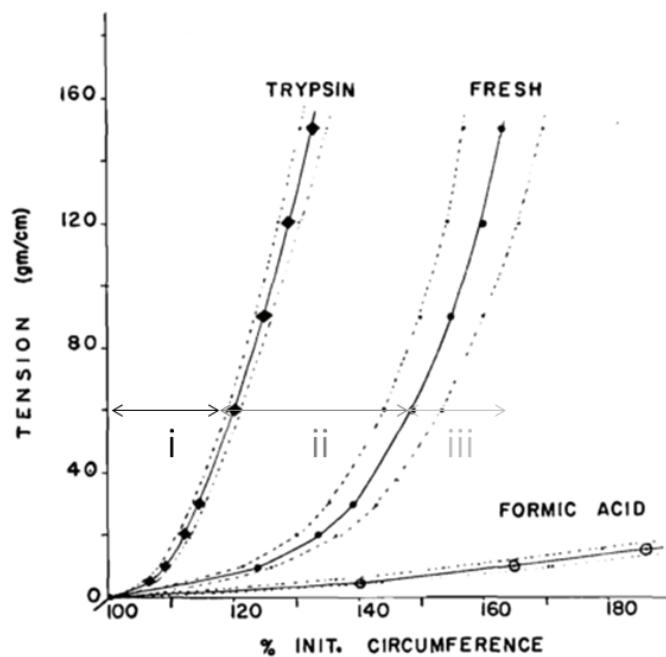


Figure 7 : Contribution de l'élastine et du collagène au comportement non-linéaire de la paroi artérielle. Trypsin : artère sans élastine ; Fresh : artère intacte ; Formic acid : artère sans collagène [19].

- (i) Les fibres de collagène sont naturellement recroquevillées sur elles-mêmes. A faible sollicitation mécanique, les fibres n'opposent aucune résistance.
- (ii) Lorsque les fibres sont alignées dans la direction de la sollicitation le dépliement des fibres nécessite une contrainte plus importante.
- (iii) Finalement lorsque les fibres sont tendues, la contrainte nécessaire à l'étirement est une caractéristique intrinsèque du collagène.

Le comportement mécanique d'une artère apparaît comme étant fortement non-linéaire (hyperélastique) en présence de fibres de collagène. A contrario, ce comportement mécanique tend à devenir linéaire lorsque la proportion en élastine est largement prépondérante.

A travers des expériences *in vivo*, réalisées sur des artères brachiales chez l'humain, Bank [20] a mis en évidence que le comportement vasculaire non-linéaire pouvait être modulé selon le degré de tonicité des muscles lisses présents dans la média artérielle.

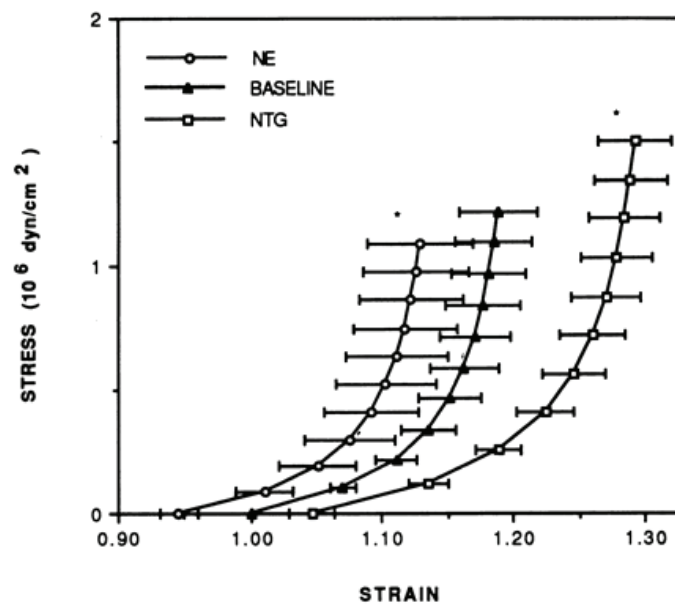


Figure 8 : Courbes Contrainte-Déformation montrant l'effet du tonus des muscles lisses sur le comportement mécanique vasculaire [20].

Sur la Figure 8, le comportement mécanique de l'artère non-traitée (baseline) montre bien un comportement non-linéaire avec un durcissement (augmentation de contrainte) aux grandes déformations. L'application d'un vasoconstricteur (norépinéphrine (NE)) augmente le tonus des muscles lisses de l'artère. L'aire de la lumière vasculaire au repos comparée à l'artère non traitée est alors diminuée (élongation < 1 avec une contrainte nulle). Cette même

observation peut être faite avec un traitement vasodilatateur (nitroglycérine (NTG)), ce qui diminue le tonus des muscles lisses, augmentant l'aire de la lumière vasculaire au repos comparée à l'artère non-traitée (élongation > 1 avec une contrainte nulle). Cependant si l'on imagine que ces 3 courbes sont sur une même origine, l'allure du comportement mécanique ne se superpose pas exactement, ce qui montre que le tonus musculaire contribuerait, en partie, au comportement mécanique global d'une artère.

Bien que l'état d'activation des muscles lisses semble contribuer au comportement mécanique artériel, l'ampleur de cette contribution n'est pas encore bien connue et les modèles utilisés décrivent un comportement passif gouverné par les fibres d'élastine et de collagène.

1.2.2. Viscoélasticité

La composante visqueuse du comportement viscoélastique d'un matériau donne lieu à une dissipation d'énergie lors d'une sollicitation mécanique. Ce comportement mécanique est mis en évidence par l'apparition d'une boucle d'hystérésis sur une courbe contrainte-déformation, en charge-décharge, à une vitesse de sollicitation contrôlée. Du point de vue physiologique, la viscoélasticité de la paroi artérielle se traduit par un déphasage entre la variation périodique du gonflement de l'artère et celle de la pression intraluminale, pour un même site anatomique. La corrélation temporelle de ces deux signaux permet de définir l'existence de cette boucle comme il est montré en Figure 9.

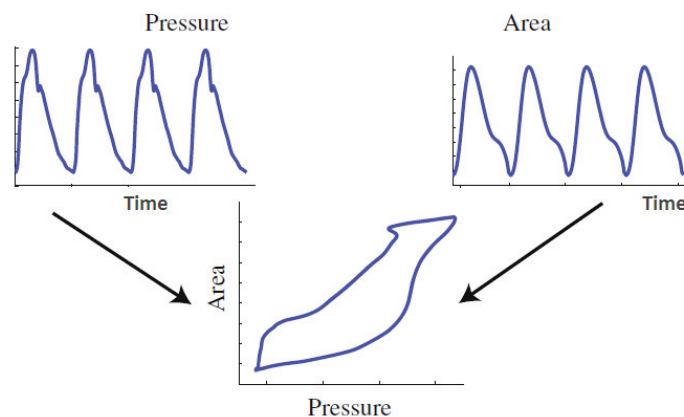


Figure 9 : Mise en évidence de la viscoélasticité artérielle. Résultats *in vivo* pour une carotide chez l'homme [21].

Pour des matériaux biologiques, tels que les artères, l'aspect viscoélastique du comportement mécanique dans des conditions physiologiques mérite l'attention. Son analyse peut en effet se révéler pertinente pour le diagnostic de l'athérosclérose [22]. Ce caractère dissipatif a été démontré, plusieurs fois, par des essais *ex vivo* [23, 24] et *in vivo* [21, 25]. L'activité (tonus) des muscles lisses présents dans la média artérielle, résulte des interactions complexes entre l'endothélium et les cellules du muscle lisse mais aussi de facteurs mécaniques. En particulier, le caractère dissipatif de l'endothélium est modulé par l'amplitude et la fréquence cardiaque. En d'autres mots, l'endothélium module les réponses myogéniques induites par l'élongation de l'artère [26-28]. Ceci suggère que la fonction endothéliale pourrait interférer avec le comportement dynamique de la paroi vasculaire et plus particulièrement sur son comportement viscoélastique.

Cependant, Boutouyrie [25] a montré que l'identification du caractère viscoélastique, par mesure de la dissipation d'énergie (aire de l'hystérésis), pouvait être différente selon le type d'expérimentation *in vivo* ou *ex vivo*. Cette étude a mis en évidence que l'énergie de dissipation de l'aorte abdominale, chez le rat, était nettement plus faible (environ 3 fois moins) en mesure *in vivo* qu'en *ex vivo* pour ces mêmes aortes. Il est important de noter qu'il utilise une unique méthode de mesure d'inflation-extension : en *in vivo* et *ex vivo* la déformation circonférentielle de la paroi artérielle est suivie par échographie ultrasonore et corrélée en temps avec la pression intraluminale qui est suivie par un micro-manomètre interne. L'hypothèse selon laquelle l'endothélium (intima) serait à l'origine de la modulation de la contribution viscoélastique, à travers le tonus des muscles lisses (média), a été évaluée. Il apparaît qu'après un processus de déendothélisation (DE) (destruction locale de la couche endothéliale par la méthode classique du ballon), la viscosité de ces aortes augmenterait de 40% et 64 %, pour les essais *in vivo* (Figure 10) et *ex vivo*, respectivement.

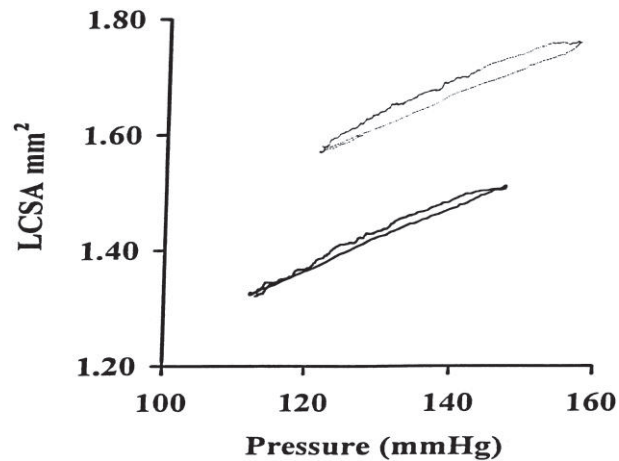


Figure 10 : Différence du comportement viscoélastique artériel observé par méthode *in vivo*. LCSA : Lumen Circumferential Section of Artery. Résultat avant DE (ligne continue), résultat après DE (ligne en pointillé) [25].

Bien que le mécanisme qui sous-entend une augmentation de la viscosité après le processus de DE ne soit pas clair, ces résultats indiquent que la couche endothéliale intacte est nécessaire pour conserver une faible viscosité. Cependant, malgré cette forte augmentation après DE, la viscosité reste plus faible en mesure *in vivo*. Cette observation suggère que des facteurs autres que l'endothélium sont impliqués dans la différence entre la viscosité *in vivo* et *ex vivo*.

L'année suivante, Boutouyrie [29], a émis l'hypothèse selon laquelle le tonus des muscles lisses (média) serait responsable de la différence de viscosité mesurée *in vivo* et *ex vivo*. Il identifie le comportement viscoélastique d'artère fémorale de rat non traités, puis les compare après ajout d'un vasoconstricteur (Phényléphrine (PE)) et d'un vasodilatateur (nitroprussiate de sodium (SNP)) (Figure 11).

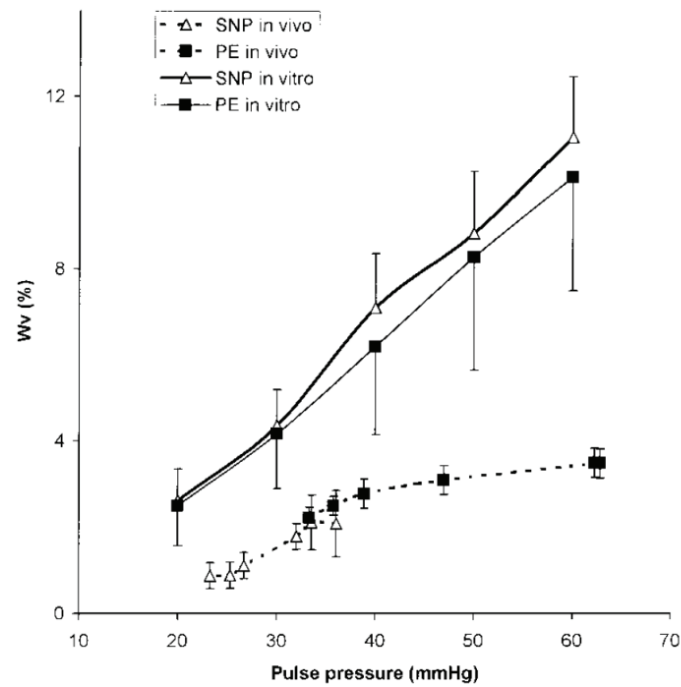


Figure 11 : Effet des muscles lisses sur la viscosité artérielle [29].

L'effet vasoconstricteur ou vasodilatateur ne change pas la mesure de l'énergie dissipée, notée ici W_v , ce qui écarte l'hypothèse selon laquelle le tonus des muscles lisses serait en partie responsable de la différence de viscoélasticité artérielle mesurée *in vivo* et *ex vivo*. De plus, les expérimentations montrent toujours une différence dans la mesure de l'énergie dissipée, qui reste plus élevée en *ex vivo* qu'en *in vivo*.

Le comportement viscoélastique des artères est en définitif non-négligeable mais son origine reste encore inconnue. Il est aussi important de noter que certaines interactions complexes au sein du vaisseau peuvent conduire à une variabilité de ce comportement.

1.2.3. Comportement aux fortes contraintes

Afin d'expliquer la réponse contrainte-déformation typique des muscles lisses d'une paroi artérielle dans un état passif (gouverné principalement par des fibres d'élastine et de collagène) et dans un large intervalle de contraintes, nous nous référerons à la Figure 12, basée sur des tests cycliques de tension uniaxiale. Nous précisons que sur cette figure, la contrainte (stress) est définie comme la contrainte nominale (rapport entre la force exercée et la section initiale) et est opposée à la contrainte vraie (Équation 26), ou de Cauchy, que nous utilisons pour la suite du manuscrit. L'utilisation du terme « nominale » ou « vraie », n'altère pas ici les remarques et observations exposées.

Une bande circonférentielle de la média sujet à un cycle de chargement-déchargement uniaxial décrit typiquement un ramollissement de contrainte. Ce ramollissement diminue avec le nombre de cycles jusqu'à définir un seul et unique comportement cyclique et par conséquent le matériau biologique est dit « pré-conditionné » (phénomène observé aussi dans des artères bovines [30], p.33).

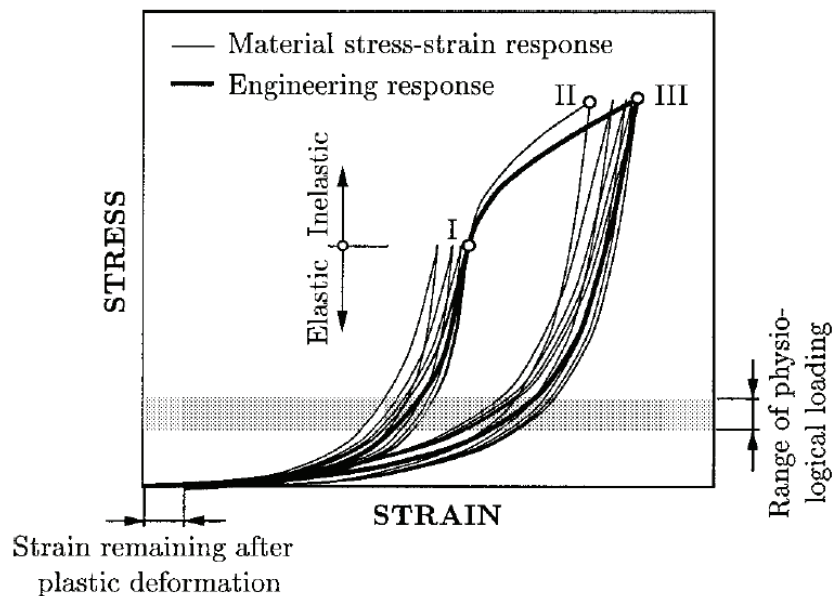


Figure 12 : Comportement mécanique d'une artère sous condition cyclique [2].

Les artères saines (ou normales) sont des structures composites hautement déformables et montrent une réponse contrainte-déformation non linéaire avec un effet de rigidité à contraintes élevées. Cet effet, commun à toutes les artères, est basé sur l'enroulement des fibres de collagène ondulées, lesquelles conduisent à un comportement mécanique anisotrope caractéristique des artères [19, 31].

Un chargement au-delà du domaine (visco)élastique (indiqué par le point I de la Figure 12), loin du domaine de déformation physiologique, se produit souvent durant un traitement mécanique tel que angioplastie transluminale percutanée. Cette procédure implique la dilatation d'une artère en utilisant un cathéter ballon [32]. Dans l'intervalle de déformation dirigée vers le point II, le processus de déformation (dans une couche artérielle) est associé à l'effet inélastique (elastoplastique et/ou mécanisme d'endommagement) conduisant à un changement significatif du comportement mécanique [33]. Ce sur-étirement implique une dissipation plastique, qui est représentée par une augmentation de l'aire entre la courbe de chargement et de déchargement et ne doit pas être confondue avec l'hystérèse. Par

conséquent, commençant à partir du point II, les cycles de chargement-déchargement supplémentaires affichent encore une fois une atténuation de la contrainte, laquelle diminue lorsque le nombre de cycles de charge augmente. Au point III, le matériau décrit un comportement élastique (ou viscoélastique). Cependant, le déchargement initié depuis le point III retourne la bande artérielle vers un état de repos avec des elongations non nulles résiduelles, déformation irréversible, ceci étant responsable de la dégradation de l'artère et de son changement de forme.

1.2.4. Vieillessement artériel : évolution naturelle du comportement mécanique

Certaines protéines naturellement produites par le corps humain, telles que les métalloprotéinases matricielles MMP-2, -9 et -12, participent à la dégradation progressive du réseau d'élastine [34]. Chez l'homme il a été montré que les MMP-2, -9 et -12 sont en présence accrue dans des conditions anévrismales [35-37] provoquant la dégradation de l'élastine et la dégénérescence de la média, dont l'incidence est corrélée au vieillissement. L'athérosclérose est également associée à une augmentation de MMP-9 dans le sérum humain [38]. Nous comprenons donc que l'évolution du comportement mécanique artériel se fait de façon naturelle dans le temps. Il devient de plus en plus gouverné par les fibres de collagène induisant une augmentation de la rigidité (Figure 7). Par conséquent, le risque de création d'athérosclérose et/ou le développement d'un anévrisme augmente.

1.3. Loi de comportement

Afin de pouvoir illustrer le changement du comportement mécanique vasculaire dû aux différentes pathologies, il est nécessaire d'introduire dans un premier temps les différentes lois de comportement mécanique. En effet, les études réalisées à ce sujet s'appuient principalement sur des paramètres mécaniques, issus de lois de comportement, pour exprimer le caractère sain ou pathologique d'une paroi vasculaire.

1.3.1. Hyperélasticité

1.3.1.1. Mise en équation

La plupart des données mécaniques expérimentales sont modélisées à l'aide d'une densité d'énergie de déformation. Cette densité exprime une mesure de la quantité d'énergie stockée dans un matériau à cause d'une déformation. La théorie de l'élasticité montre qu'il

existe une fonction de densité d'énergie de déformation qui permet de relier les contraintes et les déformations [39] :

$$\mathbf{S} = \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{E}}$$

Équation 1

sont les composantes du 2nd tenseur des contraintes de Piola-Kirchhoff (PK2). sont les composantes du tenseur droit des déformations de Cauchy, et les composantes du tenseur des déformations de Green-Lagrange :

$$\mathbf{C} = 2 \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{E}}$$

Équation 2

est le tenseur identité et correspond au tenseur gradient de la transformation. Ses composantes sont calculées à partir des positions d'un point matériel dans la configuration de référence () et dans la configuration actuelle () à un temps , par le mouvement :

$$\mathbf{F} = \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial \mathbf{X}}$$

Équation 3

Le tenseur relie les forces et les surfaces dans la configuration de référence. A l'inverse, le tenseur des contraintes de Cauchy , qui est plus couramment employé, est exprimé dans la configuration actuelle. Ces deux tenseurs sont liés par l'équation :

$$\mathbf{S} = J \mathbf{T}$$

Équation 4

où . Le symbole (définit l'état compressible (). On distingue la densité d'énergie de déformation volumique de la densité d'énergie de déformation isochore dans des conditions isotropes telles que :

Équation 5

donc on obtient :

Équation 6

Si le système décrit un processus isochore (), on obtient :

Équation 7

ce qui se justifie dans la cas des tissus artériels puisque leur quasi-incompressibilité a été montrée, donc s'exprime :

Équation 8

Masson [40] a répertorié un grand nombre de modèles de densité d'énergie de déformation développés par de nombreuses équipes pour modéliser le comportement des artères. Ces densités sont souvent exprimées dans un repère cylindrique en raison de la géométrie de l'artère [2, 41]. Les modèles phénoménologiques néo-Hookéen, de Mooney-Rivlin [42] et de Yeoh [43] sont isotropes. De plus, ils présentent des fonctions de densité d'énergie de déformation relativement simples à mettre en œuvre. Néanmoins d'autres modèles physiques privilégient aujourd'hui des lois plus spécialisées intégrant des informations de microstructure comme les modèles d'Holzapfel [2, 44-46] qui incluent, dans leurs densités d'énergie de déformation, la contribution spécifique de plusieurs familles de fibres de collagène (symbolisant les couches de l'artère responsables du comportement mécanique passif de l'artère). D'autres modèles vont même plus loin afin de décrire la contribution mécanique d'éléments physiques à différentes échelles [47, 48].

Dans le cas des modèles isotropes simples néo-Hookéen et de Yeoh, les expressions des densités d'énergie, en condition d'incompressibilité, sont:

- néo-Hookéen :

Équation 9

où I_1 est le 1^{er} invariant du tenseur droit de déformation de Cauchy et C une constante (exprimée en Pascal). Ce modèle phénoménologique décrit typiquement le comportement mécanique non-linéaire de nombreux matériaux élastomères de 0 à 50 % de déformation.

- Yeoh :

Équation 10

où n définit l'ordre du modèle et C_1 et C_2 sont des constantes (exprimées en Pascal). Ce modèle phénoménologique a été élaboré pour simuler le comportement mécanique d'élastomères chargés en fibres de carbone avec un effet de durcissement de contrainte aux grandes déformations. Il est basé sur l'hypothèse que $\frac{dW}{dI_2} = 0$, où I_2 est le second invariant de $\mathbf{C}$.

1.3.1.2. Identification du caractère sain

Dans le cas d'une étude hyperélastique, l'identification des paramètres mécaniques d'un modèle peut être réalisée aussi bien par des mesures *in vivo* [49-51] qu'*ex vivo* [52, 53]. Par exemple, le comportement mécanique par mesure d'inflation-extension sur un échantillon d'aorte abdominale saine, prélevée sur un homme de 65 ans, a été identifié. La mesure des elongations longitudinales et circonférentielles a été réalisée par stéréovision 3D. Le comportement identifié répond à un modèle de Yeoh d'ordre 2, selon un processus isochore, dont les paramètres sont $C_1 = 0.001$ MPa et $C_2 = 0.27$ MPa.

1.3.2. Comportement limite aux faibles déformations (élasticité linéaire)

1.3.2.1. Mise en équation

On ne considère souvent que l'élasticité linéaire dans le cadre de l'identification des propriétés mécaniques de l'artère *in vivo*, à cause du manque de données expérimentales dû à la limite technologique des moyens actuels. En particulier, il est difficile de suivre la pression vasculaire locale par des méthodes non-invasives. Ces mesures de pression utilisent souvent un moyen détourné par mesure d'onde de pouls ou par enregistrement de la pression systolique et diastolique de l'artère brachiale.

Dans ce cas, on assimile la configuration actuelle (ou déformée) à la configuration de référence. Le tenseur des déformations de Green-Lagrange peut alors être linéarisé et s'écrire :

$$-$$

Équation 11

On appelle ce tenseur, le tenseur des déformations linéarisé. Le tenseur des contraintes de Cauchy est relié au tenseur des déformations linéarisé par une relation linéaire. On écrit :

Équation 12

où sont les composantes du tenseur d'ordre 4 contenant les constantes élastiques et les composantes du tenseur des déformations. Dans le reste de nos travaux, les techniques de mesure qui seront utilisées, nous imposent de considérer le comportement mécanique vasculaire comme isotrope. Dans les applications visées par nos fantômes aortiques, cette hypothèse ne remet pas en cause les objectifs de nos travaux. Pour un matériau isotrope, seules deux constantes sont nécessaires pour décrire le comportement mécanique de la structure : le module d'Young et le coefficient de Poisson (dans le cas d'un matériau incompressible).

Dans le cas d'essais simples (traction uniaxiale, cisaillement,...) à petites déformations, l'élasticité peut être exprimée comme suit :

- Traction : $-\sigma = E \epsilon$

Équation 13

où est la contrainte et la déformation.

- Cisaillement : $\tau = G \gamma$

Équation 14

où est le module de Coulomb.

Beaucoup d'études *in vivo* sur la rigidité artérielle accèdent à l'élasticité en se basant sur différentes mesures simples. Le module élastique est ainsi relié à la distensibilité et la complaisance par l'application des lois de Laplace pour un modèle cylindrique :

$$\text{Equation 15}$$

Équation 15

où r est le rayon interne du vaisseau sanguin, e son épaisseur, V_0 le volume au repos (dans les expériences *in vivo*, ce terme est associé à la mesure du volume interne le plus faible enregistré), ΔV la différence de volume interne maximal et minimal enregistrés et ΔP la différence de pression intraluminale interne maximale et minimale enregistrées.

La distensibilité est définie comme :

$$\text{Equation 16}$$

Équation 16

Puis, la complaisance qui n'est pas ramenée à la mesure du volume au repos (minimale), s'écrit :

$$\text{Equation 17}$$

Équation 17

$$\text{Equation 18}$$

Équation 18

où A est la différence de l'aire de la lumière vasculaire maximale et minimale enregistrées.

1.3.2.2. Identification du caractère sain

Une étude réalisée par Redheuil [54], a permis de mesurer la distensibilité de l'aorte ascendante (AAsc) et descendante (AD) sur des sujets sains pour différentes catégories d'âge. La déformation circonférentielle est mesurée par tomодensitométrie (scanner X) et la

pression est mesurée sur l'artère brachiale. Les résultats de distensibilité, en $\text{mmHg}^{-1} \cdot 10^{-3}$, sont répertoriés dans le tableau suivant :

Age (année)	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	≥ 70
AAsc	$9,9 \pm 3,1$	$8,1 \pm 3,1$	$4,1 \pm 2,4$	$2,4 \pm 0,9$	$1,6 \pm 0,9$	$1,3 \pm 0,8$
(AAsc) (%)	33 ± 10	27 ± 10	15 ± 8	11 ± 4	9 ± 4	8 ± 4
AD	$9,6 \pm 2,4$	$9,3 \pm 3,2$	$5,1 \pm 2,3$	$3,9 \pm 1,7$	$2,4 \pm 1,1$	$2,3 \pm 0,8$
(AD) (%)	33 ± 8	31 ± 12	19 ± 9	18 ± 9	13 ± 5	14 ± 7

Tableau 1: Distensibilité de l'aorte ascendante et descendante en fonction de l'âge. $\epsilon_{\max}$ définit la déformation maximale enregistrée.

Pour ces deux zones de l'aorte, la distensibilité diminue avec une augmentation de l'âge. Ceci est en accord avec la section 1.2.5 de ce chapitre, appuyant la remarque faite sur la dégradation naturelle du tissu élastique par des mécanismes enzymatiques. De ce fait, la pression sanguine systolique et diastolique variant peu avec l'âge, la déformation maximale enregistrée diminue logiquement. Cette déformation passe de 33% à 8% pour des âges de 20 à plus de 70 ans dans le cas de l'AAsc. Il est important de noter ici que la distensibilité d'une aorte saine, peu importe l'âge, est de l'ordre de $10^{-3} \text{ mmHg}^{-1}$.

1.3.3. Viscoélasticité

1.3.3.1. Mise en équation

Le comportement de nombreux matériaux viscoélastiques ne peut souvent pas être modélisé correctement, compte tenu des limites des théories linéaires. Ici, nous présentons le modèle que nous utiliserons [44]. C'est un modèle viscoélastique tridimensionnel approprié pour des grandes et petites déformations à partir de l'état d'équilibre. L'approche phénoménologique présentée ne considère pas la structure moléculaire sous-jacente de l'objet physique étudié.

Le changement de ϵ au sein d'un processus viscoélastique isotherme et isochore, de la configuration de référence vers une configuration actuelle, est écrit comme :

Équation 19

Cette expression est valide pour un intervalle de temps Δt . Le premier terme Ψ est une fonction d'énergie de déformation par unité de volume et caractérise l'état d'équilibre du solide. Il peut être identifié comme le terme Ψ de l'Équation 7, décrivant la réponse élastique isochore pour $\Delta t \rightarrow 0$. En fait, l'exposant α caractérise les fonctions qui représentent le comportement hyperélastique pour des procédés suffisamment longs.

Le second terme de l'équation identifie le potentiel dissipatif Φ , qui représente la contribution viscoélastique et étend la fonction d'énergie de déformation (Équation 7) vers un régime viscoélastique. Les fonctions scalaires Ψ et Φ , représentent l'énergie libre du solide viscoélastique et caractérisent l'état non-équilibré. $\mathbf{z}$ définit un ensemble de variables de déformation internes du matériau (variables d'histoire) non accessibles par mesure directe. Chaque tenseur $\mathbf{z}_i$ caractérise le comportement de relaxation ou de fluage du matériau. Nous obtenons l'expression du tenseur $\mathbf{z}$, pour un processus isochore :

Équation 20

Nous avons ici introduit le tenseur des variables internes $\mathbf{z}$ qui peut être interprété comme la contrainte non-équilibrée dans le sens thermodynamique. $\mathbf{z}$ est donc décomposé en une partie équilibrée et une partie non-équilibrée correspondant à la réponse élastique $\mathbf{z}_e$ et la réponse viscoélastique $\mathbf{z}_v$, respectivement.

L'identification du comportement viscoélastique artériel se fait souvent à travers la mesure de l'énergie dissipée Φ (Équation 21) ou de la viscosité globale η dont l'expression dépend du modèle mécanique utilisé. Chacune de ces entités réunit l'ensemble des variables internes $\mathbf{z}$. Ces entités peuvent être identifiées à partir d'essais simples (traction uniaxiale, cisaillement,...).

Équation 21

1.3.3.2. Identification du caractère sain

Le comportement viscoélastique intègre la variable de temps. De ce fait, il est nécessaire de pouvoir suivre, dans le temps, les élongations de la paroi artérielle et la pression sanguine sur un même site anatomique. Pour des mesures *in vivo*, ce temps est limité à la durée totale d'un cycle cardiaque d'environ 1s et la qualité de l'identification des paramètres sera, de toute évidence, fonction de la résolution spatiale et temporelle de l'imagerie médicale utilisée. De plus, idéalement, les mesures de pression et d'élongation doivent être synchrones pour mettre en évidence le caractère dissipatif d'une artère (comme cela a déjà été évoqué au paragraphe 1.2.2 de ce chapitre). Il n'est donc pas envisageable d'associer directement, par exemple, la mesure d'élongations de l'aorte abdominale avec la mesure de pression de l'artère brachiale à cause de la distance qui sépare ces deux vaisseaux. En effet, cette différence va engendrer une synchronisation complexe des signaux et un différentiel de pression entre les deux artères. Concrètement, pour qu'une telle expérience soit réalisée *in vivo*, il faudrait avoir recours à des méthodes invasives afin de suivre l'évolution de la pression sur le même site anatomique. De ce fait, il n'existe quasiment aucune étude totalement satisfaisante qui permette d'identifier le caractère viscoélastique linéaire ou non-linéaire sain chez l'humain.

Néanmoins une technique a été utilisée pour identifier la viscosité globale d'une artère [21, 55]. Il s'agit du couplage temporel du suivi de déformation, par imagerie médicale, avec le suivi de la pression intraluminale, par tonométrie d'aplanation. L'inconvénient de cette technique, en plus de la morphologie du patient, est le recalage en temps des deux signaux qui n'est pas clairement expliqué par les auteurs. Ils identifient des viscosités globales, à travers des modèles rhéologiques simples, pour la carotide, l'artère fémorale et l'aorte abdominale, de l'ordre de 10^1 à 10^2 Pa.s.

1.3.4. Analogie et modèle représentatif

Le comportement mécanique est souvent traduit de manière analogique à l'aide de modèles élémentaires comme le ressort, l'amortisseur ou le patin. L'équation constitutive qu'on obtient dépend de la façon d'associer ces éléments (en série ou en parallèle), cette association étant elle-même guidée par le comportement mécanique analysé.

Le comportement purement élastique est modélisé par un ressort et peut, le cas échéant, prendre un caractère non linéaire. Si l'on veut faire intervenir un caractère dissipatif, on utilise un amortisseur et dans le cas d'un caractère plastique (ou d'endommagement), on utilise un patin. De ce fait, de nombreux modèles analogiques existent tels que le modèle de Maxwell. Ce modèle, composé d'un ressort et d'un amortisseur en série, a été conçu pour décrire le comportement viscoélastique d'un fluide. Celui-ci peut être étendu à un matériau solide, en associant en parallèle un ressort (contribution purement élastique), pour former le modèle de Maxwell solide. Le comportement dissipatif peut répondre à un ensemble de tenseurs internes de déformation . On obtient finalement le modèle de Maxwell solide généralisé (Figure 13) qui répond à l'équation différentielle (pour un processus isochore) :

Équation 22

On voit apparaître ici le terme , qui définit le temps de relaxation caractéristique du tenseur . Le tenseur des contraintes , correspond à la partie non-équilibrée de , tout comme , mais ne dépendant que des variables externes (). Le potentiel dissipatif correspondant devient ici .

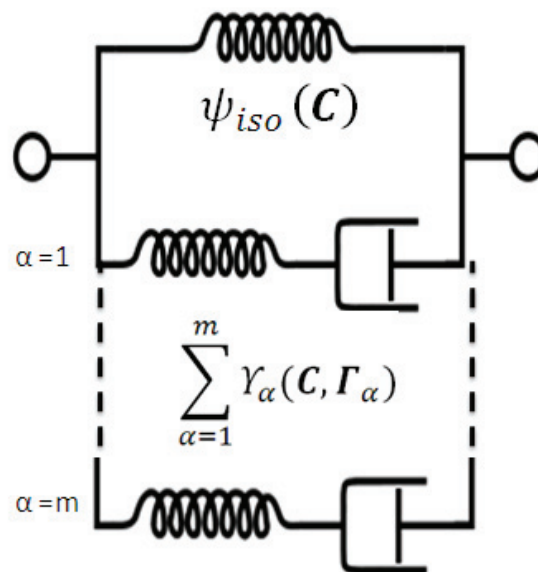


Figure 13 : Modèle de Maxwell solide généralisé.

De nombreux auteurs considèrent le modèle solide de Maxwell d'ordre 1 () comme étant le modèle le plus représentatif à la réponse dynamique artérielle [22, 56, 57]. Il faut noter que pour ce modèle, la viscosité globale , à partir d'essais en cisaillement dynamique, est décrite comme :

Équation 23

où est le module de Coulomb de l'élément de Maxwell .

1.4. Effets pathologiques

Maintenant que nous avons introduit les principales lois de comportement mécanique utilisées pour le diagnostic et la prédiction de pathologies vasculaires, nous pouvons mettre en évidence le changement des propriétés mécaniques vasculaires dû à une pathologie. En particulier, l'athérosclérose et l'anévrisme sont des pathologies qui induisent un changement des propriétés mécaniques de l'artère. Ces propriétés ont été de très nombreuses fois étudiées par des mesures *ex vivo* mais aussi *in vivo*.

1.4.1. Athérosclérose

1.4.1.1. Effet sur l'élasticité

Blaha [58] a mis en évidence la perte de distensibilité par augmentation de la densité de calcification sur des aortes thoraciques par mesure *in vivo*. En effet, l'athérosclérose réunit les deux principales conditions de calcification : la nécrose et les hémorragies locales. Il est donc cohérent d'étudier l'effet de l'athérosclérose à travers la calcification vasculaire.

La densité de calcification est mesurée dans des images tomodensitométriques [59] et définie selon le score d'Agatston [60]. Globalement, plus le score est élevé, plus la calcification de la zone analysée est importante. Il en ressort que plus l'âge augmente, plus la densité de calcification augmente.

Ces résultats illustrent une augmentation de la rigidité artérielle en fonction de la densité de calcification de l'artère. L'auteur a même quantifié cette relation à travers l'expression du coefficient de corrélation de Pearson, estimée en moyenne à $\rho = -0,3$. Ce résultat montre

une relation non négligeable, mais néanmoins faible ($-0,5 < \rho < 0,5$), entre la rigidité de l'aorte thoracique et sa densité de calcification.

En section 1.3.2.2 de ce chapitre, nous avons cité une étude qui avait montré que la distensibilité de la partie saine de l'arbre aortique était de l'ordre de $10^{-3} \text{ mmHg}^{-1}$. L'ensemble des résultats étant dans ce même ordre de grandeur, il paraît donc difficile d'établir une frontière entre les comportements élastiques d'une artère saine et d'une artère atteinte d'athérosclérose.

1.4.1.2. Evolution de l'athérosclérose

A un stade précoce, l'athérosclérose peut être caractérisée par un changement géométrique (remodelage) de l'artère, induisant un durcissement et un épaissement de la paroi artérielle sans rétrécissement de la lumière vasculaire. Puis, celui-ci évolue avec le développement de la plaque d'athérome, laquelle rétrécit la lumière du vaisseau et provoque la nécrose des tissus nourris par l'artère [61, 62]. Les causes mécaniques et biologiques conduisant à la progression des plaques ne sont pas complètement connues, mais il est probable que l'altération de l'élasticité de la paroi artérielle ne s'effectue pas seulement après un stade avancé de la pathologie, mais aussi depuis le début du remodelage [63-65]. Le remodelage est un procédé dynamique conduisant à des changements géométriques et mécaniques de l'artère et, par conséquent, est dépendant de la contrainte et la déformation de la paroi vasculaire. Il est alors particulièrement affecté par des pathologies cardiovasculaires altérant le chargement mécanique telles que l'hypertension [64]. Bien que la pertinence de la viscoélasticité à diagnostiquer ou prédire l'athérosclérose, ne soit pas établie, Simmon [66] et Armentano [55], ont démontré que l'influence des composantes élastiques et viscoélastiques de la paroi artérielle pourrait être indépendamment considérée lors de l'évaluation du développement du remodelage vasculaire dû à une hypertension. Ils montrent aussi que l'altération (durcissement) était reliée à la pathologie locale de l'artère, alors que la viscosité pariétale anormale peut refléter une influence plus générale de l'hypertension sur les muscles lisses des grosses artères.

1.4.2. Anévrisme

1.4.2.1. Effet sur l'élasticité

Les travaux qui mettent en évidence le changement des propriétés mécaniques d'une artère anévrismale sont nombreux [67-69]. Les anévrismes de l'aorte abdominale ont été particulièrement étudiés afin de pouvoir prédire leur rupture, survenant lors d'un chargement (pression sanguine) trop important, qui conduit la paroi artérielle à des elongations non supportées (rupture). Généralement, la mesure du diamètre de l'anévrisme est utilisée pour prédire la rupture. Si le diamètre de la lumière est de 55 mm ou plus, la rupture est proche et un traitement endovasculaire ou chirurgical est nécessaire. Cependant les propriétés biomécaniques peuvent être de meilleurs facteurs de prédiction que la mesure du diamètre. En effet, des ruptures d'anévrisme ont été enregistrées pour des diamètres inférieurs à cette limite de prédiction. La mesure de distensibilité a montré que la rigidité de la paroi aortique augmentait fortement. La distensibilité pour un caractère sain est d'un ordre de grandeur de $10^{-2} \text{ mmHg}^{-1}$ ou $10^{-3} \text{ mmHg}^{-1}$, selon l'âge du patient, et ce coefficient diminue quand la taille de l'anévrisme augmente [70], allant jusqu'à un ordre de $10^{-4} \text{ mmHg}^{-1}$ pour des anévrismes de plus de 55 mm (Figure 14).

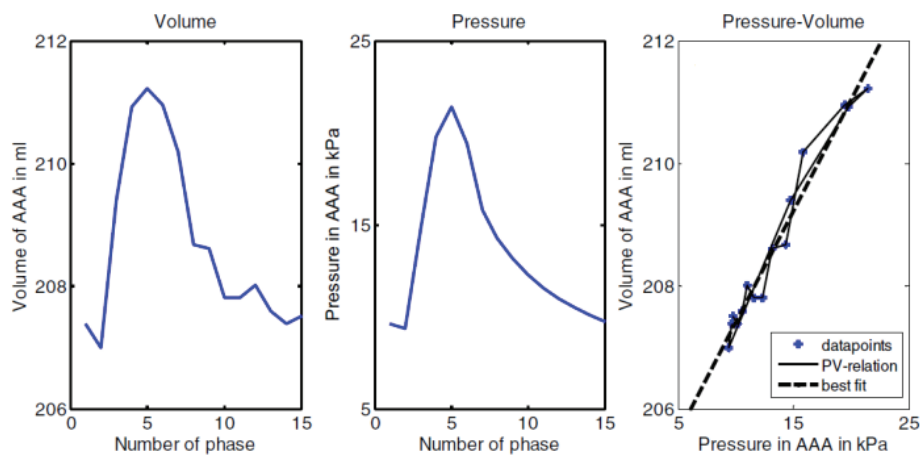


Figure 14 : Le graphique de gauche montre l'évolution du volume interne de l'anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) sur 15 phases au sein d'un même cycle cardiaque. Le graphique du milieu montre l'évolution de la pression intraluminaire dans la région de l'anévrisme par micro-manomètre. Le graphique de droite montre la corrélation volume-pression [69].

Ici, la composante élastique du comportement mécanique de la paroi est linéaire. On peut aussi remarquer, sur cette Figure 14, l'absence de boucle d'hystérésis, ce qui laisserait sous-entendre que l'augmentation de la rigidité de la paroi artérielle due à l'existence de l'anévrisme, annulerait un éventuel comportement viscoélastique de cette même aorte

saine. Néanmoins l’auteur ne mentionne pas de processus de synchronisation temporel des deux signaux enregistrés, ce qui rend contestable les éventuelles discussions portées à ce sujet.

Des études *ex vivo* montrent aussi l’impact de l’anévrisme sur le comportement mécanique de l’aorte chez l’humain [67, 71]. Notamment, Vande Geest [71] a réalisé une étude, par mesure bi-axiale, sur l’aorte thoracique pour des sujets sains et victimes d’anévrisme. Il a montré que le comportement mécanique était fortement non-linéaire dans les deux cas. Le comportement anévrisimal montre une augmentation du module d’Young et une diminution de l’élongation à la rupture, ce qui traduit clairement une augmentation de la rigidité de la paroi aortique. Le modèle mécanique utilisé dans cette étude est établi sous condition anisotrope et contient trop de paramètres pour illustrer nos observations de façon chiffrée.

1.4.2.2. Effet sur la viscoélasticité

Comme nous l’avons mentionné précédemment, il n’existe pas d’étude rigoureuse *in vivo* pour la détermination du caractère viscoélastique linéaire et non-linéaire d’une région aortique saine. De ce fait il est impossible de démontrer un changement du caractère viscoélastique de la paroi aortique atteinte d’anévrisme.

Cependant une étude *ex vivo* [72] a identifié ce type de comportement, à travers un modèle linéaire de Maxwell solide d’ordre 3, sur des échantillons d’anévrisme de l’aorte abdominale thrombosés. Des échantillons sous forme de disque de 25 mm ont été soumis à une sollicitation dynamique à déformation, température et humidité contrôlée. Les paramètres identifiés dans cette étude sont répertoriés dans le Tableau 2.

Paramètres	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(Pa)	(s)	(s)	(s)
	9.5×10^2	5.7×10^2	2.7×10^2	2.6×10^2	9.5×10^{-3}	9.6×10^{-2}	9.1×10^{-1}

Tableau 2 : Paramètres mécaniques d’un anévrisme de l’aorte abdominale de l’aorte thoracique chez l’homme selon un modèle solide de Maxwell d’ordre 3 [72].

La viscosité globale (Équation 23) de ce thrombus d’anévrisme est de 268 Pa.s. La viscosité étant d’un ordre de 10^1 à 10^2 Pa.s pour des artères saines (section 1.3.3.2 de ce chapitre), ce résultat nous amène à penser que le caractère visqueux des artères pourrait être sensiblement identique dans des conditions anévrismales en présence de thrombus.

1.5. Conclusion

D'importants travaux ont été menés sur le comportement mécanique des artères pour prédire l'apparition ou l'évolution de pathologies telles que l'athérosclérose ou l'anévrisme, qui touchent particulièrement le tissu élastique vasculaire. Ces prédictions sont faites à partir des différences entre les paramètres mécaniques des tissus sains et pathologiques, déduits d'un modèle mécanique. Le comportement mécanique d'une artère saine est fortement non-linéaire avec une augmentation de la contrainte aux grandes déformations due à la présence de fibres de collagène au sein de l'artère. L'existence de plusieurs familles de ces fibres ainsi que leur orientation spatiale, confèrent aux artères un comportement mécanique anisotrope. De plus, des essais cycliques *ex vivo* montrent que ce comportement n'est pas identique sur les premières révolutions, mais qu'il se stabilise après quelques cycles. Les artères sont alors définies comme des matériaux pré-conditionnées au comportement réversible après stabilisation. Cette réversibilité décrit un comportement mécanique élastique non-linéaire. De plus, dans ces essais cycliques, le comportement en phase de chargement et de déchargement n'est pas identique. La boucle d'hystérésis formée par la différence de ces deux courbes, traduit une dissipation visqueuse d'énergie. Ces observations nous amènent à dire que les artères répondent à un comportement mécanique viscoélastique non-linéaire (hyper-viscoélastique), incompressible, anisotrope. La gamme de déformation pour des conditions physiologiques normales est de 0 – 30%. Celle-ci diminue avec l'augmentation de la rigidité artérielle par vieillissement.

Ce comportement est principalement décrit à l'aide de modèles mécaniques plus ou moins complexes selon le type d'expérimentation (*ex vivo* ou *in vivo*) et des hypothèses admises. Actuellement, les expériences *in vivo* ne permettent pas de modéliser le comportement réel des artères de manière non-invasive. Un tel comportement demande de suivre la déformation artérielle et la pression sanguine dans le même temps et pour un même site anatomique. A ce jour, les avancées technologiques de l'imagerie médicale sont assez importantes pour permettre de suivre avec précision la déformation artérielle des vaisseaux profonds (ex: aorte) ou peu profonds (ex: carotide), durant un cycle cardiaque. Malheureusement, il n'est pas encore possible de déterminer la pression sanguine par imagerie médicale et les auteurs doivent avoir recours à des expériences invasives pour accéder à la mesure de la pression localisée. De ce fait, les études *in vivo* rigoureuses

consacrées au caractère sain ou pathologique hyper-viscoélastique des artères sont rares. La linéarisation des lois de comportement a tout de même permis d'observer des changements dans le comportement mécanique artériel, tout comme les expériences *ex vivo*. On a pu constater que l'athérosclérose et l'anévrisme se traduisent par un comportement mécanique artériel plus rigide que le caractère sain, à des degrés plus ou moins importants en fonction de l'état d'avancement de la pathologie. Il est possible d'utiliser un modèle plus complexe, le modèle de Maxwell solide généralisé, proche de la réalité, pour caractériser le caractère sain et pathologique des artères. Néanmoins, le caractère viscoélastique des artères saines n'étant pas très bien établi, il est impossible de se baser sur ce comportement pour prédire une pathologie ou son évolution. De toute évidence, les lacunes et le manque d'informations sur les propriétés mécaniques hyper-viscoélastiques des artères saines ou pathologiques nécessitent des études expérimentales supplémentaires pour acquérir des données mécaniques fiables et rigoureuses pouvant servir à la réalisation de fantômes vasculaires. Certaines de ces études, basées sur des mesures *ex vivo* réalisées sur des échantillons d'aorte, seront exposées au chapitre 2.

L'identification des paramètres mécaniques de la paroi d'une artère telle que l'aorte a cependant permis à des auteurs de réaliser des fantômes à l'aide de matériaux synthétiques visant à reproduire les propriétés mécaniques.

2. Synthèse et mise en œuvre de fantômes aortiques

Les fantômes aortiques sont des répliques physiques de l'aorte produites généralement à partir de différents matériaux polymères. Ils ont un but à la fois éducatif mais aussi de recherche pour permettre un entraînement préopératoire aux techniques chirurgicales usuelles ou novatrices, de pathologies vasculaires ou cardiovasculaires tels que le traitement endovasculaire. Ces répliques doivent alors représenter, le plus fidèlement possible, l'aspect géométrique complexe de l'aorte saine ou pathologique. Cependant, cette complexité rend difficile la réalisation de ces répliques par des méthodes industrielles classiques de mise en œuvre des matériaux polymères (injection, extrusion...). En effet, la géométrie aortique étant différente pour chaque patient, idéalement, chaque fantôme devrait être unique. Une représentation morphologique non fidèle de l'aorte d'un patient par son fantôme pourrait conduire le chirurgien vers un mauvais choix ou un geste thérapeutique mal adapté. On dit que les fantômes doivent être « *morpho-fidèles* ». La méthode de mise en œuvre doit donc être suffisamment versatile et efficace pour permettre une réalisation rapide de la réplique afin que l'entraînement préopératoire puisse être fait dans un temps raisonnable. De ce fait, les auteurs se sont tournés vers un type particulier de mise en œuvre : la fabrication additive. Ce procédé permet de produire rapidement et avec une précision suffisante, des prototypes synthétiques spécifiques à partir d'images obtenues par imagerie médicale.

L'utilisation de cette technologie étant devenue indispensable dans ce domaine, certains auteurs ont cherché des matériaux à la fois compatibles avec ce procédé mais aussi représentatifs des propriétés mécaniques de l'arbre aortique. Il est important de rappeler ici que les traitements chirurgicaux de pathologies cardiovasculaires utilisent des techniques qui sollicitent les artères comme l'aorte, dans des gammes de déformations supérieures au domaine physiologique. La représentation du comportement mécanique non-linéaire de la paroi artérielle est de toute évidence indispensable pour mener à bien l'entraînement ou l'innovation de ces traitements sur fantômes. Si cette représentativité est négligée, le chirurgien peut enregistrer une mémoire tactile du geste thérapeutique erronée, ce qui lors de l'intervention peut provoquer la rupture de l'artère ou un mauvais placement de l'endoprothèse, entraînant des complications sévères pouvant aller jusqu'à la mort du patient. Les matériaux utilisés pour l'élaboration des fantômes doivent par conséquent, être « *méca-fidèles* ».

L'alliance des concepts de morpho-fidélité et de méca-fidélité permet de définir un fantôme artériel comme étant patient-spécifique. Dans cette section, nous présenterons les différents travaux menés sur la recherche ou la formulation de matériaux méca-fidèles potentiels. Puis, nous étudierons les méthodes utilisées pour la fabrication de fantômes d'aorte morpho-fidèles, voire patient-spécifiques.

2.1. Formulation de matériaux méca-fidèles

2.1.1. Sélection des matériaux

Afin de pouvoir sélectionner un matériau capable de représenter au plus près le comportement mécanique de l'aorte saine ou pathologique, les différents travaux de recherche se sont, dans un premier temps, basés sur des paramètres physiques et mécaniques simples tels que la masse volumique et le module d'Young. On peut notamment trouver que pour l'aorte, $\rho = 1,1 \text{ g.cm}^{-3}$ et $E < 0,1 \text{ GPa}$ [73]. Ces résultats peuvent être utilisés à travers une carte de sélection des matériaux [74] afin de déterminer la structure physique du matériau la plus adéquate pour représenter le comportement mécanique aortique.

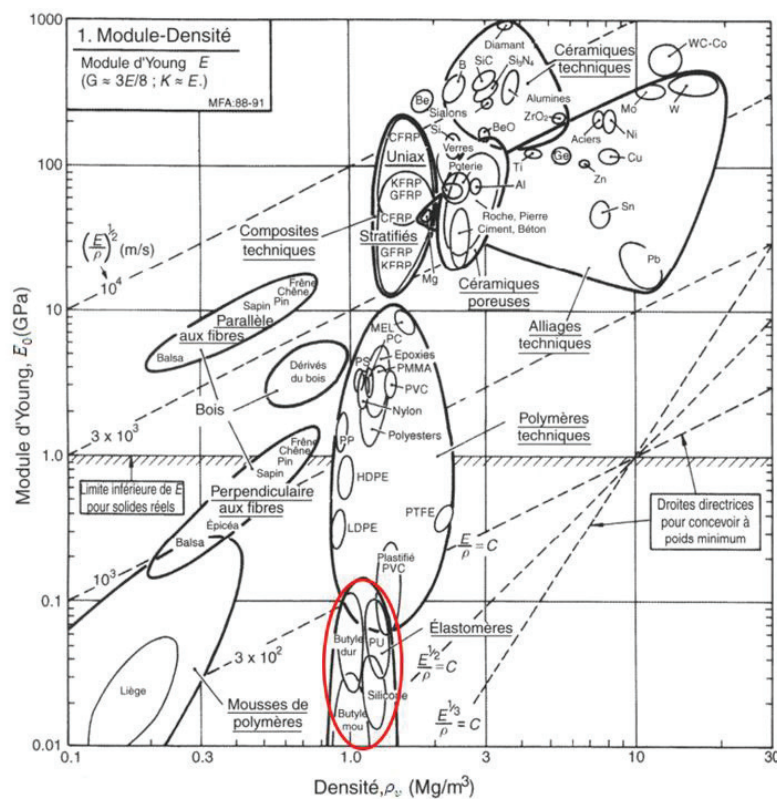


Figure 15 : Carte de sélection des matériaux [74]. L'ellipse rouge définit le domaine de représentation du comportement mécanique de l'aorte saine ou pathologique.

La Figure 15 nous montre plusieurs domaines de familles de matériaux, délimités par des bulles. Les paramètres physiques de l'aorte se positionnent dans la famille des élastomères, ce qui veut dire que ces matériaux sont potentiellement capables de représenter la nature physique et mécanique de l'aorte.

Les élastomères sont des matériaux polymères naturels ou synthétiques, constitués de macromolécules linéaires ou ramifiées et liées chimiquement entre elles par des nœuds de réticulation. A l'échelle macroscopique, l'ensemble de ce système constitue un réseau réticulé (ou vulcanisé). Le tissu élastique des artères est lui aussi un matériau élastomère. En effet, les fibres d'élastine sont des macromolécules constituées de plusieurs types de monomères. Elles sont présentes dans les différentes couches de la paroi et sont liées entre elles par des nœuds de réticulation aminoacide [75], formant ainsi un réseau réticulé [16]. Ces observations faites sur la microstructure des vaisseaux sont principalement utilisées pour justifier l'utilisation des matériaux élastomères dans la réalisation de fantômes aortiques ou plus généralement de fantômes vasculaires.

Au sein de la famille des élastomères, on retrouve des matériaux de commodité tels que les latex, les polyuréthanes ou encore les silicones. Ces matériaux ont été largement étudiés ces dernières décennies et l'existence de différents grades permet d'obtenir des matériaux aux propriétés optiques, thermiques et mécaniques extrêmement variables. Dans le cas des silicones, nous retrouvons notamment les formulations vulcanisables à chaud et les élastomères vulcanisables à température ambiante, respectivement notés HTV (de l'anglais High Temperature Vulcanisation) et RTV (de l'anglais Room Temperature Vulcanisation) avec le chiffre 1 ou 2 respectivement spécifiant les RTV mono- et bi-composants.

- Les HTV sont des silicones formés à partir du mélange de plusieurs composants et la réticulation est réalisée par voie radicalaire (Figure 16) grâce à des amorceurs de types peroxydes. Pour réaliser une réticulation à l'aide d'un peroxyde, il est nécessaire de générer dans un premier temps des radicaux libres. Différents peroxydes organiques peuvent être utilisés comme générateur pour initier ce type de réaction.

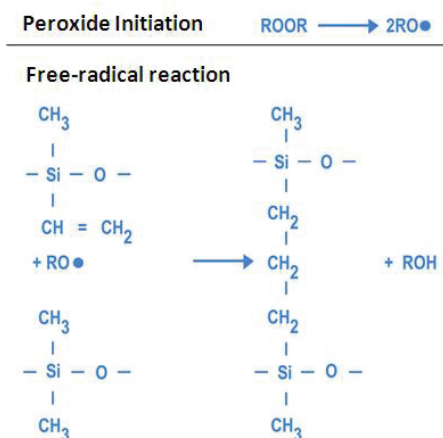


Figure 16 : Schéma réactionnel de la réticulation des silicones HTV par voie radicalaire [76].

- Les RTV 2 sont des silicones formés à partir du mélange de deux composants que nous nommerons respectivement Vi (pour « vinyles ») et SH (pour « liaison Si-H ») dont les viscosités sont inférieures à 10^6 mPa.s et la réticulation est réalisée par une réaction dite d'hydrosilylation catalysée au platine (Figure 17). La réaction d'addition est faite à l'aide des fonctions Si-H et vinyles (liaisons C=C). Des sels ou des complexes de platine, palladium ou rhodium peuvent servir à la catalyse. Si des complexes d'oléfines de platine sont utilisés, la réaction pourra être faite à température ambiante. Les complexes de platine contenant de l'azote sont aussi utilisés pour éviter l'addition aux hautes températures (ex : complexes de platine avec de la pyridine, du benzonitrile ou du benzotriazole).

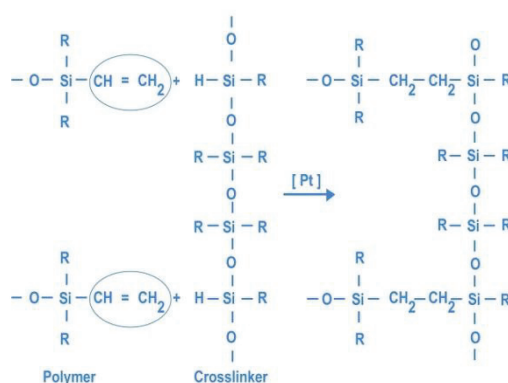


Figure 17 : Schéma réactionnel de la réticulation des silicones RTV 2 par hydrosilylation catalysée au platine (Pt) [76].

- Les RTV 1 sont des silicones formés à partir d'un unique composé, réticulant au contact de l'humidité de l'air (Figure 18). Durant le procédé de fabrication, les groupements

hydroxyles terminaux (-OH) du polysiloxane réagissent avec l'agent réticulant. La réaction en elle-même est faite par exposition à l'humidité de l'air et est accompagnée de la libération de produits hydrolysés. Cette réaction, qui est également appelée vulcanisation, commence avec la formation d'une peau à la surface du caoutchouc et continue graduellement vers l'intérieur.

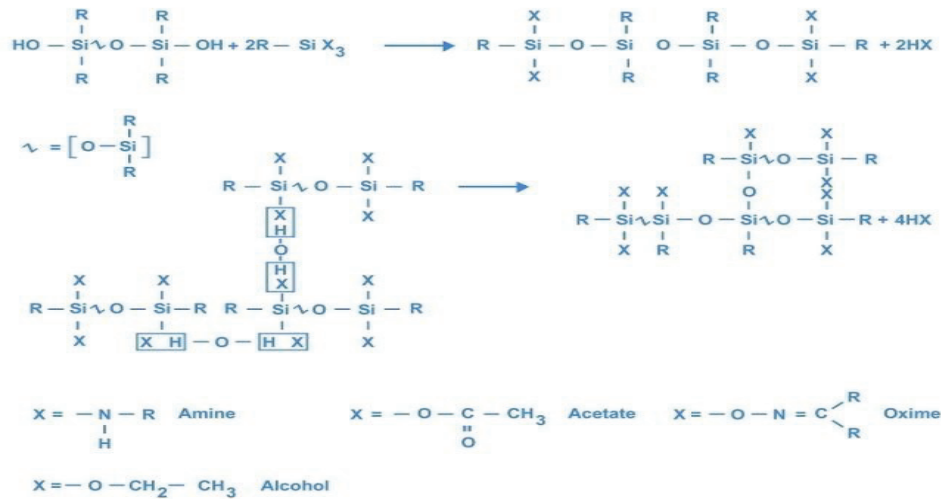


Figure 18 : Schéma réactionnel de la réticulation des silicones RTV 1 au contact de l'humidité de l'air [76].

Un autre matériau de nature physique semblable aux élastomères a été utilisé en tant que matériau méca-fidèle du tissu aortique, ce sont les hydrogels d'alcool polyvinylique (PVOH ou PVA). Un hydrogel est macroscopiquement structuré de macromolécules réticulées entre elles par des liaisons hydrogènes, contrairement aux élastomères précédemment présentés, dont la réticulation est faite à partir de liaisons covalentes. Pour ce matériau, les macromolécules en question sont des polymères d'alcool polyvinylique (Figure 19).

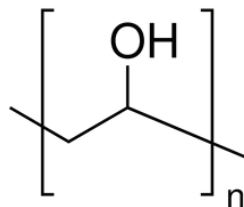


Figure 19 : Topologie du polyvinyle alcool (PVA), n représente le nombre d'unités monomères formant la macromolécule.

La formulation de ces hydrogels est faite à partir d'une solution de PVA hydrolysée à plus de 99% en poids. Puis cette solution est soumise à des cycles de congélation-décongélation à

température contrôlée [77]. La caractérisation par diffusion de neutrons aux petits angles (en anglais : Small-Angle Neutron Scattering (SANS)) [78], a permis de définir la structure isotrope des hydrogels de PVA après différents cycles (Figure 20).

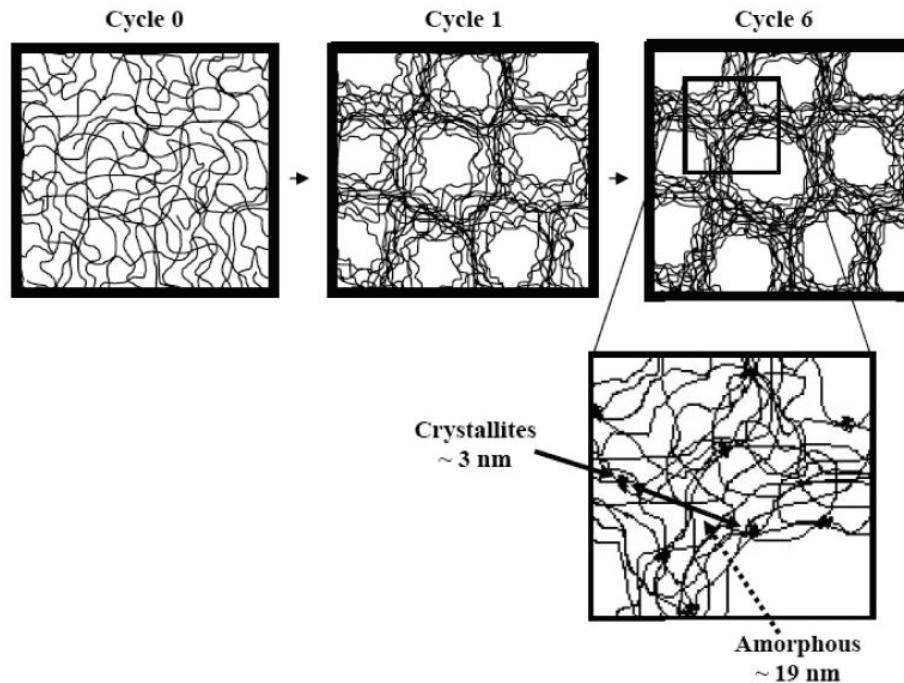


Figure 20 : Schéma proposé de l'effet de cycles de gel/dégel sur la structure isotrope du PVA [78].

Avant le cycle de gel/dégel (cycle 0), les chaînes polymères de PVA sont réparties de façon aléatoire dans la solution. Après le premier cycle (cycle 1), l'hydrogel de PVA isotrope solide a une structure biphasique. Une phase est pauvre en PVA et va donner lieu à des pores résultant de la congélation et de la fusion successive de l'eau. Dans l'autre phase riche en PVA qui constitue les parois des pores, les chaînes polymères sont majoritairement à l'état amorphe. Seules quelques cristallites en assurent la tenue mécanique. Les cycles thermiques successifs entraînent une congélation et une décongélation principalement dans les phases pauvres en polymères, renforçant les parois de polymères, par la croissance des cristallites primaires et secondaires [79, 80]. Il faut noter que la taille des structures cristallines est de 3 nm, avec une distance moyenne entre les cristallites de 19 nm. Les régions pauvres en polymères (macropores) ont une largeur supérieure à 100 nm.

2.1.2. Validation des matériaux

Une des pathologies artérielles qui a fait l'objet de différentes tentatives de reproduction est l'Anévrisme de l'Aorte Abdominale (AAA). Les matériaux élastomères étant potentiellement

capables de reproduire la mécanique aortique, ou plus généralement vasculaire, certains auteurs ont tenté de reproduire le comportement mécanique de cette pathologie. Les travaux les plus intéressants sont ceux de Corbett et Doyle [81] qui ont utilisé une base silicone bi-composant (Wacher Elastosil RT 601) mélangée à une huile polydiméthysiloxane (PDMS) (Dow corning 200/5CS) en différentes proportions. Plus le taux de PDMS est important, moins la formulation est rigide (module d'Young faible). Ceci leur permet de réaliser des fantômes aux propriétés mécaniques variables. La courbe mécanique contrainte-déformation est élaborée à partir de la corrélation entre la mesure par extensomètre vidéo de la déformation induite par une pression hydraulique statique, contrôlée par un système de régulation, ce qui, dans la pratique, rend impossible une éventuelle mesure viscoélastique. Les données expérimentales de distensibilité (Équation 16) sont alors modélisées par une loi élastique linéaire. Les résultats pour ces différents fantômes d'AAA montrent que la gamme de distensibilité ($2.62 - 8.01 \times 10^{-4}/\text{mmHg}$) est proche de celle obtenue par mesures *in vivo* (AAA *in vivo* : $1.8 - 9.4 \times 10^{-4}/\text{mmHg}$). Les auteurs ont aussi tenté de modéliser leurs résultats avec des lois élastiques non linéaires comme le modèle de Yeoh à l'ordre 6 ou celui d'Ogden à l'ordre 2 (ce dernier est un modèle hyperélastique visant à prendre en compte un effet d'endommagement au sein du matériau). Cependant, compte tenu du nombre important de paramètres dans ces modèles, l'interprétation de leur valeur n'est pas très convaincante.

Million et Wan [78, 82-84] ont eux aussi entrepris de nombreuses recherches sur les hydrogels de PVA en tant que matériaux méca-fidèles. Ils ont notamment pu montrer que des formulations de PVA (10% ou 15% dans l'eau), chargées ou non de fibres de cellulose, produisaient des matériaux aux comportements hyper-viscoélastiques anisotropes semblables à l'aorte. Comme cela a déjà été précisé plus haut, ces hydrogels sont issus de la structuration des solutions de PVA, par un procédé gel/dégel. Un caractère anisotrope peut être obtenu si certaines contraintes sont appliquées au cours du procédé. Les conditions de gel/dégel et l'intensité de la contrainte permettent de faire varier le comportement hyper-viscoélastique des hydrogels.

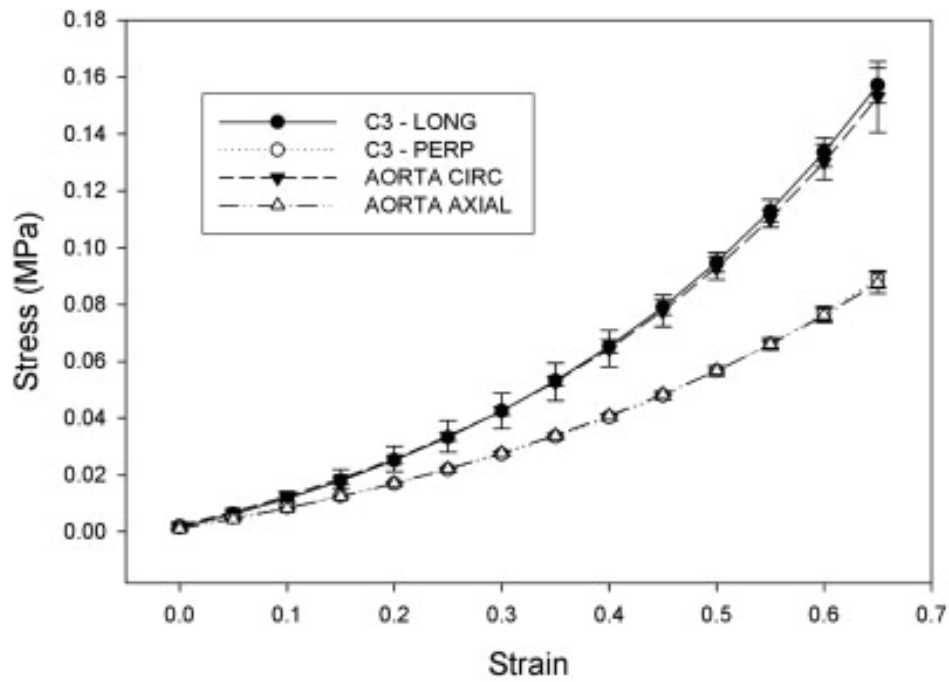


Figure 21 : Essais de traction uniaxiale réalisés dans deux directions sur une formulation d'hydrogel de PVA et une aorte de porc [82].

La Figure 21 montre que le comportement hyperélastique anisotrope d'un hydrogel de PVA obtenu par la structuration d'une solution de polymère à 10% dans l'eau par 3 cycles de gel/dégel sous 75% de déformation, est identique au comportement mécanique d'une aorte de porc. Ce constat est à la fois valable pour des déformations d'ordre physiologique (0 à 0.3) et supérieures (> 0.3).

L'étude du comportement viscoélastique de ce matériau (Figure 22), par un essai de relaxation en traction uniaxiale montre cependant une différence avec la réponse de l'aorte de porc.

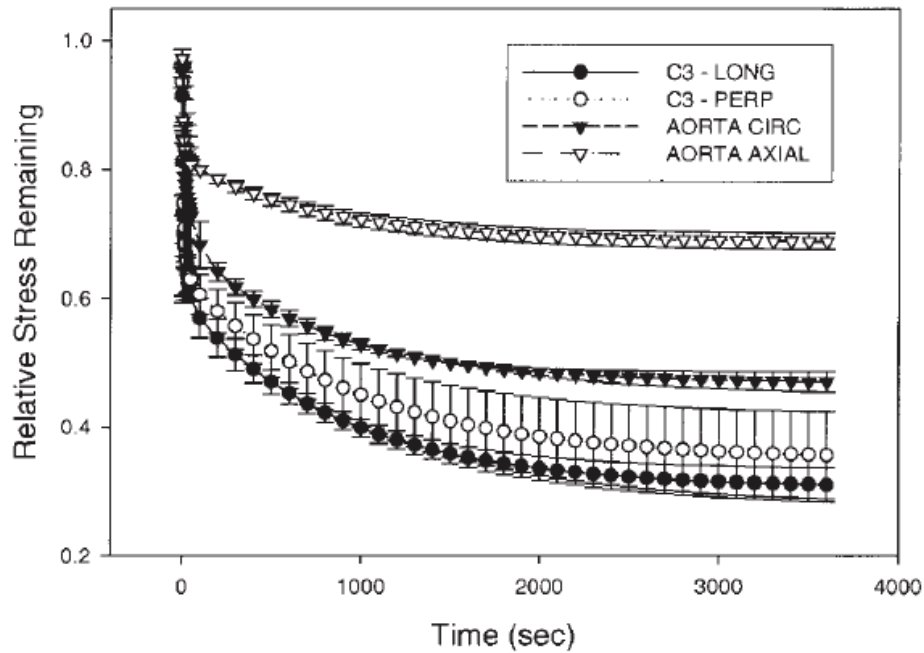


Figure 22 : Essais de relaxation après traction uniaxiale réalisés dans deux directions sur une formulation d'hydrogel de PVA et une aorte de porc [82].

Le comportement viscoélastique de cet hydrogel de PVA, dans le sens circonférentiel, semble représentatif de celui de l'aorte de porc. La relaxation de contrainte est approximativement identique sur toute la durée de l'expérience. Cependant, une étude mécanique par analyse dynamique permettrait d'identifier ce comportement avec une meilleure qualité, ce qui rendrait cette éventuelle représentativité indiscutable. Dans le sens longitudinal, le comportement de l'hydrogel de PVA est bien différent de celui de l'aorte de porc. Il n'en demeure pas moins que globalement, le comportement de ces hydrogels de PVA reste extrêmement intéressant pour la réalisation de fantômes aortiques méca-fidèles.

Il est important de noter que le temps de réalisation de matériaux silicone est inférieur à 1h, alors que le temps de réalisation des hydrogels de PVA est d'environ 24h. Ce point de vue sera discuté, par la suite, pour la réalisation de fantômes d'aorte en vue d'un entraînement préopératoire.

2.2. Méthode de fabrication additive

2.2.1. Limites des procédés de mise en œuvre classiques

Les fantômes de l'AAA simplifiés sont principalement mis en œuvre pour étudier le comportement du flux sanguin [85] ou simuler et étudier le traitement endovasculaire [86-

90]. Ils ont été réalisés en latex [86-88] ou en silicone [81, 85, 89-92] par dépôt de matière sur une préforme et par injection au sein de moules, respectivement.



Figure 23 : AAA en Latex [88]



Figure 24 : AAA en silicone [85]

Les figures 25 et 26 montrent des fantômes simplifiés de l'AAA. La conception et le dimensionnement de ces pièces sont faits à partir de valeurs physiologiques typiques du diamètre interne, de l'épaisseur et de la longueur d'un AAA. Ces modèles ne représentent donc pas la morphologie complexe et spécifique d'un patient et, par conséquent, l'entraînement au traitement endovasculaire pourrait être erroné. Ces fantômes sont également la représentation géométrique très locale de l'aorte, ce qui empêche l'identification d'un éventuel impact du geste chirurgical (comme une surpression) sur les autres zones de l'arbre aortique. Il faut donc un procédé permettant de réaliser des fantômes représentant des parties plus importantes. Cela complique énormément le procédé de fabrication. En effet, étant donnée la complexité des formes, si le fantôme est fabriqué par moulage, il ne peut être démoulé que par destruction du moule. D'autre part, la fabrication du moule par usinage traditionnel ne peut pas répondre à toutes les exigences morphologiques.

Deux autres aspects qui ne sont pas pris en compte dans la réalisation de ces fantômes doivent être exposés. Il s'agit du temps de production et du coût du fantôme. Bien évidemment, lors de la détection d'un anévrisme chez un patient, le chirurgien doit pouvoir réaliser son entraînement préopératoire dans un délai extrêmement court, pour ne pas mettre en danger le pronostic vital du patient. Le fantôme ne peut donc pas être réalisé après plusieurs semaines, comme il est traditionnellement le cas pour les fabrications par

injection au sein de moules et par dépôt sur une préforme. La fabrication des moules par des méthodes traditionnelles d'usinage (enlèvement de matière), ou d'une préforme, est souvent l'étape limitante de ce procédé. D'autre part, la fabrication d'un fantôme spécifique demande forcément la fabrication spécifique d'un moule pour l'injection d'élastomère, par exemple. Il faut donc des méthodes de fabrication du moule puis du fantôme peu onéreuses. Le procédé de fabrication de fantômes spécifiques doit être à la fois rapide et le moins cher possible, ce qui a poussé les concepteurs vers la fabrication additive et plus particulièrement vers l'impression 3D (I3D). Cependant, à l'heure actuelle, les matériaux pouvant être mis en œuvre par fabrication additive sont très peu nombreux et ne permettent pas une versatilité suffisante pour qu'on puisse directement fabriquer le fantôme présentant les caractéristiques mécaniques nécessaires (et adaptables). On se tourne donc vers l'injection du matériau dans un moule qui lui-même sera fabriqué par méthode additive et devra être facilement détruit.

2.2.2. La fabrication additive

La fabrication additive intègre trois notions essentielles qui sont le temps, le coût et la complexité [93]. Les produits sont réalisés à partir de fichiers numériques qui font intervenir des moyens informatiques :

- *La représentation numérique* : systèmes d'acquisition de formes associées aux logiciels de reconstruction des surfaces.
- *La Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO)* : les procédés de fabrication par ajout et par enlèvement de matière.
- *Post-traitements*, tels que la duplication par moule silicone ou la fonderie à modèle perdu.

Les données numériques ont alors un rôle central dans la fabrication additive. Dans un tel processus, il est essentiel que les transferts de données entre les différents outils soient correctement effectués, afin d'éviter la perte d'information. Le format STL (pour stéréolithographie), introduit par la société 3D Systems en 1987 [94], permet de décrire un objet sous la forme d'un ensemble de polyèdres à facettes triangulaires. Aujourd'hui adopté par l'ensemble des fabricants de machines de fabrication additive, il offre l'avantage d'être facilement généré par l'ensemble des outils CFAO. Le format STL nécessite que la

modélisation surfacique soit parfaite, ce qui signifie que les surfaces doivent être parfaitement fermées et orientées. Si ces deux conditions ne sont pas remplies, le fichier STL sera de mauvaise qualité, voire inexploitable ultérieurement par la machine de fabrication additive. Concernant la modélisation volumique, le modèle créé est réalisé à partir d'entités géométriques volumiques et par des opérations booléennes.

L'application d'un tel procédé dans la thématique de réalisation de fantômes aortiques patient-spécifiques, concerne la représentation numérique et la CFAO. Il faudra, dans un premier temps, extraire la forme géométrique de l'aorte d'un patient à partir de l'imagerie médicale pour la traduire au format STL, puis, dans un second temps, ce fichier devra pouvoir être directement utilisé en CFAO pour produire le fantôme.

2.2.2.1. De l'imagerie médicale à la représentation numérique

L'objectif de cette phase est de construire des fichiers numériques décrivant les formes physiques pour obtenir un modèle de CFAO. Elle peut être faite en contact ou sans contact avec l'objet à numériser. De ce fait, des auteurs ont réalisé des représentations numériques d'aortes anévrismales à partir de l'imagerie médicale pour ensuite produire des fantômes physiques patient-spécifiques. Doyle [95] et plus récemment De Galarreta [96] ont réalisé la représentation numérique d'un AAA à partir de la segmentation 3D d'images tomographiques. Sulaiman [89] a lui aussi réalisé cette représentation numérique, cette fois de l'arbre aortique et des artères supra-aortiques (Figure 25), d'un homme de 60 ans avec un anévrisme au niveau de la crosse aortique, à partir de l'acquisition 3D d'images ARM (Angiographie par Résonance Magnétique). Ces images sont ensuite traitées par le logiciel de segmentation « Maracas » [97] afin de redéfinir le volume de la lumière aortique, puis le convertir au format STL.

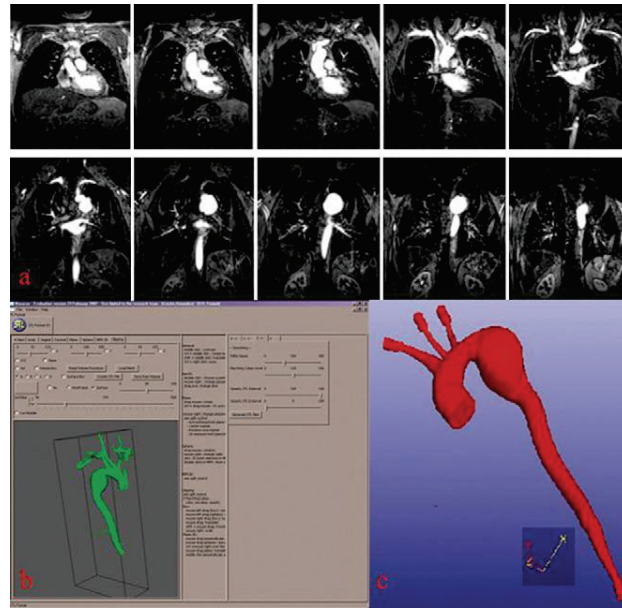


Figure 25 : (a) Coupes natives d'images ARM thoraciques. (b) Image 3D de l'ensemble du volume après segmentation par le logiciel Maracas. (c) image 3D du format STL, après conversion et édition de la segmentation du volume [89].

Le logiciel Maracas extrait des informations morphologiques quantitatives précises par extraction des contours du vaisseau. Il permet notamment de mesurer le diamètre (minimum, maximum et moyen), le périmètre et l'aire de la lumière vasculaire à partir de l'extraction de l'axe central du vaisseau. Cette méthode est semi-automatique et permet, en un seul click, de segmenter l'arbre aortique et de le convertir au format STL. L'intérêt de Maracas est contenu dans son algorithme de segmentation. Les fichiers STL sont de haute qualité et peuvent être utilisés, par la suite, en CFAO.

2.2.2.2. CFAO : Impression 3D

- Généralités

Bien que l'I3D existe depuis les années 80, la volonté d'ouverture au grand public à ce procédé, a été initiée par le Dr Adrian Boyler et son équipe de l'université de Bath, par le lancement du projet RepRap en 2005. Puis, en 2009 ce projet a permis au grand public de posséder ce procédé pour la production rapide et à moindre coût de pièces uniques.

L'I3D est un procédé de fabrication par couches. L'objet à réaliser est conçu en utilisant la CAO (Conception Assistée par Ordinateur) ou les outils de numérisation, puis il est facetté au format STL. L'opération suivante consiste à définir les sections de l'objet à réaliser par un découpage successif de plans parallèles. La distance entre chaque section correspond à

l'épaisseur d'une couche. Pour reconstituer l'objet, les sections sont empilées séquentiellement les unes sur les autres (Figure 26).

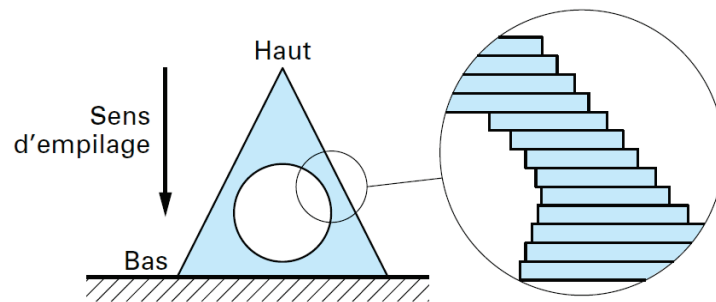


Figure 26 : Principe de construction d'un objet par empilage séquentiel de couches [93].

Il est à noter que la qualité d'un fichier STL est un facteur important : un objet dont les surfaces jointives sont discontinues présentera sur le fichier STL des trous. En effet, le fichier STL, découpé par des plans parallèles, matérialise des sections à contours polygonaux ouverts, pour lesquels les notions de contours intérieur et extérieur sont absentes.

Il existe différents types (ou principes) de procédés de fabrication par couches, nous reprenons une typologie proposée par François Nonnemacher [98]. Elle caractérise l'état initial et final du matériau employé selon trois catégories (Tableau 3).

Catégories	Principes	Source de solidification
Liquide – Solide	Stéréolithographie par point	Faisceau laser
	Stéréolithographie par couches entières	Flashage ultraviolet
Solide – Solide	Dépôt de fil	Gradient thermique
	Découpage et collage de strates	Découpe laser et laminage
	Projection de matières	Gradient thermique
Poudre – Solide	Frittage de poudre	Faisceau laser
	Projection de liant	Réaction chimique

Tableau 3 : Typologie des procédés de fabrication additive [98].

- Application aux élastomères pour la production de fantômes d'aorte

Malheureusement, la mise en œuvre d'élastomères présentant les caractéristiques mécaniques intéressantes par I3D n'est pas encore très développée à l'heure actuelle. On compte cependant des essais de fabrication de fantômes par voie directe (Impression directe avec le matériau sélectionné). L'autre solution, la voie indirecte, ouvre plus de

possibilités quant au matériau qui constituera le fantôme. Dans ce cas, on réalise un moule par I3D puis l'injection ou la pose du matériau sélectionné et enfin la destruction du moule.

- Impression par voie directe

Certains auteurs se sont, dans un premier temps, intéressés à l'impression de fantômes à partir des données physiologiques sans se soucier de manière rigoureuse, de la représentativité du comportement mécanique de l'aorte. C'est le cas de Kalejs [99] qui a produit un fantôme de la racine aortique en silicone RTV 1 par un procédé de projection de matière (Figure 27), dans le but d'un entraînement de pose de stent valvé.

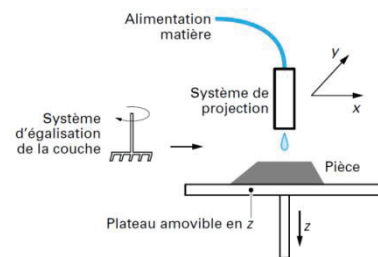


Figure 27 : Fantôme de la racine aortique en silicone RTV1 (gauche) par impression 3D à projection de matière (droite) [93, 99].

Ce fantôme a fait l'objet d'une étude mécanique par mesure de la complaisance et les résultats ont été comparés à ceux obtenus avec une racine aortique de porc, pour différentes pressions hydrauliques statiques. L'augmentation de l'aire d'une section circonférentielle pour une pression comprise entre 80 et 100 mmHg est de 24% pour le porc et de 16% pour le fantôme. Ce résultat nous permet de dire que ce silicone RTV 1 utilisé ici ne décrit pas un comportement mécanique fidèle à celui de l'aorte de porc. De plus, le faible intervalle de pression étudié rend discutable les résultats obtenus. Ce procédé et ce matériau sont néanmoins encourageants pour la production de fantômes d'aorte, d'autant plus que le temps de production de cette pièce a été de 6h.

Un autre procédé par voie directe à été utilisé par Shimamura [100] pour la réalisation de fantômes aortiques, dont le but est de valider les nouveaux stents mis au point par les industriels. Ce fantôme est la représentation de l'arbre aortique d'un patient atteint d'un anévrisme dans la région de la crosse aortique et a été réalisé par I3D à stéréolithographie point par point, en résine époxy (Figure 28).

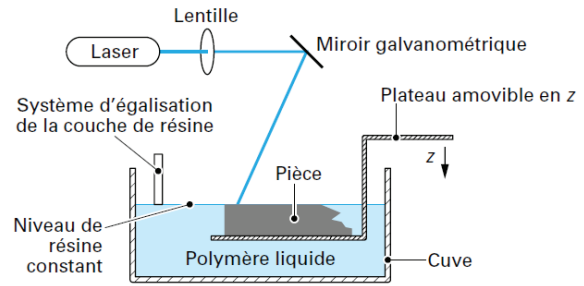


Figure 28 ; Fantôme de l'arbre aortique, avec un anévrisme fusiforme au niveau de la crosse aortique, en résine époxy (gauche) par impression 3D à stéréolithographie point par point (droite) [93, 100].

Le matériau utilisé ici est aussi microscopiquement constitué d'un réseau chimique tridimensionnel mais sa composition ne lui confère pas les propriétés caoutchoutiques. En effet, le comportement mécanique d'un tel matériau est celle d'un thermodurcissable, rigide et cassant. De plus le temps d'impression d'une telle pièce via ce procédé est de l'ordre d'une semaine, ce qui est bien évidemment trop long pour un entraînement préopératoire, sans prendre un risque important sur le pronostic vital du patient.

L'étude la plus aboutie dans ce domaine est celle de Biglino [101] qui a réalisé un fantôme de l'arbre aortique en utilisant un matériau méca-fidèle dont les propriétés élastiques peuvent être modulées en fonction de l'épaisseur du fantôme. Le procédé d'impression 3D utilisé est la projection de matière pour un polymère photosensible commercial : le Tango Plus Full Cure 930®. La Figure 29 montre le fantôme de l'arbre aortique et la validation mécanique de ce matériau, dont le comportement élastique représente bien celui de la paroi aortique.

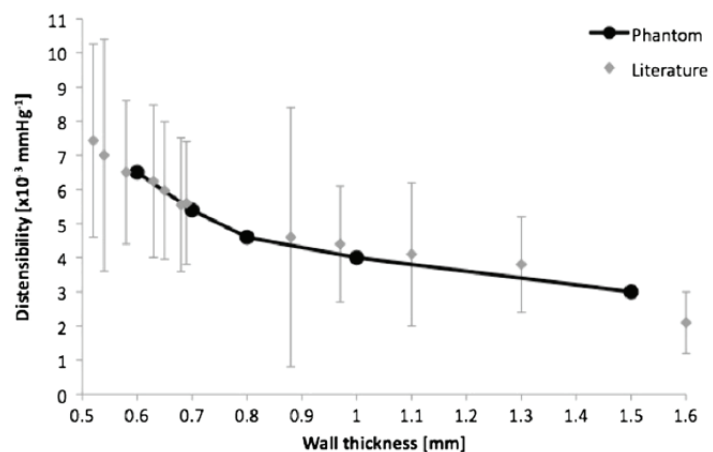
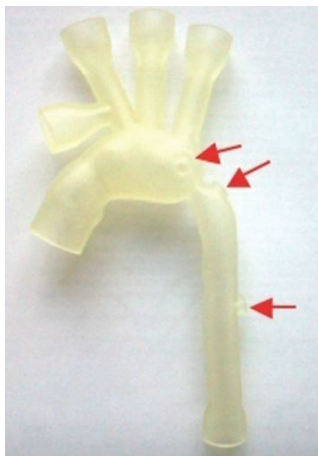


Figure 29 : A gauche : fantôme de l'arbre aortique, avec un anévrisme fusiforme au niveau de la crosse aortique, en photopolymère Tango Plus Full Cure 930® par impression 3D à projection de matière. Les flèches rouges désignent les ports de connexion pour les mesures de pression. A droite : résultats de distensibilité en fonction de l'épaisseur du fantôme comparés aux mesures physiologiques issues de la littérature [101].

Les résultats de distensibilité obtenus sont en accord avec les résultats *in vivo* issus de la littérature. Néanmoins, il est important de noter que l'épaisseur ne régit pas majoritairement le comportement mécanique élastique de l'aorte comme nous avons pu le voir dans une section précédente de ce chapitre (1.2). Ceci peut être illustré par la forte variabilité dans les mesures de distensibilité (littérature) pour chaque épaisseur. De plus, il existe des zones aortiques où l'épaisseur peut être inférieure à 0.7 mm. L'auteur mentionne dans son article, que les fantômes d'une épaisseur inférieure à 0.7 mm ne sont pas viables car ils sont endommagés sous l'effet d'une pression d'ordre physiologique. Un autre aspect tout aussi important est à prendre en compte dans cette étude. Il s'agit de la cohérence entre les représentativités géométrique et mécanique. Il peut exister une multitude de comportements mécaniques pour une même épaisseur de la paroi, en fonction du caractère sain ou pathologique mais aussi selon l'âge du patient. Il n'est donc pas souhaitable de vouloir jouer sur l'épaisseur de la paroi du fantôme pour contrôler le comportement mécanique. Ce procédé et ce matériau ne sont donc pas adaptés pour produire des fantômes spécifiques à chaque patient. Le temps de production d'une pièce est de 12h, ce qui rend néanmoins la technique intéressante.

- Impression par voie indirecte

D'autres auteurs [89, 102] ont eu recours à la fabrication de fantômes d'aorte par voie indirecte. L'avantage de cette technique est que l'on peut utiliser des matériaux élastomères qui réticulent par voie thermique pour un procédé Liquide - Solide, contrairement à la voie directe où seuls des élastomères photosensibles sont utilisés. Par conséquent, il est possible de produire un fantôme à partir d'un panel plus large de formulations chimiques pouvant donner lieu à des comportements mécaniques aortiques variables et plus proches de la réalité, tout en conservant la morphologie vasculaire du patient. Les élastomères choisis passent d'un état liquide à un état solide par réaction de réticulation après injection, au sein d'un espace défini entre moules interne et externe. De ce fait, il est important de maîtriser la CAO pour construire les fichiers STL des moules à partir de la représentation numérique de l'aorte analysée.

Les travaux de Sulaiman [89] (voir section 2.2.2.1), ont permis de réaliser le fantôme de ce patient en silicone RTV 2 (Figure 30). L'I3D par frittage de poudre a été utilisée pour créer un

moule interne (Figure 30) et un modèle surdimensionné en résine époxy. Le modèle surdimensionné a permis de créer une empreinte dans un moule externe. Le moule interne est ensuite placé dans le moule externe de manière à ce que l'espace inter moules représente la morphologie de l'aorte du patient. Le mélange des deux composants du silicone RTV2 a été injecté sous vide dans le moule et réticulé à haute température. Puis, après retrait du moule externe, le moule interne est détruit pour obtenir le fantôme d'aorte morpho-fidèle.

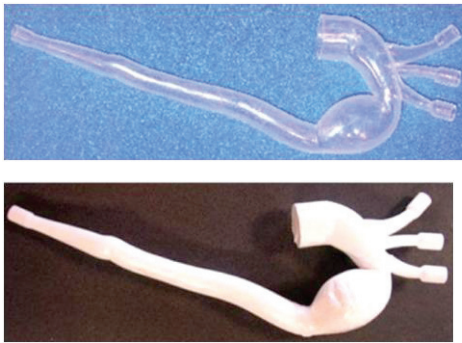


Figure 30 : Fantôme de l'arbre aortique, avec un anévrisme fusiforme au niveau de la crosse aortique, en silicone Bluesil® RTV 3040 (haut) par injection dans un moule interne-externe. Moule interne, en résine époxy, réalisé par impression 3D à frittage de poudre (bas) [89].

Plusieurs étapes sont nécessaires pour passer de la représentation numérique au fantôme physique. La première est de retravailler la représentation numérique de l'aorte sous CFAO pour générer des nouveaux fichiers STL utilisables pour la fabrication additive du moule interne et du modèle surdimensionné. Deuxièmement, la maîtrise de l'I3D est impérative pour produire ces deux modèles de morphologie identique aux fichiers STL. Troisièmement, il faut produire le moule externe à partir du modèle surdimensionné et, par conséquent, maîtriser le procédé de moulage. Puis, il faut maîtriser le procédé d'injection dans son ensemble (juxtaposition des moules, conditions d'injection et démoulage) afin que la pièce conserve la même morphologie du format numérique au format physique. Il est donc évident que le temps de réalisation d'un tel fantôme est trop long pour permettre un entraînement préopératoire. De plus, l'accumulation des étapes dans le procédé de fabrication et la réalisation des moules augmentent considérablement le prix du fantôme. Néanmoins cette technique d'impression indirecte présente un intérêt particulier puisqu'elle permet d'utiliser de très nombreuses formulations d'élastomères commerciales ou innovantes en vue d'une production de fantômes aortiques patient-spécifiques.

2.3. Conclusion

La fabrication de fantômes vasculaires présente un intérêt particulier dans le domaine de la chirurgie interventionnelle. Notamment, des fantômes d'aorte sont réalisés en vue d'un entraînement préopératoire d'un traitement endovasculaire. La reproduction fidèle des indicateurs de morphologies et mécaniques de l'aorte réelle, conditionnent la réussite de l'intervention et, de ce fait, la survie du patient. Si ces deux conditions sont remplies, le fantôme est dit patient-spécifique.

La reproduction du comportement mécanique de l'aorte, par des matériaux synthétiques, a fait l'objet d'une étude de sélection des matériaux, qui a amené les différents auteurs vers les élastomères. Ces derniers possèdent des propriétés mécaniques relativement proches de celles des artères dont les microstructures peuvent être relativement similaires dans le cas des élastomères. De nombreux matériaux tels que les polyuréthanes, les latex ou les silicones ont été utilisés pour des fantômes de l'aorte abdominale avec un anévrisme fusiforme. Cependant, peu d'études présentent une validation des propriétés mécaniques de ces matériaux qui permettraient de les considérer méca-fidèles. Certaines d'entre elles ont pu montrer que les matériaux en silicone présentent un fort potentiel pour la représentation mécanique aortique. L'existence d'un très grand nombre de formulations commerciales permettrait d'obtenir des propriétés mécaniques variables. Par exemple, un silicone RTV formulé avec une huile PDMS a permis à un laboratoire de réaliser un fantôme d'AAA dont la complaisance (élasticité linéaire) est similaire à celle trouvée dans la littérature. La représentativité du comportement vasculaire hyper-viscoélastique a pu être réalisée à l'aide d'hydrogels de PVA issus d'un procédé de gel/dégel d'une solution aqueuse de PVA. Même si ces hydrogels sont les matériaux les plus intéressants pour la reproduction fidèle du comportement mécanique artériel, le temps nécessaire à leur synthèse est trop important (> 24h) et devra être réduit pour permettre de répondre à des situations d'urgences. De plus, pour atteindre ce type de comportement mécanique, il est impératif de réaliser une réticulation sous-contrainte de manière locale. Cette exigence apparaît clairement difficile, voir impossible, à satisfaire dans le cadre de la fabrication additive de fantômes aortiques par voie indirecte. Par conséquent, ce type d'hydrogels ne peut répondre à la thématique principale de notre étude. En revanche, les matériaux silicone ont un temps de production inférieur à 1h, ce qui les rend plus compétitifs que les hydrogels.

Dans la littérature, il n'existe pas de formulations de silicone aux propriétés mécaniques hyper-viscoélastiques similaires aux artères. Il est important de noter que l'existence d'un grand nombre de silicones commerciaux, permet une diversité des propriétés mécaniques, nettement plus importante, que pour des hydrogels de PVA.

De ce fait, nous aurons pour objectif de formuler des matériaux silicone capables de reproduire les comportements hyper-viscoélastiques de parois aortiques, issus des expériences *ex vivo* exposées dans le chapitre 2. Les résultats obtenus sur ces matériaux seront présentés dans le chapitre 3. D'après la nature industrielle et la thématique de nos recherches, des contraintes seront à prendre en compte. Les formulations devront être issues de matériaux commerciaux pour réduire le coût de la matière première, les matériaux devront être transparents pour permettre la visualisation de gestes thérapeutiques au sein du fantôme et enfin, ces matériaux ne devront pas présenter de toxicité. Le comportement mécanique de nos formulations sera validé, par création d'un banc de test capable de reproduire les propriétés hémodynamiques du flux sanguin. A terme, cette méthode devra permettre de modéliser le comportement hyper-viscoélastique en situation *in vivo* non invasive. L'identification des paramètres mécaniques des formulations à travers un modèle, la mise en place des systèmes d'acquisition et les limites de cette méthode seront exposées au chapitre 4.

La morphologie de l'arbre aortique d'un patient atteint d'une pathologie, joue un rôle majeur dans la réussite de l'intervention. En effet, des patients peuvent présenter des morphologies plus ou moins complexes qui peuvent gêner ou rendre impossible le passage d'un guide ou le placement d'un stent dans la zone pathologique. Il est donc important que cette morphologie puisse être représentée sur le fantôme. L'entraînement préopératoire exige que ce fantôme soit aussi produit rapidement pour éviter toutes complications de l'état du patient. La fabrication additive est l'unique procédé capable de répondre à ces notions de complexité géométrique et de temps de production. La stratégie adoptée pour la réalisation de fantômes morpho-fidèles, fait appel à deux concepts: la *représentation numérique* et la *conception et la fabrication assistée par ordinateur* (CFAO). L'aorte du patient est segmentée à partir d'une technique d'imagerie médicale, puis le fantôme physique de l'aorte est réalisé sur la base du format numérique. Des recherches ont permis de mettre au point des logiciels capables de générer des fichiers de stéréolithographie (STL),

comme Maracas, pouvant être utilisé dans différents procédés de CFAO, comme en particulier l'impression 3D. De rares fantômes de l'arbre aortique, utilisant cette stratégie, ont été réalisés avec des élastomères sans pour autant faire l'objet d'une validation mécanique. Nous aurons donc pour objectif de produire des fantômes aortiques patient-spécifiques à l'aide des formulations mises au point dans le chapitre 3, par un procédé utilisant la fabrication additive, abordée dans le chapitre 5 et à les valider mécaniquement.

Chapitre 2

Modélisation mécanique de l'aorte abdominale saine

Ce chapitre a pour but de définir et modéliser, le comportement mécanique hyper-viscoélastique de l'aorte abdominale chez l'humain. Les résultats permettront de constituer des indicateurs clés pour la validation de matériaux méca-fidèles présentés au chapitre 3, en vue de la réalisation de fantômes aortiques patient-spécifiques.

Plan du chapitre 2 : Modélisation mécanique de l'aorte abdominale saine

1. Introduction	p.81
2. Matériels et méthodes	p.82
2.1. Echantillonnage	p.82
2.2. Analyse hyperélastique par traction uniaxiale	p.83
2.2.1. Protocole d'essai	p.83
2.2.1.1. Hypothèse simplificatrice	p.83
2.2.1.2. Dimension et position des échantillons	p.84
2.2.1.3. Conditions d'essai et précautions	p.85
2.2.2. Traitements des données expérimentales et modélisation	p.86
2.3. Analyse viscoélastique par cisaillement dynamique	p.87
2.3.1. Protocole d'essai	p.87
2.3.2. Traitement des données expérimentales et modélisation	p.88
3. Résultats	p.91
3.1. Avant-propos	p.91
3.1.1. Nomenclature des échantillons sélectionnés	p.91
3.1.2. Effet du mode de conservation	p.92
3.1.3. Validation de la modélisation hyperélastique	p.93
3.1.4. Validation de la modélisation viscoélastique	p.95
3.2. Identification des paramètres hyper-viscoélastiques	p.97
4. Discussion	p.99
5. Conclusion	p.101

1. Introduction

Dans le cadre de ces travaux de recherche, les premiers objectifs furent d'acquérir une bibliothèque de données sur la modélisation du comportement mécanique de l'arbre aortique complet, sain et pathologique. En raison de certaines lacunes de la littérature sur l'identification du comportement de l'aorte saine, ce chapitre a pour but de caractériser le comportement mécanique de l'aorte abdominale (AA) saine à travers des expériences *ex vivo*. La combinaison de ces résultats expérimentaux et de ceux issus de la littérature nous permettra de guider la mise au point de formulations de matériaux méca-fidèles abordée au chapitre suivant. L'étude bibliographique nous a permis de définir la réponse mécanique de l'aorte comme étant hyper-viscoélastique. De plus, le modèle de Maxwell généralisé (Figure 13) est couramment utilisé dans la modélisation de ce type de comportement. Nous utiliserons donc ces observations dans la stratégie et la méthodologie de nos expériences *ex vivo*.

Pour modéliser avec précision le comportement mécanique hyper-viscoélastique sain de l'AA, il convient de séparer les comportements élastique et viscoélastique. En effet, ces comportements étant de natures physiques différentes, l'expression de l'un de ces caractères ne doit pas altérer l'expression de l'autre. Le comportement élastique (en l'occurrence hyperélastique) sera analysé en traction uniaxiale qui est une méthode courante dans la définition du caractère élastique, puis, le comportement viscoélastique sera analysé par cisaillement simple dynamique. Evidemment, ces modes de déformation restent trop simplistes pour distinguer les comportements des différentes macrostructures artérielles. Cependant, ces essais mécaniques seront suffisants pour la caractérisation du comportement global qui nous est nécessaire.

En premier lieu, ce chapitre illustre la méthodologie des expériences *ex vivo*. Le processus d'échantillonnage et les techniques d'analyse seront exposés et validés. Puis les résultats de modélisation du comportement mécanique des échantillons d'AA sains seront discutés.

2. Matériels et Méthodes

2.1. Echantillonnage

Les échantillons d'AA étudiés dans notre étude sont considérés comme des déchets biologiques, ce qui, après validation du comité d'éthique du CHU de Lyon (lettre de confirmation disponible en Annexe 1), ne soulève pas de problème éthique. Ils ont été prélevés de manière aléatoire, c'est-à-dire sur des sujets d'âge, d'indice de masse corporelle (IMC) et de mode de vie non contrôlés. Les sujets sélectionnés sont issus d'un décès soudain ou accidentel, sans que la présence d'éléments vasoconstricteurs et vasodilatateurs ne soit contrôlée. La sélection et l'excision *post mortem* des échantillons sont pratiquées par le Pr Laurent Fanton et le Dr Brigitte Guillet de l'institut médico-légal de Lyon. L'excision est réalisée entre les artères iliaques et l'artère mésentérique inférieure, avec retrait des artères collatérales (Figure 31). Pour minimiser l'altération des propriétés mécaniques des échantillons d'AA après décès des sujets, les analyses mécaniques seront effectuées dans les 36 heures suivant le décès.



Figure 31 : Echantillon d'une AA après excision.

Après excision, le tissu aortique doit être conservé dans un milieu non destructif afin d'altérer le moins possible les microstructures et, par conséquent, les propriétés mécaniques des échantillons. Pour ce faire, deux modes de conservation sont couramment utilisés, la cryoconservation et la conservation dans un liquide physiologique. La cryoconservation permet de préserver, dans l'azote liquide, le tissu biologique à une température avoisinant les -178°C . L'activité moléculaire de l'échantillon est ainsi figée, empêchant sa dégradation, mais ceci augmente considérablement la fragilité du tissu. Cette technique n'a donc pas retenu notre attention compte tenu du fort risque de dégradation de l'échantillon durant son transport. La conservation peut être aussi réalisée en sérum dit physiologique, de par son osmolarité identique à celle du sang (on parle aussi de solution isotonique). Cette

solution est composée d'eau distillée et de chlorure de sodium à une concentration massique de 9g/L. L'ajout de méthanal, plus connu sous le nom de formol, dans l'eau physiologique est couramment réalisé, en différentes concentrations, pour la conservation des tissus. La dégradation mécanique des tissus aortiques n'étant pas clairement établie en présence de méthanal, nous ne sélectionnerons pas non plus cette technique pour la conservation de nos échantillons. Compte tenu du temps court entre le décès des sujets et l'analyse de leur AA, les échantillons ont été conservés dans un sérum physiologique à une température de 4°C depuis l'excision jusqu'aux essais mécaniques.

Les expériences *ex vivo* présentent un risque important de contamination biologique. Les échantillons sont manipulés avec précautions par l'utilisateur muni d'équipements de protection adaptés. Les outils de manipulation (pince, ciseaux, scalpel,...) et de mesures (mors de traction, disque de cisaillement,...) sont nettoyés avant et après chaque utilisation à l'aide d'une solution aqueuse d'ammonium utilisée en milieu clinique, comme agent désinfectant. Après essais, les échantillons et les consommables souillés sont confinés hermétiquement et rendus à l'institut médico-légal de Lyon pour destruction.

2.2. Analyse hyperélastique par traction uniaxiale

2.2.1. Protocole d'essai

2.2.1.1. Hypothèse simplificatrice

Le comportement hyperélastique des échantillons d'AA est déterminé par traction uniaxiale à température ambiante. N'ayant pas la possibilité de mesurer le coefficient de Poisson, nous ferons par la suite, l'hypothèse que le tissu aortique est incompressible ($\nu = 0.5$). Cette hypothèse a d'ailleurs été justifiée dans la partie bibliographique (section 1.2). De plus, il est important de noter ici que, bien que conscient du caractère anisotrope du comportement mécanique de l'aorte, nous n'en tiendrons pas compte par la suite car cet aspect compliquerait énormément la fabrication des fantômes sans pour autant conférer une propriété indispensable pour leurs applications. En effet, Le caractère anisotrope de la paroi artérielle n'est pas un aspect primordial dans le cadre de la réalisation de fantôme, en vue d'un entraînement préopératoire au traitement endovasculaire. Par conséquent, nous aurons une plus grande liberté sur le choix et la réalisation des formulations, ainsi qu'une plus grande facilité de mise en œuvre. Nous analysons donc le comportement mécanique de

l'aorte dans l'axe circonférentiel et nous généraliserons ce comportement dans chaque direction de l'espace (isotrope) pour la formulation de matériaux méca-fidèles abordée au chapitre suivant.

2.2.1.2. Dimension et position des échantillons

Après réception des échantillons d'AA, ceux-ci sont sortis de leur liquide de conservation afin de découper une éprouvette de traction en forme d'haltère, grâce à un emporte-pièce. L'emporte-pièce correspond aux dimensions d'une éprouvette H3 de la norme NF T51-034 (AFNOR 1975) dont les dimensions schématisées en Figure 32 sont : $L = 34 \pm 0.5$ mm; $L_0 = 17 \pm 0.5$ mm; $L_1 = 19 \pm 0.5$ mm; $L_2 = 31 \pm 0.5$ mm; $L_3 = 50 \pm 2$ mm; $b_1 = 4 \pm 0.1$ mm; $b_2 = 8.5 \pm 0.1$ mm. L'empreinte est faite dans la direction circonférentielle de l'AA, dans une zone sans artères collatérales (détection visuelle) et sans calcifications (détection par tâtonnement manuel). L'éprouvette est ensuite fixée sur une machine de traction uniaxiale (MTS Criterion), munie d'un capteur de valeur limite 500N, entre deux mors de fixation. Traditionnellement, les éprouvettes de type haltère (H) sont fixées de telle manière que la distance inter-mors soit égale à L . Pour suivre avec précision la déformation du matériau dans l'axe principal de la sollicitation, l'utilisation d'un extensomètre est en général préférable. Il existe des extensomètres avec ou sans contact dont la distance entre les deux capteurs est égale à L_0 .

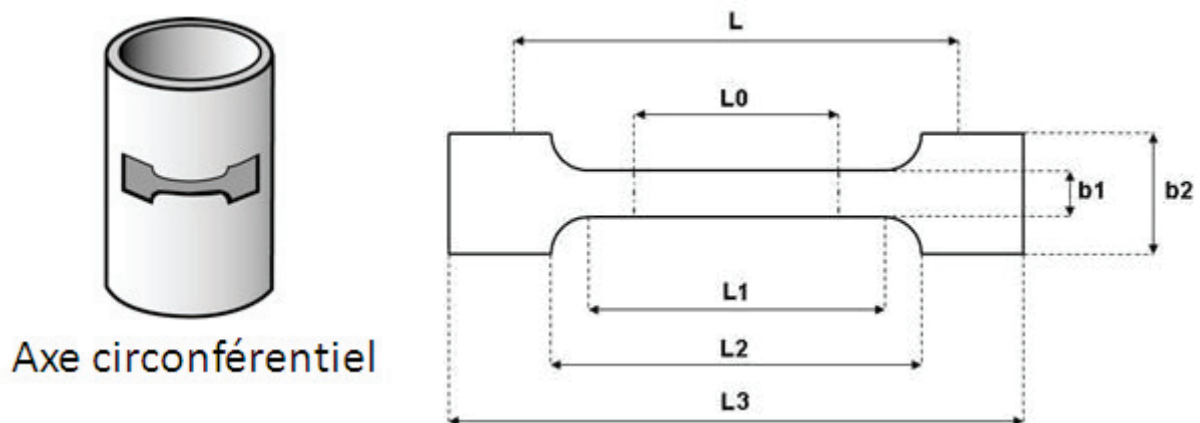


Figure 32 : Caractéristiques des échantillons d'AA utilisés pour les expériences de traction uniaxiale. Gauche : échantillonnage dans l'axe circonférentiel ; Droite : Schématisation des dimensions des éprouvettes type H3.

NB : Dans le cadre de notre étude, nous avons tenté d'utiliser un extensomètre à contact. Cependant, il donnait lieu à un faible rapport signal sur bruit mais aussi à un artefact montrant une hystérésis artificielle à cause d'un certain rattrapage de jeu entre l'extension

et la rétraction (ces observations ne sont pas montrées dans ce chapitre). Par conséquent nous avons utilisé le déplacement des mors pour mesurer l'allongement.

2.2.1.3. Conditions d'essai et précautions

Compte tenu des observations faites sur le comportement mécanique vasculaire dans le chapitre précédent, il est nécessaire de prendre certaines précautions sur le mode de sollicitation pour atteindre le comportement purement élastique de nos échantillons d'AA :

- **Dégradation** : L'échantillon analysé ne doit pas être dégradé durant l'essai. Pour ne pas atteindre la zone d'endommagement, plasticité, la gamme de déformation ne doit pas excéder le domaine élastique.
- **Pré conditionnement et Effet Mullins**: L'aorte est un matériau pré conditionné, ce qui suppose que le comportement mécanique du tissu est différent du premier étirement au second. De plus, l'existence de fibres de collagène au sein de la matrice d'élastine peut refléter un comportement mécanique fonction de la cohésion fibre-matrice ou charge-matrice. Lors d'une sollicitation mécanique, ces cohésions peuvent se détériorer et le comportement mécanique de l'échantillon peut être différent cycle après cycle de chargement-déchargement. Par analogie avec les matériaux élastomères chargés dont le comportement présente aussi une variation entre cycles de charge-décharge, nous qualifierons ce phénomène d'effet Mullins.
- **Viscoélasticité** : pour modéliser avec la plus grande précision possible le comportement purement élastique des échantillons, il est nécessaire de soustraire d'éventuelles traces de pertes visqueuses. Typiquement, l'existence de ce comportement est traduite par l'apparition d'une boucle d'hystérésis entre les comportements mécaniques en chargement et déchargement lors d'un essai cyclique.

Pour éliminer la totalité de ces effets, les échantillons sont soumis à un étirement cyclique pour une élongation maximale comprise entre 1.2 et 1.3, selon la limite d'élasticité, à une vitesse d'allongement constante de 1mm/min. Cette vitesse est suffisamment faible pour s'affranchir de l'effet viscoélastique. Pour que nos résultats ne soient pas perturbés par l'effet Mullins, les échantillons sont conditionnés en effectuant plusieurs cycles de chargement-déchargement (typiquement 5) jusqu'à ce que les cycles deviennent identiques

de l'un à l'autre. Par la suite, nous utiliserons ces cinquièmes cycles pour modéliser le comportement.

Les conditions d'essai en traction uniaxiale étant définies, nous allons exposer les méthodes de calcul permettant de modéliser le comportement élastique des échantillons d'AA sains.

2.2.2. Traitement des données expérimentales et modélisation

A vitesse d'allongement contrôlée et constante :

- On considère la longueur de l'éprouvette comme la distance entre les mors au temps (≈ 17 mm). L'élongation est définie par:

$$\epsilon = \frac{L - L_0}{L_0}$$

Équation 24

Puis, la déformation :

$$\lambda = \frac{L}{L_0}$$

Équation 25

- Le capteur enregistre une force F , pour définir la contrainte vraie (ou de Cauchy) :

$$\sigma = \frac{F}{S}$$

Équation 26

où la section , avec l'épaisseur de l'échantillon.

Le tracé expérimental est modélisé d'après un modèle de Yeoh d'ordre 3 (Équation 10) dont la validité sera démontrée en section 3.1.3 de ce chapitre. En traction uniaxiale, le gradient de déplacement , de l'Équation 3 est défini selon :

Équation 27

Pour un matériau incompressible, . On obtient et $\epsilon = \lambda - 1$.

Puis, le tenseur des déformations de Cauchy devient :

Équation 28

dont le premier invariant –. Cela permet de définir la contrainte vraie dans la direction principale, selon le modèle de Yeoh d'ordre 3 et d'après les équations 1 et 4, telle que :

$$\sigma = \frac{1}{J} \left(\frac{\partial \psi}{\partial I} + \frac{2}{J} \frac{\partial \psi}{\partial II} I + \frac{1}{J} \frac{\partial \psi}{\partial III} (I^2 - III) \right) \mathbf{E}$$

Équation 29

Il est possible d'exprimer le module d'Young en fonction des constantes du modèle de Yeoh à l'aide d'un développement limité aux faibles élongations [103] de l'Équation 29 et plus généralement pour tous les ordres du modèle de Yeoh. On obtient:

$$E = \frac{2}{J} \left(\frac{\partial \psi}{\partial I} + \frac{2}{J} \frac{\partial \psi}{\partial II} I + \frac{1}{J} \frac{\partial \psi}{\partial III} (I^2 - III) \right)$$

Équation 30

Cette équation nous sera utile pour démontrer la pertinence de notre modèle hyperélastique à définir le comportement mécanique des échantillons d'AA et pour corrélérer nos mesures élastiques et viscoélastiques.

L'identification des constantes est réalisée par la méthode des moindres carrés à l'aide de la fonction `lsqcurvefit` du logiciel MATLAB par l'algorithme de minimisation « *true region reflective* ».

2.3. Analyse viscoélastique par cisaillement dynamique

2.3.1. Protocole d'essai

Pour déterminer le comportement viscoélastique de nos échantillons d'AA, nous réalisons une analyse mécanique dynamique en cisaillement simple à l'aide d'un rhéomètre ARES (TA Instruments) avec une géométrie plateaux parallèles de 25mm. Pour ce faire, nous prélevons

à l'aide d'un emporte pièce, un morceau d'aorte sous forme d'un disque de diamètre = 25mm et d'épaisseur (Figure 33).

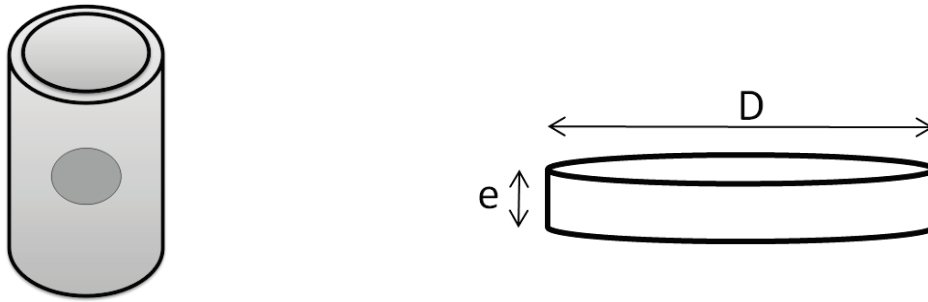


Figure 33 : Caractéristiques des échantillons d'AA utilisés pour les mesures viscoélastiques en cisaillement simple dynamique. Gauche : zone d'échantillonnage en évitant les artères collatérales et les zones de calcification ; Droite : dimensions des disques.

Le rhéomètre ARES permet de mesurer une contrainte dynamique sous déformation imposée selon une fréquence angulaire donnée. Une mesure par balayage en fréquence à déformation contrôlée et constante, dans le domaine linéaire, permet d'identifier les composantes élastique et visqueuse du comportement de l'échantillon. Il faut préciser que plus la gamme de fréquences angulaires est large, meilleure est la qualité du modèle viscoélastique qui en est déduit.

2.3.2. Traitement des données expérimentales et modélisation

Dans le domaine linéaire et selon le principe de superposition de Boltzmann, il est possible d'exprimer la contrainte induite par la vitesse de cisaillement à un instant , telle que :

Équation 31

où est le module de relaxation. Pour une déformation imposée de forme sinusoïdale () et de fréquence angulaire , l'intégration de l'Équation 31 conduit à la somme d'une contrainte en phase avec la déformation (réponse élastique) et d'une contrainte déphasée de $\pi/2$ par rapport à la déformation (réponse visqueuse).

Équation 32

avec :

Équation 33

où est le module de conservation et le module de perte, qui contiennent tous les deux le caractère viscoélastique du matériau analysé. A partir des mesures dynamiques, on obtient le module complexe :

Équation 34

Pour un modèle de Maxwell solide généralisé, l'expression de ces modules est :

$$\begin{aligned} & \text{_____} \\ & \text{_____} \end{aligned}$$

Équation 35

où est le module élastique de Coulomb du ressort isolé, le module élastique de Coulomb de l'élément de Maxwell au temps de relaxation et le nombre d'éléments de Maxwell. L'ensemble des temps de relaxation et de leurs modules est appelé spectre des temps de relaxation. L'identification des paramètres et est réalisée à l'aide de l'outil solveur du logiciel Microsoft Excel par une méthode des moindres carrés pondérés, dont la fonction « objectif » à minimiser est décrite en Équation 36.

$$\text{_____}$$

Équation 36

où N est le nombre de données acquises par la mesure. Cette méthode [104, 105] permet d'équilibrer l'importance de la partie élastique et de la partie visqueuse lors de l'identification des paramètres viscoélastiques de notre modèle. Une écriture semblable de cette équation a déjà été utilisée dans ce type de problème [106]. L'algorithme de minimisation utilisé est Levenberg-Marquart. Les temps de relaxations τ_i sont fixés à des ordres de grandeurs différents : 0.003s, 0.03s, 0.3s, 3s et 30s pour éviter des difficultés d'identification de ces paramètres provenant du fait qu'il s'agit là d'un problème mal posé bien connu [107].

L'expression de la viscoélasticité pour chaque élément de Maxwell de notre modèle est faite à l'aide de deux paramètres : E_i et τ_i . Cependant, si le milieu viscoélastique est continu, nous pouvons faire l'hypothèse que l'expression du potentiel viscoélastique Ψ_i est remplaçable par la fonction d'énergie de déformation U_i , responsable de la réponse isochore [44]. Pour un processus isochore, on définit alors le facteur adimensionnel α_i , comme la contribution viscoélastique de l'élément de Maxwell α de notre modèle, tel que :

Équation 37

soit :

Équation 38

et :

Équation 39

Ce qui dans le domaine linéaire conduit à :

$$\frac{\partial \Psi}{\partial \epsilon} = \sum_{i=1}^N \alpha_i E_i \left(\frac{\epsilon}{\tau_i} \right)^{\frac{1}{n_i}} \frac{1}{\tau_i} \left(\frac{\epsilon}{\tau_i} \right)^{\frac{1}{n_i} - 1}$$

Équation 40

Finalement l'expression de la viscoélasticité pour chaque élément de Maxwell de notre modèle sera faite à l'aide des deux paramètres : E_i et τ_i .

De plus, il est possible de relier l’ensemble des éléments de Maxwell pour exprimer la viscosité globale , d’un matériau incompressible, selon :

Équation 41

3. Résultats

Avant de présenter les résultats de modélisation hyper-viscoélastique du comportement mécanique des échantillons d’AA, nous définirons la nomenclature des échantillons sélectionnés dans cette étude. Puis, nous validerons la méthodologie expérimentale et numérique pour prouver le bien-fondé de nos résultats et des conclusions tirées.

3.1. Avant-propos

3.1.1. Nomenclature des échantillons sélectionnés

Le Tableau 4 présente les caractéristiques des échantillons d’AA utilisés dans cette étude. Les échantillons sont nommés en fonction de l’âge et de l’IMC du défunt. Par exemple, pour l’aorte abdominale d’un défunt de 12 ans avec une IMC de 19.7, sa nomination sera 12-20. Nous mentionnons aussi dans cette nomenclature la mesure de l’épaisseur de la paroi de l’AA faite au pied à coulisse.

Nom	Age (année)	Indice de Masse Corporelle (IMC)	Epaisseur (mm)
12-20	12	19.7	1.36
39-18	39	18.4	1.65
50-36	50	35.6	1.57
57-28	57	28.1	1.49
68-18	68	17.6	1.83
69-25	69	24.6	1.85

Tableau 4 : Nomenclature des AAs étudiées

Les six échantillons présentés dans cette étude couvrent une distribution assez large de l’âge et de l’IMC. L’âge varie de 12 à 69 ans et l’IMC de 18 à 36. Comme nous l’avons montré dans la partie bibliographique, l’âge et probablement l’IMC du sujet pourraient avoir une influence sur les caractéristiques mécaniques. Cependant, notre étude de cette influence ne

pourra être qu'indicative car nous ne disposons pas de suffisamment d'échantillons pour la rendre systématique et statistique.

3.1.2. Effet du mode de conservation

La première préoccupation pour cette étude est la validation du mode de conservation des échantillons d'AA dans un sérum physiologique à 4°C. Un test en traction uniaxiale simple a été réalisé pour évaluer la dégradation microstructurale du tissu aortique impactant à la fois son comportement élastique et visqueux. Pour exprimer ces deux comportements dans un même essai, nous avons comparé le 3^{ème} cycle de chargement-déchargement d'un échantillon pour [1 ; 1.3], à une vitesse d'allongement de 10 mm/min. Cette vitesse permet l'expression d'une boucle d'hystérésis dont la mesure de l'aire permet d'évaluer la dissipation visqueuse. L'AA du sujet 69-25 a été soumise à ces conditions de test 36h, 60h et 84h après décès, et les résultats sont illustrés en Figure 34.

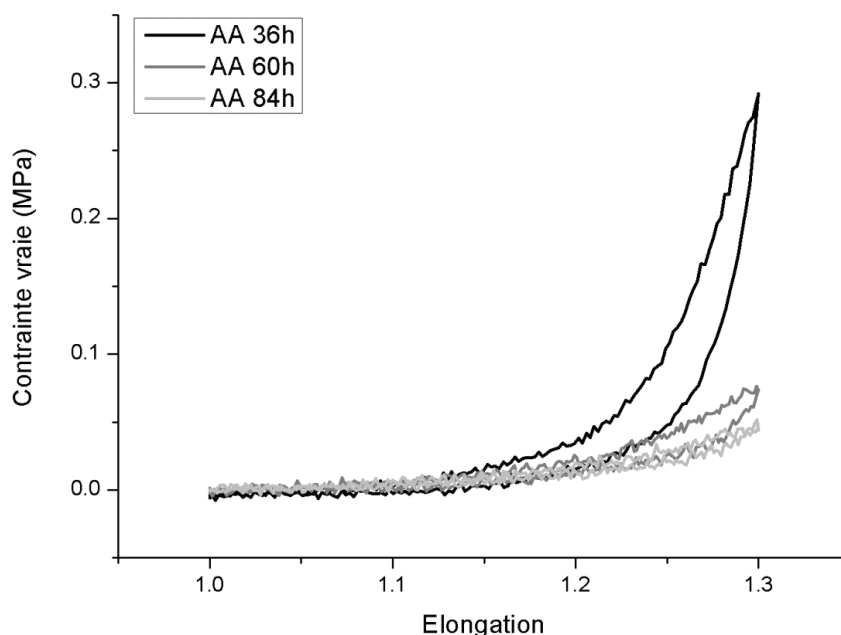


Figure 34 : Evolution du comportement mécanique de l'aorte abdominale après décès. Résultats en traction uniaxiale ; 3^{ème} cycle ; $\dot{\epsilon} = 1 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$.

Au regard de ces résultats, nous pouvons affirmer que le comportement mécanique du tissu de l'AA se dégrade au cours du temps dans le sérum physiologique à 4°C. En effet, la contrainte maximale à 36h est supérieure à la contrainte maximale à 60h, elle même

supérieure à celle à 84h. Le sérum physiologique, utilisé comme liquide de conservation, ne conserve pas le comportement mécanique de l'AA ce qui prouve que les microstructures du tissu se dégradent au cours du temps. Si l'on concentre nos observations sur le comportement élastique de l'échantillon, on s'aperçoit que pour une gamme d'élongation comprise entre 1 et 1.1, le comportement semble peu varier. En revanche, pour des élongations supérieures à 1.1, l'augmentation de contrainte (durcissement) observée à 36h est fortement diminuée à 60h et 84h. Selon les observations faites au chapitre précédent (section 1.2.1), nous pourrions supposer que la dégradation microstructurale est préférentiellement localisée sur les fibres de collagène par rapport au réseau d'élastine. Néanmoins, cette affirmation reste intuitive et demanderait une étude microscopique du tissu pour être vérifiée. La mesure de l'aire de la boucle d'hystérésis nous renseigne sur le caractère visqueux de l'échantillon dont les résultats sont présentés dans le tableau 6.

Temps (t)	Aire de l'hystérésis (MJ/m ³) :	Taux de perte (%) : t vs t-24h
36h	6.57×10^{-3}	-
60h	2.28×10^{-3}	35
84h	1.16×10^{-3}	51

Tableau 5 : Résultats de mesure de l'aire d'hystérésis pour l'étude de conservation des échantillons d'AA. Mesure par intégration numérique (méthode des trapèzes), faite sous le logiciel Origin-Pro 8.

On peut constater que l'aire de l'hystérésis, et donc la viscosité, diminue au cours du temps :

$= 6.57 \times 10^{-3} \text{ MJ/m}^3 > = 2.28 \times 10^{-3} \text{ MJ/m}^3 > = 1.16 \times 10^{-3} \text{ MJ/m}^3$. L'origine de la viscoélasticité des tissus artériels étant complexe et encore mal comprise, nous ne pouvons pas expliquer précisément la cause de cette perte visqueuse.

Cette étude préliminaire met en avant l'importance du temps *post mortem* imparti dans lequel nos échantillons d'AA doivent être analysés. Nos essais doivent donc être réalisés le plus tôt possible après le décès. Un délai maximum de 36h semble raisonnable pour pouvoir décrire significativement le comportement hyper-viscoélastique de nos échantillons mais, comme c'est le cas dans la plupart des études *ex vivo*, nous ne pouvons pas quantifier la perte mécanique après décès du sujet.

3.1.3. Validation de la modélisation hyperélastique

Pour valider le choix du modèle phénoménologique hyperélastique de Yeoh utilisé pour la modélisation du comportement élastique de nos échantillons d'AA, nous réalisons un test de

traction uniaxiale cyclique dont les conditions ont été décrites en section 2.2.1.3 de ce chapitre. Les modèles de Mooney-Rivlin d'ordre 2 et les modèles de Yeoh d'ordre 1 (néo-Hookéen), 2 et 3 ont été confrontés au comportement mécanique expérimental de l'échantillon d'AA 69-25. Les résultats sont illustrés et exposés en Figure 35 et Tableau 6.

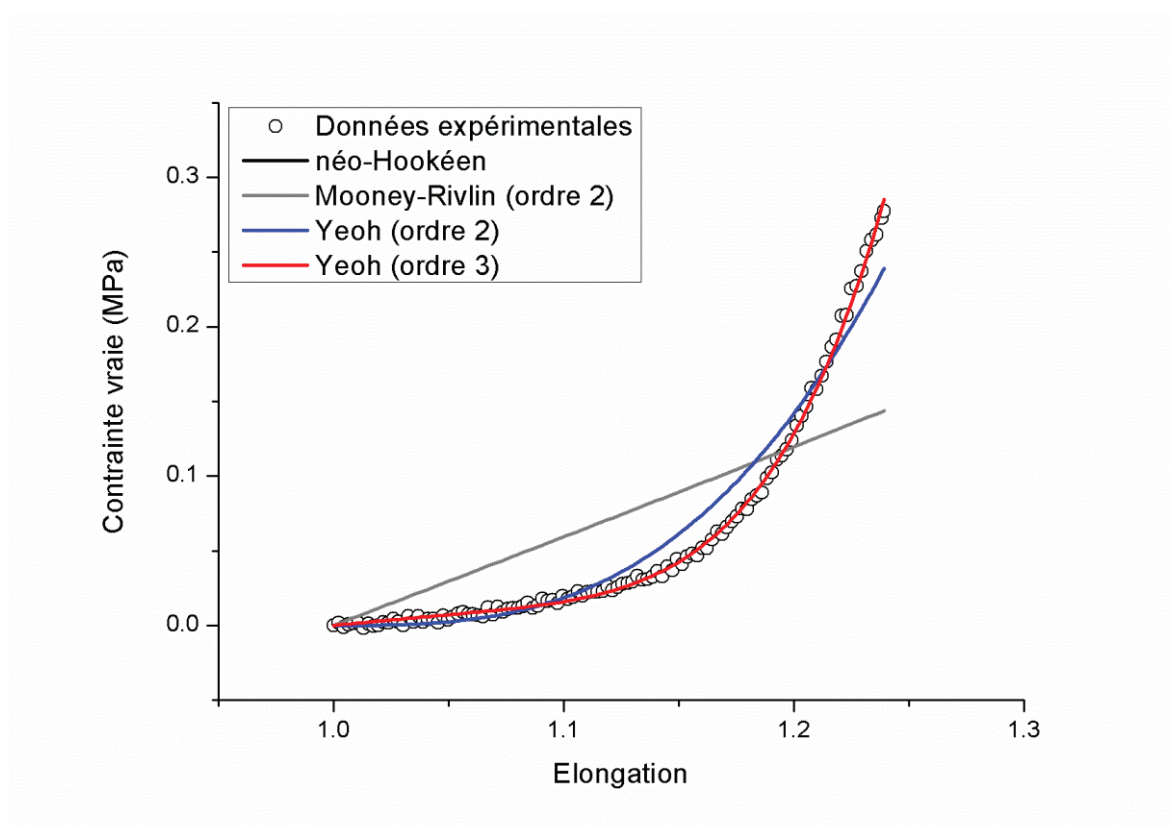


Figure 35 : Validation du modèle phénoménologique de Yeoh dans la modélisation mécanique du comportement de l'AA. Comparaison avec les modèles néo-hookéen et Mooney-Rivlin d'ordre 2. Les résultats numériques des modèles néo-Hookéen et de Mooney-Rivlin (ordre 2) sont identiques. Résultats en traction uniaxiale de l'AA 69-25 ; 3^{ème} chargement ; $= 1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$.

Modèle	C_1 (MPa)	C_2 (MPa)	C_3 (MPa)
Néo	0.0986	-	-
Mooney-Rivlin ordre 2	0.0986	0	-
Yeoh ordre 2	8.04×10^{-9}	0.548	-
Yeoh ordre 3	0.0249	-0.0969	2.98

Tableau 6 : Paramètres hyperélastiques issus de la modélisation du comportement mécanique de l'AA 69-24,6 en traction uniaxiale.

Ces résultats montrent que l'ordre 3 du modèle de Yeoh est l'expression mathématique de l'énergie volumique la plus adéquate pour décrire le comportement élastique des tissus d'AA. Les signes des constantes sont en accord avec les principes de la thermodynamique [44].

3.1.4. Validation de la modélisation viscoélastique

Nous avons sélectionné le cisaillement simple dynamique pour l'identification et la modélisation du comportement viscoélastique de nos échantillons d'AA. La modélisation est faite selon un modèle de Maxwell solide généralisé. Afin d'identifier précisément l'ensemble du comportement viscoélastique du tissu, nous réalisons un test de balayage en fréquence angulaire à une déformation imposée de 1.5%. La valeur de cette déformation a été définie par un test préliminaire pour déterminer le domaine linéaire pour lequel les modules de conservation et de perte restent constants. Nous avons réalisé les expériences de balayages pour des fréquences angulaires $[1 \times 10^0 ; 3.15 \times 10^2]$ rad/s (dans l'ordre de fréquences angulaires décroissant). Au passage, nous pouvons mentionner que cet intervalle encadre largement celui des fréquences cardiaques (40 à 220 battements/minute, soit $[4.2 \times 10^0 ; 2.3 \times 10^1]$ rad/s). Cet intervalle expérimental nous permettra de fixer les temps de relaxation suivants $\tau_1 = 0.003s$, $\tau_2 = 0.03s$ et $\tau_3 = 0.3s$. De plus, il est important de noter que nous avons effectué des expériences pour des fréquences angulaires plus faibles mais qu'elles n'ont pas fourni des résultats exploitables à cause des limites de sensibilité de l'appareil et d'un assèchement du matériau aortique. En effet plus la fréquence angulaire est faible, plus la durée de la mesure est longue, et par conséquent, plus l'échantillon d'AA peut s'assécher. Le rhéomètre utilisé dans cette étude met typiquement 1 minute pour un intervalle de fréquences angulaires $[1 \times 10^0 ; 315 \times 10^2]$ rad/s, alors que pour un intervalle $[1 \times 10^{-1} ; 1 \times 10^0]$ rad/s, la durée est supérieure à 5 minutes. Les résultats expérimentaux et numériques sont illustrés en Figure 36 et l'identification des paramètres est exposée au Tableau 7.

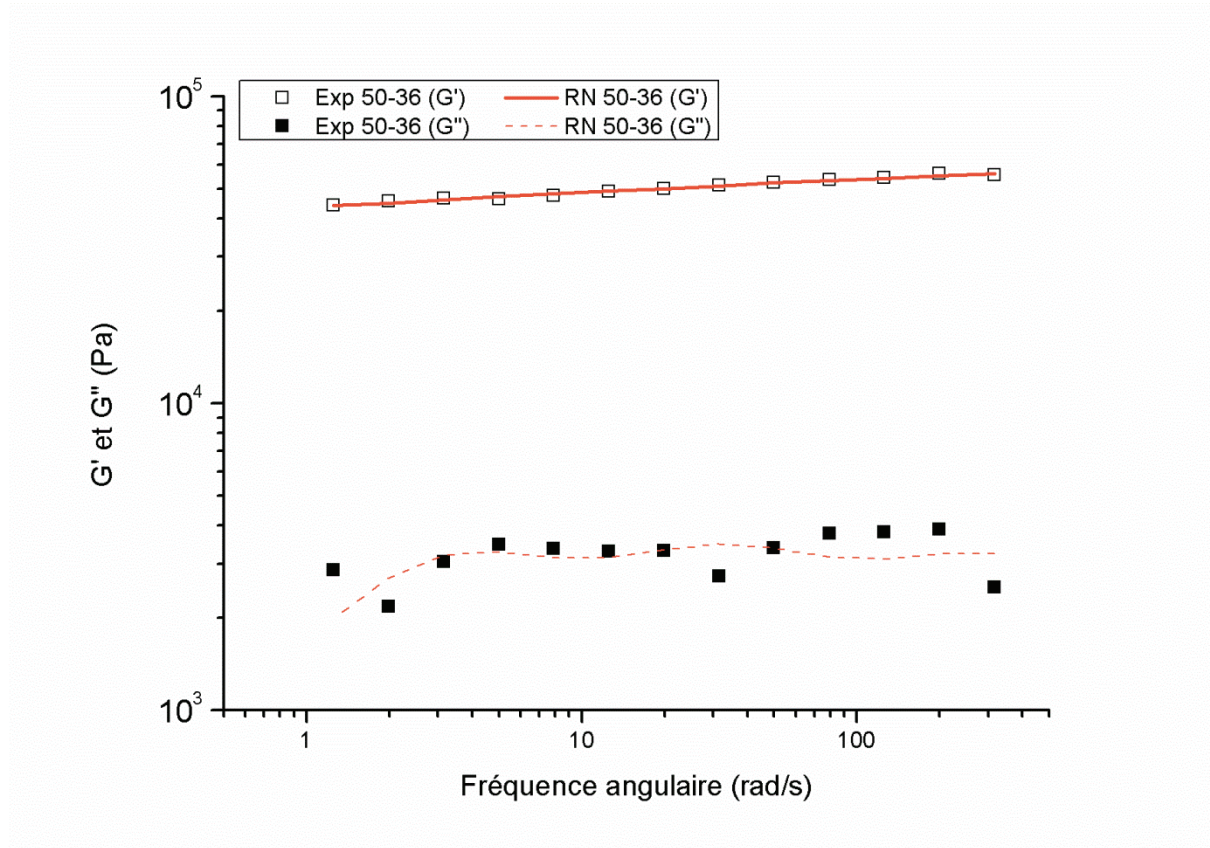


Figure 36 : Module de conservation G' et de perte G'' de l'AA 50-36 en cisaillement dynamique ; 1.5% de déformation. Exp : résultats expérimentaux ; RN : résultats numériques.

G_0 (MPa)	$\tau_1 = 0.003s$	$\tau_2 = 0.03s$	$\tau_3 = 0.3s$	η_0 (Pa.s)
0.0434	0.123	0.111	0.124	1.78×10^3

Tableau 7 : Paramètres viscoélastiques, issus de la modélisation du comportement de l'AA 50-36, en cisaillement dynamique.

Au regard de ce résultat, le modèle de Maxwell solide généralisé est capable de rendre compte du comportement viscoélastique de l'aorte. L'échelle de fréquences angulaires permet de décrire le caractère visqueux du matériau réparti selon 3 temps de relaxation ($\tau_1 = 0.003s$; $\tau_2 = 0.03s$; $\tau_3 = 0.3s$) avec une contribution plus importante pour $\tau_2 = 0.03s$. De plus, il est important de noter que dans l'intervalle étudié, nous n'avons pas pu mesurer un plateau élastique très marqué aux faibles fréquences angulaires. Cela signifie que la valeur de module ajustée (ici de 0.0439 MPa) peut être discutable. Cependant, cette valeur sera confrontée aux paramètres obtenus en traction pour juger de sa fiabilité. Aussi, nous observons ici que le rapport signal sur bruit du module de perte semble nettement plus faible que celui du module de conservation.

3.2. Identification des paramètres hyper-viscoélastiques

Les expériences préliminaires faites sur la dégradation des tissus aortiques, la validation des modèles hyperélastique et viscoélastique, nous ont permis d'établir un protocole expérimental et numérique solide pour l'identification des paramètres hyper-viscoélastiques de nos échantillons d'AA. Nous reportons donc ce protocole sur l'ensemble des échantillons d'AA décrit dans la nomenclature pour obtenir les résultats de modélisation hyperélastique (Figure 37 ; Tableau 8) et viscoélastique (Figure 38 et Figure 39 ; Tableau 9). Dans le cas des mesures élastiques, le module d'Young expérimental est comparé à la limite du modèle de Yeoh (Équation 30), pour démontrer la cohérence de notre méthode numérique. Puis, le module de Coulomb déterminé en cisaillement simple est comparé à une valeur théorique, calculée à partir du module d'Young obtenu en traction uniaxiale en utilisant l'Équation 14 appliquée à un matériau incompressible.

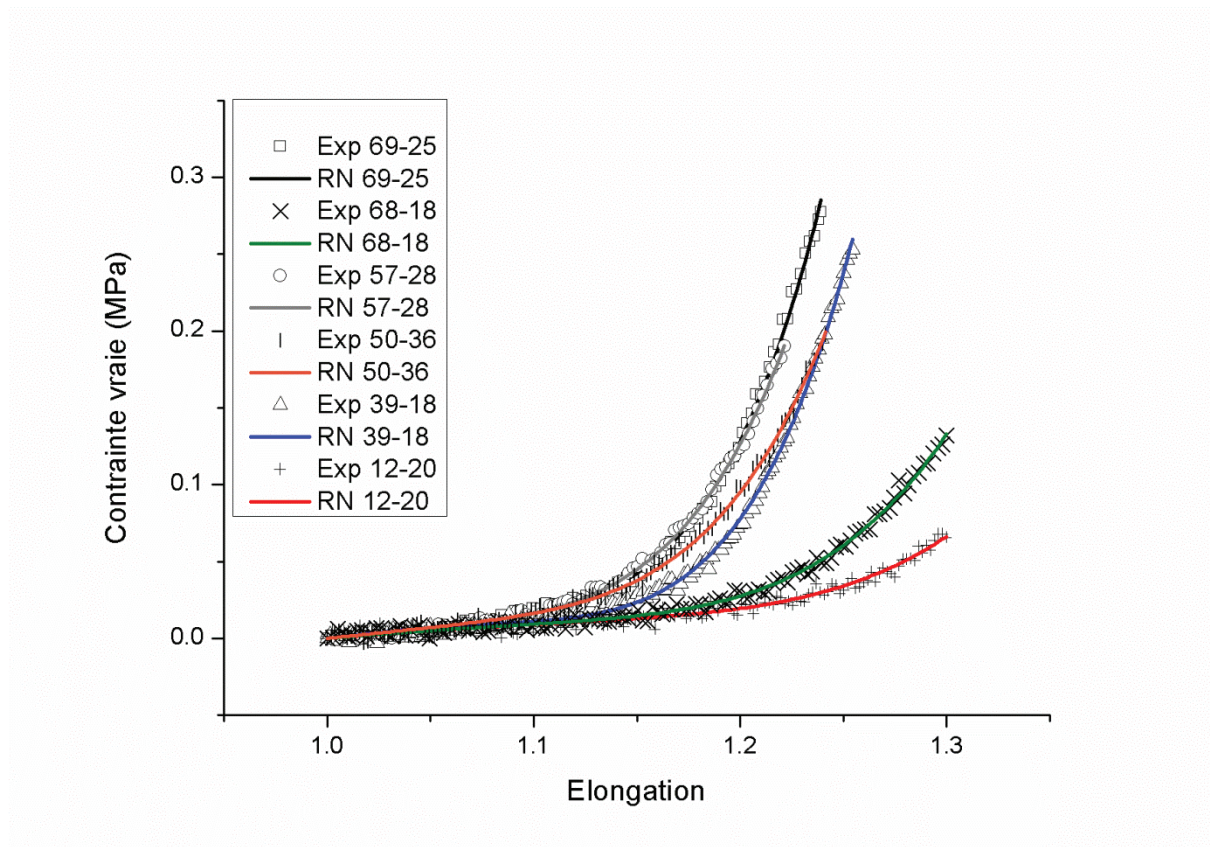


Figure 37 : Courbes de traction de différentes aortes, obtenues au 5^{ème} chargement (3^{ème} pour l'échantillon 69-25). = 1 $\times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$. Exp : données expérimentales, RN : résultats numériques avec le modèle de Yeoh d'ordre 3.

Nom	(MPa)	(MPa)	(MPa)	λ_{max}	(MPa)	6. (MPa)	Ecart(%)
12-20	0.0170	-0.0455	0.254	1.3	0.0945	0.102	7
39-18	0.0254	-0.237	2.62	1.25	0.121	0.152	20
50-36	0.0233	-8.93 x10 ⁻⁵	1.62	1.24	0.143	0.140	2
57-28	0.0180	-0.0553	2.18	1.22	0.138	0.108	22
68-18	0.0175	-0.0590	0.521	1.3	0.0998	0.105	5
69-25	0.0249	-0.0969	2.98	1.24	0.155	0.149	4

Tableau 8 : Paramètres hyperélastiques (selon le modèle de Yeoh d'ordre 3) et élastiques (module d'Young), issus de la modélisation du comportement mécanique de différentes AA, en traction uniaxiale.

L'identification du module d'Young est en accord avec la valeur estimée (6). En général, le pourcentage d'écart est inférieur à 10%, sauf pour l'échantillon 39-18 et 57-28. Cet écart reste cependant très raisonnable si l'on tient compte de la précision habituelle des mesures de module élastique sur des matériaux élastomères. Cela montre la viabilité de nos méthodes expérimentale et numérique.

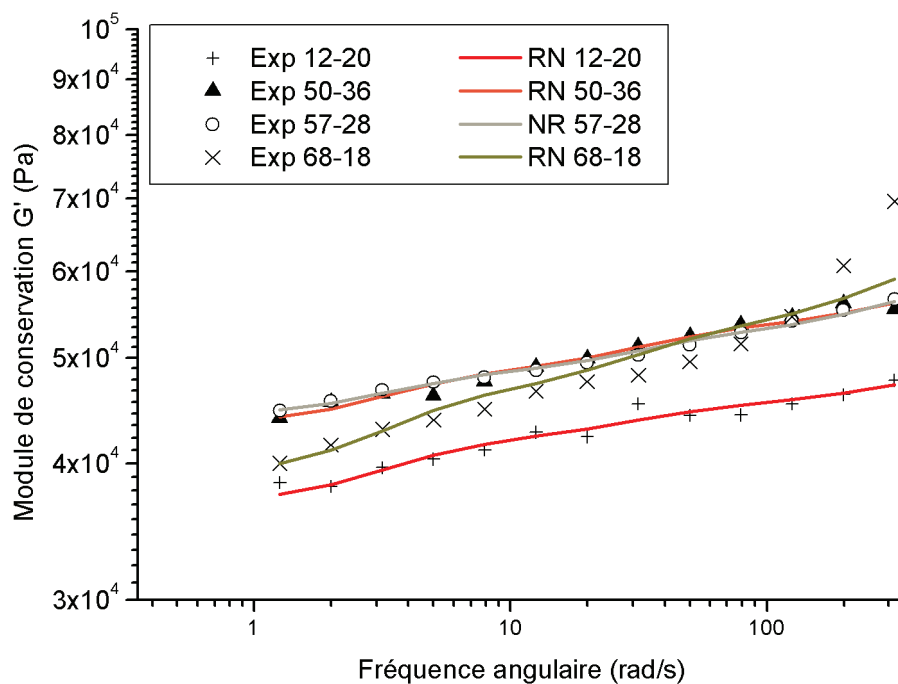


Figure 38 : Module de conservation en cisaillement dynamique pour différentes aortes avec 1.5% de déformation. Exp : données expérimentales, RN : résultats numériques.

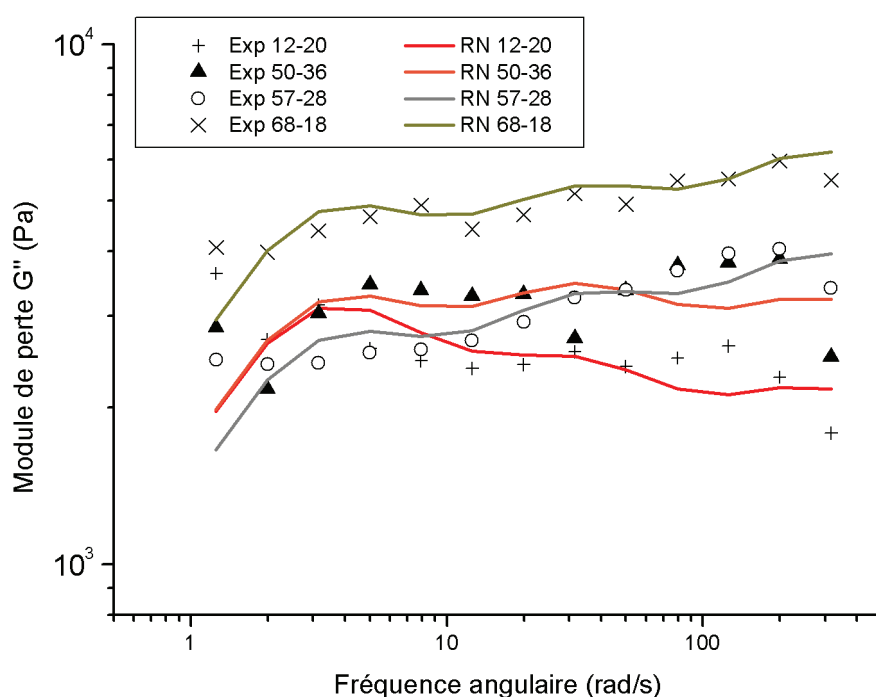


Figure 39 : Module de perte en cisaillement dynamique pour différentes aortes avec 1.5% de déformation. Exp : données expérimentales, RN : résultats numériques.

Nom	(MPa)	$\tau_1 = 0.003s$	$\tau_2 = 0.03s$	$\tau_3 = 0.3s$	η_0 (Pa.s)	$= E_0/3$ (MPa)	Ecart (%)
12-20	0.0368	0.0971	0.0869	0.151	1.77×10^3	0.0315	17
50-36	0.0434	0.123	0.111	0.124	1.78×10^3	0.0477	9
57-28	0.0442	0.156	0.0997	0.101	1.49×10^3	0.0460	4
68-18	0.0390	0.277	0.179	0.206	2.65×10^3	0.0333	17

Tableau 9 : Paramètres viscoélastiques issus de la modélisation du comportement mécanique de différentes AA, en cisaillement dynamique.

Le module de Coulomb est en accord avec la valeur estimée à partir du module d'Young identifié en traction uniaxiale. En moyenne, le pourcentage d'écart est de seulement 10%, ce qui démontre la validité de notre méthode. De plus, cela montre que la valeur du plateau élastique estimée est cohérente et que par conséquent nos résultats viscoélastiques pourront être utilisés pour le développement de matériaux méca-fidèles.

4. Discussion

Le comportement élastique des échantillons d'AA décrit un durcissement dès les faibles élongations ($\lambda < 1.3$), ce qui est en accord avec les données de la littérature. Cela résulte du

fait que le tissu aortique de la région abdominale est un matériau fortement chargé (collagène). Avant le phénomène de durcissement, pour des élongations inférieures à 1.1, on remarque que pour l'ensemble des AAs, la relation contrainte-élongation est linéaire. La détermination du module d'Young dans cette gamme d'élongations, ne montre aucune corrélation avec l'âge des individus ni avec leur IMC. En effet, la valeur est comprise entre 0.0945 et 0.155 MPa, ce qui représente une variation modérée du module (en moyenne 0.125 ± 0.0201 MPa). Pour un intervalle d'élongation supérieur, [1.1 ; 1.3], les résultats varient d'un sujet à l'autre sans que, là non plus, nous puissions tirer des conclusions quant aux effets de l'âge ou de l'IMC pris isolément. Ces résultats permettent cependant d'encadrer raisonnablement les valeurs de paramètres qu'il faudra chercher à reproduire. Pour ce qui est de la modélisation par le modèle de Yeoh d'ordre 3, le paramètre qui caractérise le comportement aux faibles déformations est . On constate que ce paramètre varie relativement peu pour nos échantillons (de façon analogue à la variation du module d'Young). Par ailleurs, le paramètre est celui qui influence le plus le comportement aux hautes déformations. Plus il est élevé, plus la courbe présente un durcissement important. Pour nos échantillons, ce paramètre varie d'un ordre de grandeur (entre 0.254 et 2.98 MPa). Enfin, on peut rajouter que le modèle reste peu sensible au paramètre . En effet, celui-ci présente une grande variation (-8.93×10^{-5} à -0.237 MPa) sans que l'effet de cette variation apparaissent de façon flagrante sur les courbes.

Le comportement viscoélastique de certains échantillons d'AA a été identifié et modélisé à l'aide de notre modèle de Maxwell solide généralisé, dont le ressort isolé présente un comportement linéaire. Ces échantillons décrivent tous un comportement viscoélastique dont la viscosité globale est de l'ordre de 10^3 Pa.s, ce qui est cohérent avec les résultats définis dans la littérature [55]. La relation entre l'âge et la viscosité globale des échantillons ne semble pas refléter de corrélation significative.

D'autre part, les essais mécaniques sont réalisés à température ambiante compte tenu des outils mis à disposition dans ce projet. Rigoureusement parlant, il aurait été plus judicieux d'identifier le comportement mécanique des échantillons d'AA à une température proche de celle mesurée dans le corps humain (37.2 °C). Une première perspective à ces travaux serait alors de répéter ces mesures, à la température corporelle, pour évaluer son impact sur l'identification des paramètres mécaniques de l'aorte.

5. Conclusion

L'identification des paramètres mécaniques hyper-viscoélastiques d'échantillons d'aortes abdominales (AA) saines chez l'homme a été réalisée. Ces échantillons ont été sélectionnés et excisés par l'institut médico-légal de Lyon. Pour minimiser l'altération des microstructures aortiques et, par conséquent, des propriétés mécaniques des échantillons, un processus d'analyse, de l'excision à l'analyse mécanique, a été élaboré et validé. Dans ce processus, l'analyse mécanique est réalisée au maximum 36h après le décès du sujet et après conservation des échantillons dans un sérum physiologique à 4°C. Les méthodes expérimentales et numériques pour l'identification des paramètres hyperélastiques et viscoélastiques, respectivement réalisés par traction uniaxiale et cisaillement simple dynamique ont été exposées et validées. Le modèle de Maxwell solide d'ordre 3 dont la partie solide est décrite par un modèle hyperélastique de Yeoh d'ordre 3, a montré une représentativité remarquable aux différents comportements mécaniques de nos échantillons.

Ces résultats nous ont, dans un premier temps, permis de montrer qu'il n'existait pas de relation étroite entre les caractéristiques des échantillons, âge et indice de masse corporelle (IMC), et l'évolution des propriétés mécaniques. Les analyses élastiques nous ont permis de constater que le module d'Young des AAs variait relativement peu, $E = 0.125 \pm 0.0201$ MPa. Pour un intervalle d'élongation $[1 ; 1.3]$, les 3 paramètres hyperélastiques de Yeoh nous ont permis de constater que, pour l'ensemble des échantillons, C_1 est de l'ordre de 10^{-1} MPa avec une variation reflétant la rigidité à faible déformation et que C_2 est de l'ordre de 10^{-1} MPa pour des durcissements faibles et de 10^0 MPa pour des durcissements forts. Les analyses viscoélastiques ont montré que la viscosité globale de nos échantillons est de l'ordre de 10^3 Pa.s pour l'ensemble des échantillons analysés. Pour décrire les modules dynamiques, les temps de relaxation ont été fixés (0.003s ; 0.03s ; 0.3s) et leurs contributions ajustées pour donner des valeurs de l'ordre de $10^{-1} - 10^{-2}$. En comparaison avec les résultats de la littérature, nous constatons aussi un comportement hyper-viscoélastique avec durcissement. Dans la littérature, l'élasticité était aussi décrite par un modèle de Yeoh et la viscoélasticité par un modèle de Maxwell solide généralisé. De plus, la viscosité globale est de l'ordre de 10^1 - 10^2 Pa.s [55], ce qui est comparable avec les résultats obtenus dans notre étude.

A l'issue de cette étude, nous aurons pour objectif de réaliser des formulations de matériaux capables d'exprimer un comportement mécanique hyper-viscoélastique similaire à nos échantillons d'AA saines, ainsi que pour des anévrismes dont les paramètres seront issus de la littérature. Les objectifs et résultats seront exposés au chapitre suivant.

Chapitre 3

Formulation de matériaux pour la fabrication de fantômes aortiques patient-spécifiques

Ce chapitre a pour but de développer des matériaux à base de silicone dont le comportement mécanique doit permettre d'imiter celui de l'aorte saine ou anévrismale. À terme, ces matériaux seront utilisés, dans une prochaine étude, pour la réalisation d'un arbre aortique patient-spécifique présentant un anévrisme non-thrombosé dans la région thoracique. Des lois de mélange, permettant de prédire le comportement mécanique de différentes formulations, seront utilisées afin de permettre aux travaux futurs d'estimer la composition idéale d'une formulation, au comportement hyper-viscoélastique similaire à celui d'un patient.

L'utilisation du terme patient-spécifique utilisé dans ce chapitre et dans les suivants, est détournée de sa définition principale. En effet, notre étude n'ayant pas obtenu de résultats morphologiques et mécaniques pour un même patient, nous avons dû combiner notre étude *ex vivo* (chapitre 2) et d'autres études de la littérature, pour envisager de produire un fantôme aortique. Certaines précautions seront néanmoins prises en compte, comme l'âge du patient ou le diamètre interne de l'anévrisme, afin de pouvoir approcher au mieux la notion « patient-spécifique ».

Plan du chapitre 3 : Formulation de matériaux pour la fabrication de fantômes aortiques patient-spécifiques

1. Introduction	p.105
2. Matériels et méthodes	p.106
2.1. Description des grades silicones présélectionnés	p.106
2.2. Mise en œuvre des silicones et échantillonnage	p.107
2.3. Identification des paramètres mécaniques	p.108
2.3.1. Analyse hyperélastique par traction uniaxiale	p.108
2.3.2. Analyse viscoélastique par compression dynamique	p.108
2.3.2.1. Protocole d'essai	p.108
2.3.2.2. Traitement des données expérimentales et modélisation	p.109
3. Résultats et discussions	p.110
3.1. Etude mécanique de différents matériaux élastomères	p.110
3.2. Etude mécanique du mélange de deux grades silicones RTV2	p.117
3.3. Etude mécanique du mélange d'un gel silicone dans une matrice silicone RTV2	p.124
3.4. Ajout d'une charge au sein d'une formulation silicone	p.133
4. Conclusion	p.139

1. Introduction

L'état de l'art sur les matériaux capables d'imiter le comportement hyper-viscoélastique de l'aorte saine ou pathologique, a montré que certains élastomères [81, 85] (ex : silicones RTV2) et hydrogels [83] (ex : PVA) pouvaient être utilisés. Cependant, la réalisation de fantômes aortiques patient-spécifiques restreint la gamme de matériaux adaptés compte tenu de la méthode de mise en œuvre sélectionnée. En effet, la complexité morphologique des aortes requiert l'utilisation des techniques de fabrication additive. Il n'est donc pas souhaitable de mettre au point des matériaux « méca-fidèles » qui ne pourraient être utilisés en fabrication additive par voie directe ou indirecte. La fabrication additive par voie directe recense peu de matériaux appropriés et les différentes techniques d'impression 3D utilisant les élastomères et les hydrogels sont très rares et onéreuses. C'est pourquoi nous avons choisi d'orienter notre étude vers la fabrication additive de fantômes d'aorte par voie indirecte, dont les conditions de fabrication seront exposées au chapitre 5. De ce fait, les matériaux choisis dans cette étude devront être injectables avec un processus de réticulation contrôlable. La grande diversité de grades commerciaux des matériaux silicone injectables, ainsi que leur faible coût, nous a conduits vers la société Bluestar Silicones afin de formuler des matériaux méca-fidèles.

A ce stade, il est essentiel de définir un arbre aortique pathologique à reproduire, afin de guider nos travaux dans l'élaboration de matériaux méca-fidèles. L'anévrisme fusiforme non-thrombosé représentant environ 80% des traitements endovasculaires, nous choisissons cette pathologie comme objectif de reproduction. Comme aucune étude de la littérature ne mentionne des résultats à la fois morphologique et mécanique de l'arbre aortique d'un patient atteint de cette pathologie, nous serons donc forcés de combiner plusieurs études, afin de pouvoir établir une aorte patient-spécifique à reproduire. Premièrement, nous avons besoin de définir la morphologie de l'aorte. Nous utiliserons les travaux de Sulaiman [89], qui ont permis de reconstruire la lumière aortique d'un patient de 60 ans à partir de la segmentation 3D d'images ARM. Dans cette étude, l'anévrisme est situé dans la région descendante (ou thoracique). Deuxièmement, nous devons définir les comportements mécaniques des parties saines et de l'anévrisme. Nous utiliserons les données mécaniques de Van't Veer [69] et celles obtenues au chapitre 2, pour définir respectivement le comportement hyper-viscoélastique de l'anévrisme et des parties saines de l'aorte.

Après avoir exposé les conditions de mise en œuvre et d'analyse mécanique de nos échantillons silicone, les comportements mécaniques de l'aorte pathologique et saine visés seront définis. Puis, les résultats mécaniques de matériaux utilisés dans la littérature (Sylgard® 184 et Tango plus FullCure®930) seront testés pour démontrer le bien fondé ou non de leur utilisation en tant que matériaux méca-fidèles. Enfin, nous exposerons les résultats obtenus sur nos différentes formulations de silicone qui nous serviront pour la réalisation du fantôme d'aorte anévrysmale.

2. Matériels et méthodes

2.1. Description des grades silicones présélectionnés

Les silicones utilisés dans cette étude proviennent de la société Dow Corning [108] et Bluestar Silicones [109]. En particulier, nous nous sommes orientés vers les gammes Sylgard®, Bluesil®¹ et Silbione®¹, qui comportent des silicones bi-composants (RTV2) incompressibles, dont les propriétés mécaniques sont fortement variables selon le grade. Ces silicones se présentent sous la forme de deux composants, nommés Vi et SH, à mélanger en proportion stœchiométrique, dont la viscosité de chacun est variable en fonction du grade choisi (Tableau 10). La partie Vi contient les groupements vinyles et la partie SH les liaisons Si-H. Après mélange, une réaction de réticulation par hydrosilisation (Figure 17) permettra d'obtenir un silicone solide. Un indicateur spécifique, appelé « pot-life », correspond au temps pendant lequel le mélange des parties Vi et SH est utilisable à 25°C. Au-delà de ce temps, la viscosité du mélange devient trop importante pour permettre son injection ou sa transformation. Celui-ci varie entre 5 minutes et 2 heures selon le grade choisi. Nous utilisons le silicone RTV 3040 de la gamme Bluesil®, les silicones RTV 4619, LSR 4370 et un gel HC2 2011 de la gamme Silbione® et le Sylgard® 184 (Dow Corning). Cependant il est apparu que la gamme de propriétés mécaniques disponible parmi ces grades commerciaux (Tableau 10) pouvait ne pas être suffisante. C'est pourquoi nous avons aussi effectué des mélanges de différents grades pour obtenir des formulations plus adaptées. Evidemment, afin de respecter la stœchiométrie de la réaction de réticulation, il est primordial de garder, pour chacun des grades, la proportion massique Vi:SH définie par Bluestar Silicone et Dow Corning.

¹ Copyright © 2007-2008 Bluestar Silicones - Tous droits réservés

Grade	Viscosité Vi (mPa.s)	Viscosité SH (mPa.s)	Pot-life (min)	Vi:SH	Dureté (ShA)
RTV 3040	40 000	4 000	75	10 :1	40
RTV 4619	9 000	9 000	5	1 :1	> 20
LSR 4370	NC	NC	NC	1 :1	70
HC2 2011	3000	3000	120	1 :1	NC
Sylgard® 184	3500	3500	90	10 :1	43

Tableau 10 : Caractéristiques physiques des différentes formulations de silicone des sociétés Bluestar Silicone et Dow Corning. Vi:SH : proportion massique de Vi et SH ; ShA : Shore A, mesuré par duromètre ; NC : Non communiqué.

La politique de confidentialité de la société Bluestar Silicone ne nous a pas permis d'avoir accès à la composition chimique précise des différents grades sélectionnés. Il nous sera donc impossible d'établir un lien étroit entre les variations des propriétés mécaniques et la chimie des grades utilisés.

2.2. Mise en œuvre des silicones et échantillonnage

La mise en œuvre des grades silicone sélectionnés est simple et s'effectue en 4 étapes.

- Etape 1 : La partie Vi d'un grade de silicone est mélangée manuellement, à température ambiante, avec sa partie SH dans les proportions massiques Vi:SH mentionnées sur la fiche de données du grade.

La viscosité des parties Vi et SH engendre inévitablement un emprisonnement d'air lors de leur mélange.

- Etape 2 : Centrifugation à 5000 tours/min pendant 5 minutes, afin de dégazer le mélange.
- Etape 3 : Dépôt de la formulation dans une préforme rectangulaire d'épaisseur 2 mm.
- Etape 4 : Réticulation sous presse à 150°C durant 1 heure. Ces conditions de réticulation sont définies par le fournisseur pour assurer un rendement de réaction proche de 100%.

A terme, nous obtenons un échantillon silicone rectangulaire.

Note importante : Les sections 3.2 et 3.3 de ce chapitre, illustrent l'étude de mélanges de plusieurs grades de silicone sélectionnés. L'étape 1 de notre méthode de mise en œuvre sera donc reprécisée. Les étapes 2 à 4 restent inchangées.

2.3. Identification des paramètres mécaniques

Au chapitre 2, nous avons séparé l'identification du comportement hyperélastique et viscoélastique des AAs par deux types de mesures mécaniques : la traction uniaxiale et le cisaillement simple dynamique. Ici, nous utilisons cette même stratégie d'analyse mécanique en remplaçant la mesure de cisaillement simple dynamique par une mesure en compression dynamique. En effet, les matériaux silicone étant peu adhésifs, un certain glissement du matériau sur les plans de la cellule de mesure peut se produire, ce qui fausse le résultat expérimental. En compression ce glissement ne se produit pas.

2.3.1. Analyse hyperélastique par traction uniaxiale

Cette analyse est réalisée dans les mêmes conditions que pour les échantillons d'AA, suivant le protocole d'essai et le traitement de données décrits en section 2.2 du chapitre 2. Cependant nous utilisons des éprouvettes de dimensions plus importantes, de type H2 de la norme NF T51-034 (AFNOR 1975), dont les dimensions schématisées en Figure 32 sont : $L = 60 \pm 0.5$ mm; $L_0 = 25 \pm 0.5$ mm; $L_1 = 29 \pm 0.5$ mm; $L_2 = 46 \pm 0.5$ mm; $L_3 = 75 \pm 2$ mm; $b_1 = 4 \pm 0.1$ mm; $b_2 = 12.3 \pm 0.1$ mm. Là encore, la longueur de l'éprouvette sera considérée comme la distance entre les mors (≈ 25 mm). De plus, nous mesurons à titre indicatif la déformation à la rupture notée ϵ_r .

Comme au chapitre 2, nous évaluerons la précision de notre méthode expérimentale et de modélisation en évaluant l'écart relatif théorique entre le module d'Young expérimental obtenus E_{exp} et le module d'Young théorique calculé à partir de l'Équation 30.

2.3.2. Analyse viscoélastique par compression dynamique

2.3.2.1. Protocole d'essai

Le comportement mécanique viscoélastique de nos échantillons de silicone est défini par une analyse en compression dynamique à l'aide d'un appareil de DMA (Dynamic Mechanical Analysis) Q800 (TA instruments) à 1% de déformation. Un test préliminaire de validation de domaine linéaire a été réalisé pour chaque formulation, afin de justifier l'utilisation de cette valeur de déformation. Un échantillon cylindrique de diamètre 11 mm et d'épaisseur 2 mm est analysé selon un balayage en fréquence à déformation imposée. Nos matériaux ne sont

pas sujets à l'assèchement, ce qui nous permet de définir une large gamme de fréquences angulaires analysée telle que ω rad/s, à raison de 5 points par décade.

2.3.2.2. Traitement des données expérimentales et modélisation

Les composantes viscoélastiques G' et G'' de notre modèle sont définies selon les mêmes principes que ceux exposés pour l'analyse en cisaillement dynamique (voir section 2.3.2 du chapitre 2). Cependant, une sollicitation dynamique en compression donne accès au module d'Young à la place du module de Coulomb obtenu en cisaillement. Ces deux modules sont reliés par l'Équation 14. Par conséquent, il est nécessaire d'exprimer les composantes de conservation G' et de perte G'' du module d'Young complexe pour le modèle de Maxwell solide généralisé :

$$\frac{G^*}{G'} = \frac{1}{1 + \frac{G''^2}{G'^2}}$$

Équation 42

L'Équation 14 et l'hypothèse de l'incompressibilité nous permettent aussi de réécrire le facteur adimensionnel λ (Équation 40) en compression dynamique, selon :

$$\lambda = \frac{G'}{G''}$$

Équation 43

L'ensemble des éléments de Maxwell nous permet d'exprimer la viscosité globale en compression, d'un matériau incompressible, selon :

Équation 44

Comme au chapitre 2, nous évaluerons la précision de notre méthode expérimentale en évaluant l'écart entre le module d'Young E' , obtenu en compression dynamique, et le

module d'Young obtenu en traction uniaxiale. D'autre part, les modules d'Young déduits des modélisations seront aussi comparés pour vérifier la pertinence des modélisations.

3. Résultats et discussions

Les objectifs que nous nous fixons pour reproduire le comportement mécanique de parties anévrismales sont issus de l'étude de Van't Veer [69]. Celui-ci mentionne, différentes valeurs de module d'Young obtenues sur 12 patients d'âge moyen 73.6 ± 6.4 ans, présentant chacun un anévrisme abdominal non thrombosé, dont le diamètre interne moyen est de 58 ± 6 mm. Nous définissons le module d'Young moyen de la partie anévrismale de ces 12 patients :

$= 8.50 \pm 2.11$ MPa. De plus, le tracé de la pression artérielle en fonction du volume de la lumière aortique, ne montre pas de boucle d'hystérésis, ce qui implique l'absence d'une dissipation visqueuse (Figure 14). De ce fait, nous considérons la viscosité de la partie anévrismale : . En ce qui concerne la partie saine, nous tenterons de reproduire le comportement hyper-viscoélastique de l'AA 68-18 analysé au chapitre 2. Cet échantillon a été volontairement sélectionné, compte tenu de son comportement hyperélastique et de l'âge du défunt. Cet échantillon nous est en effet apparu comme suffisamment représentatif du comportement recherché, c'est-à-dire présentant un module d'Young relativement faible et un durcissement de contrainte suffisamment marqué. Les paramètres viscoélastiques obtenus en cisaillement simple sur cet échantillon sont utilisés pour exprimer le module d'Young dynamique à l'aide de l'Équation 14 et l'Équation 43.

Note importante : *L'identification des comportements et paramètres mécaniques, des différents matériaux utilisés dans ce chapitre, a fait l'objet d'une étude de reproductibilité expérimentale et de mise en œuvre. En moyenne, 3 échantillons ont été analysés pour chaque matériau.*

3.1. Etude mécanique de différents matériaux élastomères

Dans le but de positionner nos travaux au sein de la communauté scientifique concernée par la production de fantômes aortiques patient-spécifiques, nous avons étudié et comparé le comportement mécanique de différents matériaux décrits dans la littérature avec les comportements mécaniques de l'aorte saine et anévrismale visés. En particulier, il s'agit de

la résine Tango Plus FullCure® 930 (3D Objet), utilisée en impression 3D par voie directe [101], et le silicone Sylgard® 184 (Dow Corning), utilisé pour la création d'un fantôme d'AAA [85, 92]. Ainsi, cette section expose les résultats hyper-viscoélastiques obtenus sur les grades silicone de Bluestar Silicones et Dow Corning précédemment décrits en section 2.2 de ce chapitre avec la résine FullCure® 930. L'identification et la modélisation de la partie hyperélastique sont exposées en Figure 40 avec un agrandissement en Figure 41, et Tableau 11. Puis, les résultats concernant la partie viscoélastique sont exposés en Figure 42, Figure 43 et Tableau 12.

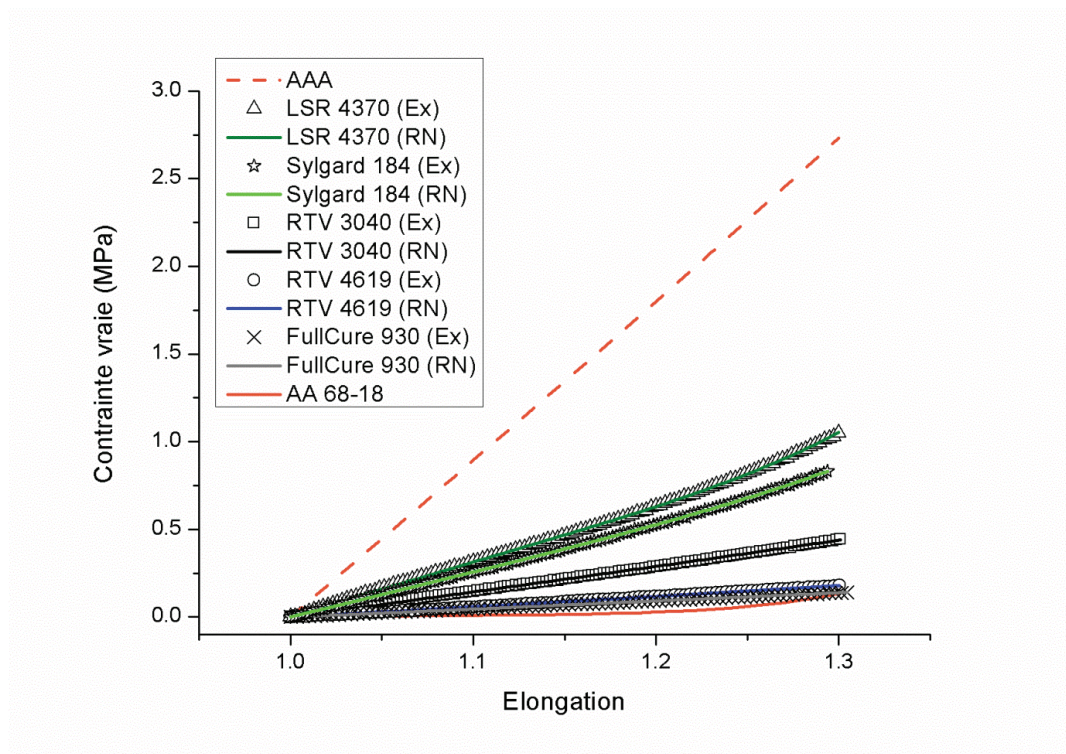


Figure 40 : Comportements en traction uniaxiale de différents silicones de la gamme Bluesil® et Silbione®, du Sylgard® 184 et du matériau FullCure® 930 comparés à ceux de l'AAA et de l'AA 68-18. 5^{ème} chargement ; $\dot{\epsilon} = 1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$. (Ex) : résultats expérimentaux ; (RN) : résultats numériques.

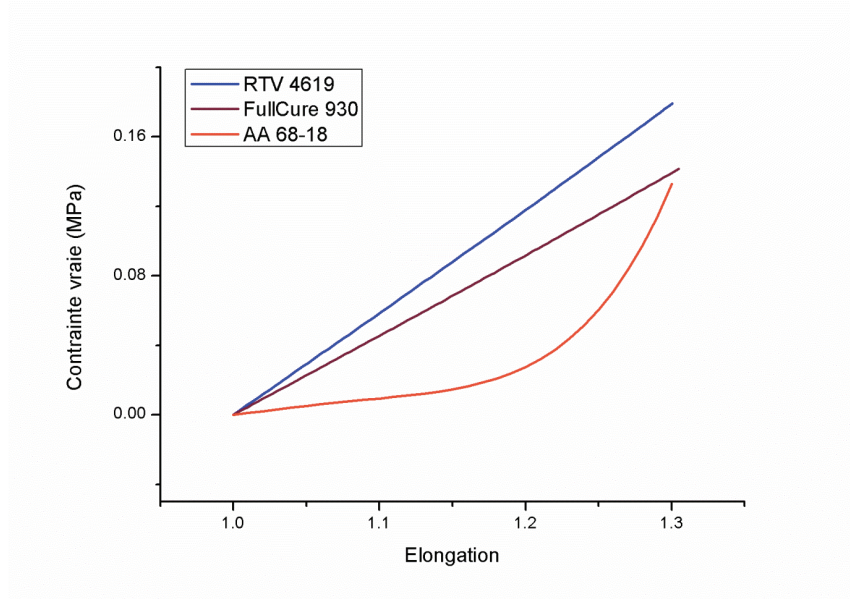


Figure 41 : Comportements en traction uniaxiale des matériaux RTV 4619 et FullCure® 930, comparés à l'aorte AA 68-18. Agrandissement de la **Figure 40**. 5^{ème} chargement ; $\dot{\epsilon} = 1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$. Résultats numériques.

Nom	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	6. (MPa)	Ecart(%)	
AAA	-	-	-	8.90	-	-	-
LSR 4370	0.528	-0.164	0.754	3.31	3.17	4	
Sylgard® 184	0.426	-0.00289	0.252	2.67	2.56	4	0.723
RTV 3040	0.236	-	-	1.37	1.42	4	3.37
RTV4619	0.0971	-	-	0.593	0.583	2	1.68
FullCure® 930	0.0756	-	-	0.491	0.454	8	1.55
AA 68-18	0.0175	-0.0590	0.521	0.0998	-	-	-

Tableau 11 : Paramètres hyperélastiques de différents silicones de la gamme Bluesil® et Silbione®, du Sylgard® 184 et du matériau FullCure 930®.

A lui seul, le gel HC2 2011 ne nous permet pas de réaliser des éprouvettes pour effectuer des mesures de traction uniaxiale. C'est pourquoi ce matériau n'apparaît pas dans les analyses hyperélastiques.

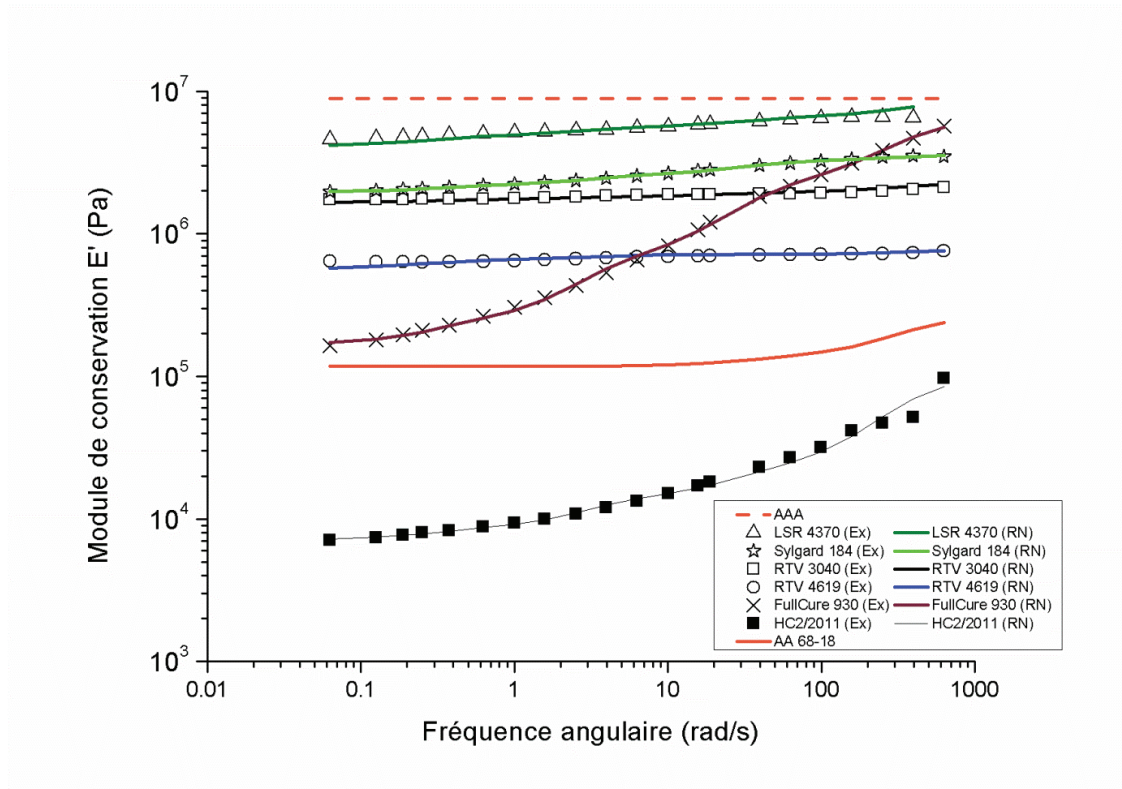


Figure 42 : Comportements viscoélastiques de différents silicones de la gamme Bluesil® et Silbione® et des matériaux Sylgard® 184 et FullCure® 930 comparés à ceux de l'AAA et de l'AA 68-18. Résultats en compression dynamique ; 1% de déformation. (Ex) : résultats expérimentaux ; (RN) : résultats numériques.

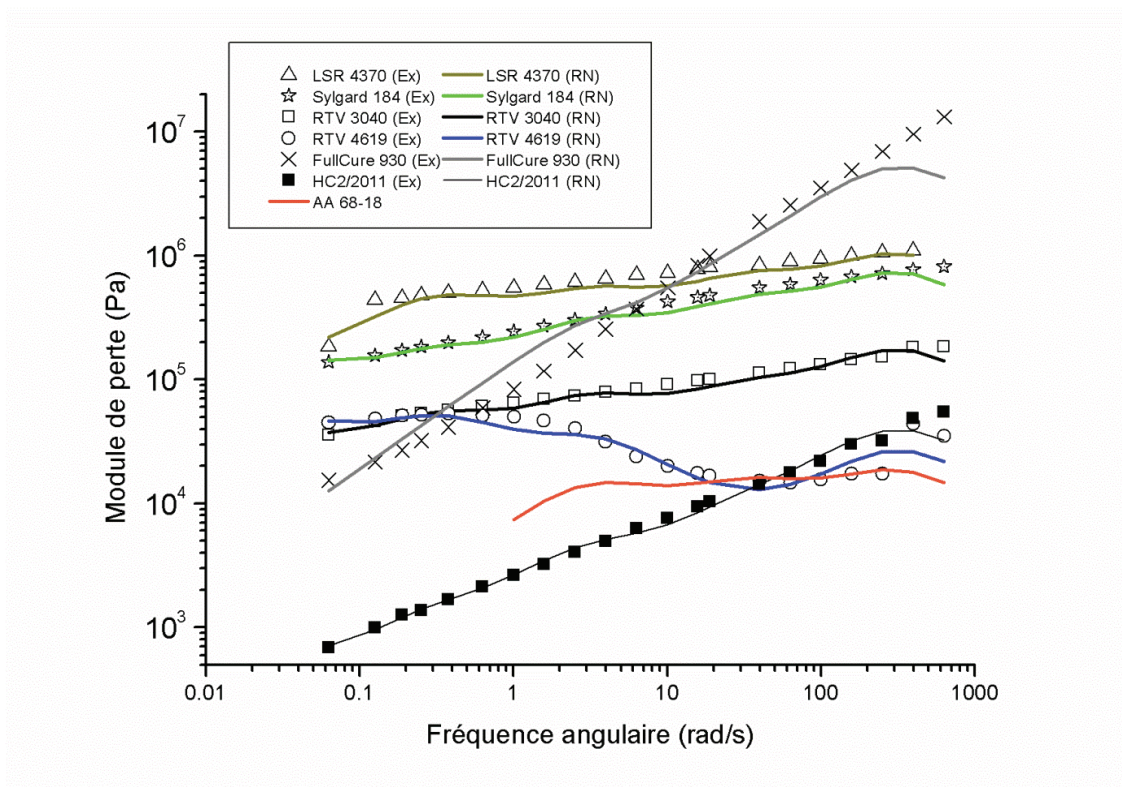


Figure 43 : Comportements visqueux de différents silicones de la gamme Bluesil® et Silbione® et des matériaux Sylgard® 184 et FullCure® 930 comparés à celui de l'AA 68-18. Résultats en compression dynamique ; 1% de déformation. (Ex) : résultats expérimentaux.

Le module de perte de l'AA 68-18 est uniquement représenté pour des fréquences angulaires comprises entre 1 et 628 rad/s (les résultats n'étant pas fiables pour des fréquences plus faibles). De plus, il n'y a pas lieu de tracer le module de perte de l'AAA car nous ne disposons que des données purement élastiques.

Nom	(MPa)	$\tau_1 = 0.003s$	$\tau_2 = 0.03s$	$\tau_3 = 0.3s$	$\tau_4 = 3s$	$\tau_5 = 30s$
AAA	8.90	-	-	-	-	-
LSR 4370	4.05	0.461	0.236	0.185	0.185	0.0414
Sylgard® 184	1.70	0.781	0.350	0.259	0.136	0.131
RTV 3040	1.62	0.200	0.0714	0.0673	0.0465	0.0321
RTV 4619	0.512	0.100	0.00780	0.0988	0.151	0.148
FullCure® 930	0.243	42.3	2.11	1.34	0.0556	0.0113
HC2 2011	0.00661	11.7	1.40	0.919	0.229	0.104
AA 68-18	0.117	0.277	0.179	0.206	-	-

Nom	(Pa.s)	(MPa)	Ecart (%)
AAA	0	-	-
LSR 4370	7.54×10^6	3.31	22
Sylgard® 184	7.52×10^6	2.67	36
RTV 3040	1.83×10^6	1.37	15
RTV4619	2.52×10^6	0.593	14
FullCure® 930	2.66×10^5	0.491	51
HC2 2011	2.75×10^4	-	-
AA 68-18	7.96×10^3	-	-

Tableau 12 : Paramètres viscoélastiques issus de la modélisation du comportement mécanique de différents silicones de la gamme Bluesil® et Silbione® et des matériaux Sylgard® 184 et FullCure® 930 comparés à ceux de l'AAA et de l'AA 68-18.

Dans un premier temps, nous allons interpréter les résultats des matériaux Sylgard® 184 et FullCure® 930, qui ont déjà été utilisés dans la fabrication de fantômes aortiques. Puis les résultats obtenus sur les autres matériaux silicone seront discutés.

Le comportement hyper-viscoélastique du silicone Sylgard®184 ne représente ni le comportement mécanique de la partie saine, ni celui de la partie anévrismale. Notamment, ce matériau présente une partie élastique soit trop souple pour la représentativité mécanique de la partie anévrismale, soit trop rigide pour la représentativité de la partie

saine. Nous notons cependant que ce matériau répond à un modèle hyper-viscoélastique de Maxwell solide d'ordre 5 dont la partie hyperélastique répond à un modèle de Yeoh d'ordre 3, ce qui résulte d'un durcissement de contrainte. Si l'on regarde attentivement les paramètres hyperélastiques de ce matériau et ceux de l'AA 68-18, on remarque que leur paramètre μ est du même ordre de grandeur. Comme cela a déjà été mentionné, ce paramètre μ conditionne le niveau de contrainte aux déformations élevées. Cependant, ces deux matériaux présentent des paramètres α très différents. Cela découle directement des différences de courbure, autrement dit de la présence ou non d'un phénomène de durcissement de contrainte ; la contrainte aux faibles déformations étant beaucoup moins importante pour l'AA 68-18 que pour le matériau Sylgard®184. Par la suite nous utiliserons un rapport α adimensionnel pour évaluer ce phénomène de durcissement de contrainte :

Équation 45

NB : Si le comportement mécanique d'un matériau est décrit par un modèle de Yeoh d'ordre 1 ou 2, $\alpha = 0$.

Ainsi, ce rapport est calculé pour l'ensemble des matériaux analysés dans cette section dont les résultats sont mentionnés au Tableau 13.

Nom	
AAA	-
LSR 4370	1.43
Sylgard® 184	0.591
RTV 3040	0
RTV4619	0
FullCure® 930	0
HC2/2011	-
AA 68-18	29.8

Tableau 13 : Valeur du rapport adimensionnel α pour différents grades de silicone, du FullCure® 930 et de l'AA 68-18.

Dans le cas du comportement aortique sain visé, ce rapport est d'un ordre de grandeur de 10^1 ($\alpha = 29.8$), alors que pour le Sylgard®184, ce rapport est de l'ordre de 10^{-1} ($\alpha = 0.591$). Par conséquent, les ordres de grandeur des paramètres μ et α et du rapport α/μ , apparaissent

comme des indicateurs clés pour la représentativité du comportement hyperélastique de l'aorte saine. En ce qui concerne la représentativité visqueuse, ce matériau possède une viscosité globale trop importante par rapport à la viscosité globale de l'aorte saine visée ($7.52 \times 10^6 \text{ Pa.s} \gg 7.96 \times 10^3 \text{ Pa.s}$).

Le matériau FullCure®930, présente un comportement hyperélastique plus proche de l'aorte saine que le silicone Sylgard®184. Cependant, comme nous pouvons le voir en Figure 41, ce comportement ne décrit pas de durcissement de contrainte. Cette observation justifie l'ordre 1 du modèle de Yeoh, suffisant pour modéliser son comportement élastique dans cet intervalle d'élongations. Nous notons aussi que le paramètre μ pour ce matériau (0.0756 MPa) est plus de quatre fois supérieur à celui identifié pour le comportement aortique sain visé. Le comportement viscoélastique de ce matériau, déterminé par compression dynamique, montre que celui-ci n'est pas représentatif du comportement aortique sain pour l'ensemble de la gamme de fréquences angulaires étudié. De plus, la viscosité globale de ce matériau est nettement supérieure à celle du comportement sain visé ($2.66 \times 10^5 \text{ Pa.s} > 7.96 \times 10^3 \text{ Pa.s}$). En outre, il est important de remarquer que la relation entre les essais de traction et de compression de ce matériau, présente un écart relativement élevé de 51%. Cela pourrait être dû à l'aspect de surface très irrégulier de l'échantillon fourni, ce qui nuit à la précision de la mesure de DMA.

A ce stade, l'identification du comportement hyper-viscoélastique des matériaux Sylgard®184 et FullCure®930, a montré que aucune de ces deux formulations ne pouvait être utilisée comme matériau pour représenter correctement les comportements hyper-viscoélastiques aortiques sain et anévrisimal visés.

A l'issue de ces analyses, nous pouvons constater que pour l'ensemble des grades silicones sélectionnés de Bluestar, les comportements hyperélastiques sont intermédiaires à ceux de l'aorte saine et anévrismale, tels que nous les avons définis,

. De plus, le gel HC2/2011 présente un comportement nettement plus souple que la partie saine visée, . L'identification de la viscosité globale démontre que ces grades sont trop visqueux par rapport à nos objectifs, à l'exception du gel HC2/2011. Comme nous avons pu le remarquer, aucun des grades n'est assez rigide pour imiter le comportement mécanique typique d'un anévrisme.

Néanmoins, le LSR 4370 a un module d'Young seulement deux fois inférieur. Au sein des nombreux grades de Bluestar il existe un autre grade plus rigide, le RTV 4388 BQR que nous n'avons malheureusement pas pu analyser. La dureté de ce silicone est proche de 90 ShA, alors que pour le LSR 4370 la dureté est de 70 ShA. L'utilisation de ce grade pourrait alors permettre d'imiter le comportement mécanique de l'AAA. Dans le cas contraire d'autres matériaux élastomères tels que les polyuréthanes (non étudiés ici), dont les duretés peuvent s'étendre jusqu'à 100 ShA, pourraient être utilisés pour reproduire le comportement de l'AAA. De ce fait, il nous est difficile d'élaborer des formulations pour répondre à cet objectif, et nos travaux se sont préférentiellement orientés vers la reproduction du comportement mécanique de l'aorte saine. A ce stade, il apparaît donc important d'élaborer de nouvelles formulations. Celles-ci seront réalisées à partir du mélange de ces grades, afin de tenter de reproduire le comportement mécanique aortique sain. De plus, il sera intéressant de relier les résultats des essais mécaniques à des lois de mélange pour que, à terme, nous puissions prédire la formulation idéale capable de reproduire le comportement aortique sain ou pathologique d'un patient.

3.2. Etude mécanique du mélange de deux grades silicones RTV2

Avant de présenter les comportements mécaniques hyper-viscoélastiques des formulations silicone mises au point pour représenter le comportement aortique sain, nous allons nous intéresser à la reproduction du comportement mécanique aortique lors de la naissance ou de l'évolution d'un anévrisme. En effet, si un comportement hyper-viscoélastique aortique pathologique d'un patient s'avère être intermédiaire entre ceux de deux grades de notre sélection, nous devons être capables de reproduire ce comportement. Ici, nous exposons les comportements hyper-viscoélastiques des mélanges de grades RTV 3040 et RTV 4619, dans différentes proportions massiques de RTV 4619 : 33, 50 et 67%. Les formulations sont respectivement notées 3040-4619/33, 3040-4619/50 et 3040-4619/67. Cette section illustrant le mélange de plusieurs grades de silicones, nous redéfinissons ci-dessous l'étape 1 de notre procédé de mise en œuvre (décrit en section 2.2 de ce chapitre).

Pour réaliser de telles formulations, nous avons pris en compte le pot-life de chacun des grades choisis, qui sont respectivement de 75 min et de 5 min pour le RTV 3040 et le RTV 4619. Compte tenu du pot-life extrêmement court du RTV 4619, peu de techniques de mélange sont envisageables. En effet, si l'on mélange dans un premier temps les parties Vi et

SH du RTV 4619, ce grade présente un fort risque de solidification avant ou pendant son mélange avec le RTV 3040. A terme, cette technique pourrait même empêcher le dépôt ou l'injection de la formulation finale. De ce fait, nous avons mélangé d'un côté, les parties Vi (vinyliques) de chacun des grades, puis d'un autre côté, les parties SH (liaisons silanes). Après homogénéisation, nous mélangeons l'ensemble des parties Vi et SH.

Le comportement et la modélisation hyperélastiques des mélanges RTV 3040 et RTV 4619 sont exposés en Figure 44 et Tableau 14, puis le comportement et la modélisation viscoélastiques sont exposés en Figure 45, Figure 46 et Tableau 15.

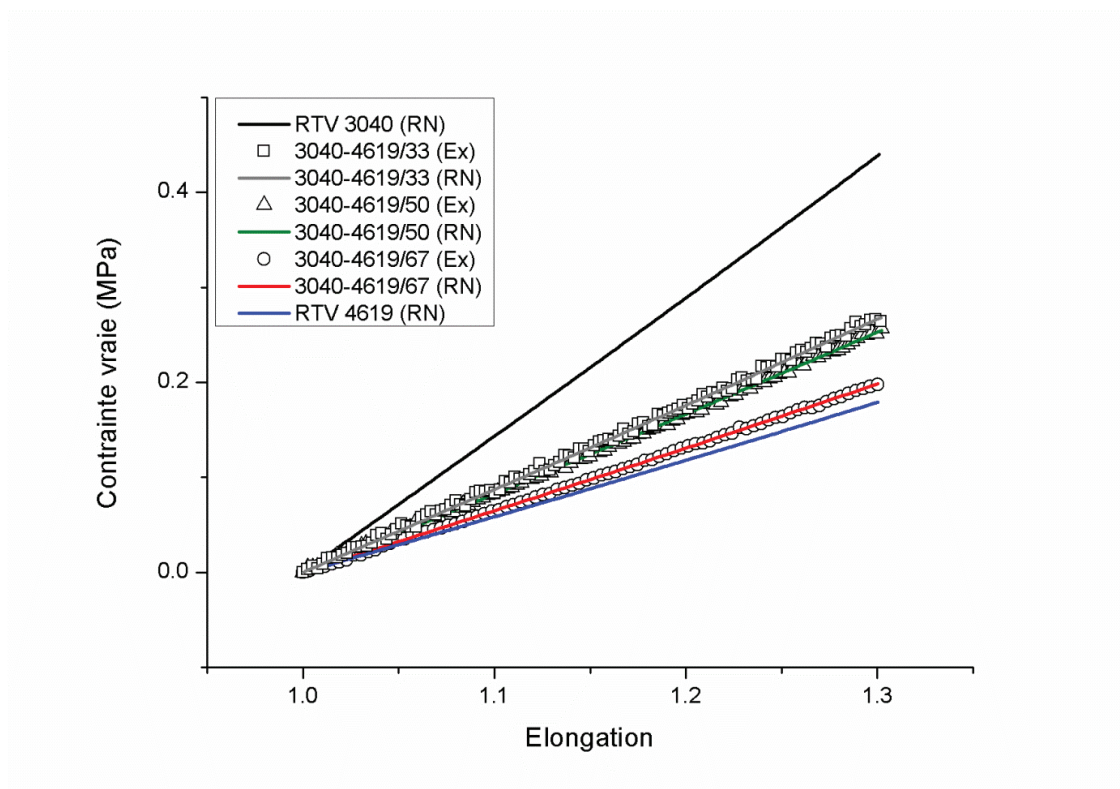


Figure 44 : Comportement en traction uniaxiale de mélanges RTV 3040 + RTV 4619. 5^{ème} chargement ; $\dot{\epsilon} = 1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$. (Ex) : résultats expérimentaux ; (RN) : résultats numériques.

Nom	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	6. (MPa)	Ecart(%)	
RTV 3040	0.236	-	-	1.37	1.42	4	3.37
3040-4619/33	0.145	-	-	0.921	0.870	6	3.02
3040-4619/50	0.137	-	-	0.869	0.822	6	2.70
3040-4619/67	0.106	-	-	0.730	0.636	15	2.56
RTV4619	0.0971	-	-	0.593	0.583	2	1.68

Tableau 14 : Paramètres hyperélastiques de mélanges RTV 3040 + RTV 4619.

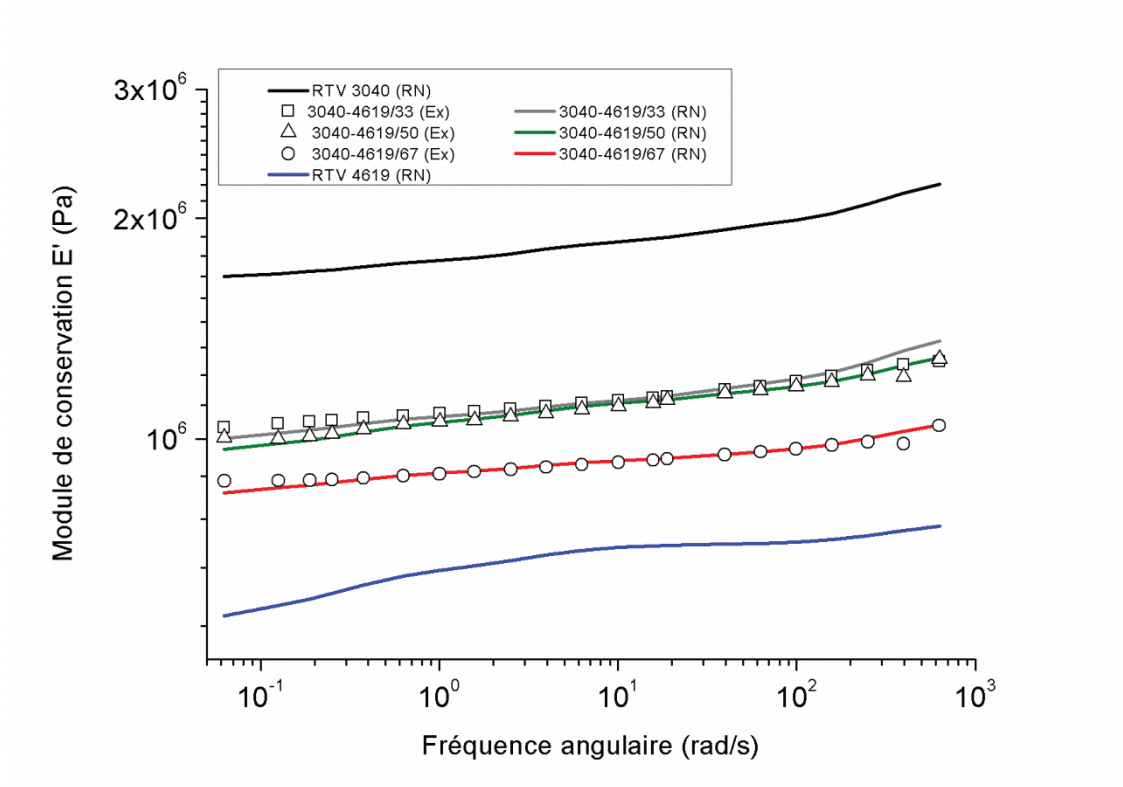


Figure 45 : Comportement viscoélastique de mélanges RTV 3040 + RTV 4619. Résultats en compression dynamique ; 1% de déformation. (Ex) : résultats expérimentaux ; (RN) : résultats numériques.

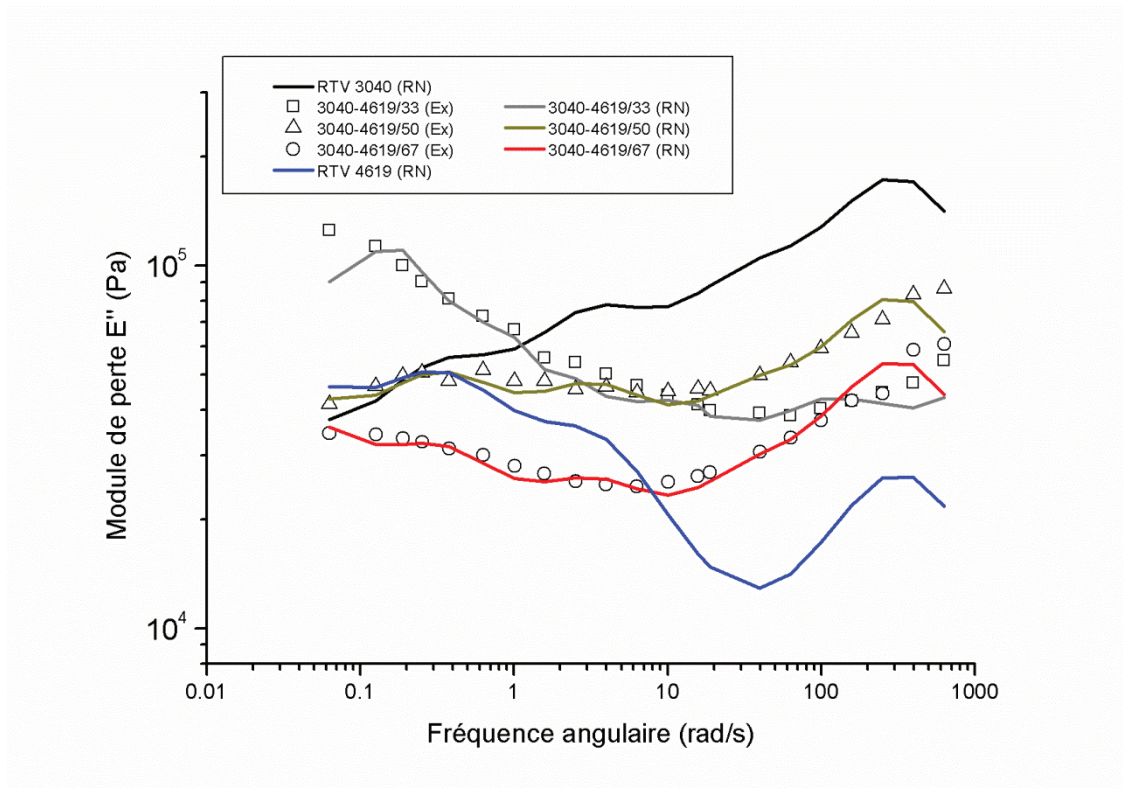


Figure 46 : Comportement visqueux de mélanges RTV 3040 + RTV 4619. Résultats en compression dynamique ; 1% de déformation. (Ex) : résultats expérimentaux ; (RN) : résultats numériques.

Nom	(MPa)	$\tau_1 = 0.003s$	$\tau_2 = 0.03s$	$\tau_3 = 0.3s$	$\tau_4 = 3s$	$\tau_5 = 30s$
RTV 3040	1.62	0.200	0.0714	0.0673	0.0465	0.0321
3040-4619/33	0.940	0.222	0.0736	0.0570	0.0625	0.0805
3040-4619/50	0.912	0.166	0.0576	0.0719	0.0817	0.0739
3040-4619/67	0.791	0.129	0.0381	0.0431	0.0555	0.0829
RTV4619	0.512	0.100	0.00780	0.0988	0.151	0.148

Nom	(Pa.s)	(MPa)	Ecart (%)
RTV 3040	1.83×10^6	1.37	15
3040-4619/33	2.47×10^6	0.921	2
3040-4619/50	2.27×10^6	0.869	5
3040-4619/67	2.11×10^6	0.730	8
RTV4619	2.52×10^6	0.593	14

Tableau 15 : Paramètres viscoélastiques issus de la modélisation du comportement mécanique de mélanges RTV 3040 + RTV 4619.

Le comportement élastique des grades silicones RTV 3040 et RTV 4619, ainsi que de leurs mélanges, répondent à un modèle hyperélastique de Yeoh d'ordre 1 pour l'intervalle d'élongations considéré. Nous pouvons donc analyser uniquement le paramètre C_{10} pour comparer les différents comportements hyperélastiques observés. Nous observons que le comportement hyperélastique des mélanges suit une évolution logique en fonction de la proportion en RTV 4619. En effet, plus la proportion de RTV 4619 augmente, plus C_{10} diminue (car C_{10} est inversement proportionnel à E) et tend vers la valeur $C_{10}^{RTV4619}$. Ce constat est aussi valable au regard des valeurs de E obtenues.

Pour permettre de prédire le comportement mécanique des formulations 3040-4619, nous représentons en Figure 47, l'évolution du module d'Young expérimental en fonction de la proportion massique en RTV 4619, notée ϕ , pour les mesures en traction uniaxiale et compression dynamique. En effet, il est tout à fait cohérent d'étudier ce paramètre lorsque le comportement hyperélastique est simplement défini par un modèle de Yeoh d'ordre 1. Puis nous les confrontons à deux lois de mélange résultant soit du modèle de Voigt soit du modèle de Reuss. Ces deux modèles sont utilisés généralement pour décrire le comportement de matériaux bi-phasiques, soit en considérant l'additivité des contraintes (modèle de Voigt ou modèle « parallèle », Équation 46) ou l'additivité des déformations

(modèle de Reuss ou modèle « série », Équation 48). En règle générale, ces modèles constituent les bornes supérieure et inférieure des comportements engendrés dans les mélanges bi-phasiques. Cependant, dans notre cas, il est vraisemblable que les mélanges soient homogènes. En effet, les composants étant tous les deux des silicones, il est fort probable qu'ils soient miscibles en toutes proportions. Ainsi, les matériaux réticulés sont constitués de réseaux macromoléculaires avec des branches de différentes longueurs et des chaînes pendantes en quantités régies par la proportion des constituants. Pour permettre d'écrire ces deux lois de mélange et compte tenu de la miscibilité, nous attribuons des indices A et B qui se réfèrent aux branches du réseau issues du constituant A (ici RTV 3040) et B (ici RTV 4619) respectivement. Le modèle de Voigt conduit à :

Équation 46

soit :

Équation 47

Puis, le modèle de Reuss donne :

Équation 48

soit

$$\frac{1}{E} = \frac{1}{E_A} + \frac{1}{E_B}$$

Équation 49

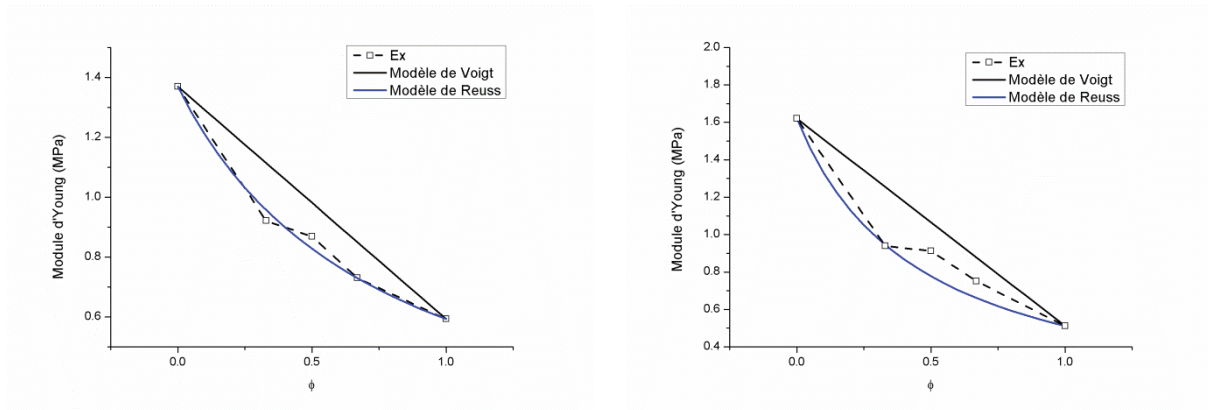


Figure 47 : Evolution du module d'Young en fonction de la proportion massique (ϕ) de RTV 4619 dans l'étude de mélange RTV 3040 + RTV 4619. A gauche, résultats issus des mesures en traction uniaxiale. A droite, résultats issus des mesures en compression dynamique.

Il apparaît nettement que les comportements mécaniques, de nos mélanges de grades RTV, répondent à une loi de mélange décrite par le modèle de Reuss. Ce constat est à la fois vérifié en traction uniaxiale et en compression. Donc, la partie élastique d'un mélange peut être analogiquement décrite par deux ressorts en série, chaque ressort étant défini par les paramètres élastiques d'un des grades de silicone tel que nous l'illustrons en Figure 48.

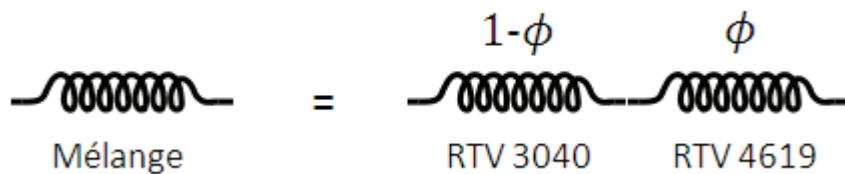


Figure 48 : Analogie du comportement mécanique élastique des mélanges RTV 3040 et RTV 4619 selon la loi des mélanges décrite par le modèle de Reuss.

Les comportements viscoélastiques des formulations 3040-4619 répondent à un modèle de Maxwell d'ordre 5. Pour définir l'évolution de la viscoélasticité des mélanges de manière simple, nous nous concentrons sur l'évolution de la viscosité globale en fonction de la fraction massique de RTV 4619, illustrée en Figure 49. Cette évolution est comparée aux mêmes lois de mélange que pour la partie élastique, au regard de la viscosité globale. Le modèle de Voigt conduit à :

Équation 50

Puis, le modèle de Reuss :

Équation 51

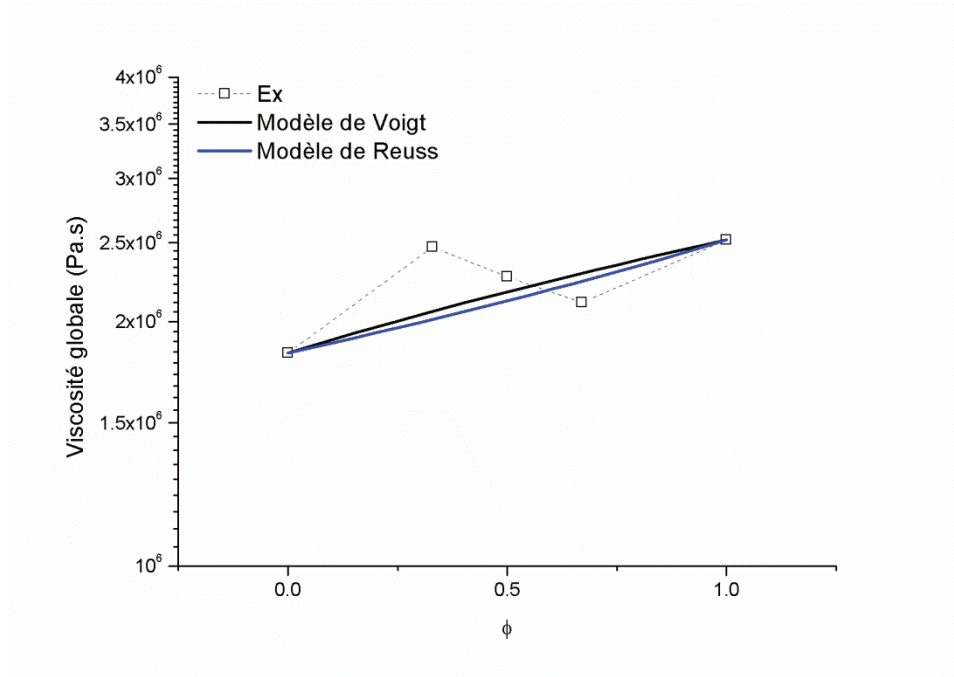


Figure 49 : Evolution de la viscosité globale dans l'étude des mélanges RTV 3040 et RTV 4619. Résultats en compression dynamique ; 1% de déformation.

Ici, les viscosités des constituants purs sont trop proches pour qu'on puisse distinguer les lois de mélange (Reuss ou Voigt) l'une de l'autre. Par ailleurs, aucune de ces deux lois ne décrit les évolutions de viscosités que nous observons pour ces mélanges. Cependant, étant donné les incertitudes de mesures, nous pouvons considérer ici que l'évolution de ces viscosités globales observée n'est pas vraiment significative et que la valeur de viscosité est pratiquement indépendante des proportions des constituants.

Dans cette étude, nous avons mélangé en différentes proportions deux grades de silicone, le RTV 3040 et RTV 4619, répondant chacun à un modèle de Maxwell solide généralisé. L'identification du comportement hyper-viscoélastique de leurs mélanges, a montré que ces derniers répondent aussi à un modèle de Maxwell solide généralisé. Cependant, en analysant chacune des contributions, nous avons montré que la partie élastique des formulations 3040-4619 peut être estimée à partir d'une simple loi de mélange selon un

modèle de Reuss, tandis que le comportement visqueux est indépendant de la proportion de ces grades.

3.3. Etude mécanique du mélange d'un gel silicone dans une matrice RTV2

En section 3.1, nous avons identifié le comportement hyper-viscoélastique de différents grades de silicone. Force est de constater qu'aucun de ces grades n'est capable de reproduire, à lui seul, le comportement aortique sain visé. Il apparaît donc indispensable de trouver une nouvelle formulation au comportement mécanique similaire, sans quoi l'élaboration de nos fantômes aortiques ne pourrait être considérée comme « patient-spécifique ». Par conséquent, nous revenons à l'observation faite sur le caractère élastique trop rigide des grades sélectionnés, à l'exception du gel HC2/2011, par rapport à l'aorte saine. La section 3.2 de ce chapitre nous a aussi permis de constater que le comportement hyper-viscoélastique pouvait être modulé selon les proportions massiques d'un mélange de différents grades de nos silicones. Nous nous sommes naturellement intéressés au mélange du gel HC2/2011, qui est le grade le plus souple de notre sélection, avec un autre grade plus rigide, pour tenter de reproduire le comportement aortique sain et en particulier la dissipation visqueuse qu'il présente. Compte tenu des caractères mécanique et réactionnel variés de notre sélection de silicones, nous avons décidé de combiner notre gel avec le RTV 3040. En effet, ce dernier présente une bonne déformation à la rupture, ce qui réduit la probabilité de formuler des mélanges trop fragiles dans notre gamme d'élongations.

Lors de la réalisation de ces mélanges, nous avons essayé différents protocoles afin de discerner l'éventuelle influence du commencement de la réaction au sein de chacun des grades avant le mélange. Ainsi, nous avons soit :

- Préparé les mélanges des deux parties Vi (groupements vinyles) d'un côté et SH (liaisons silanes) de l'autre, puis mélangé ces deux préparations.
- Mélangé les constituants Vi et SH de chaque grade avant de les mélanger entre eux après un certain temps de pré-réticulation (en veillant à ce que celui-ci ne soit pas trop avancée pour ne pas empêcher le mélange).

Cependant, ces différents essais ayant conduit à des résultats similaires, nous n'exposerons ici que ceux issus d'un seul protocole, à savoir : mélange des parties Vi et SH de chacun des grades et mélange de ces deux préparations après un temps de pré-réticulation de 75 min.

Nous exposons ici les comportements hyper-viscoélastiques des mélanges RTV 3040 et HC2/2011 dont les proportions massiques en HC2/2011 sont de 10%, 50%, 75% et 90%, notés respectivement 3040-HC2/10, 3040-HC2/50, 3040-HC2/75 et 3040-HC2/90. Le comportement et la modélisation hyperélastiques des mélanges RTV 3040 et HC2/2011 sont exposés en Figure 50 avec un agrandissement en Figure 51 et dans le Tableau 16, puis le comportement et la modélisation viscoélastiques sont exposés en Figure 52, Figure 53 et Tableau 17. Ces résultats sont comparés avec le comportement mécanique de l'aorte saine AA 68-18.

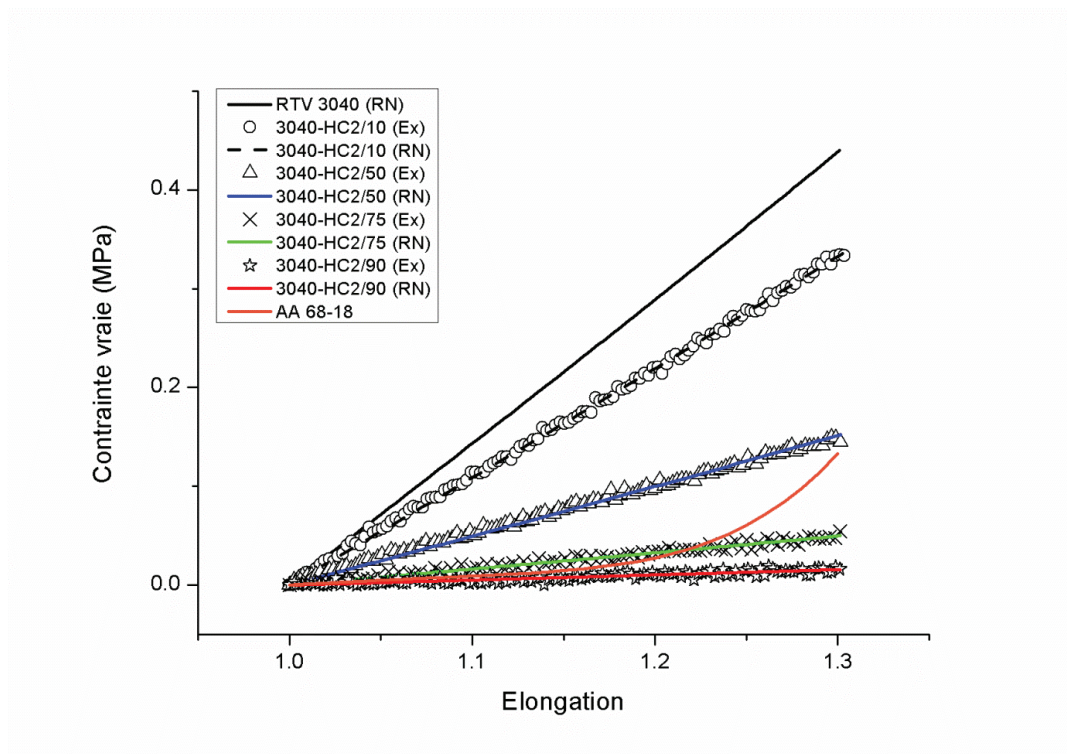


Figure 50 : Comportement en traction uniaxiale de mélanges RTV 3040 + gel HC2/2011 et de l'AA 68-18. 5^{ème} chargement ; $= 1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$. (Ex) : résultats expérimentaux ; (RN) : résultats numériques.

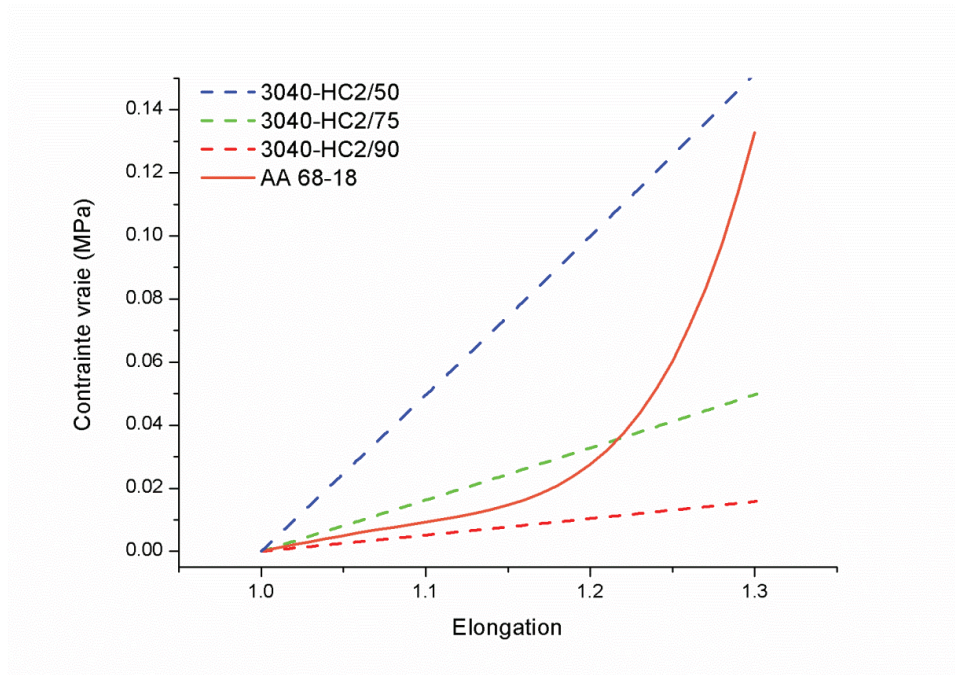


Figure 51 : Comportement en traction uniaxiale de mélanges RTV 3040 + gel HC2/2011 et de l'AA 68-18. Résultats numériques; 5^{ème} chargement ; $\dot{\epsilon} = 1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$.

Comme cela a déjà été mentionné, nous n'avons pas pu réaliser des essais de traction sur le gel HC2/2011 pur.

Nom	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	6. (MPa)	Ecart(%)	
RTV 3040	0.236	-	-	1.37	1.42	4	3.37
3040-HC2/10	0.181	-	-	1.12	1.09	3	4.53
3040-HC2/50	0.0823	-	-	0.561	0.494	12	2.30
3040-HC2/75	0.0270	-	-	0.163	0.162	1	5.81
3040-HC2/90	0.00857	-	-	0.0552	0.0514	7	5.11
AA 68-18	0.0175	-0.0590	0.521	0.0998	0.105	5	-

Tableau 16 : Paramètres hyperélastiques de mélanges RTV 3040 + gel HC2/2011 et de l'AA 68-18.

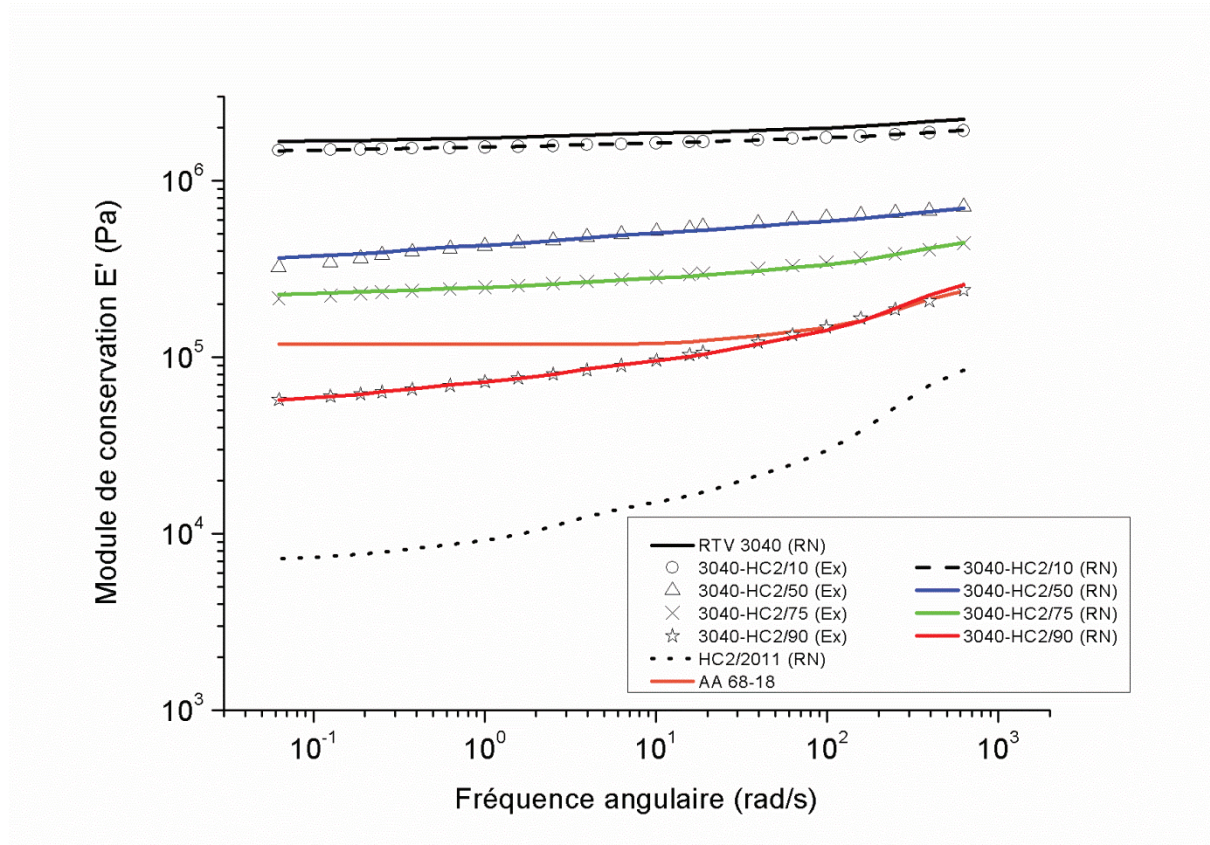


Figure 52 : Comportement viscoélastique de mélanges RTV 3040 + gel HC2/2011 et l'AA 68-18. Résultats en compression dynamique ; 1% de déformation. (Ex) : résultats expérimentaux ; (RN) : résultats numériques.

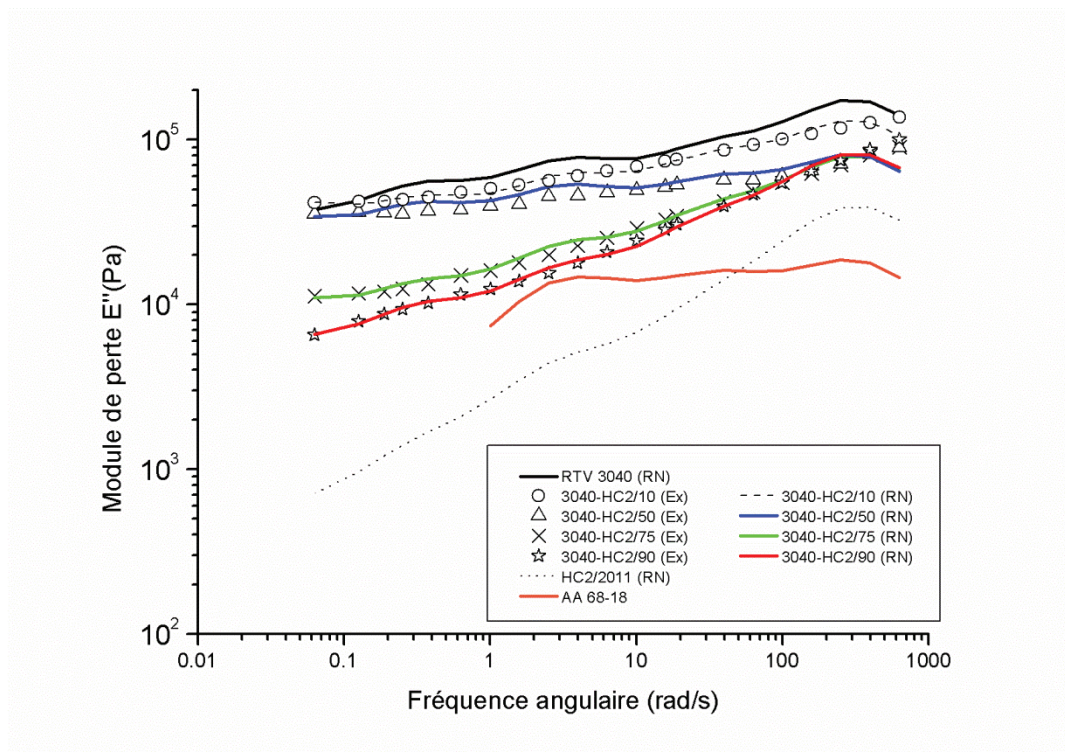


Figure 53 : Comportement visqueux de mélanges RTV 3040 + gel HC2/2011 et de l'AA 68-18. Résultats en compression dynamique ; 1% de déformation. (Ex) : résultats expérimentaux ; (RN) : résultats numériques.

Nom	(MPa)	$\tau_1 = 0.003s$	$\tau_2 = 0.03s$	$\tau_3 = 0.3s$	$\tau_4 = 3s$	$\tau_5 = 30s$
RTV 3040	1.62	0.200	0.0714	0.0673	0.0465	0.0321
3040-HC2/10	1.42	0.168	0.0751	0.0606	0.0406	0.500
3040-HC2/50	0.320	0.454	0.242	0.240	0.175	0.169
3040-HC2/75	0.213	0.706	0.224	0.149	0.0806	0.0818
3040-HC2/90	0.0499	3.17	0.769	0.462	0.263	0.157
HC2/2011	0.00661	11.7	1.40	0.919	0.229	0.179
AA 68-18	0.117	0.277	0.179	0.206	-	-

Nom	(Pa.s)	(MPa)	Ecart (%)
RTV 3040	1.83×10^6	1.37	15
3040-HC2/10	2.33×10^6	1.12	27
3040-HC2/50	1.82×10^6	0.561	43
3040-HC2/75	5.85×10^5	0.163	31
3040-HC2/90	3.15×10^5	0.0552	10
HC2/2011	2.75×10^4	-	-
AA 68-18	7.96×10^3	-	-

Tableau 17 : Paramètres viscoélastiques issus de la modélisation du comportement mécanique de mélanges RTV 3040 + HC2/2011 et l'AA 68-18.

Le comportement mécanique hyperélastique des formulations 3040-HC2 répond à un modèle de Yeoh d'ordre 1 pour notre intervalle d'élongations considéré. Cette observation nous permet, une fois de plus, d'étudier l'unique paramètre C_{10} pour discuter et comparer les différents comportements hyperélastiques observés. Le grade RTV 3040 étant plus rigide que le HC2/2011, nous observons un assouplissement du comportement élastique de nos mélanges lorsque la proportion de gel augmente. Ceci est vérifié par l'évolution du paramètre C_{10} , tel que $C_{10} \propto \frac{1}{\lambda}$. Ce constat peut aussi être fait au regard de l'évolution du module d'Young, dont les résultats de modélisation en compression dynamique nous montrent que : $E \propto \frac{1}{\lambda}$. Si l'on analyse plus précisément cette évolution du comportement mécanique, en fonction de la proportion massique en HC2/2011 notée ϕ , à travers les lois de mélange précédemment utilisées (Équation 47 et Équation 49), on peut constater (Figure 54) que celle-ci répond plutôt à un modèle de Voigt, à la différence de ce qui avait été obtenu pour les mélanges des RTV 3040 et 4619. Néanmoins, il subsiste un décalage entre nos résultats et le modèle de Voigt,

ce qui nous amène à tester des modèles conduisant à des réponses intermédiaires entre celles des modèles de Voigt et de Reuss. C'est le cas des modèles de Takayanagi [110] qui considèrent que l'association des comportements élastiques est partiellement en série et partiellement en parallèle. On note B le grade rigide (ici le RTV 3040) et A le grade le plus souple (ici HC2/2011). Les associations peuvent être considérées de deux manières nommées série-parallèle (S-P) ou parallèle-série (P-S).

Dans le cas S-P, il s'agit de l'association en parallèle d'une fraction ϕ de grade B et d'un assemblage du grade A et du reste de B. Cet assemblage est lui-même en série. Cela conduit à l'équation suivante :

$$\frac{1}{E_{S-P}} = \frac{\phi}{E_B} + (1-\phi) \left(\frac{1}{E_A} + \frac{\phi}{E_B} \right)$$

Équation 52

Dans le cas P-S, il s'agit de l'association en série d'une fraction ϕ de grade B et d'un assemblage du grade A et du reste de B. Cet assemblage est lui-même en parallèle. Cela conduit à l'équation suivante:

$$\frac{1}{E_{P-S}} = \frac{\phi}{E_B} + (1-\phi) \frac{1}{E_A + \phi E_B}$$

Équation 53

Dans les deux cas, $\phi = \frac{E_B - E_{S-P}}{E_B - E_A}$. Cela est issu de considérations géométriques inhérentes aux modèles originaux de Takayanagi qui ont été développés pour des matériaux bi-phasiques.

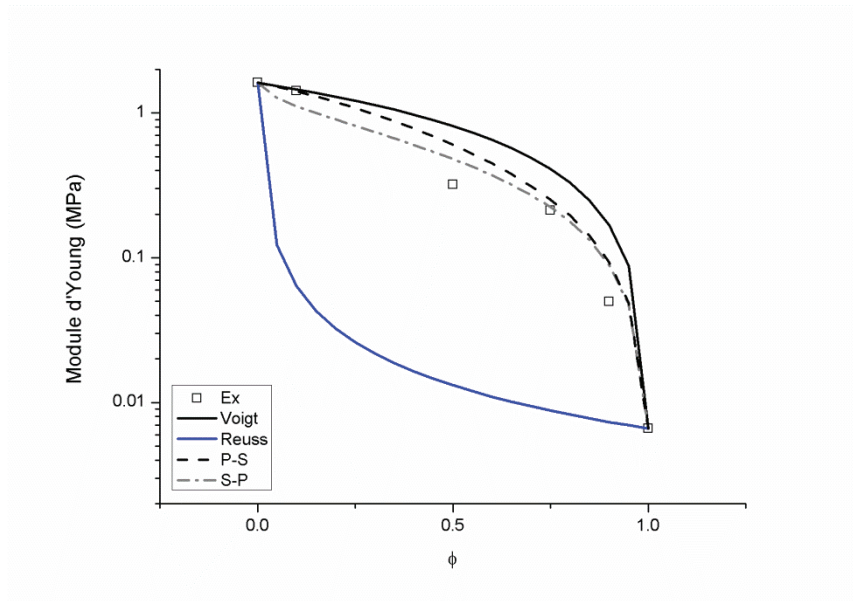


Figure 54 : Evolution du module d'Young en fonction de la proportion massique (ϕ) de HC2/2011 dans l'étude des mélanges RTV 3040 + HC2/2011. Résultats de modélisation en compression dynamique. P-S : Parallèle-Série ; S-P : Série-Parallèle.

Pour ces formulations, le modèle S-P de Takayanagi (Figure 51) semble le plus adapté pour prédire l'évolution du comportement élastique des formulations 3040-HC2. Analogiquement, nous illustrons ce type de modèle en Figure 55.

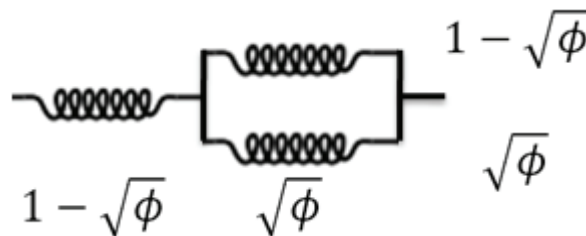


Figure 55 : Analogie du comportement hyperélastique des formulations RTV 3040 + gel HC2/2011 selon le modèle série-parallèle de Takayanagi.

En ce qui concerne la modélisation de la composante viscoélastique, cinq éléments de Maxwell sont nécessaires pour décrire le comportement des formulations 3040-HC2. Au vu de la Figure 52 et des résultats de modélisations viscoélastiques, la formulation 3040-HC2/90 peut reproduire remarquablement le comportement viscoélastique aux faibles déformations (domaine linéaire), de l'AA 68-18 pour des fréquences angulaires supérieures à 10^1 rad/s. La différence se trouve dans la partie aux basses fréquences pour laquelle le comportement de l'aorte est globalisé dans un plateau élastique alors que celui de la formulation silicone présente des relaxations qui vont être comptabilisées dans la partie viscoélastique. Autrement dit, en se référant aux valeurs données dans le Tableau 17, on constate que l'effet

de l'écart entre les viscosités globales (7.96×10^3 Pa.s pour 3.15×10^5 Pa.s) est contrebalancé par celui de l'écart entre les modules (0.118 MPa pour 0.0499 MPa). Ce résultat illustre le fait que, lorsqu'on compare des comportements, il peut être risqué de tirer des conclusions en ne se basant que sur la comparaison des paramètres pris isolément. A cela il faut rajouter que, lors des mesures effectuées sur l'aorte, la précision des résultats aux basses fréquences n'était pas très élevée (voir chapitre 2) et que le plateau élastique obtenu masque peut-être un certain comportement viscoélastique.

Si nous prêtons une attention particulière aux valeurs de η , nous pouvons constater que celle-ci évolue en fonction de la proportion HC2/2011. C'est ce que nous illustrons en Figure 56 en comparaison avec les lois de mélange de Voigt (Équation 50) et Reuss (Équation 51).

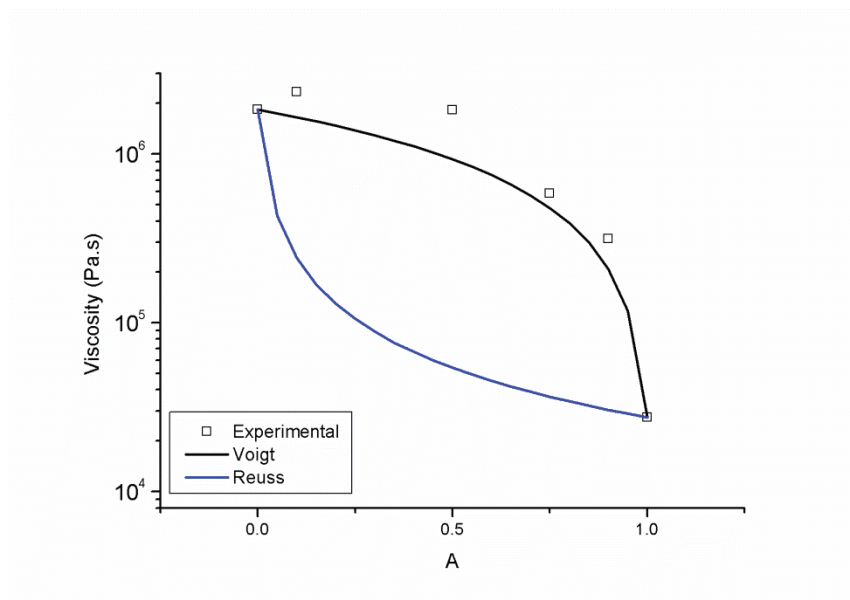


Figure 56 : Evolution de la viscosité en fonction de la proportion massique () de HC2/2011 dans l'étude des mélanges RTV 3040 + HC2/2011.

L'évolution de la viscosité répond à un modèle de Voigt, nous permettant de décrire analogiquement le comportement de la partie visqueuse des mélanges 3040-HC2 en Figure 57.

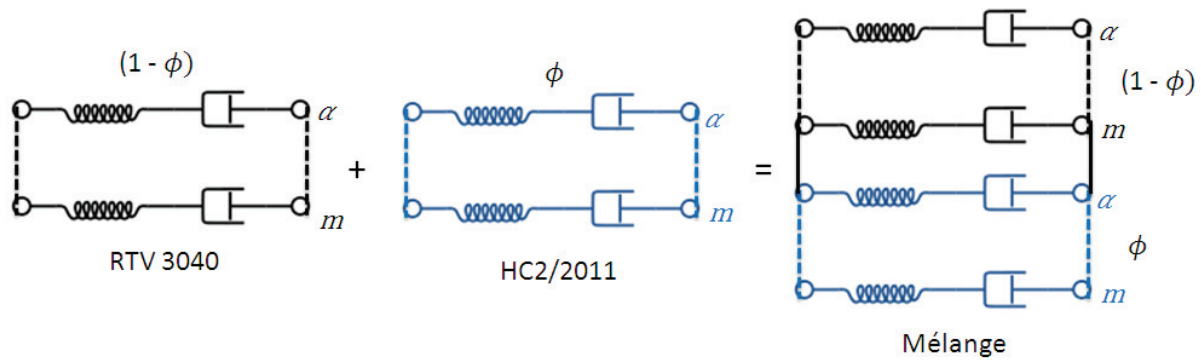


Figure 57 : Analogie du comportement visqueux des formulations RTV 3040 + gel HC2/2011.

En conclusion, l'ajout d'un gel silicone au sein d'une matrice silicone plus rigide permet d'ajuster le comportement hyper-viscoélastique des différentes formulations. Le comportement élastique répond à une loi de mélange série-parallèle selon les modèles de Takayanagi, tandis que la composante visqueuse répond à un modèle de Voigt. Ceci nous permet de décrire le comportement hyper-viscoélastique de ces formulations en fonction de la proportion de gel que nous illustrons en Figure 58. De plus, ces observations nous ont permis de mettre en avant les formulations 3040-HC2/75 et 3040-HC2/90, dont les comportements viscoélastiques sont assez proches de celui de l'aorte saine visé. Cependant, le comportement élastique à plus hautes elongations, de ces formulations ne décrit pas de durcissement de contrainte qui est un phénomène caractéristique du comportement mécanique aortique sain. Nous aurons donc pour prochain objectif de faire évoluer cette formulation vers un comportement hyper-viscoélastique, reproduisant encore mieux le comportement mécanique de l'aorte saine visé.

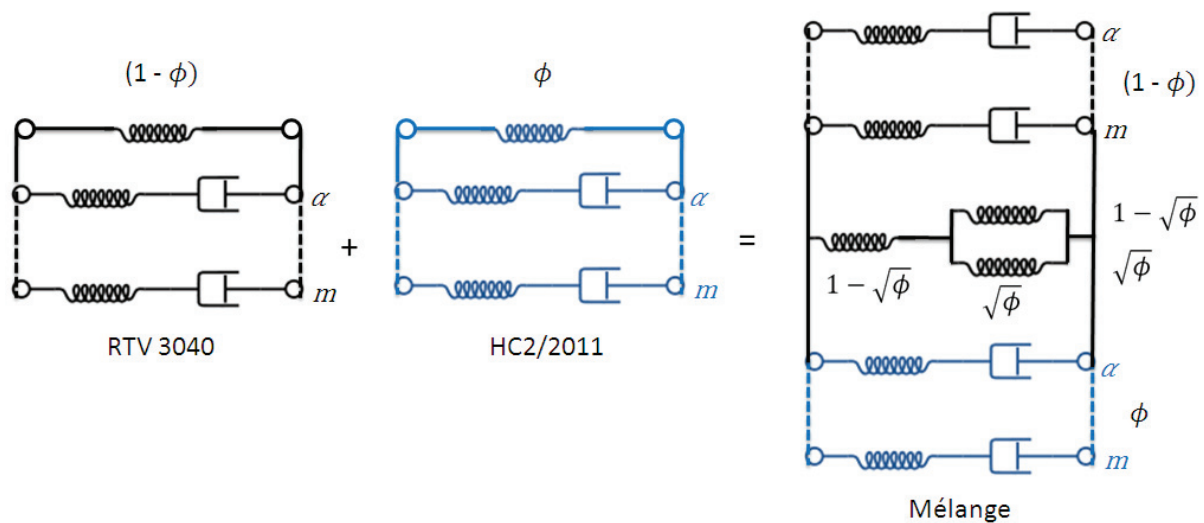


Figure 58 : Analogie du comportement hyper-viscoélastique des formulations RTV 3040 + gel HC2/2011.

3.4. Ajout d'une charge au sein d'une formulation silicone

Les formulations 3040-HC2/75 et 3040-HC2/90 possèdent un comportement viscoélastique relativement proche de notre objectif mais elles ne présentent pas de durcissement de contrainte dans un intervalle d'élongations d'ordre physiologique. Nous rappelons que ce durcissement est dû à la présence de fibres de collagène qui jouent le rôle de charge au sein d'une matrice faite d'élastine. Par conséquent, nos travaux se sont orientés vers l'incorporation d'une charge au sein de nos formulations 3040-HC2.

Pour guider notre choix nous nous sommes intéressés à la forme de la charge, sa composition chimique et son aspect physique. Premièrement, dans les matériaux vasculaires, les différentes familles de collagène sont sous forme de fibres. Il apparaît donc évident que le choix d'une charge de forme fibrillaire pourrait répondre à notre objectif. Deuxièmement, il est préférable que la charge sélectionnée puisse être facilement incorporable et qu'elle présente de bonnes interactions avec la matrice, ici les formulations 3040-HC2. Pour ce faire, la composition chimique de la charge doit être similaire à celle de la matrice. Compte tenu de ces pré-requis, nous nous sommes naturellement orientés vers des fibres de silice pure. Commercialement, celles-ci existent sous plusieurs aspects, comme la fibre coupée, le tissu ou le feutre de silice (FS) (Figure 59).



Figure 59 : Fibres de silice pure sous forme de fibres coupées (gauche), de tissu (milieu) et de feutre (droite) commercialisés par la société Final Advanced Materials [111].

Pour sélectionner avec soin le type de fibres à utiliser, il est important d'anticiper son incorporation dans la matrice silicone ainsi que son effet sur le procédé d'impression 3D par voie indirecte utilisé dans notre étude et qui sera décrit au chapitre 5. Quelque soit le type de fibres utilisé, son incorporation doit être réalisée avant réticulation du grade ou de la formulation silicone. Deux techniques d'incorporation sont alors possibles : le mélange, pour lequel la fibre est mélangée simplement avec la matrice silicone, ou le dépôt, pour lequel la fibre est déposée sur, ou dans, une forme, puis le silicone est déposé à son tour pour venir

emprisonner cette fibre. L'association du type de fibre et de la technique d'incorporation utilisée permet d'estimer la faisabilité de mise en œuvre utilisée dans notre étude, ainsi que la reproductibilité des comportements mécaniques. A ce stade, il est important de comprendre que l'orientation et la distribution des fibres au sein d'une matrice, jouent un rôle déterminant dans le type et la reproductibilité du comportement mécanique obtenu. En effet, si l'orientation et la distribution ne sont pas maîtrisées, les comportements mécaniques seront, de toute évidence, divergents d'une formulation à l'autre et le long du fantôme.

Dans le cas de la fibre coupée et mélangée au silicone avant injection, nous risquons d'être confrontés à deux problèmes. D'une part, à cause de la forte augmentation de viscosité et du bouchage éventuel. D'autre part, à cause des écoulements lors de cette injection, l'orientation des fibres serait inévitable et conduirait à une anisotropie des propriétés mécaniques que nous ne pourrions maîtriser. Pour le tissu ou le FS, la technique du mélange est évidemment impossible. En revanche, leur dépôt est envisageable et ne présente pas de problèmes d'orientation ou de distribution des fibres, puisque qu'il s'agit de couches emprisonnées dans une matrice silicone. Le tissu et le feutre de silice sont donc des charges potentiellement utilisables dans notre étude. Si nous nous concentrons sur l'aspect physique du tissu et du feutre de silice, leur utilisation peut engendrer des comportements mécaniques plus ou moins contrôlables. La structure du tissu de silice dont nous disposons est très serrée (densité de 400 à 900 g/m²) alors que celle du feutre est beaucoup plus aérée (densité d'environ 80g/m²). En d'autres termes, il est très vraisemblable que la quantité de fibres incorporées sous forme du tissu conduirait à des rigidités bien trop importantes pour l'application visée. Le comportement mécanique des formulations sera donc moins influencé par l'utilisation du FS, que par le tissu, pour une même épaisseur incorporée. De ce fait, nous avons retenu le FS de la société Final - Advanced Materials [111] comme charge pour nos formulations 3040-HC2. Ce FS pur est constitué de fines nappes liées entre elles par un liant organique. Par conséquent, il est possible de contrôler encore plus précisément le comportement mécanique des prochaines formulations en séparant ces nappes à condition de détruire le liant organique sans pour autant détériorer les fibres. Cela peut être réalisé par un traitement thermique du FS (4 heures à 400°C), qui nous a été conseillé par la société

Final – Advanced Materials. Il est alors possible de séparer facilement les nappes de FS les unes des autres (Figure 60) pour les incorporer dans nos différentes formulations de silicone.



Figure 60 : Effet du traitement thermique du feutre de silice. A gauche, feutre de silice avant traitement ; A droite, feutre de silice après traitement. Les flèches en pointillés indiquent l'épaisseur des feutres.

Contrairement aux précédentes études, l'incorporation d'une ou plusieurs nappes ne nécessite pas de redéfinir l'étape 1 de notre procédé de mise en œuvre (décrit en section 2.2 de ce chapitre). En revanche, une étape intermédiaire entre les étapes 2 et 3 consistera à déposer une ou plusieurs épaisseurs de nappe de FS, dans la préforme rectangulaire avant de déposer par-dessus la formulation silicone. Après réticulation, le FS sera emprisonné dans la matrice silicone. A ce stade, il est important de mentionner que, après réticulation de la matrice silicone, le matériau obtenu conserve une très bonne transparence.

Le comportement et la modélisation hyperélastiques des formulations 3040-HC2 chargées FS, sont exposés en Figure 61 et Tableau 18, puis le comportement et la modélisation viscoélastiques sont exposés en Figure 62, Figure 63 et Tableau 19. Par exemple, pour une formulation faite de RTV 3040 et HC2/2011 pour des proportions massiques respectivement de 0.25 et 0.75, notée 3040-HC2/75, l'ajout d'une seule nappe de FS conduira à une nouvelle formulation nommée 3040-HC2/75-FS01. Cette nappe équivaut à 5 pcr (pour cent de résine) de la formulation 3040-HC2.

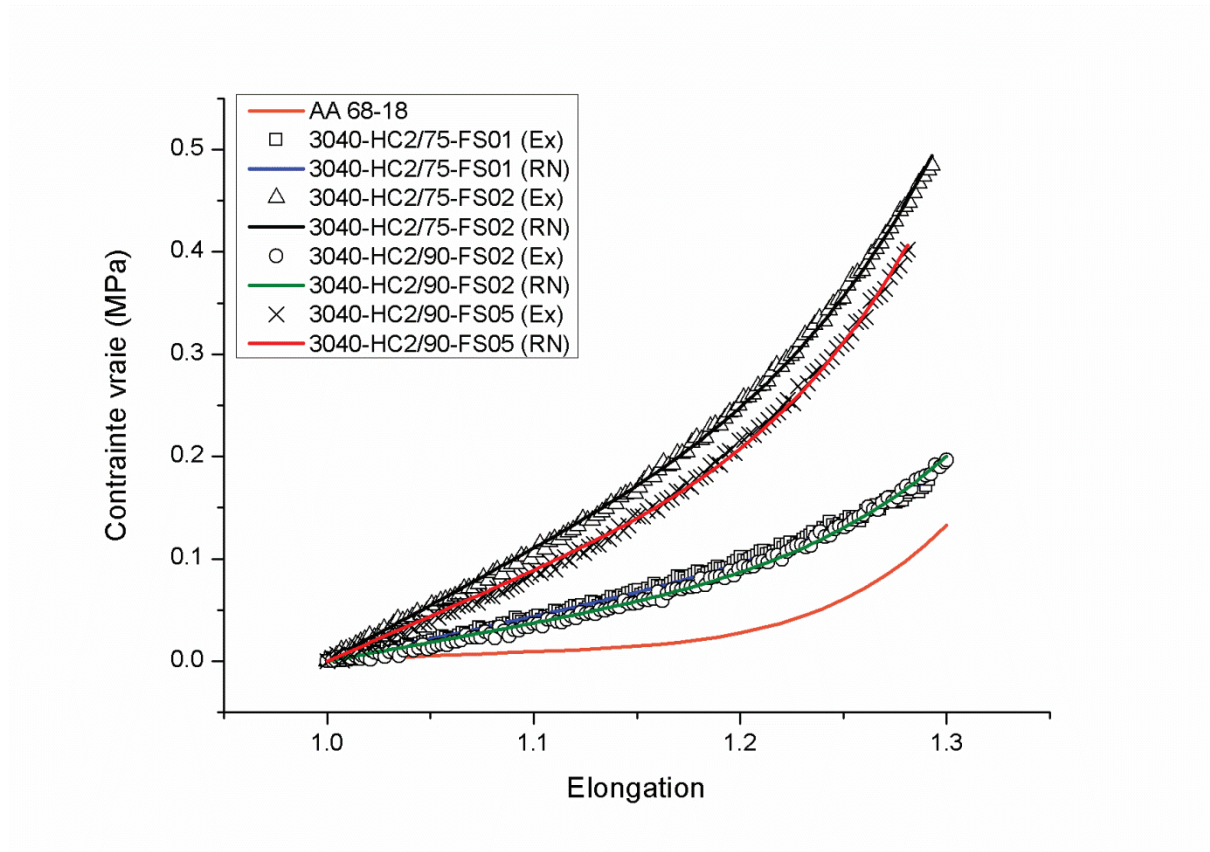


Figure 61 : Comportement en traction uniaxiale de mélanges RTV 3040 + HC/2011 + FS et de l'AA 68-18. 5^{ème} chargement ; $= 1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$. (Ex) : résultats expérimentaux ; (RN) : résultats numériques.

Nom	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	6. (MPa)	Ecart(%)	
3040-HC2/75-FS01	0.0720	-8.26×10^{-6}	0.197	0.414	0.432	4	2.74
3040-HC2/75-FS02	0.182	-8.00×10^{-8}	0.652	1.09	1.09	0	3.58
3040-HC2/90-FS02	0.0612	-4.75×10^{-6}	0.304	0.337	0.367	8	4.98
3040-HC2/90-FS05	0.146	-6.30×10^{-5}	0.736	0.862	0.876	2	5.05
AA 68-18	0.0175	-0.0590	0.521	0.0998	0.105	5	29.8

Tableau 18 : Paramètres hyperélastiques de mélanges RTV 3040 + HC2/2011 + FS et de l'AA 68-18.

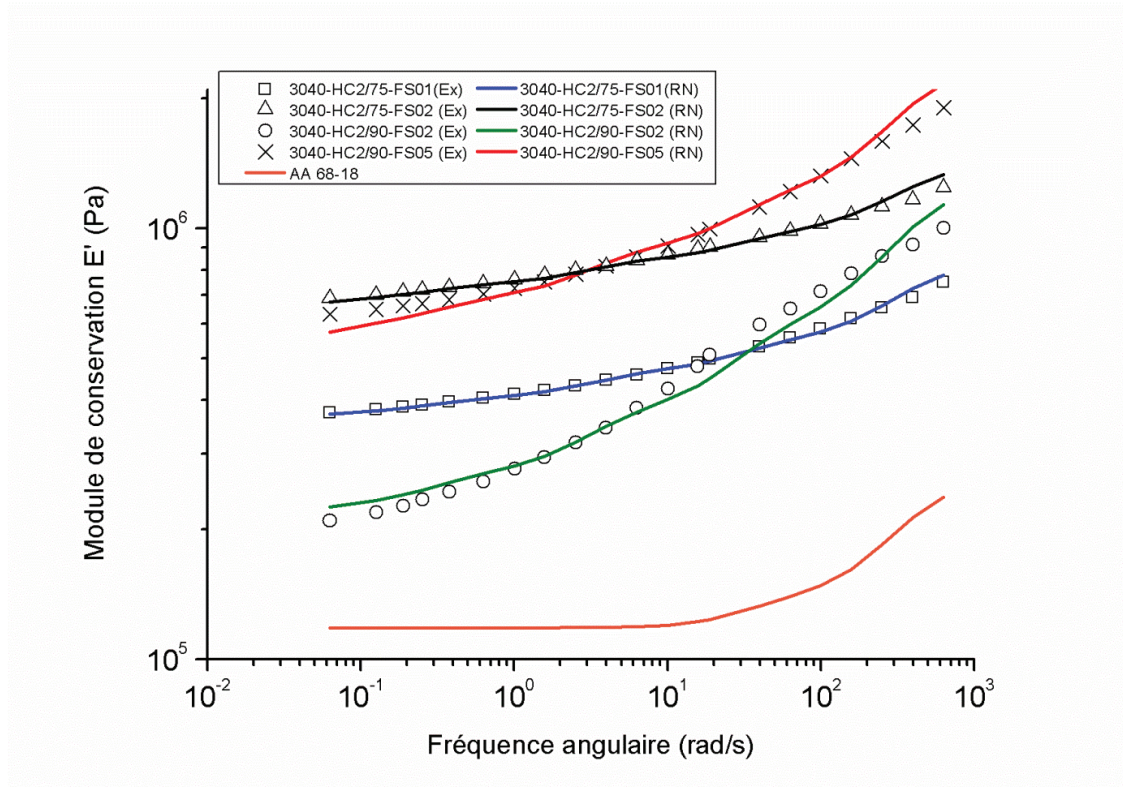


Figure 62 : Comportement viscoélastique de mélanges RTV 3040 + gel HC2/2011 + FS et de l'AA 68-18. Résultats en compression dynamique ; 1% de déformation. (Ex) : résultats expérimentaux ; (RN) : résultats numériques.

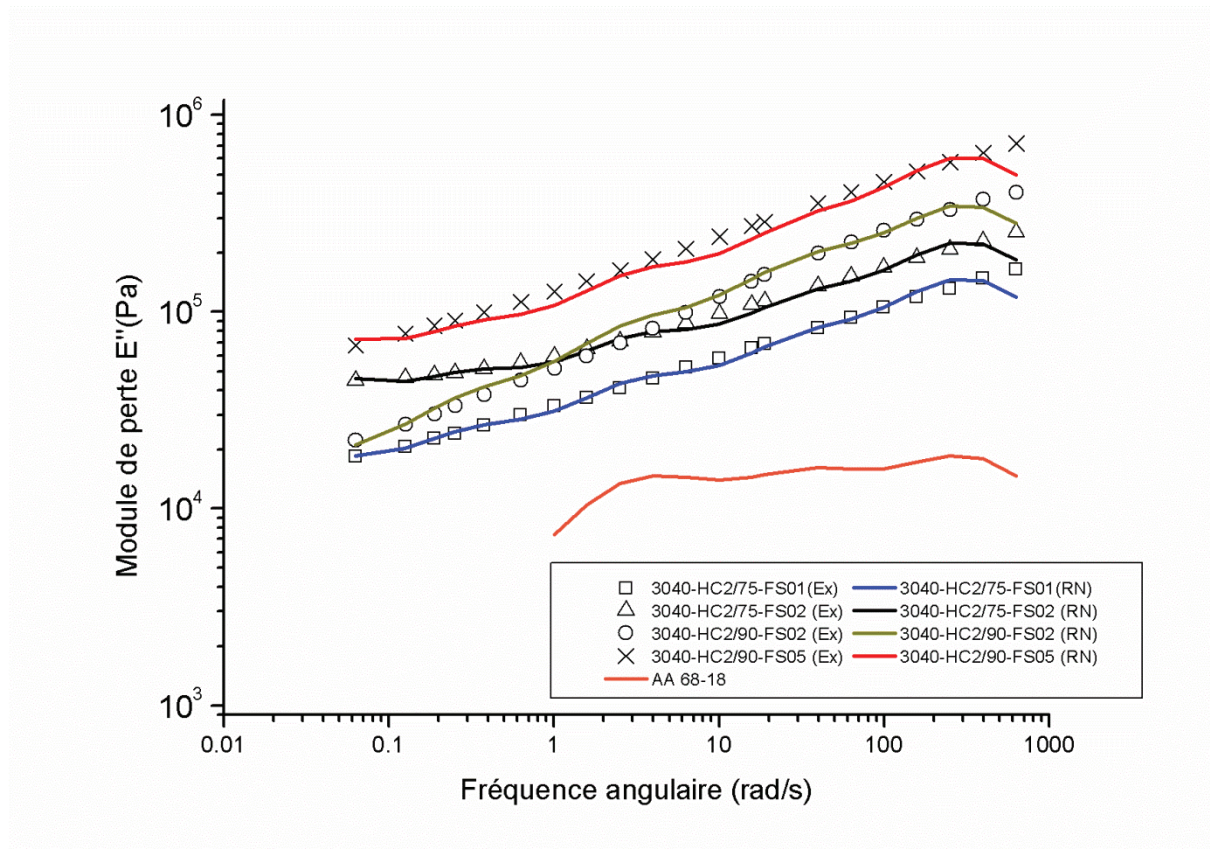


Figure 63 : Comportement visqueux de mélanges RTV3040 +gel HC2/2011 + FS et de l'AA 68-18. Résultats en compression dynamique ; 1% de déformation. (Ex) : résultats expérimentaux ; (RN) : résultats numériques.

Nom	(MPa)	$\tau_1 = 0.003s$	$\tau_2 = 0.03s$	$\tau_3 = 0.3s$	$\tau_4 = 3s$	$\tau_5 = 30s$
3040-HC2/75-FS01	0.348	0.794	0.267	0.178	0.0928	0.0785
3040-HC2/75-FS02	0.611	0.695	0.238	0.172	0.101	0.128
3040-HC2/90-FS02	0.205	3.15	1.15	0.567	0.228	0.116
3040-HC2/90-FS05	0.479	2.42	0.723	0.448	0.217	0.245
AA 68-18	0.117	0.277	0.179	0.206	-	-

Nom	(Pa.s)	(MPa)	Ecart (%)
3040-HC2/75-FS01	9.39×10^5	0.414	16
3040-HC2/75-FS02	2.56×10^6	1.09	44
3040-HC2/90-FS02	8.99×10^5	0.337	39
3040-HC2/90-FS05	3.92×10^6	0.862	44
AA 68-18	7.96×10^3	-	-

Tableau 19 : Paramètres viscoélastiques issus de la modélisation du comportement mécanique de mélanges RTV 3040 + HC2/2011 + FS et de l'AA 68-18.

L'identification du comportement hyperélastique des formulations 3040-HC2-FS, montre que l'ajout du feutre de silice permet d'obtenir un durcissement de contrainte dans l'intervalle d'élongations d'ordre physiologique. En effet, ces formulations répondent à un modèle de Yeoh d'ordre 3. De plus, nous remarquons une augmentation de la contrainte aux faibles élongations, en fonction du taux de FS dans nos matrices silicones. Ceci est notamment illustré par l'augmentation du paramètre C_{10} du modèle de Yeoh ou du module d'Young. Si nous prêtons une attention particulière aux différents paramètres hyperélastiques, nous observons que les formulations 3040-HC2/75-FS01 et 3040-HC2/90-FS02 ont des constantes C_{10} et C_{20} de même ordre de grandeur que l'AA 68-18, respectivement, 10^{-2} et 10^{-1} MPa. On rappelle ici que le modèle de Yeoh d'ordre 3 n'est pas très sensible au paramètre C_{10} et donc que la valeur de ce paramètre ne contient pas beaucoup d'informations. De plus, si nous observons le rapport C_{20}/C_{10} de ces formulations, nous pouvons constater que celui-ci est seulement d'un ordre de grandeur inférieur par rapport à l'AA 68-18, respectivement ≈ 4 contre ≈ 30 . Ces résultats apparaissent comme fortement encourageants dans notre objectif de reproduction du comportement mécanique de l'aorte saine. En effet, nous avons réussi à concevoir un matériau répondant à un modèle de Yeoh d'ordre 3 aux faibles élongations et dont les principaux paramètres et indicateurs

mécaniques se rapprochent de ceux caractérisant le comportement mécanique aortique sain.

Les comportements viscoélastiques de nos formulations 3040-HC2-FS répondent à un modèle de Maxwell solide d'ordre 5. Les observations faites sur l'effet du FS sur la valeur du module d'Young sont également vérifiées en compression dynamique. En ce qui concerne l'influence de cette charge sur la composante viscoélastique de ces formulations, nous pouvons constater que la valeur de la viscosité globale est supérieure (10^6 Pa.s) à ces mêmes formulations dépourvues de charge (Tableau 17). Ces résultats montrent que la viscosité de nos formulations est encore trop importante pour reproduire la composante visqueuse de l'aorte saine. Cependant, nous remarquons que pour les formulations 3040-HC2/75-FS01 et 3040-HC2/90-FS02, dont les viscosités globales sont les plus faibles, les contributions visqueuses aux différents temps de relaxation commun à l'AA 68-18 (), ont des valeurs approchantes de celles du comportement aortique sain visé.

En l'absence de données mécaniques sur le FS pur et à cause du faible nombre de formulations 3040-HC2-FS étudiées, nous ne pouvons pas proposer une équation empirique permettant de décrire, puis prédire, les évolutions des propriétés hyperélastiques et viscoélastiques en fonction des proportions de chaque composant (comme cela a été fait dans le cas des mélanges de silicone).

4. Conclusion

L'étude mécanique *ex vivo* des AA et les données de la littérature, nous ont permis de définir le comportement mécanique d'une aorte saine typique, AA 68-18, et d'un anévrisme non-thrombosé, de diamètre moyen supérieur à 50 mm, que nous avons utilisé comme objectif de reproduction pour le développement de matériaux silicone méca-fidèles. L'identification et la modélisation des comportements hyperélastiques et viscoélastiques des matériaux décrits dans ce chapitre, ont été respectivement réalisées sur la base d'expériences en traction uniaxiale et en compression dynamique. Ceci nous a permis dans un premier temps de confirmer nos observations faites sur les matériaux Sylgard®184 et FullCure®930 couramment utilisés pour la fabrication de fantômes aortiques. En effet, les comportements mécaniques de ces matériaux ne reproduisent pas correctement ceux des aortes saine ou anévrismale, tels que nous les avons définis.

Aussi, nous nous sommes intéressés aux comportements mécaniques de différents grades de silicone commerciaux de la gamme Bluesil®, RTV 3040 ou Silbione®, RTV 4370, RTV 4619 et HC2/2011 de Bluestar Silicones. Les résultats ont eux aussi montré qu'aucun de ces grades ne pouvait reproduire précisément le comportement mécanique aortique sain ou pathologique. Cependant, ceux-ci ont des comportements hyper-viscoélastiques intermédiaires aux comportements mécaniques aortiques sain et anévrismale visés, à l'exception du gel silicone HC2/2011, qui présente un comportement mécanique trop complaisant et trop visqueux par rapport aux comportements visés. À l'issue de ces observations, nous avons donc élaboré de nouvelles formulations à partir du mélange de ces différents grades, afin de pouvoir reproduire de multiples types de comportements mécaniques aortiques sains ou pathologiques. Nous avons aussi confronté nos résultats à des lois de mélange pour permettre, à terme, de définir une formulation silicone idéale en vue de la reproduction mécanique patient-spécifique.

En premier lieu, nous nous sommes intéressés à la forte différence entre les comportements hyper-viscoélastiques des aortes saine et anévrismale à reproduire. Lors de la naissance ou de l'évolution de l'anévrisme, le comportement mécanique de l'aorte sera logiquement situé entre ces deux comportements. Dans l'optique de la reproduction patient-spécifique, il est donc primordial de pouvoir reproduire des comportements à tous les stades de cette évolution. Par conséquent, si le comportement mécanique d'une aorte est situé entre deux grades de nos silicones, il faudra ajuster la formulation pour reproduire ce comportement. Nous avons donc exposé dans ce chapitre, les formulations 3040-4619, faites à partir du mélange des grades RTV 3040 et RTV 4619. Celles-ci montrent qu'il est possible d'obtenir de multiples comportements hyper-viscoélastiques bornés par ceux des grades purs, en contrôlant leurs proportions massiques. L'évolution des propriétés mécaniques des formulations 3040-4619 à travers des lois de mélange, a montré que le comportement élastique des formulations évoluait selon un modèle de Reuss, tandis que pour la partie visqueuse aucune loi de mélange n'a pu être établie, mais les viscosités de ces deux corps purs et de leurs mélanges sont toutes très similaires entre elles.

Cependant, les formulations de type 3040-4619 d'une part sont trop rigides et, d'autre part, ne présentent pas une dissipation visqueuse adaptée pour reproduire le comportement de l'aorte saine. Nous avons donc étudié un autre type de formulations faites à partir du

mélange des grades RTV 3040 et HC2/2011. Ces formulations 3040-HC2 répondent toutes à un modèle de Maxwell solide généralisé, d'ordre 5, dont la partie élastique peut être décrite par un modèle de Yeoh d'ordre 1. Deux de ces silicones ont montré des résultats encourageants, au moins du point de vue de la dissipation visqueuse. En effet, les mélanges 3040-HC2/75 et 3040-HC2/90, dont les proportions massiques en HC2/2011, au sein de la matrice 3040, sont respectivement de 75% et 90%, possèdent des paramètres viscoélastiques proches de l'AA 68-18. Cependant, la partie élastique de l'aorte saine répondant à un ordre 3 du modèle de Yeoh, ces formulations ne peuvent être considérées comme suffisamment méca-fidèles car elles ne présentent pas de durcissement de contrainte. Par ailleurs, l'évolution des propriétés mécaniques des formulations 3040-HC2, à travers des lois de mélange, a montré que le comportement élastique des formulations évoluait selon un modèle série-parallèle de Takayanagi, tandis que le comportement visqueux répondait à un modèle de Voigt.

L'étape suivante a eu pour but de faire évoluer ces formulations vers un comportement hyperélastique encore plus proche de l'aorte saine. Un constat physiologique et une anticipation sur l'utilisation des méthodes de mise en œuvre par fabrication additive, nous ont conduits à sélectionner avec soin une charge capable de décrire un durcissement de contrainte dans un intervalle d'élongation physiologique : le feutre de silice (FS). Celui-ci est incorporé au sein de la formulation par un procédé simple. Cela nous a permis de mettre au point une gamme de formulations nommée 3040-HC2-FS, qui présentent clairement un comportement hyperélastique décrit par un modèle de Yeoh d'ordre 3. Le contrôle de la proportion massique introduite au sein de la matrice silicone, nous a permis de maîtriser cette augmentation pour élaborer la formulation 3040-HC2/75-FS01, dont le comportement hyper-viscoélastique est relativement similaire au comportement aortique sain visé. Par la suite, il serait intéressant d'étudier plus amplement ces matériaux renforcés pour établir des lois de mélange sur lesquelles nous pourrions nous appuyer pour affiner la formulation afin de reproduire au mieux le comportement visé.

Dans ce chapitre, l'étude mécanique de différents silicones nous a permis de sélectionner la formulation 3040-HC2/75-FS01 comme matériau méca-fidèle représentant la partie saine de l'aorte. En ce qui concerne la partie anévrysmale, aucun des matériaux étudiés ici ne nous a permis de reproduire précisément son comportement mécanique. En perspective, d'autres

grades commerciaux de dureté plus élevée (> 90 ShA), tels que le silicone RTV 4388 BQR ainsi que des élastomères de polyuréthane, pourraient être analysés pour imiter ce comportement mécanique pathologique. En vue de la reproduction patient-spécifique de l'arbre aortique d'un patient présentant un anévrisme non-thrombosé dans la région thoracique décrit au chapitre 5, nous utiliserons la formulation 3040-HC2/75-FS01 pour approcher le comportement mécanique de l'autre saine, et, à défaut, le grade RTV 3040 pour approcher le comportement de la partie anévrismale.

Chapitre 4

Développement d'une méthode non-destructrice pour identifier les paramètres hyper-viscoélastiques d'un vaisseau sanguin

L'identification *in vivo* des paramètres hyper-viscoélastiques des vaisseaux sanguins est un processus complexe qui demande une certaine maîtrise des techniques d'acquisition et des résultats obtenus. Cette étape importante conditionnera inévitablement le réalisme des fantômes d'aorte patient-spécifiques. Actuellement, ce processus d'identification est souvent simplifié ou mal compris. Pour permettre de dégager une solution à ce problème, l'étude présentée dans ce chapitre a eu pour but de développer et valider une méthode, basée sur l'imagerie médicale, permettant d'identifier les paramètres hyper-viscoélastiques des vaisseaux sanguins en situation *in vivo*. Plusieurs formulations, précédemment développées au chapitre 3, sont utilisées pour démontrer la viabilité de cette méthode. À terme, celle-ci pourrait être également utilisée comme une analyse mécanique unique pour déterminer les paramètres hyper-viscoélastiques des matériaux utilisés pour la fabrication de fantômes patient-spécifiques.

Le présent chapitre est une adaptation d'un article soumis le 25 Septembre 2014 dans « *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* ».

Plan du chapitre 4 : Développement d'une méthode non-destructrice pour identifier les paramètres hyper-viscoélastiques d'un vaisseau sanguin

1. Introduction	p.145
2. Formulation des matériaux et analyses mécaniques	p.146
2.1. Formulations des silicones étudiés et analyses standards	p.146
2.2. Test d'inflation-extension	p.146
3. Equations constitutives	p.151
3.1. Modèle constitutif	p.151
3.2. Expressions spécifiques de l'équation constitutive	p.151
4. Résultats	p.154
4.1. Rappel des paramètres de référence	p.154
4.2. Identification des paramètres à partir du test d'inflation-extension	p.155
5. Discussion	p.161
6. Conclusion	p.165

1. Introduction

Comme nous l’avons précédemment exposé, les pathologies vasculaires ont un effet direct sur les propriétés mécaniques de la paroi artérielle. Les méthodes utilisées pour décrire ces propriétés et identifier les paramètres mécaniques, permettent une avancée considérable dans le domaine de la radiologie et de la chirurgie cardiovasculaire. Elles permettent notamment aux praticiens et aux chercheurs de prédire des risques tels que la rupture d’anévrisme [70] et le développement de maladies telles que l’athérosclérose [22], de décrire la microstructure vasculaire [49, 112], ainsi que de créer des implants biocompatibles pour la reconstruction vasculaire [113] ou des fantômes [81], pour l’entraînement préopératoire aux interventions radiologiques et chirurgicales usuelles ou novatrices [89].

Cependant, la détermination du comportement mécanique vasculaire est un réel enjeu, puisque celui-ci peut seulement être caractérisé par des mesures indirectes. Expérimentalement, les techniques actuellement utilisées sont basées sur l’imagerie médicale, notamment l’imagerie par résonance magnétique (IRM), l’échographie et la tomodensitométrie. Ces techniques permettent d’obtenir des données plus ou moins précises en fonction de leurs résolutions spatiale et temporelle, lesquelles peuvent affecter l’identification des paramètres mécaniques du vaisseau. A cause de ces incertitudes, les équations constitutives furent simplifiées par linéarisation (voir section 1.3.2 du chapitre 1), pour être utilisées dans des expériences *in vivo*, conduisant à des paramètres mécaniques simples tels que le module d’Young [50], la complaisance [70] et la distensibilité [54, 69]. Néanmoins, comme il a été précisé dans les chapitres précédents, des expériences *in vivo* et *ex vivo* ont démontré que le comportement mécanique vasculaire réel est plus complexe, et relève plutôt d’un modèle hyper-viscoélastique. De nombreuses études ont utilisé un tel modèle plus réaliste, pour prédire, soit l’hyperélasticité, soit la viscoélasticité, mais la combinaison des deux comportements est rarement prise en compte. Ceci peut conduire à des modèles non adaptés dans la description de l’inflation et l’extension (I-E) du vaisseau sanguin. Par exemple, l’élongation longitudinale est communément omise dans la modélisation mécanique artérielle, mais cette approximation n’est pas réellement justifiée, comme le montrent des récentes études telles que celle de Horny [114]. L’identification d’une équation constitutive plus réaliste, et des paramètres matériaux reliés, est un réel enjeu dans le domaine de la chirurgie cardiovasculaire.

C’est pourquoi, le but de l’étude présentée dans ce chapitre, a été de développer et valider une méthode, basée sur l’imagerie médicale, capable d’identifier les paramètres hyper-viscoélastiques, selon un modèle de Maxwell solide généralisé, pour décrire le comportement mécanique des tissus vasculaires, et plus particulièrement celui de l’aorte. Pour cela, plusieurs formulations de silicone aux propriétés hyper-viscoélastiques variées et précédemment décrites au chapitre 3, ont été utilisées. Ces propriétés mécaniques sont par conséquent connues grâce à des tests de traction uniaxiale et de compression dynamique. Il faut rappeler que ces mesures classiques ont permis d’identifier ces paramètres avec précision. La fabrication de tubes en silicone à partir de ces formulations permettra ainsi de valider notre modèle en comparant les paramètres mécaniques obtenus par le test I-E et les paramètres de référence obtenus par les tests classiques. Pour ce faire, ces tubes seront soumis à des conditions de flux dynamiques simulant l’écoulement sanguin. Ce type de système a déjà été utilisé dans de telles conditions pour étudier le flux sanguin et la prédiction de pathologies, mais jamais à notre connaissance pour modéliser le comportement hyper-viscoélastique vasculaire. Les échantillons de silicone, connectés au banc d’essai, seront sujets à des variations de pressions cycliques contrôlées, afin de mesurer, grâce à l’échographie, les elongations induites.

2. Préparation des matériaux et analyses mécaniques

2.1. Formulation des silicones étudiés et analyses standards

La validation du test I-E est réalisée à l’aide du grade RTV 3040 et des formulations 3040-4619/67 et 3040-HC2/75. Les conditions de mise en œuvre et des tests mécaniques standards (traction uniaxiale et DMA), permettant d’identifier les paramètres hyperélastiques et viscoélastiques de référence, ont été largement décrits au chapitre 3.

2.2. Test d’inflation-extension

Le test I-E a été développé pour simuler, aussi bien que possible, la déformation du vaisseau sanguin lorsque ce dernier est soumis à un flux pulsatile. De plus, ce système a été élaboré pour être couplé avec des techniques de stéréovision ou des méthodes d’imagerie médicale (IRM, échographie, tomodensimétrie) pour être utilisé dans des études diverses. Dans cette étude, la déformation des échantillons est suivie par échographie, pour des raisons de coût et de compromis entre la résolution spatiale et temporelle. Cependant, l’utilisation des

autres techniques d’imagerie sera discutée en section 5 de ce chapitre, à partir des résultats obtenus.

Un tube en silicone est positionné dans un circuit hydraulique fermé (Figure 64), dans lequel un flux continu ou pulsatile peut être généré à l’aide d’une pompe contrôlée par un système de commande, capable de réguler le flux pour simuler les temps systolique et diastolique. Cette partie constitue l’unité propulsive. L’échantillon est placé dans une unité d’analyse remplie d’eau, afin de permettre les mesures par échographie. Ces deux unités sont connectées ensemble par des tubes de PVC (Polychlorure de vinyle) rigides présentant des faibles pertes de charge régulières et singulières. Des valves anti-retour sont placées à l’entrée et à la sortie du tube pour éviter un retour de flux dans la pompe durant la diastole. Le coefficient de perte pour les valves anti-retour a été mesuré : $= 2.0 \pm 0.2$ [115].

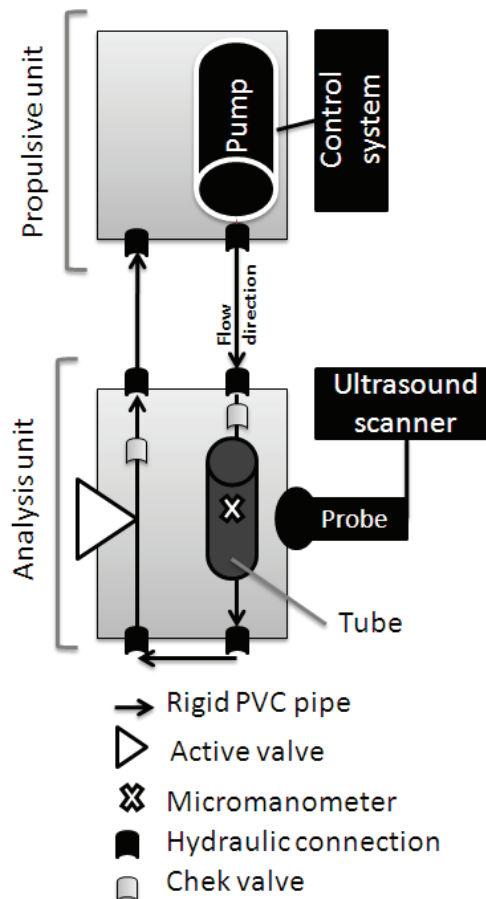


Figure 64 : Test d’inflation-extension : l’échantillon tubulaire de silicone est placé dans l’unité d’analyse, elle-même remplie d’eau, en série avec l’unité propulsive. Des connections hydrauliques et des tubes rigides en PVC sont utilisés pour assurer l’étanchéité du flux entre les deux unités. Des valves anti-retour sont positionnées en amont et en aval du tube afin d’éviter un éventuel coup du bélier. Le tube est inséré au sein de ce circuit fermé, dans lequel la circulation est assurée par une pompe submersible contrôlée qui génère un flux pulsatif. La pression à l’intérieur du tube et les elongations, sont respectivement mesurées par un micromanomètre placé à l’intérieur du tube (à l’aide d’une valve active) et par un échographe.

Dans l’objectif de suivre simultanément l’élongation circonférentielle et longitudinale, la sonde ultrasonore est placée dans la direction longitudinale du tube (parallèle à sa surface). Si la sonde était placée dans la direction radiale du tube (perpendiculaire à sa surface), l’élongation circonférentielle pourrait être mesurée avec une plus grande précision mais l’élongation longitudinale ne pourrait pas être déterminée. Les images obtenues à partir de l’échographe permettent d’illustrer clairement les interfaces intérieures et extérieures du tube silicone, grâce à la différence de vitesse du son entre l’environnement du silicone et celui de l’eau, respectivement proches de 1000 m.s^{-1} et 1540 m.s^{-1} .

Il est donc aisé de mesurer les variations de position de la paroi du tube, dans la direction radiale et d’en déduire l’élongation circonférentielle. En revanche, on n’observe pas de contraste naturel (texture) suffisant, dans la direction longitudinale, pas plus sur la surface que dans l’épaisseur de la paroi (Figure 65-a). En l’absence de ce contraste, il serait très difficile, voire impossible de mesurer avec précision les déplacements longitudinaux, ce qui est connu dans les domaines de la perception et du traitement d’images sous le nom « problème de l’ouverture ». De ce fait, des marqueurs physiques ont été placés à la surface du tube (Figure 65-b) pour permettre de mesurer l’élongation longitudinale.

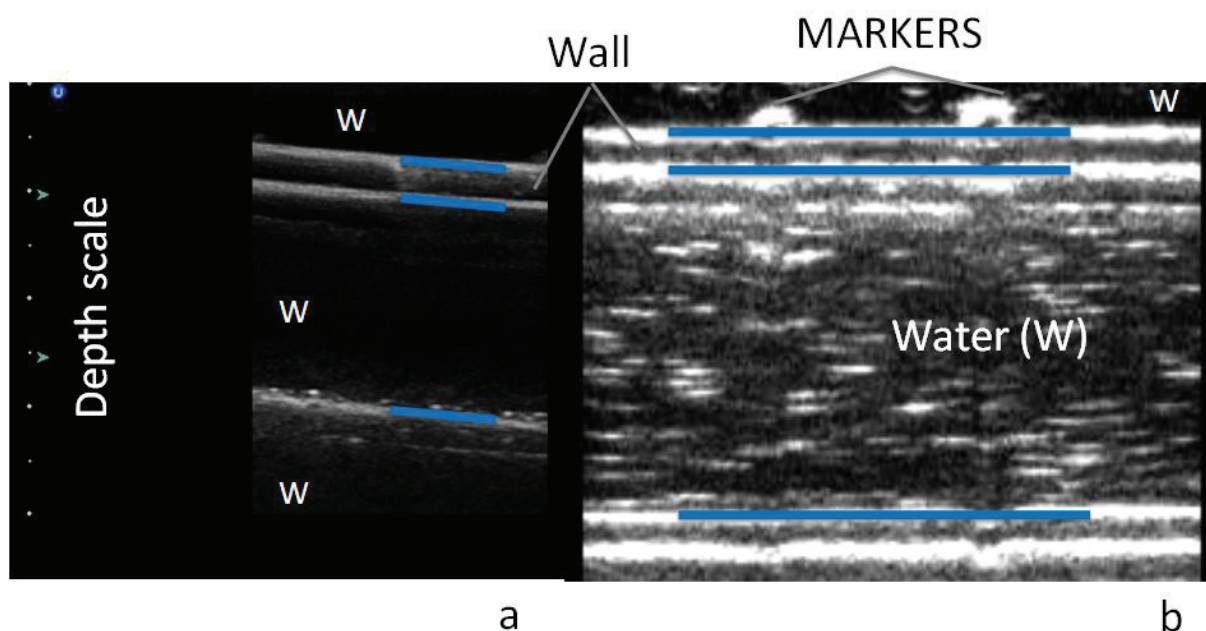


Figure 65 : Images échographiques du tube silicone : sans (a) et avec (b) des marqueurs longitudinaux ; les lignes bleues définissent la première, la seconde et la troisième interface (du haut vers le bas) de chaque image.

Ces marqueurs sont suffisamment souples (silicone) pour éviter de perturber la déformation du tube dans la direction circonférentielle. Afin d’accéder à la mesure de la contrainte vraie, une détermination précise de la pression interne, synchronisée avec les mesures d’élongations, est nécessaire. La pression a donc été mesurée à l’aide d’un micromanomètre de type cathéter 7-F (Millar Instruments, Houston, TX, USA) positionné au sein du tube. Cependant, il est impossible d’assurer complètement la synchronisation précise des deux signaux enregistrés (pression et élongations). Ce point sera discuté dans une prochaine section de ce chapitre.

Après acquisition, chaque image des données cinématiques a été interactivement analysée à l’aide du logiciel creaCountours², partie de la plateforme CreaTools [116] pour enregistrer l’évolution des élongations en fonction du temps. Pour identifier les paramètres du modèle (voir section 3 de ce chapitre), l’épaisseur, le diamètre interne et la distance entre les deux marqueurs doivent être mesurés, avec un minimum d’effort de la part de l’utilisateur, compte tenu du grand nombre d’images à analyser. Du fait de la faible amplitude du mouvement d’inflation, l’utilisation d’une hypothèse simple, considérant les interfaces comme rectilignes et parallèles entre-elles, est justifiée. Par conséquent, il suffit de positionner deux points, P_1 et P_2 , définissant simultanément la première interface et la distance entre les deux marqueurs, et deux autres points, P_3 et P_4 , localisés sur la seconde et troisième interfaces, respectivement (Figure 66). Puis le logiciel construit trois droites parallèles entre-elles D_1 , D_2 et D_3 , passant par P_1 et P_2 , P_3 et P_4 et P_1 et P_3 . La droite D_1 , perpendiculaire à D_2 et D_3 , passe par P_1 et P_3 . Par conséquent, le diamètre interne d_i , l’épaisseur du tube e et la longueur entre les deux marqueurs L sont calculés. A partir de ces données, les élongations circonférentielle et longitudinale sont décrites comme des fonctions du temps. On peut noter que, dans le cas d’un nombre important de séquences d’images acquises, un logiciel automatique appelé Carolab [117, 118], qui a déjà été appliqué en imagerie clinique, pourrait être adapté pour mesurer ces élongations.

² <http://www.creatis.insa-lyon.fr/fr/CreatoolsCreaContours>

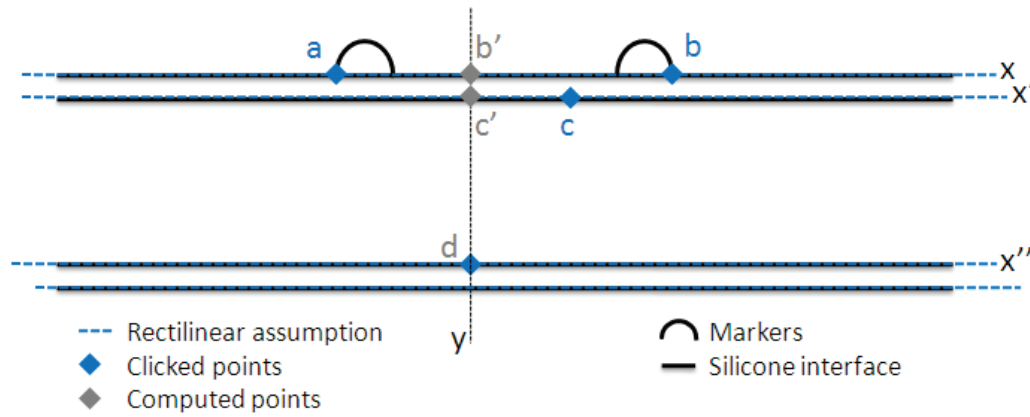


Figure 66 : Méthode de calcul pour le test d'inflation-extension.

Dans cette étude, le test I-E est utilisé en mode statique et dynamique. Le mode statique consiste à appliquer un flux continu à pression constante pendant 30 s avant d'enregistrer la pression et les élongations. Ce type de mesure permet seulement d'identifier la partie hyperélastique du comportement. Dans le mode dynamique, un flux pulsatile est imposé et, après 30 s, la pression et les élongations sont enregistrées comme des fonctions du temps durant 5 cycles de charge-décharge. Dans ces conditions, l'état d'équilibre (ou régime stationnaire) peut être considéré, ce qui permet de définir un cycle moyen répétable, et ainsi augmenter le rapport signal sur bruit (Figure 67).

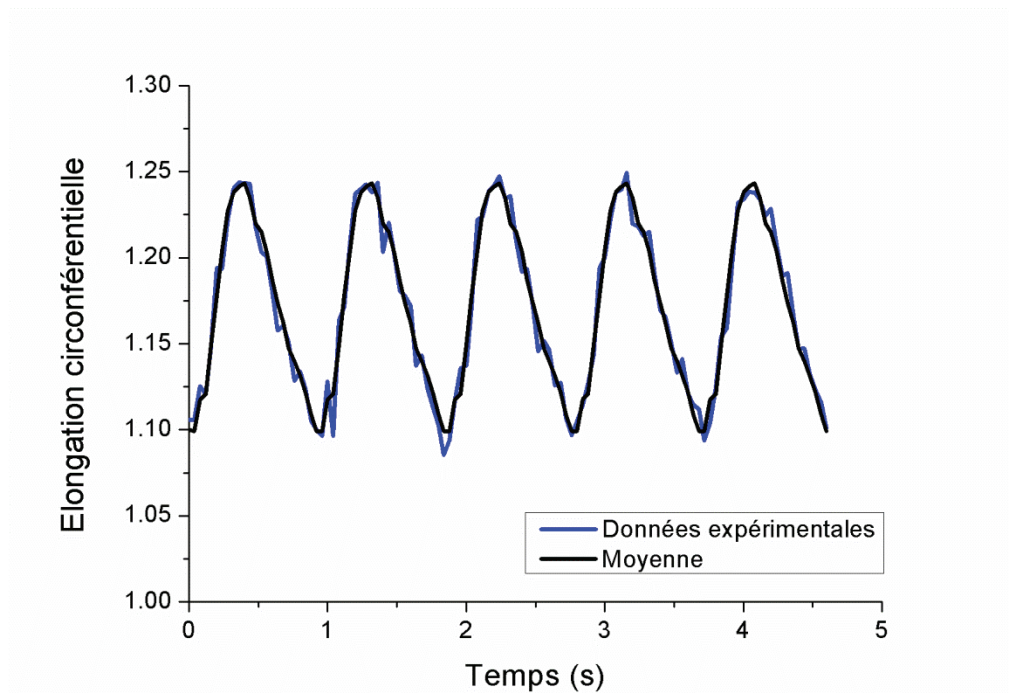


Figure 67 : Suivi de l'élongation circonférentielle sur 5 cycles de charge-décharge et tracé de la moyenne.

3. Equations constitutives

3.1. Modèle constitutif

Nous rappelons que les formulations de silicone utilisées dans cette étude répondent à un modèle non-linéaire de Maxwell solide généralisé (Figure 13), dont la fonction d’énergie libre Ψ , pour une transformation isochore et isotherme est décrite par l’Équation 19. La partie élastique est décrite par un modèle de Yeoh (Équation 10) et la partie visqueuse répond à l’Équation 22. De plus, l’Équation 22 peut être exprimée sous forme d’intégrale de convolution [44] donnant :

$$\text{---}$$

Équation 54

Dans cette équation, l’ensemble de l’histoire de la déformation est prise en compte via la dérivée par rapport au temps de la partie isochore du second tenseur des contraintes de Piola Kirchhoff $\mathbf{T}_K$.

3.2. Expressions spécifiques de l’équation constitutive

Pour le test I-E, les coordonnées cylindriques sont nettement plus appropriées pour exprimer la déformation. Pour la dilatation d’un tube, cette expression de la déformation a été décrite en détails par Holzapfel [2]. Le tenseur droit de Cauchy-Green est défini comme :

où λ_r , λ_θ et λ_z sont respectivement, les élongations radiale, circonférentielle et longitudinale. Pour un matériau incompressible, $\lambda_r \lambda_\theta \lambda_z = 1$, donc $\lambda_z = 1/(\lambda_r \lambda_\theta)$. Le paramètre α est un terme associé à un éventuel angle de torsion du tube. Dans cette étude, étant donnée l’isotropie des matériaux, cet angle de torsion peut être considéré nul ($\alpha = 0$). Pour définir le comportement mécanique de l’échantillon, il est nécessaire d’enregistrer simultanément les élongations circonférentielle et longitudinale et la pression interne comme une fonction du temps. L’élongation circonférentielle est obtenue à partir de la mesure du diamètre :

Équation 55

où d_0 et d décrivent respectivement, le diamètre interne à la configuration de référence et à la configuration actuelle.

L’élongation longitudinale est définie telle que :

Équation 56

où L_0 et L décrivent respectivement, la distance entre les deux marqueurs dans la configuration de référence et la configuration actuelle. De plus, comme mentionné dans la partie expérimentale, la pression interne est directement mesurée. Pour une paroi épaisse, la contrainte vraie circonférentielle induite par la pression interne est exprimée à travers l’Équation 57 :

Équation 57

où t est l’épaisseur de la paroi du tube.

La composante circonférentielle du tenseur des contraintes PK2, $\sigma_{\theta\theta}$, pour la partie hyperélastique du modèle constitutif, peut être exprimée à l’aide de l’Équation 4, pour une transformation isochore, comme :

Équation 58

où σ est la partie équilibrée de la contrainte de Cauchy. Il est important de noter ici qu’à cause du premier invariant I_1 qui apparaît dans l’expression du modèle de Yeoh (Équation 10), la connaissance des deux élongations λ_1 et λ_2 est nécessaire pour déterminer σ . Puis l’expression de la contrainte totale PK2 peut être obtenue à partir de l’Équation 20 et l’Équation 54. Néanmoins, à cause de l’équation intégrale incluant la dérivée par rapport au

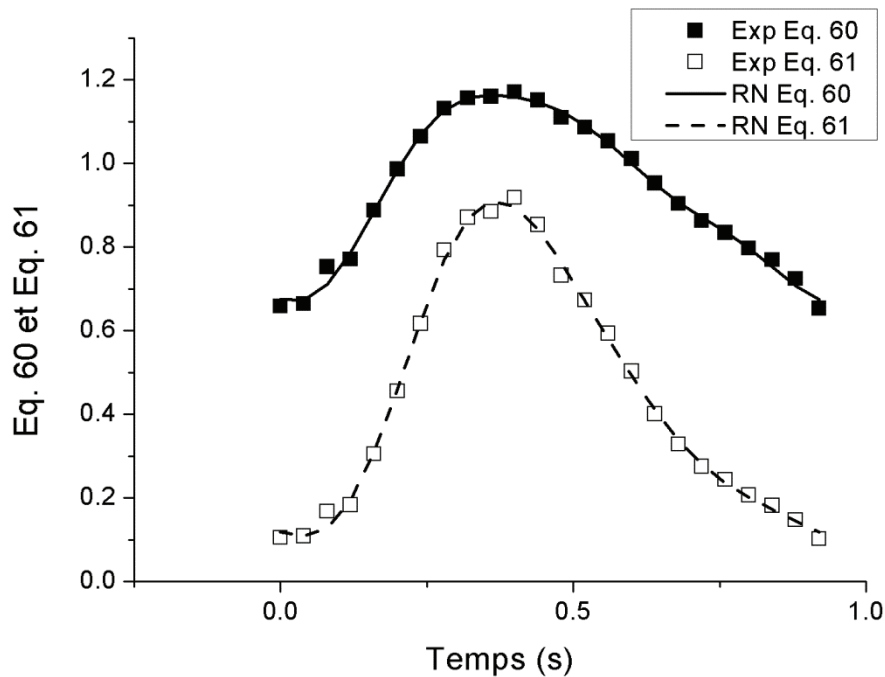


Figure 68 : Résultats de modélisation pour l’Équation 60 et l’Équation 61 à partir de séries de Fourier d’ordre 3 : Exp (résultats expérimentaux) ; RN (résultats numériques).

4. Résultats

Comme pour les expériences en traction uniaxiale, l’identification des paramètres mécaniques via le test I-E a été réalisée à l’aide d’une procédure de minimisation de la somme des carrés des écarts, *lsqcurvefit*, disponible dans le logiciel Matlab (The Mathworks, Natick, MA, USA) avec optimisation de l’algorithme « trust region selective » [119].

4.1. Rappel des paramètres de référence

Ici, nous réexposons au Tableau 20 les paramètres hyper-viscoélastiques des formulations silicone utilisées, obtenus à partir des tests mécaniques standards (voir chapitre 3). Ces paramètres constituent les paramètres de référence de l’étude.

Silicone	(MPa)	(MPa)	0.003 s	0.03 s	0.3 s	3 s	30 s	Pa.s)
3040	0.236	1.62	0.200	0.0714	0.0673	0.0465	0.0321	1.83×10^6
3040-4619/67	0.106	0.791	0.129	0.0381	0.0431	0.0555	0.0829	2.11×10^6
3040-HC2/75	0.0270	0.163	0.706	0.224	0.149	0.0806	0.0818	5.85×10^5

Tableau 20 : Paramètres hyper-viscoélastiques des formulations silicone utilisées dans le test I-E.

4.2. Identification des paramètres à partir du test d’inflation-extension

En premier lieu, seul le comportement hyperélastique a été analysé selon les conditions d’expérimentation décrite en section 2.2 de ce chapitre. Les résultats obtenus pour les trois formulations utilisées sont illustrés en Figure 69, comparant les courbes expérimentales et les courbes calculées (CC), en utilisant les paramètres et ceux obtenus par ajustement (RN) pour le mode statique (MS). Nous constatons que les paramètres, exposés au Tableau 21, sont très proches de la référence (voir la seconde colonne du Tableau 20).

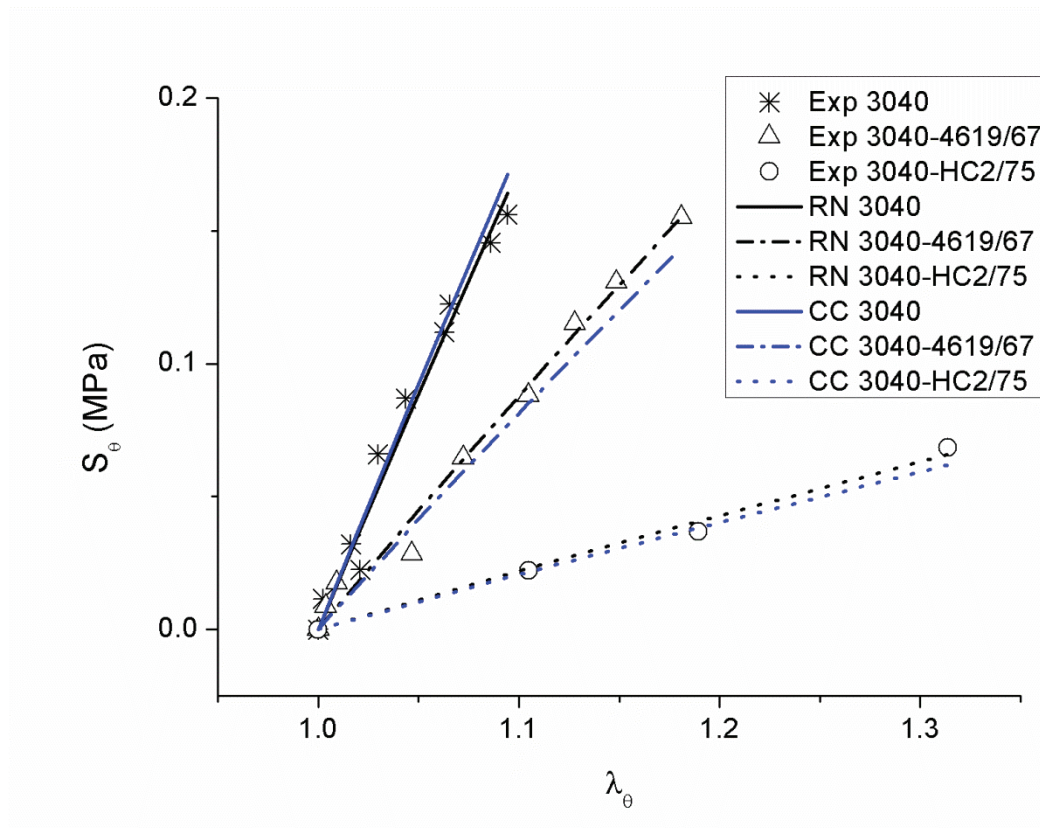


Figure 69 : Modélisation hyperélastique à partir du test d’inflation-extension : Contrainte vraie expérimentale et calculée : Exp (résultats expérimentaux) ; RN (résultats numériques) ; CC (courbes calculées à partir des paramètres de référence).

Silicone	(MPa)
3040	0.226
3040-4619/67	0.114
3040-HC2/75	0.0287

Tableau 21 : Paramètres hyperélastiques identifiés à partir du test I-E en mode statique.

Ceci montre que pour les trois matériaux testés, un simple modèle de Yeoh d’ordre 1 est suffisant pour décrire le comportement hyperélastique, les autres constantes étant nulles. Ces résultats préliminaires sont encourageants et permettent d’envisager une identification de l’ensemble des paramètres mécaniques en mode dynamique.

Pour le mode dynamique, les mesures faites à partir du test I-E, sont exploitées de deux manières différentes. Dans la première, les paramètres de référence obtenus par les mesures standards, sont utilisés pour calculer directement la réponse en contrainte du test I-E en utilisant la mesure de déformation du tube (CC). Dans la seconde, les paramètres du modèle sont ajustés pour décrire au mieux la contrainte expérimentale (RN).

Pour l’ensemble des mesures, l’amplitude de la pression pulsatile imposée a été choisie afin de respecter l’ordre de grandeur physiologique défini pour l’aorte humaine, conduisant à des élongations circonférentielles des tubes 3040, 3040-4619/67 et 3040-HC2/75, respectivement de 1.1, 1.2 et 1.35. Les mesures sont réalisées après un temps suffisamment long pour assurer un signal périodique des élongations et de la pression selon un régime stationnaire. De cette manière, le calcul peut être réalisé à partir de l’Équation 54, car la discontinuité due au démarrage de l’expérience (à $t = 0$) est suffisamment ancienne pour qu’elle ne contribue plus à la contrainte. Pour justifier le bien-fondé de cette hypothèse, nous illustrons en Figure 70 les contraintes circonférentielles calculées, à partir des paramètres de référence de la formulation 3040-HC2/75, en fonction du temps dans le cas d’un régime stationnaire (RS) et d’un régime transitoire (RT), résultant du démarrage de l’expérience à $t=0$. La partie visqueuse de la contrainte (Équation 54) est alors calculée en considérant deux domaines temporels et pour lesquels l’expression de la déformation est différente.

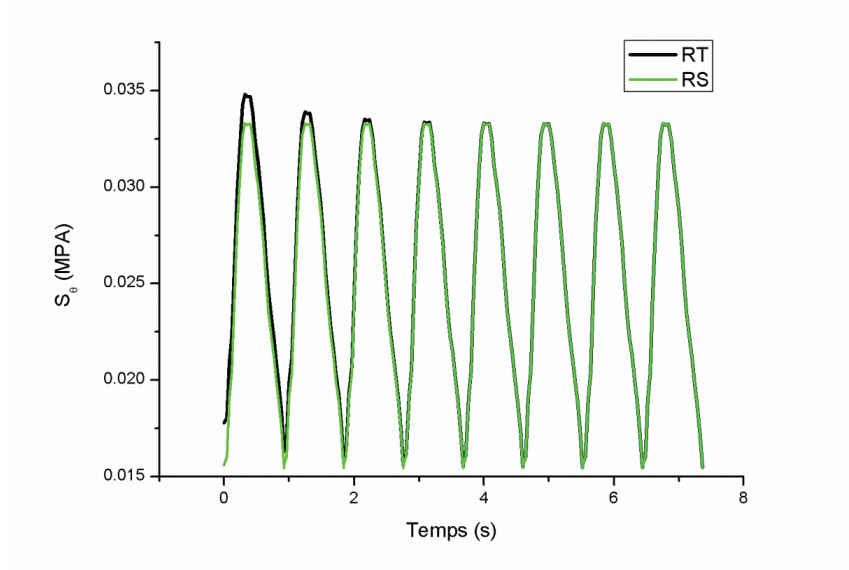


Figure 70 : Calculs de S_θ à partir de des paramètres de référence de la formulation silicone 3040-HC2/75. Comparaison des calculs en régime transitoire (RT) et régime stationnaire (RS).

Ceci montre que le régime stationnaire est obtenu au bout de six à huit cycles (<30s) et valide ainsi notre hypothèse.

Les figures 71 à 73, montrent respectivement les résultats des silicones RTV 3040, 3040-4619/67 et 3040-HC2/75. Les courbes de contraintes, calculées à partir des paramètres de référence (CC) et celles obtenues par ajustement des paramètres (RN), sont exposées ensemble avec la mesure de la contrainte expérimentale (Exp). Elles sont présentées en fonction du temps mais aussi de la déformation, afin de mettre en évidence la boucle d’hystérésis due à la dissipation visqueuse (mais en masquant la notion du temps). Sachant que les paramètres de référence sont obtenus à partir d’analyses mécaniques indépendantes, la concordance entre la courbe calculée et expérimentale est remarquable. De plus, après l’ajustement, la courbe simulée est extrêmement proche de la courbe expérimentale, confirmant ainsi le choix approprié de l’équation constitutive utilisée.

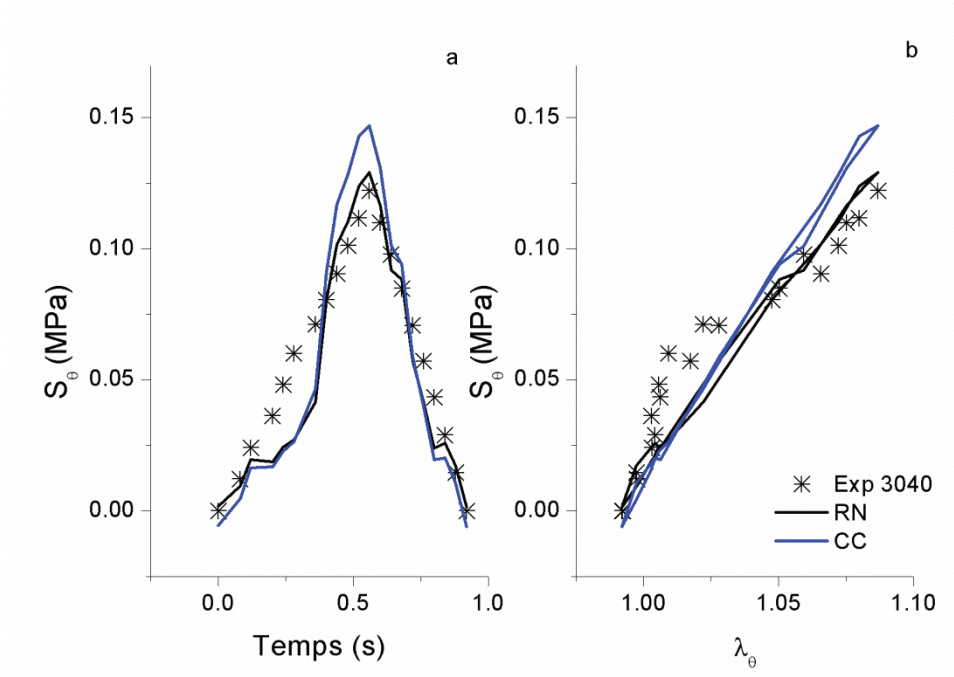


Figure 71 : Modélisation hyper-viscoélastique du RTV 3040 à partir du test d’inflation-extension : (a) contrainte en fonction du temps ; (b) contrainte en fonction de l’élongation circonférentielle : Exp (résultats expérimentaux), RN (résultats numériques), CC (courbes calculées à partir des paramètres de référence).

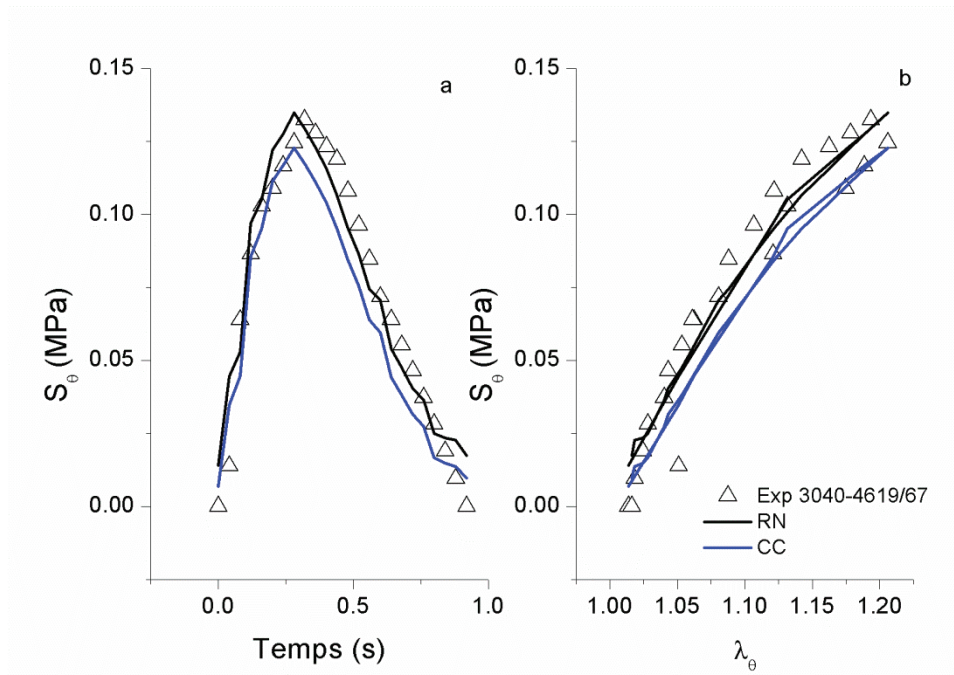


Figure 72 : Modélisation hyper-viscoélastique de la formulation 3040-4619/67 à partir du test d’inflation-extension : (a) contrainte en fonction du temps ; (b) contrainte en fonction de l’élongation circonférentielle : Exp (résultats expérimentaux), RN (résultats numériques), CC (courbes calculées à partir des paramètres de référence).

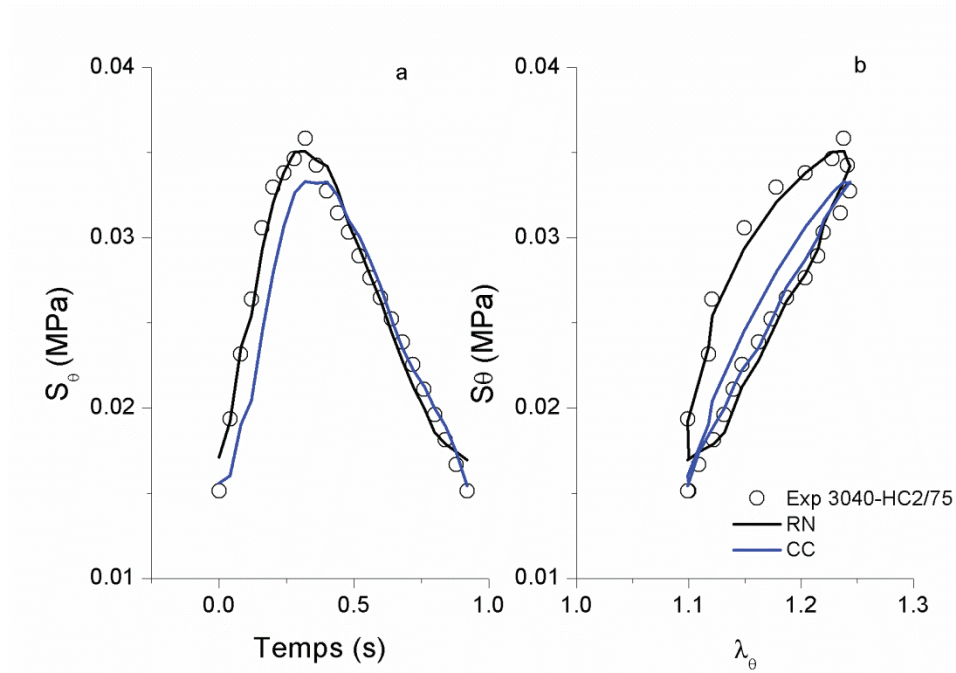


Figure 73 : Modélisation hyper-viscoélastique de la formulation 3040-HC2/75 à partir du test d’inflation-extension : (a) contrainte en fonction du temps ; (b) contrainte en fonction de l’élongation circonférentielle : Exp (résultats expérimentaux), RN (résultats numériques), CC (courbes calculées à partir des paramètres de référence).

Néanmoins, à ce stade, la synchronisation entre les mesures de l’échographe et de la pression doit être discutée. En effet, ces acquisitions étant faites à partir de dispositifs différents, il était impossible de synchroniser parfaitement les deux mesures. Dans un premier temps, lors de l’acquisition des données, cela a été négligé, en considérant que le minimum de la courbe de déformation coïncide avec le minimum de la courbe de pression. Ceci n’est rigoureusement correct que dans le cas de matériaux purement élastiques mais, dans le cas d’un comportement viscoélastique, un décalage en temps entre ces deux minimums peut être observé, à cause de la partie visqueuse de la réponse mécanique : formellement, ces deux signaux périodiques présentent un déphasage. Ce n’est que dans un second temps, lors de l’ajustement des paramètres, que ce déphasage a été évalué en l’introduisant comme un paramètre ajustable supplémentaire. Ceci a été particulièrement justifié pour la formulation 3040-HC2/75, qui présente la plus forte dissipation visqueuse. Dans la pratique, à l’aide des paramètres de référence utilisés comme valeurs d’entrée, un ajustement préliminaire est effectué. Si un décalage significatif est obtenu entre les minimums des contraintes calculée et expérimentale (Δt), ce retard est reporté pour décaler l’échelle de temps de la pression expérimentale. Puis les paramètres sont réajustés jusqu’à ce que ce décalage devienne insignifiant comparé à la résolution temporelle de la mesure (les contraintes calculée et expérimentale sont alors synchronisées). Pour les trois

matériaux, les paramètres ajustés sont exposés au Tableau 22. De plus, la Figure 74 et la Figure 75 montrent les modules de perte et de conservation expérimentaux pour ces trois matériaux ainsi que ceux calculés, en retour, après ajustement des paramètres sur les tests I-E. Cet ajustement n’ayant pas conduit à une composante visqueuse pour le matériau 3040, le tracé de η pour ce matériau n’a pas lieu d’être.

Silicone	C_1 (MPa)	$\tau_1 = 0.003$ s	$\tau_2 = 0.03$ s	$\tau_3 = 0.3$ s	$\tau_4 = 3$ s	$\tau_5 = 30$ s	(Pa.s)	Δt (s)
		β_1	β_2	β_3	β_4	β_5		
3040	0.223	-	-	-	-	-	0	0
3040-4619/67	0.122	-	-	-	0.0523	-	1.15×10^5	0.04
3040-HC2/75	0.0281	-	1.01	0.364	-	0.121	6.36×10^5	0.08

Tableau 22 : Paramètres hyper-viscoélastiques identifiés à partir du test I-E en mode dynamique.

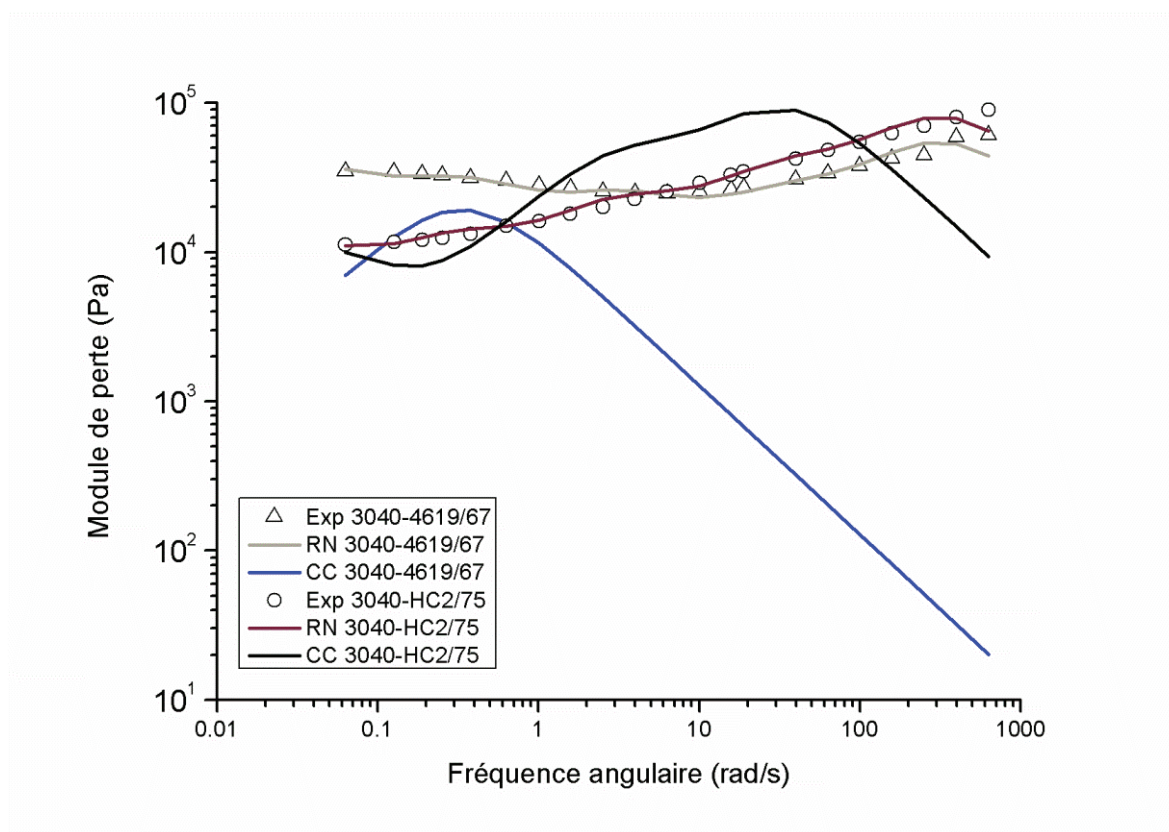


Figure 74 : Modules de perte obtenus en DMA comparés aux courbes calculées à partir des résultats I-E en dynamique : Exp (résultats expérimentaux), RN (résultats numériques), CC (courbes calculées à partir des paramètres I-E).

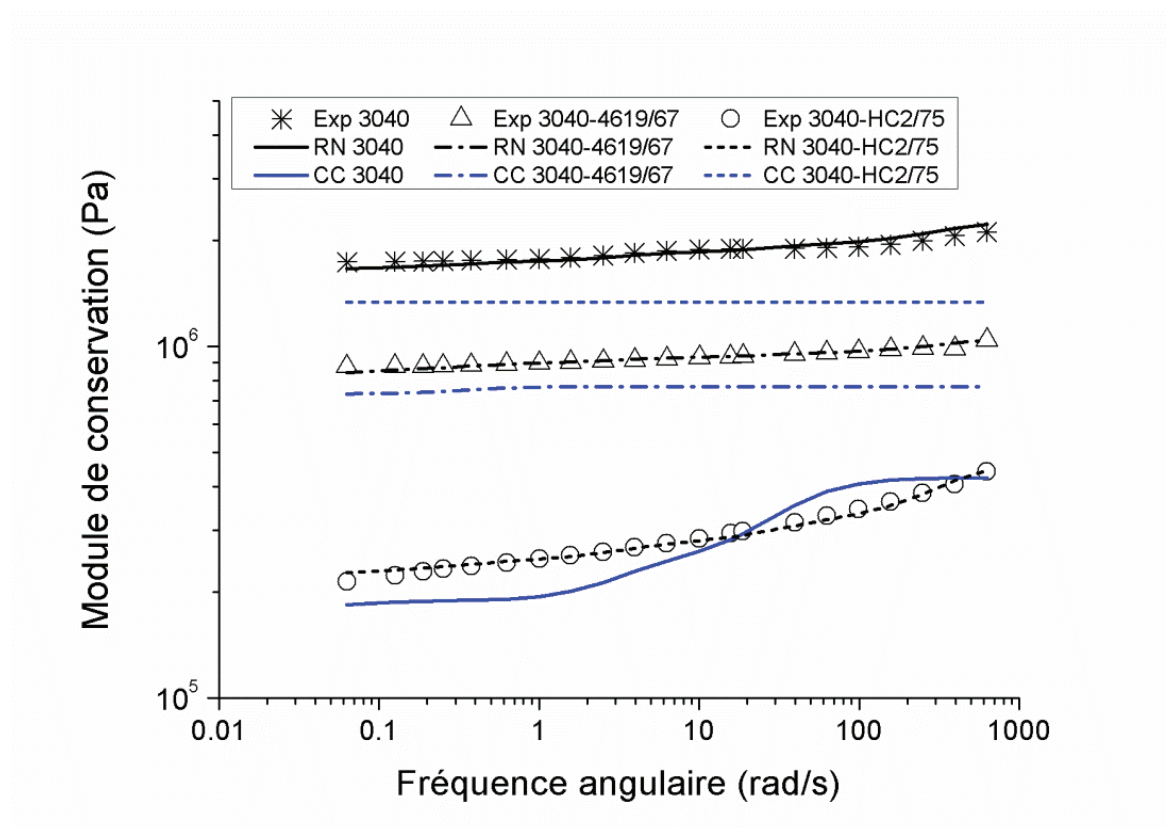


Figure 75 : Modules de conservation obtenus en DMA comparés aux courbes calculées à partir des résultats I-E en dynamique : Exp (résultats expérimentaux), RN (résultats numériques), CC (courbes calculées à partir des paramètres I-E).

5. Discussion

Comme nous pouvons le constater, les valeurs de η obtenues sont très proches de celles obtenues précédemment, ce qui confirme la cohérence entre toutes les méthodes d'évaluation. Concernant les valeurs des paramètres τ , il est plus judicieux de comparer les valeurs de la viscosité globale plutôt que chaque contribution une par une. En effet chaque relaxation prise de manière isolée, ne présente pas de sens physique dans la mesure où les constantes de temps ont été imposées. Nous notons ici, que seule la viscosité globale du matériau 3040-HC2/75 a pu être remarquablement estimée ($5.85 \times 10^5 \text{ Pa.s} \approx 6.36 \times 10^5 \text{ Pa.s}$).

Pour les deux autres matériaux silicone traités, il faut reconnaître que ces valeurs sont relativement différentes des valeurs de référence exposées au Tableau 20. En effet, pour le matériau 3040 pur, aucune contribution visqueuse n'a pu être extraite à partir du test I-E. En ce qui concerne le matériau 3040-4619/67, une certaine viscosité en a été déduite, mais pour une valeur d'une décade inférieure aux valeurs de référence ($1.15 \times 10^5 \text{ Pa.s}$ pour $2.11 \times 10^6 \text{ Pa.s}$). Cet écart se manifeste aussi sur la Figure 74 où le module de perte calculé à partir des paramètres issus du test I-E est très éloigné de celui mesuré en DMA. Manifestement, on

atteint ici la limite de la méthode I-E pour extraire de façon incontestable la contribution visqueuse du comportement global. Cette limite est liée, d’une part, à la précision des mesures d’élongations circonférentielle et longitudinale du tube par échographie ($< 1\%$) et, d’autre part, à la gamme étroite de fréquences de sollicitation sondée par ce test. En effet, la période du mouvement pulsatile du tube (de l’ordre de 1s) correspond à la fréquence angulaire la plus basse de l’ordre de 6 rad/s et la résolution temporelle de 0.04 s entre deux images correspond à la fréquence angulaire maximum observable (compte tenu du théorème de Shannon) de l’ordre de 80 rad/s. De plus, l’obtention de la composante visqueuse du matériau sera d’autant moins précise que son module élastique est élevé car l’élasticité aura tendance à masquer la composante visqueuse. Cet aspect se traduit sur le tracé du module de conservation (Figure 75) par une variation très faible sur la gamme de fréquences angulaires explorée. En d’autres termes, si le module de conservation d’un matériau est pratiquement constant, cela signifie qu’il sera difficile de découpler les composantes visqueuse et élastique (ou hyperélastique) lors de l’analyse du test I-E effectué sur ce matériau. D’ailleurs, à la vue des courbes de contrainte en fonction de l’élongation circonférentielle (Figure 71-b et Figure 72-b) obtenues pour les matériaux 3040 et 3040-4619/67, où l’hystérésis n’est pas clairement observée, il serait irréaliste d’envisager une détermination précise de la viscosité par ce test.

Dans ce contexte, les résultats concernant le mélange 3040-HC2/75 sont encourageants : l’hystérésis que présentent les points expérimentaux sur la Figure 73-b est bien marquée. Il est donc possible d’en extraire une valeur de viscosité globale proche de celle de référence. De plus, pour ce matériau, la rigidité est relativement faible (le module expérimental présente une variation assez marquée en fonction de la fréquence angulaire). Ce matériau se prête donc assez bien à la mesure par le test I-E. Il faut cependant reconnaître que l’accord entre les modules de perte (Figure 74) expérimental et prédit par les paramètres déduits du test I-E n’est pas vraiment satisfaisant. Là encore, cela peut s’expliquer par l’étroitesse de la fenêtre fréquentielle expérimentale dont on dispose avec le test I-E. Sur la Figure 75 cela se traduit par une amplitude de la variation globale de η' très proche de l’amplitude expérimentale (viscosités globales proches), mais toute la variation se concentre entre 1 et 50 rad/s dans le cas du module prédit avec les paramètres obtenus par le test I-E. Cette gamme de fréquence est analogue à celle sondée par le test I-E.

Il n’en reste pas moins que si on se réfère à la Figure 75 (module de conservation) qui montre le comportement aux petites déformations dans sa globalité (élasticité et viscoélasticité), pour les trois matériaux testés, il peut être conclu que les modules de conservation et leurs variations d’un matériau à l’autre sont très convenablement prédits à partir des résultats des tests I-E (CC).

A partir de l’ensemble de ces résultats, plusieurs conclusions peuvent être tirées. Premièrement, malgré les limites énoncées précédemment, la mesure par le test I-E reste relativement fiable pour déterminer le comportement des matériaux étudiés, que ce soit celui d’un tissu artériel sain ou anévrysmal. De plus, à ce stade, ceci pourrait mettre en évidence que l’échographe peut fournir des informations relativement précises, ouvrant la porte à l’identification du comportement mécanique d’un vaisseau sanguin par mesure *in vivo*. En effet, le comportement viscoélastique des formulations de silicone testées étant sensiblement proche du tissu aortique (sain et pathologique), ceci permet d’envisager des mesures non invasives et des modélisations du comportement hyper-viscoélastique qui pourraient être directement réalisées à partir des acquisitions d’images avec un échographe ou avec un autre type d’imageur.

D’un point de vue pratique, la méthode d’identification des paramètres du modèle hyper-viscoélastique requiert trois conditions qui doivent être vérifiées pour une application clinique : le suivi en temps des elongations longitudinale et circonférentielle avec une résolution temporelle suffisante, la mesure de la pression dans la région d’intérêt de l’aorte, ainsi que la synchronisation de ces deux signaux.

Selon la technique d’imagerie médicale utilisée, les résolutions spatiale et temporelle sont différentes. Dans cette étude, le mouvement du tube silicone a été visualisé par imagerie ultrasonore. Cependant, l’absence de diffuseurs au sein du matériau et de marqueurs naturels, empêche le suivi de l’elongation longitudinale. Ce problème a été résolu par addition de marqueurs physiques à la surface du tube. Puis il a été montré que les résolutions spatiale et temporelle de ce type d’imagerie (respectivement, 30 μm et 26 Hz) permettent d’identifier les paramètres hyperélastiques et, dans une moindre mesure, les paramètres viscoélastiques. Cependant, dans le cas de tests cliniques réels, il est évidemment impossible d’utiliser ce type de marqueurs. Heureusement, il a été montré, en

effectuant des images échographiques sur des vaisseaux sanguins tels que la carotide, que des éléments organiques (élastine, collagène, matrice extracellulaire,...) présents dans la couche artérielle, peuvent jouer le rôle de diffuseurs. C’est pourquoi, une texture « speckle » est générée, qui peut être judicieusement utilisée pour le suivi de l’élongation longitudinale [120]. Néanmoins, pour les vaisseaux profonds tels que l’aorte, il pourrait être plus difficile d’utiliser cette technique à cause de la résolution spatiale plus grossière obtenue (de l’ordre du millimètre pour une fréquence d’ultrason de 3 MHz) et des obstacles physiques tels que les côtes. Dans ce cas, l’utilisation d’autres techniques d’imagerie telles que l’IRM ou la tomodensitométrie pourrait être envisagée. Cependant, en tomodensitométrie, l’acquisition d’image est réalisée avec une résolution temporelle relativement faible, proche de 4 Hz, ce qui n’est pas suffisant pour atteindre les objectifs de cette étude. En effet, cela ne représenterait que 4 acquisitions par cycle. Inversement, les séquences actuelles utilisées en IRM donnent une plus grande résolution temporelle, proche de 20 Hz, ce qui est acceptable pour déterminer le comportement hyper-viscoélastique. Néanmoins, dans des conditions physiologiques dynamiques, cette technique montre une faible résolution spatiale d’environ 1mm.

Rigoureusement parlant, la mesure simultanée de la pression intraluminale est nécessaire pour modéliser le comportement hyper-viscoélastique. Ceci peut être effectué à l’aide d’un micromanomètre placé dans la région d’intérêt, au sein de l’aorte, mais ceci est inévitablement invasif. Néanmoins, la pression sanguine pourrait être mesurée sur d’autres parties du corps pour estimer la variation de pression locale (par exemple de l’aorte), rendant alors notre méthode non-invasive. Dernièrement, l’approche sujet-spécifique IFT (de l’anglais « Individualized Transfer Function ») [121] a montré des résultats encourageants comparés aux mesures directes. Dans ce cas, la non-synchronisation des mesures de pression et de déformation doit être prise en compte pour identifier correctement les paramètres du modèle, en suivant la procédure décrite précédemment.

Une autre application de cette étude peut être imaginée : Considérons maintenant que le comportement viscoélastique du tissu aortique est correctement identifié, la pression intraluminale pourrait être évaluée en utilisant l’imagerie médicale par l’application simple de notre modèle hyper-viscoélastique pour calculer la contrainte à partir de la déformation mesurée.

6. Conclusion

Le but de cette étude a été de valider une méthode d’identification mécanique par inflation-extension, basée sur l’imagerie ultrasonore et à l’aide de tubes en silicone, afin de pouvoir prédire le comportement mécanique des vaisseaux sanguins à la fois dans son aspect hyperélastique et dans son aspect viscoélastique. Un tel système peut être utilisé comme un outil pour le développement de fantômes d’aorte méca-fidèles. Un banc d’essai a été validé en montrant que les paramètres d’un modèle mécanique des matériaux silicone qui présentent des propriétés similaires à l’aorte, ont été convenablement identifiés en comparaison à ceux obtenus par des mesures standards (tension uniaxiale et DMA). Il a été montré que l’imagerie ultrasonore est capable de suivre les élongations tout au long de la sollicitation dynamique de l’échantillon cylindrique. L’utilisation de cette méthode dans un environnement clinique pour des expérimentations *in vivo*, utilisant les techniques d’imagerie actuelles, peut être envisagée si certaines précautions sont prises en compte en termes de résolutions spatiale et temporelle. Dans un futur proche, le développement de l’imagerie médicale et des procédés techniques pourrait permettre de résoudre certains problèmes, et plus particulièrement celui du suivi de l’élongation longitudinale. Ceci pourrait repousser les limites actuelles dans l’identification du comportement mécanique vasculaire de vaisseaux sanguins profonds avec plus de fiabilité et de précision. Finalement, la méthodologie développée pour identifier les paramètres du modèle devrait permettre de prédire la formation ou l’évolution de pathologies vasculaires à partir de mesures *in vivo*, en considérant l’altération du comportement tissulaire due à la maladie.

Chapitre 5

Conception et fabrication additive de fantômes d'aorte patient-spécifiques

Ce chapitre illustre l'ensemble des travaux réalisés sur la fabrication additive de fantômes d'aorte patient-spécifiques par impression 3D par voie indirecte, utilisant les formulations de silicone précédemment décrites au chapitre 3. Les différentes techniques et limites de cette méthode de mise en œuvre seront exposées pour permettre de juger l'effet des outils CAO et des conditions d'impression, sur la qualité des fantômes produits.

Plan du chapitre 5 : Conception et fabrication additive de fantômes d'aorte patient-spécifiques

1. Introduction	p.169
2. Matériels et méthodes	p.170
2.1. Imprimante 3D à dépôt de fil : Extru 3D	p.170
2.2. Analyse thermique du matériau d'impression : l'acide polylactique	p.171
2.3. Stratégie de fabrication par voie indirecte	p.174
2.3.1. Description des impressions 1-temps et 2-temps	p.174
2.3.2. Etapes de la fabrication : de l'image au fantôme	p.175
3. Définition des conditions optimales d'impression à l'aide de géométries simples	p.177
3.1. Paramètres d'impression	p.177
3.2. Etude des paramètres d'impression	p.178
3.2.1. Epaisseur de couche	p.178
3.2.2. Résolution de couche	p.181
3.2.3. Température de dépôt	p.182
3.3. Supports d'impression	p.187
4. Conception assistée par ordinateur des moules interne et externe de l'aorte anévrismale à reproduire	p.189
4.1. Conception des volumes des moules	p.190
4.1.1. Moule interne	p.190
4.1.2. Moule externe	p.192
4.2. Conception pour une impression 1-temps : Partie anévrismale	p.194
4.2.1. Zones d'injection	p.195
4.2.2. Zone de surplus de matière : réservoir	p.198
4.3. Conception pour une impression 2-temps : Parties saines	p.198
4.3.1. Connexion des moules interne et externe	p.199
4.3.2. Découpage du moule externe	p.200
4.3.3. Zones d'injection et réservoirs	p.200
5. Résultats	p.203
5.1. Partie anévrismale du fantôme	p.203
5.2. Parties saines du fantôme	p.204
5.3. Assemblage	p.205
6. Discussion	p.206
7. Conclusion	p.208

1. Introduction

La morphologie de l'arbre aortique est complexe et spécifique à chaque patient. Ce constat a mené la production de fantômes d'aorte vers la CFAO. L'étude bibliographique (section 2 du chapitre 1) a permis de constater qu'il était possible, grâce aux techniques d'impression 3D (I3D) par voie directe ou indirecte, de produire ces répliques rapidement et avec une représentativité morphologique accrue. Dans ce procédé, plusieurs types de matériaux sont communément utilisés, y compris certains élastomères, mais dont aucun n'a permis de reproduire le comportement mécanique, lui aussi complexe, de l'aorte. Le développement de matériaux à la fois méca-fidèles et utilisables en I3D (voie directe), est actuellement un objectif irréaliste, compte tenu de la complexité des propriétés hyper-viscoélastiques de l'aorte à reproduire, ainsi que du temps imparti à ce travail de thèse. C'est pourquoi l'étude présentée dans ce chapitre est orientée vers l'I3D par voie indirecte, afin de réaliser des moules permettant d'injecter différentes formulations de matériaux aux propriétés mécaniques variables. Ici, l'I3D utilise la technique du dépôt de fil, sélectionnée pour son faible coût et sa facilité d'utilisation.

L'enjeu de cette étude consiste à évaluer et valider la démarche CFAO pour la production de fantômes d'aorte patient-spécifiques, allant de la conception au fantôme physique. Nos travaux n'ayant pas eu l'opportunité d'obtenir à la fois des informations morphologiques et mécaniques sur un même patient, nous avons combiné plusieurs études permettant de décrire la morphologie typique d'un patient. Ici, nous nous appuierons sur le résultat de segmentation de l'arbre aortique d'un patient présentant un anévrisme dans la région thoracique, définissant la surface luminale de cet arbre [89]. Les informations sur l'épaisseur de cet arbre aortique étant manquantes, nous devons utiliser des épaisseurs typiques, extraites de la littérature, pour définir l'épaisseur de chacune des régions saines de l'arbre aortique [122-126], ainsi que celle de l'anévrisme [127, 128]. L'ensemble de ces informations nous permettra, à l'aide de la CAO, de réaliser des moules interne et externe. La qualité de ces moules sur le plan morphologique et surfacique conditionnera inévitablement la qualité du fantôme produit. La fabrication de ces moules est donc une étape cruciale dans la thématique de notre projet.

Après avoir présenté la machine d'impression 3D par dépôt de fil ainsi que la stratégie du procédé de fabrication additive de fantômes d'aorte par voie indirecte, différentes

conditions de mise en œuvre des moules seront abordées. Cette partie permettra de mettre en évidence les difficultés techniques de l'I3D quant à la fabrication des moules. Puis, les étapes de CAO seront étudiées afin de pouvoir évaluer la complexité et la rigueur nécessaire permettant de générer des fichiers STL de haute qualité conditionnant aussi la qualité des moules fabriqués.

2. Matériels et méthodes

2.1. Imprimante 3D à dépôt de fil : Extru 3D

L'imprimante 3D utilisée dans cette étude est une imprimante à dépôt de fil de la société Multisation SAS (Paris, France), l'Extru 3D (Figure 76). Cette imprimante est fournie avec le logiciel d'encodage Axon, qui permet de transformer les fichiers STL, construits sous CAO, en fichiers d'extension BFB lisibles par l'Extru 3D et contenant les conditions d'impression de chaque couche de la pièce à imprimer. L'alimentation en matériau d'impression se fait à partir d'une bobine connectée à l'imprimante. Cette technique d'impression utilise fréquemment des polymères thermoplastiques tels que l'acide polylactique, PLA (de l'anglais Polylactic Acid), et de l'ABS (Acrylonitrile Butadiène Styène), disponibles en plusieurs couleurs. L'Extru 3D comporte trois moteurs, permettant un mouvement de la tête d'impression selon les axes x et y définis en Figure 76. Le plateau d'impression définit le plan xy du repère et se déplace selon l'axe z.

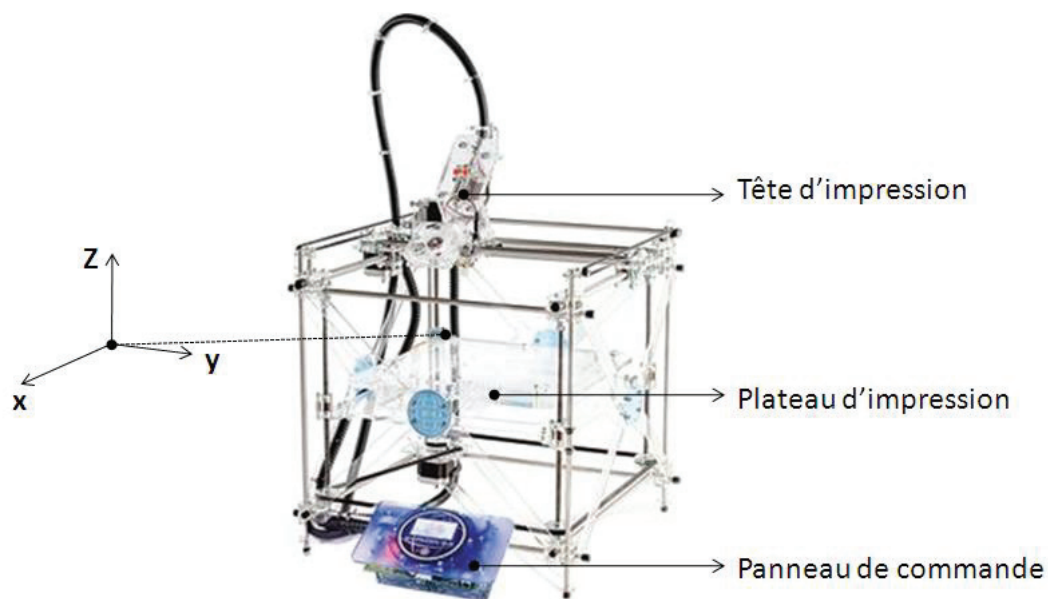


Figure 76 : Repère spatial d'impression et schématisation de l'Extru 3D.

L'Extru 3D utilisée dans notre étude comporte deux têtes d'impression que nous schématisons en Figure 77.

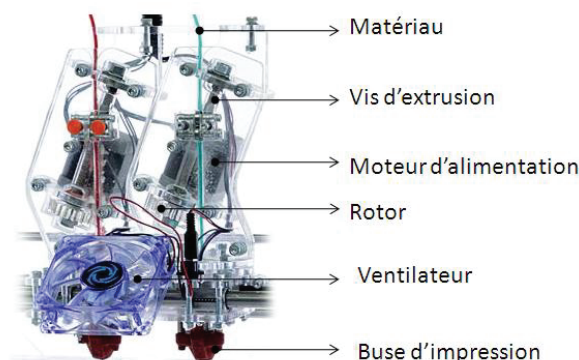


Figure 77 : Photo-schéma de la tête d'impression de l'Extru 3D. Un fil de matériau de diamètre 3mm est entraîné par une vis d'extrusion dans la chambre de liquéfaction (aussi appelée buse d'impression) pour permettre le dépôt du matériau sur le plateau d'impression. Un moteur d'alimentation fait tourner un rotor puis la vis d'extrusion. Ce moteur permet de diriger le fil vers ou hors de la chambre, par simple contrôle du sens de rotation du rotor. De plus, la vitesse du rotor permet de maîtriser la quantité de matière déposée.

Lors de l'impression d'une pièce par dépôt de fil, celle-ci peut ne pas être maintenue efficacement lors du dépôt de la première couche sur le plateau d'impression. Il est donc conseillé de faire un lit d'impression, en anglais « raft », qui permettra de stabiliser le dépôt de la première couche d'impression et assurer le maintien de la pièce. Ce raft est défini lors de l'encodage sous Axon, ainsi que ses conditions d'impression.

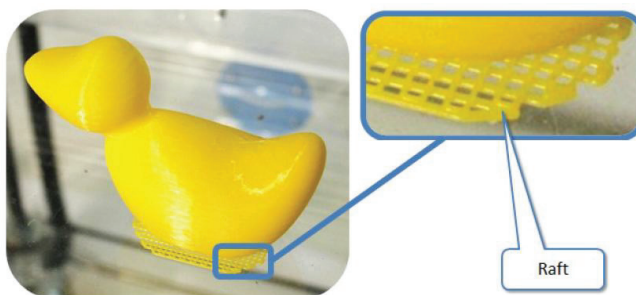


Figure 78 : Le raft [122].

Dans notre étude, la réalisation des moules à l'aide de raft peut rendre les pièces imprimées difficilement exploitables.

2.2. Analyse thermique du matériau d'impression : l'acide polylactique

Comme expliqué précédemment, nous avons choisi un procédé de fabrication additive utilisant l'I3D par voie indirecte. De ce fait, des moules interne et externe sont imprimés à l'aide d'un matériau polymère thermoplastique semi-cristallin, le PLA. Evidemment, celui-ci

devra être impérativement éliminé après injection et réticulation des formulations de silicone. Afin de comprendre et d'anticiper le processus de dépôt de fil, ainsi que la stratégie de fabrication des fantômes d'aorte patient-spécifiques, nous avons réalisé une analyse thermique de ce matériau par calorimétrie différentielle à balayage, aussi appelée DSC (de l'anglais, Differential Scanning Calorimetry). Cette technique permet notamment de mettre en évidence un changement d'état (fusion, cristallisation) qui se traduisent par un pic dont l'aire est proportionnelle à la variation d'enthalpie correspondante. On peut aussi déterminer la température de transition vitreuse (T_g) du matériau. Cette transition, typique des matériaux polymères, est caractéristique de la phase amorphe, et se traduit par un changement de capacité calorifique (changement de ligne de base sur le signal DSC). Lors du chauffage, au passage de cette transition vitreuse, la phase amorphe passe de l'état vitrifié (pratiquement sans mobilité moléculaire) à l'état dit de liquide caoutchoutique. Dans notre analyse, un échantillon de PLA (issu de la bobine) est soumis à un balayage en température, à raison de $10^\circ\text{C}/\text{min}$ entre 30°C et 230°C (chauffage), puis de 230°C à 30°C (refroidissement), sans temps de maintien à 230°C . Le thermogramme du PLA est exposé en Figure 79.

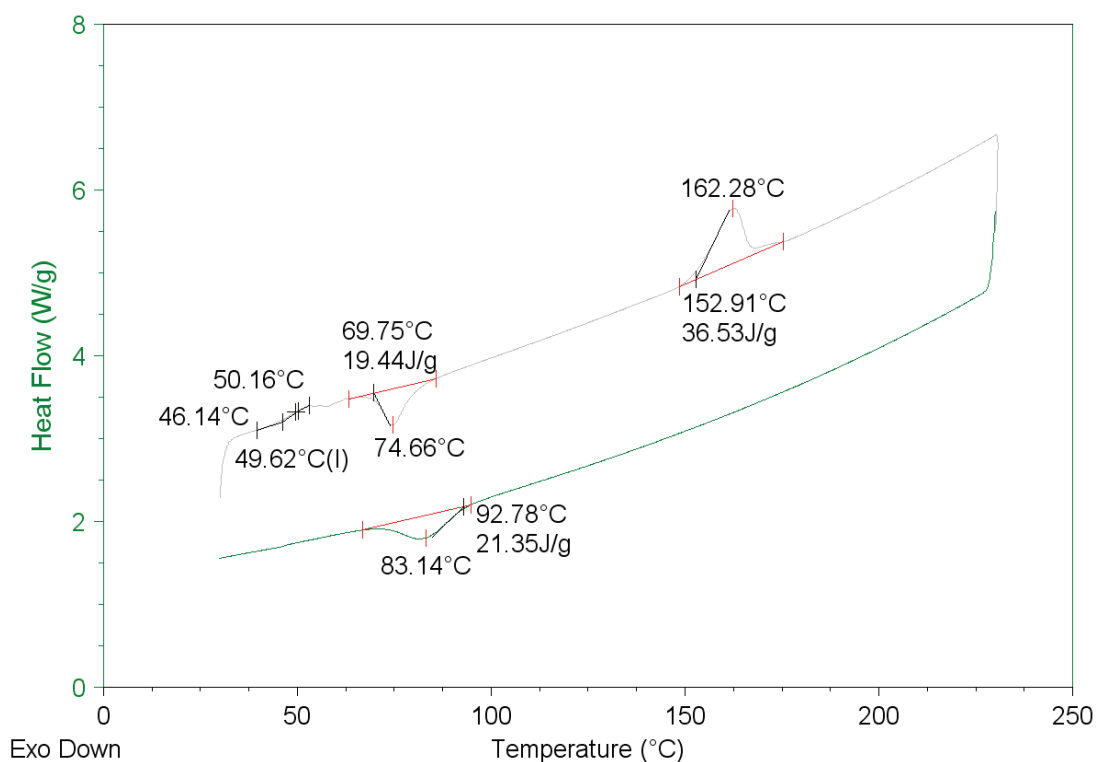


Figure 79 : Thermogramme du PLA utilisé par l'Extru 3D. Ligne grise : chauffage ($10^\circ\text{C}/\text{min}$) ; Ligne verte : refroidissement ($10^\circ\text{C}/\text{min}$).

En premier lieu, lors du chauffage, nous observons un léger changement de ligne de base dans le sens endothermique entre 46.1°C et 50.2°C correspondant au passage de la transition vitreuse aux alentours de 49.6°C. Pour notre étude, cela nous indique que les moules fabriqués en PLA peuvent être fortement déformables pour des températures supérieures ou avoisinant la T_g , ce qui n'est évidemment pas désiré. D'autre part, un pic exothermique est détecté à une température de 74.7°C qui démontre un changement d'état du PLA. Il s'agit de la cristallisation froide du PLA qui se produit lorsque le matériau est réchauffé au dessus de sa transition vitreuse et qu'il n'avait pas pu cristalliser à son maximum lors du refroidissement précédent (ici lors de la fabrication du fil). Enfin, un pic endothermique est détecté à 162.3°C qui définit un nouveau changement d'état du PLA qui correspond à la fusion de la phase cristalline à la température T_f . La connaissance de cette température est très importante car elle permet d'anticiper l'élimination du PLA dans notre stratégie de destruction du moule. En effet, à cette température, les formulations de silicone développées ne sont pas dégradées. Après injection et réticulation des silicones au sein des moules, l'ensemble pourra être placé à une température légèrement supérieure à la T_f du PLA, ce qui permettra de le liquéfier autour du silicone.

Lors du refroidissement du matériau, un pic de cristallisation apparaît aussi à 83.14°C. Sans que cela ait de conséquence pour notre étude, on peut noter que cette cristallisation se produit pour une forte surfusion (température de cristallisation très inférieure à celle de la fusion). De plus la variation d'enthalpie pour ce pic est faible, en valeur absolue, devant celle du pic de fusion (21.35 J/g < 36.53 J/g). Cela montre, là encore, que la cristallisation du matériau n'est pas complète. Cela est dû à une cinétique de cristallisation du PLA particulièrement lente.

D'un point de vue pratique, l'élimination du PLA se fera donc majoritairement par voie thermique. Cependant, quelques résidus peuvent rester accrochés aux parois du silicone et, compte tenu de la morphologie complexe du fantôme, ces derniers sont souvent difficiles d'accès. Nous réalisons donc une seconde élimination par voie physio-chimique, en utilisant un solvant du PLA, le tétrahydrofurane (THF), qui permet à température ambiante d'éliminer les derniers fragments de polymère. Il est important de noter que l'élimination pourrait se faire uniquement par voie solvant mais cela nécessiterait de grandes quantités de THF. D'un

point de vue environnemental, il est évidemment préférable de combiner les deux techniques d'élimination.

2.3. Stratégie de fabrication par voie indirecte

Afin de faciliter la compréhension des différentes étapes de fabrication des fantômes d'aorte, nous illustrerons nos discussions à l'aide d'une géométrie simple mais néanmoins représentative de la morphologie des vaisseaux sanguins, le tube.

2.3.1. Description des impressions 1-temps et 2-temps

A terme, les fantômes d'aorte doivent être réalisés à partir des formulations développées au chapitre 3. Pour la partie saine, il est nécessaire d'incorporer une quantité de FS au sein de la formulation silicone 3040-HC2/75, alors que pour la partie anévrismale, l'ajout d'une charge n'est pas exigé. Au chapitre 3, nous avons vu que, bien qu'aucune formulation testée ne pouvait rendre compte parfaitement du comportement de la partie anévrismale, le silicone RTV 3040 présentait un comportement assez représentatif de celui recherché. De ce fait, il est possible de définir deux méthodes d'impression des moules. Une première, que nous appelons impression *1-temps*, consiste à imprimer dans un même temps, le moule interne et le moule externe. La deuxième, que nous appelons impression *2-temps*, consiste à imprimer d'abord le moule interne, puis le moule externe en deux parties. L'impression 2-temps permet de réaliser des fantômes chargés en FS, par dépôt de la fibre autour du moule interne. Les deux parties (coques) du moule externe sont ensuite assemblées avec emprisonnement du moule interne (entouré de FS) comme nous l'illustrons en Figure 80, à travers l'exemple du tube.

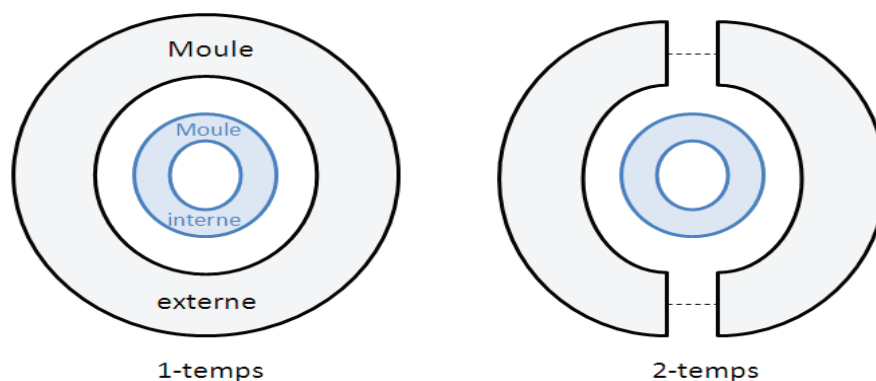


Figure 80 : Illustration des méthodes d'impression 1-temps et 2-temps pour la fabrication des moules interne et externe.

Dans le cas du fantôme d'aorte à reproduire, nous utiliserons l'impression 2-temps pour les parties saines et l'impression 1-temps pour l'anévrisme. Il faut noter que l'impression 2-temps peut aussi être utilisée pour des fantômes en silicone non-chargés. Néanmoins, nous verrons en section 5 de ce chapitre que l'impression 1-temps nécessite une plus faible quantité de matériau et aucun post-traitement, par rapport à un même moule réalisé en 2-temps.

2.3.2. Etapes de la fabrication : de l'image au fantôme

Le processus de fabrication des fantômes d'aorte patient-spécifiques est exposé en Figure 81 à travers l'exemple du tube.

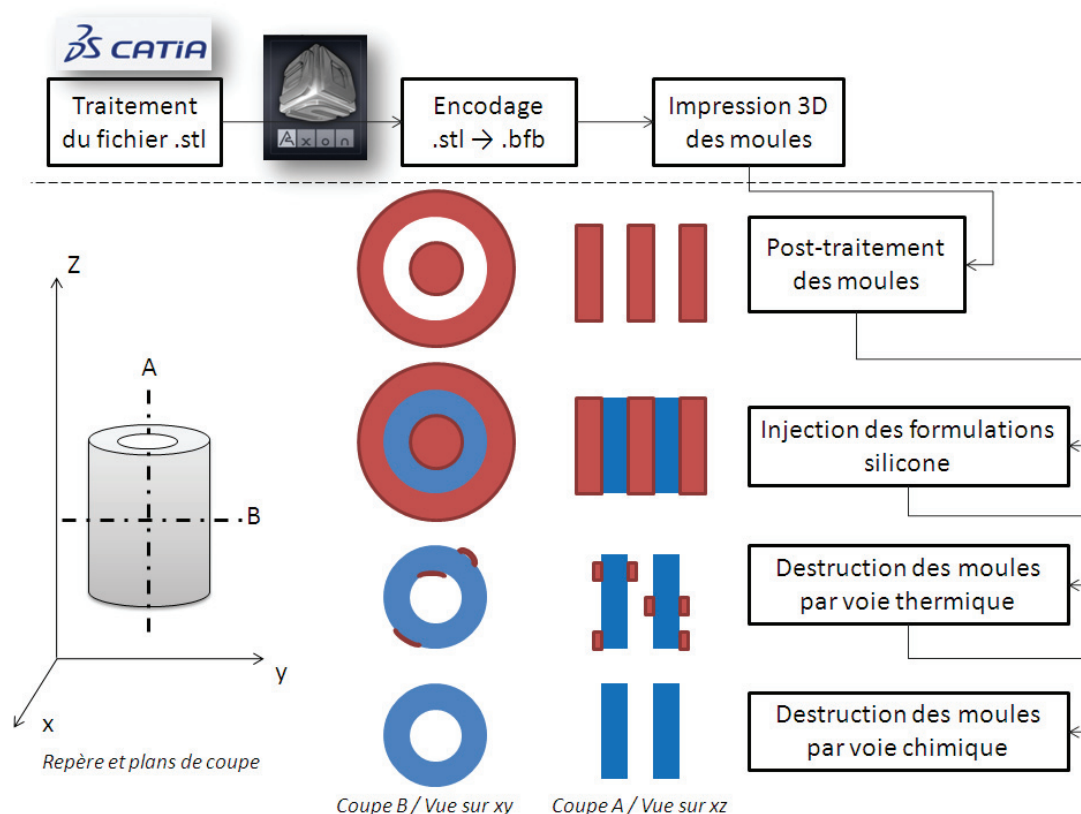


Figure 81 : Processus simplifié de fabrication de fantômes d'aorte patient-spécifiques par impression 3D en voie indirecte. Cas du tube. Les étapes du processus sont schématisées à partir d'un repère et de deux plans de coupe A (selon le plan xz) et B (selon le plan xy). En rouge : moules interne et externe ; en bleu : silicone.

Pour clarifier notre démarche de fabrication, nous reprenons chacune des étapes du processus :

- Etape 1 : Traitement du fichier STL : A l'aide du logiciel CATIA (Dassault System), le fichier STL de l'étude de Sulaiman [89] est retravaillé pour construire les fichiers STL des moules

interne et externe. De plus, la partie externe devra comporter des trous, pour permettre l'injection du silicone au sein de l'espace inter-moule (espace libre entre le moule interne et externe). Les techniques de conception des moules et leurs effets sur la qualité des pièces imprimées seront abordés en section 4 de ce chapitre.

- Etape 2 : Encodage : Les fichiers STL sont traités par le logiciel Axon pour restructurer la morphologie de l'objet en couche et encoder chacune d'elles selon les conditions d'impression désirées. Plusieurs de ces conditions seront étudiées pour évaluer la qualité des pièces imprimées, dont les résultats sont exposés en section 4 de ce chapitre.
- Etape 3 : Impression 3D des moules : Les différentes parties du moule sont ensuite imprimées par l'Extru 3D en fonction des conditions d'impression définies lors de l'étape d'encodage.
- Etape 4 : Post traitement des moules : Dans le domaine de l'I3D, la fabrication par couche nécessite souvent l'impression de supports additionnels ne faisant pas partie de la pièce à proprement parler, pour éviter d'imprimer une couche dans le vide. Dans le cas où ces supports seraient non désirés, il est fréquent d'avoir recours à un post traitement manuel de la part de l'utilisateur pour permettre à la pièce de répondre aux objectifs définis. Ce point important est abordé en section 3.3 de ce chapitre. Si la méthode d'impression 2-temps est choisie, cette étape consiste aussi à enrouler le FS autour du moule interne, puis d'assembler les deux parties du moule externe.
- Etape 5 : Injection des formulations de silicone : La formulation de silicone sélectionnée est injectée au sein de l'espace inter-moules. Puis, le silicone est pré-réticulé à 25°C pendant 75 min. La réaction de réticulation se terminera lors de l'étape 6.
- Etape 6 : Elimination du moule par voie thermique : Les moules sont en majeure partie éliminés par voie thermique en utilisant la différence de propriétés thermiques du silicone réticulé et du PLA. L'ensemble est placé à une température supérieure à la température de fusion du PLA ($T_f = 163.3^\circ\text{C}$) et inférieure à la température de dégradation du silicone (250°C). Ainsi le PLA est fondu et le fantôme peut être récupéré.
- Etape 7 : Elimination du moule par voie chimique : L'élimination du PLA par voie thermique n'étant pas totale, nous immergeons le fantôme dans le THF. Il est important de noter que des tests mécaniques, non présentés ici, ont permis de montrer que les propriétés mécaniques des formulations silicone n'étaient pas détériorées après immersion dans le THF.

3. Définition des conditions optimales d'impression à l'aide de géométries simples

L'ensemble de cette section a pour but d'évaluer les différents paramètres d'impression, afin de définir des conditions optimales, permettant d'obtenir des moules interne et externe de qualité. Cette étude est décrite en amont de la conception (section 4 de ce chapitre) puisque les résultats obtenus conditionneront fortement la stratégie de conception des moules sous CAO. Pour permettre de comprendre facilement l'effet des paramètres d'impression, ce chapitre utilise, à son tour, des géométries simples dont les résultats obtenus seront également valables lors de l'impression des moules de l'arbre aortique à reproduire.

3.1. Paramètres d'impression

Lors du dépôt du PLA sous forme de fil, l'épaisseur définie par l'axe z est appelée *résolution de couche*. Puis l'épaisseur au plateau (plan xy) est appelée *épaisseur de couche*, comme nous l'exposons en Figure 82.

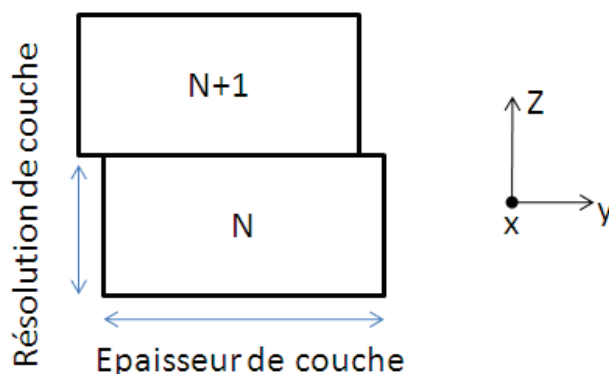


Figure 82 : Définition de l'épaisseur de couche et de la résolution de couche. N définit le numéro de la couche déposée.

Lors de l'encodage du fichier STL sous Axon (étape 2 du procédé de fabrication), la morphologie de la pièce à imprimer va être séparée en plusieurs couches. Chacune d'elles se verra attribuer les conditions d'impression suivantes :

- La vitesse de dépôt : Ce paramètre est très important car il est déterminé à partir de deux sous-paramètres, la résolution et l'épaisseur de couche. Premièrement, cette vitesse est définie à partir de la distance plateau-buse (résolution de couche). Plus la résolution est importante, plus la vitesse de dépôt est faible, pour une épaisseur de couche donnée. Le constructeur conseille une résolution de 250 μm pour une impression optimale des pièces fabriquées en PLA. Deuxièmement, pour une résolution

de couche fixe, la vitesse de dépôt sera d'autant plus faible que l'épaisseur de couche à déposer est grande. Néanmoins plusieurs techniques de dépôt sont utilisées en fonction de la valeur de l'épaisseur de couche.

- La température d'impression : Il s'agit de définir à quelle température le matériau d'impression (ici le PLA) sera fondu, dans la buse d'impression, pour être déposable. A défaut, le logiciel Axon attribue une température d'impression supérieure à la température de fusion du matériau choisi. Dans notre cas, le PLA ($T_f = 163.3^{\circ}\text{C}$) est par défaut imprimé à 195°C .

Par la suite, nous allons étudier ces différents paramètres afin de définir un optimum d'impression et obtenir des pièces de qualité.

3.2. Etude des paramètres d'impression

3.2.1. Epaisseur de couche

Dans cette section, nous reprenons l'exemple simple du tube (Figure 83) pour nous permettre de décrire les différentes techniques de dépôt de fil, en fonction de l'épaisseur de couche, et définir la technique d'impression optimale. Ces pièces sont imprimées sans raft.

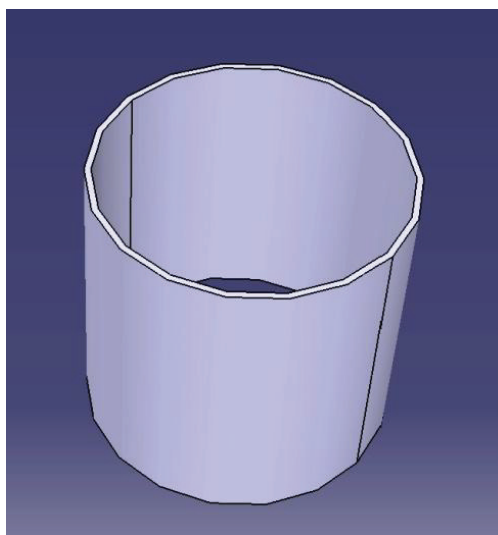


Figure 83 : Capture d'écran de la CAO du tube utilisé dans l'étude de l'épaisseur de couche.

Lors de l'encodage du fichier STL, le logiciel Axon peut définir trois types de dépôt différents selon l'épaisseur et la résolution de la pièce à imprimer : le filament simple (FiS), le filament double collé (FDC) ou le filament double rempli (FDR) (Figure 84). Afin de pouvoir évaluer la qualité des pièces imprimées en fonction de ces différentes techniques, nous imprimons une série de tubes dont l'épaisseur de la paroi varie. Tout d'abord, nous fixons une résolution de

couche à 250 μm , qui nous le rappelons est la résolution optimale définie par le constructeur, puis la température de dépôt est fixée à 195°C. Pour l'impression en FiS, FDC, FDR, l'épaisseur du cylindre (dimensionnée sous CAO) est respectivement de 0.55 mm, 1 mm et 2.3 mm.

Material		ABS	ABS	ABS	PLA	PLA	PLA
Layer resolution (mm)		0.125	0.25	0.5	0.125	0.25	0.5
Wall result	Image	STL wall thickness (mm)					
Axon ignores wall thickness	-	0-0.4	0-0.6	0-0.6	0-0.3	0-0.4	0-0.6
Single filament wall		0.5-0.6	0.7-0.9	0.7-0.9	0.4-0.5	0.5-0.6	0.7-0.8
Double filament wall, bonded		0.7-1.3	1.0-1.8	1.0-1.8	0.6-1.0	0.7-1.3	0.9-1.7
Double filament wall, with infill		1.4+	1.9+	1.9+	1.1+	1.4+	1.8+

Figure 84 : Techniques de dépôt utilisées en fonction de l'épaisseur et de la résolution de couche désirées [122].

Les résultats exposés en Figure 85 montrent que, quelque soit la technique de dépôt utilisée, la qualité de la pièce est acceptable. Néanmoins au regard de l'état de surface de ces tubes, la stratification semble plus importante (rugosité de surface plus grande) pour des dépôts en filament double qu'en filament simple, ainsi qu'entre le filament double collé et rempli.



Figure 85 : Résultats d'impression dans l'étude de l'épaisseur de couche. Résolution d'impression 250 μm à une température de dépôt de 195°C. En haut: épaisseur = 0,55 mm ; au milieu : épaisseur = 1 mm ; en bas : épaisseur = 2,3 mm.

Cette notion de stratification est très importante dans la fabrication de fantômes d'aorte puisqu'à qu'à terme cela entrainera inévitablement une rugosité à la surface interne et externe de nos fantômes. Physiologiquement, la couche endothéliale assure une rugosité de surface faible principalement pour éviter des phénomènes de coagulation du sang à la paroi interne du vaisseau. Il est donc important de regarder les facteurs pouvant influencer sur la stratification de nos moules. Pour quantifier ce phénomène, nous effectuons des mesures de rugosité de surface à l'aide d'un profilomètre mécanique (VEECO Dektak 150) dont les résultats sont exposés au Tableau 23. Les profils sont disponibles en annexe (Figure 117). Ces mesures nous permettent de calculer la rugosité moyenne Ra (de l'anglais, Roughness average), puis la distance moyenne entre chaque couche à travers le paramètre Sm.

	FIS	FDC	FDR
Ra (μm)	29.35	25.36	28.45
Sm (μm)	359.9	279.9	360.2

Tableau 23 : Résultats de rugosité de surface selon les différentes techniques de dépôt de fil. Pièces imprimées à une résolution de 250 μm . Analyse réalisée sur une distance de 3 mm à la surface externe du tube, en 100 s. FIS : Filament simple ; FDC : Filament double collé ; FDR : Filament double rempli.

Pour ces trois techniques de dépôt, la rugosité moyenne varie faiblement, ce qui permet de dire que la rugosité n'est pas fonction du type de dépôt. En revanche, nous pouvons constater que seul le dépôt en FDC respecte la valeur de résolution de couche définie lors de

l'encodage (ici 250 μm). Pour les autres techniques de dépôt cette valeur est nettement supérieure (+ 44%). De plus, nous avons pu constater expérimentalement que le dépôt en FDC permet la réalisation de parois du moule suffisamment résistantes pour supporter l'injection du silicone sans rendre la dissolution du moule trop difficile.

3.2.2. Résolution de couche

Ici, nous reprenons l'exemple du tube pour évaluer l'effet de la résolution de couche sur la qualité de la pièce imprimée. Nous réalisons des impressions sans raft, à une température de 195°C, pour un type de dépôt en FDC. Différentes pièces sont imprimées à des résolutions de 125 μm , 250 μm et 500 μm dont les résultats sont exposés en Figure 86.

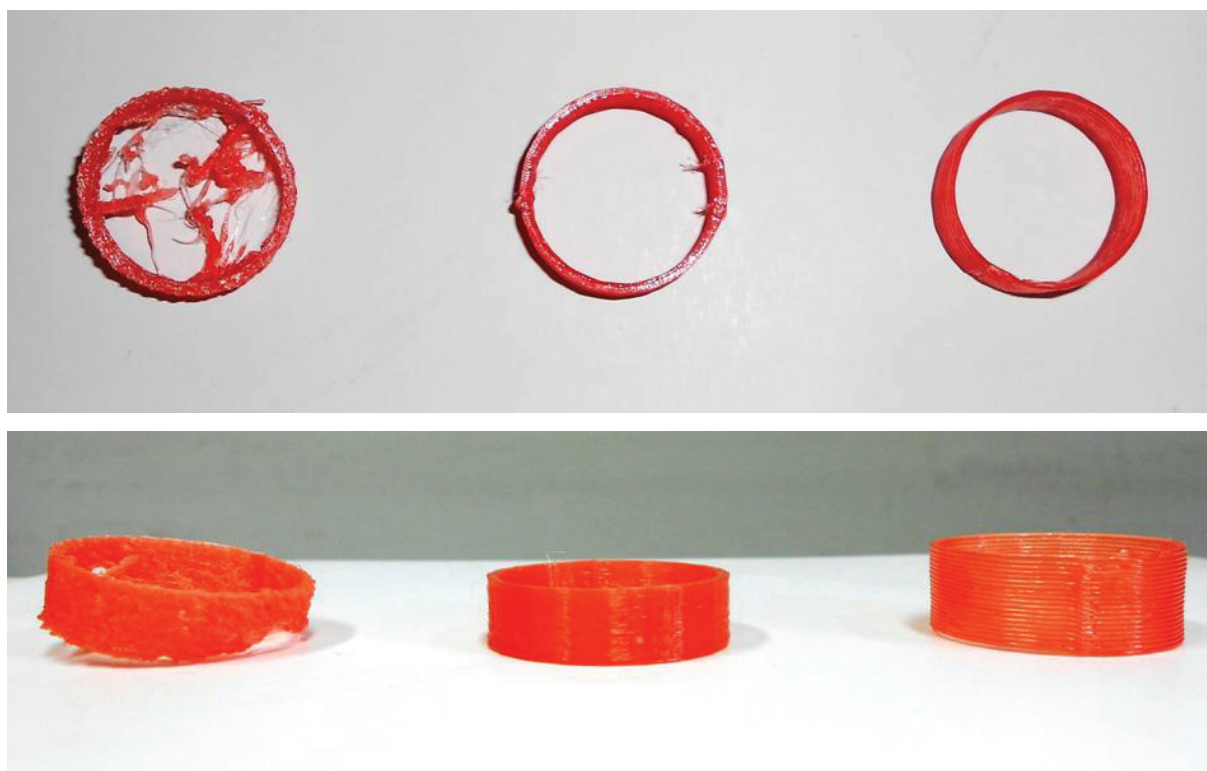


Figure 86 : Résultats d'impression dans l'étude de la résolution de couche. Impression en filament double collé à une température de 195°C. Haut : vue de haut ; Bas : vue perspective. A gauche : résolution = 125 μm ; au milieu : résolution = 250 μm ; à droite : résolution = 500 μm .

Pour un dépôt à une fine résolution de couche, 125 μm , nous remarquons que le cylindre est de très mauvaise qualité. En effet, la paroi comporte plusieurs trous et les premières couches imprimées sont inexistantes ou décalées. Pour des impressions à des résolutions plus grandes, 250 μm et 500 μm , les pièces sont de meilleure qualité. Néanmoins, si nous concentrons notre observation sur la pièce réalisée à une résolution plus grossière (500 μm), il apparaît de petits trous sur la paroi du cylindre, en particulier là où le sens de déplacement

de la buse s'est inversé (voir l'explication de la trajectoire de buse en section 3.2.3) ce qui conduit à la formation d'un tube non étanche. L'injection de silicone dans des moules réalisés à cette résolution est par conséquent impossible. Nous rééditons une analyse de rugosité de surface sur ces impressions, dont les résultats sont exposés au Tableau 24.

Résolution (μm)	125	250	500
Ra (μm)	64.80	25.36	35.99
Sm (μm)	543.4	279.9	478.0

Tableau 24 : Résultats de rugosité de surface en fonction de la résolution d'impression. Pièces imprimées en double filament collé. Analyse réalisée sur une distance de 3 mm à la surface externe du tube, en 100 s.

Compte tenu de la mauvaise qualité de la pièce imprimée à la résolution la plus fine (125 μm), l'analyse de ses résultats serait aberrante (voir son profil en Annexe 2 (Figure 118)). Pour les deux autres résolutions, à 500 μm la rugosité est environ 40% plus grande qu'à 250 μm . Comme nous avons pu le remarquer précédemment, pour une impression en filament double collé, la résolution définie à l'encodage est respectée après impression.

L'étude de l'épaisseur et de la résolution d'impression ont montré que pour notre imprimante à dépôt de fil (Extru 3D), des pièces de qualité peuvent être obtenues pour un dépôt en FDC à une résolution de 250 μm . Il est important de noter que, dans ces conditions, la rugosité de surface des pièces imprimées reste élevée. Seule la mise en place d'un post traitement permettrait d'obtenir des surfaces lisses.

3.2.3. Température de dépôt

Ici, nous nous intéressons au dernier paramètre d'impression : la température de dépôt. Pour cela, une nouvelle forme géométrique simple est utilisée, laquelle est composée de quatre tubes concentriques, représentée en Figure 87. Cette nouvelle pièce, appelée multitube, permet de nous rapprocher de la conception des moules, dans le cas d'une impression 1-temps. Plusieurs tubes de diamètres internes variables sont construits et imprimés sur un raft, afin de respecter la distance entre chaque tube.

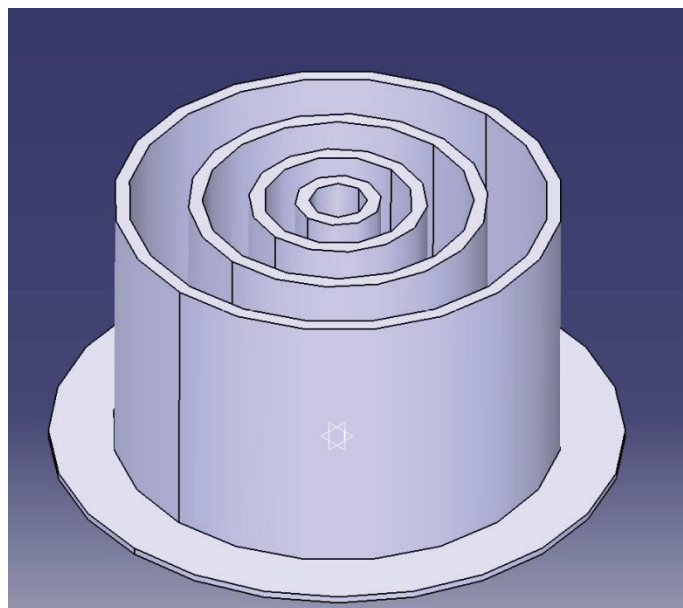


Figure 87 : Capture d'écran de la CAO de la pièce multitube.

La résolution de couche est de 250 μm pour un dépôt en filament double collé (épaisseur 1 mm). Nous réalisons cette pièce à des températures supérieures à la T_f du PLA : 170°C, 175°C, 180°C, 185°C, 190°C et 195°C. Les pièces obtenues sont montrées en Figure 88.



a



b



c



d



Figure 88 : Résultats d'impression de la pièce multitube, à différentes températures de dépôt : a = 170°C ; b = 175°C ; c = 180°C ; d = 185°C ; e = 190°C ; f = 195°C. Impression en filament double collé, résolution de couche 250 μm .

Premièrement, dans l'intervalle de température d'impression étudiée ($T(^{\circ}\text{C})$), les parois des tubes ne sont pas trouées et la morphologie des pièces imprimées est en accord avec le dimensionnement du fichier STL construit. Deuxièmement, nous observons des filaments de PLA entre les différents tubes pour des températures strictement supérieures à 175°C. Ce filament apparaît aux endroits où la buse passe d'un tube à l'autre. Evidemment, ce passage devrait se faire en interrompant complètement le dépôt de PLA. Or, selon la température, la rupture du fil à cet endroit n'est pas toujours suffisamment nette. Il semble qu'au-delà d'une certaine température, la viscosité du matériau devienne trop faible pour permettre cette rupture franche. Ce constat nous a amené naturellement à étudier la rhéologie du PLA à l'état fondu. Pour cela, nous identifions le comportement rhéologique par un test simple de balayage en vitesse de cisaillement, aux différentes températures, à l'aide du rhéomètre ARES. Les résultats obtenus sont représentés en Figure 89.

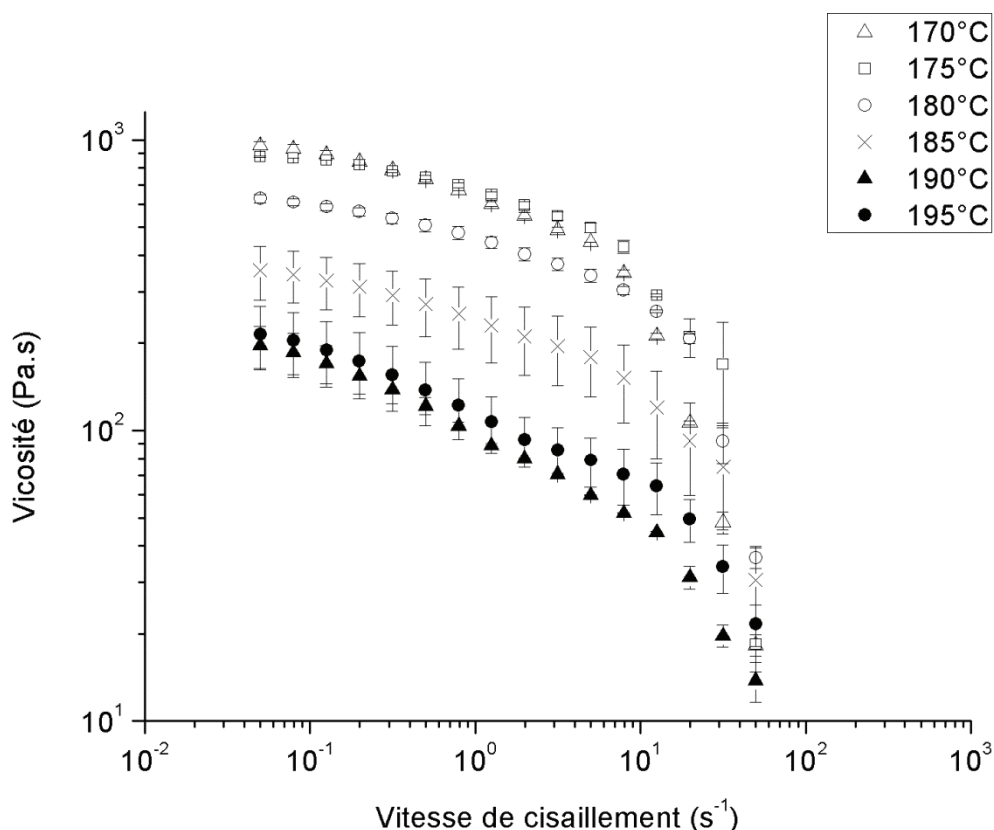


Figure 89 : Mesure de la viscosité du PLA à l'état fondu à différentes températures. Balayage en vitesse de cisaillement. Géométrie plateaux-parallèles 25 mm. Valeurs moyennes et écart-type moyen à partir de 3 échantillons.

Le comportement obtenu est classique des polymères fondus : une viscosité constante aux basses vitesses de cisaillement (plateau newtonien) et un comportement rhéofluidifiant pour les vitesses plus élevées. Bien que les plateaux newtoniens ne soient pas très marqués sur cette figure, nous considérons la viscosité à la plus faible vitesse de cisaillement ($\dot{\gamma} = 0.05 \text{ s}^{-1}$) comme la viscosité newtonienne (η_0). En effet, l'étude présentée ici a pour seul but d'expliquer la provenance de certains défauts lors de l'impression 3D et non d'étudier finement les caractéristiques rhéologiques du PLA. Si on se réfère aux observations de filaments entre tubes qui se créent pour une température supérieure à 175°C, il apparaît que ces filaments se produisent lorsque la viscosité newtonienne devient inférieure à environ 700 Pa.s (qui correspond à la viscosité newtonienne à 175°C).

Par ailleurs, l'évolution de la viscosité newtonienne des polymères fondus est très souvent décrite par une loi d'Arrhénius ($\eta_0 = A \exp\left(\frac{U}{R(T - T_\infty)}\right)$). Pour compléter l'étude du comportement rhéologique du PLA fondu, nous avons tracé sur la Figure 90 $\ln(\eta_0)$ en fonction de $\frac{1}{T - T_\infty}$ pour déterminer l'énergie d'activation U .

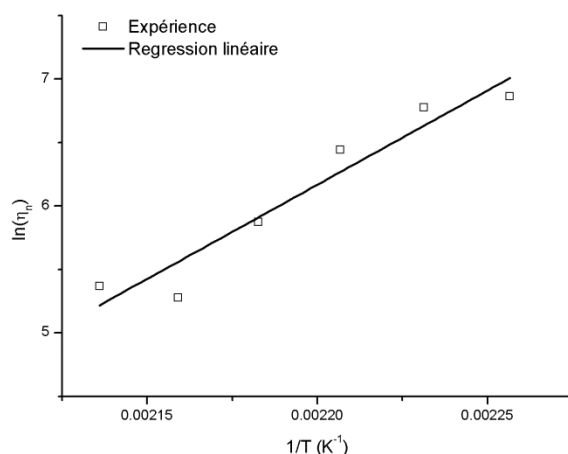


Figure 90 : Détermination de l'énergie d'activation du PLA. Vitesse de cisaillement 0.05 s^{-1} .

Ces résultats ont permis de calculer l'énergie d'activation du PLA : $E_a = 125 \text{ KJ/mol}$, ce qui est en accord les données de la littérature, et permet aussi de démontrer le bien-fondé de nos mesures [129, 130].

Nous avons également analysé la rugosité de surface sur les différents échantillons, afin de mettre en évidence une éventuelle relation entre la température de dépôt et cette rugosité. La Figure 91 montre la relation entre la rugosité moyenne et la résolution, avec la température de dépôt.

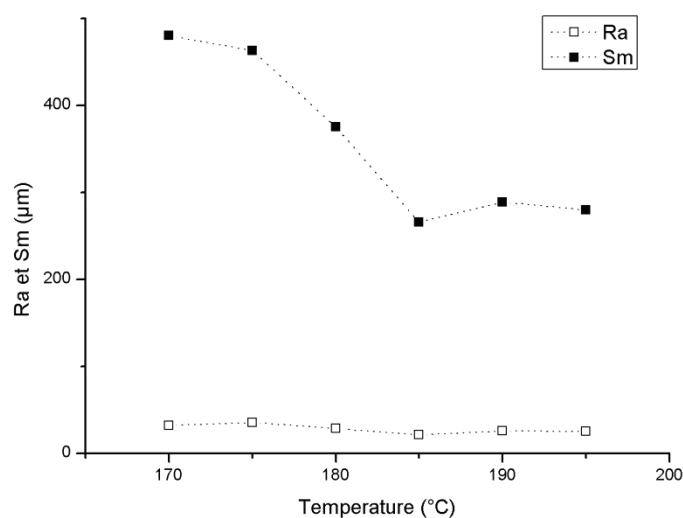


Figure 91 : Evolution de la rugosité moyenne (Ra) et la résolution de couche (Sm) en fonction de la température d'impression.

Premièrement, on constate que la rugosité moyenne a tendance à très légèrement diminuer lorsque la température augmente. Deuxièmement, on remarque que la résolution de couche appliquée lors de l'encodage (250 μm) n'est pas respectée. En effet, pour des températures inférieures à 185°C, la résolution augmente pour devenir quasiment deux fois plus grossière qu'un dépôt à 170°C. Compte tenu de ces résultats, par la suite, nous utiliserons une température de dépôt de 175°C qui représente le meilleur compromis (absence de filaments entre les tubes sans trop dévier par rapport à la résolution prédéfinie).

3.3. Supports d'impression

Dans cette section, nous allons exposer un phénomène courant dans la fabrication additive par I3D, l'impression de supports. En effet, certaines positions d'impression, ou encore certaines géométries de la pièce à imprimer, peuvent conduire à leur création. Ces supports sont générés dans le fichier BFB lors de l'étape d'encodage et sont indispensables pour assurer une bonne impression de la pièce. À terme ces supports peuvent être supprimés par post-traitement, à condition qu'ils soient accessibles. Ce type de supports se crée par exemple lorsque la pièce présente un surplomb (en anglais overhanging feature) comme le montre la Figure 92.

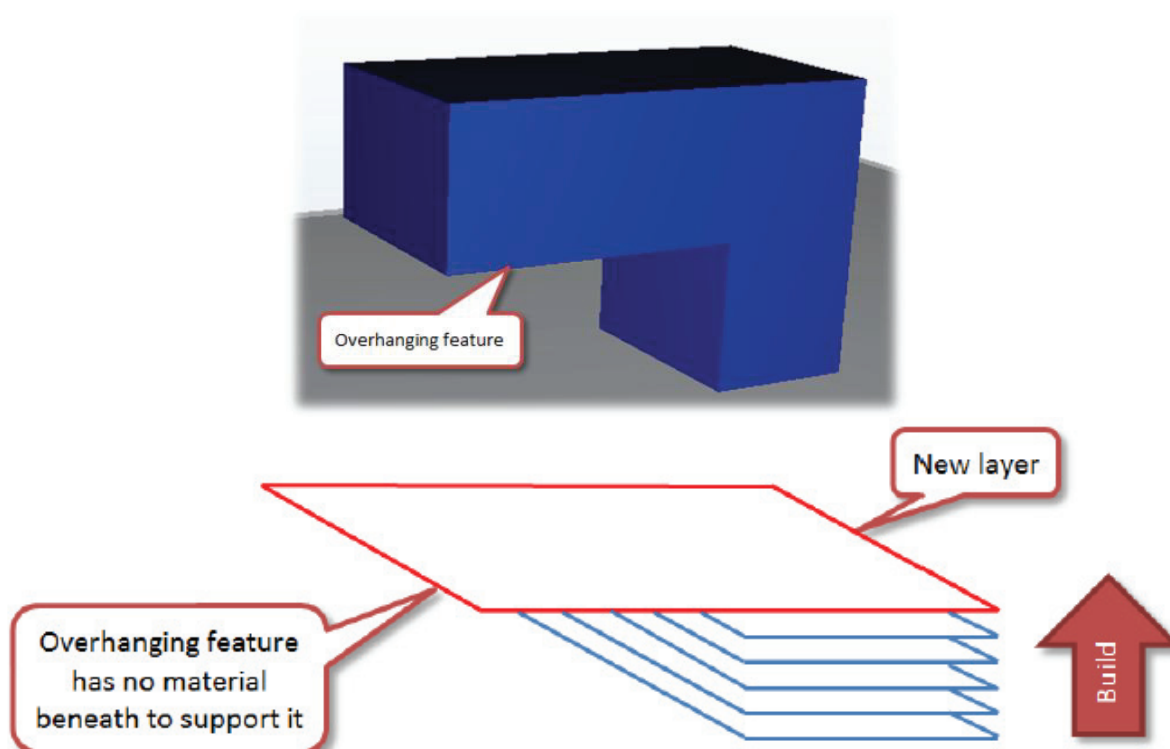


Figure 92 : Impression d'une pièce comportant une couche d'impression non supportée. Haut : Pièce à imprimer ; Bas : Schématisation de la pièce en couche d'impression [122].

Pour obtenir cette pièce, il faudra dans un premier temps imprimer une succession de couches bleues, dont la couche N+1 est le projeté de la couche N. Puis, une seconde série de couches rouges, devra être imprimée. Pour éviter que cette couche soit imprimée sans être maintenue, ce qui conduirait à son effondrement, Axon rajoute automatiquement des supports d'impression (Figure 93) qui permettent de soutenir le surplomb et ainsi obtenir une pièce conforme à la conception.

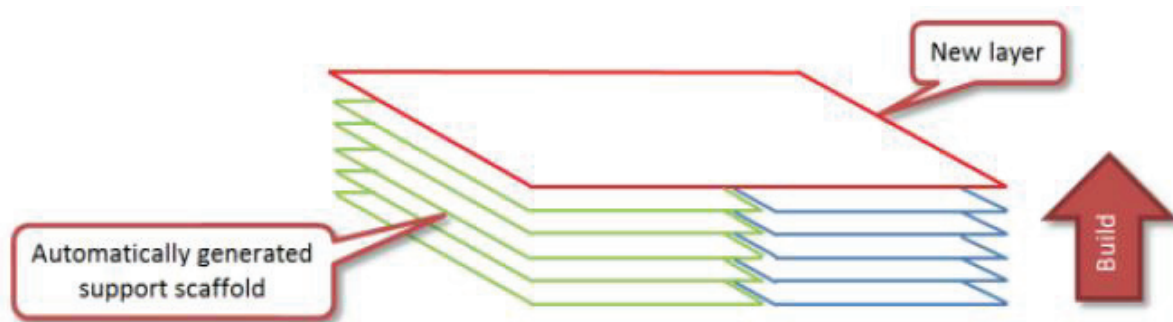


Figure 93 : Mise en évidence de l'impression de support [122].

Lors de l'encodage, le logiciel Axon répond à une règle simple pour définir si oui ou non il est nécessaire d'ajouter des supports, que nous illustrons en Figure 94.

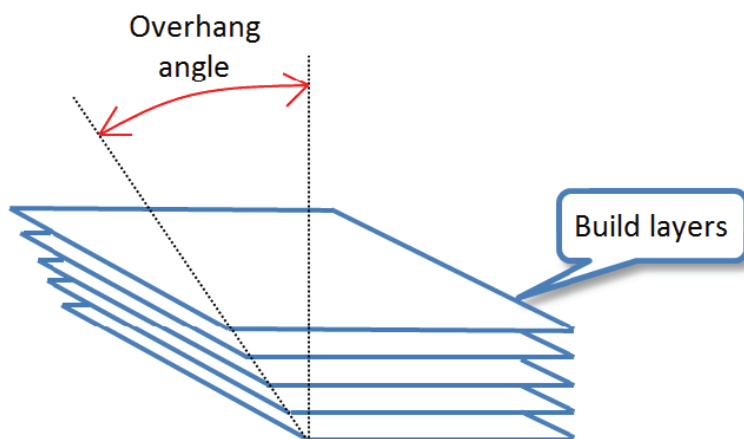


Figure 94 : Schématisation de la règle simple utilisée par le logiciel Axon pour estimer la formation de supports d'impression [122].

Cette règle est basée sur le calcul de l'angle du surplomb (en anglais, overhang angle). Si, lors de l'encodage, le logiciel Axon détecte un angle de surplomb supérieur à 50° , celui-ci estimera qu'une partie de la couche N+1 ne pourra être efficacement supportée par la couche N. A contrario, si cet angle est inférieur à 50° , la couche N+1 peut être entièrement supportée par la couche N et il n'y aura pas de création de supports d'impression.

Néanmoins, il est possible de jouer sur la position d'impression de la pièce par rapport au plan XY, pour éviter les parties surplombantes et donc éviter l'impression de support, comme nous l'illustrons en Figure 95.

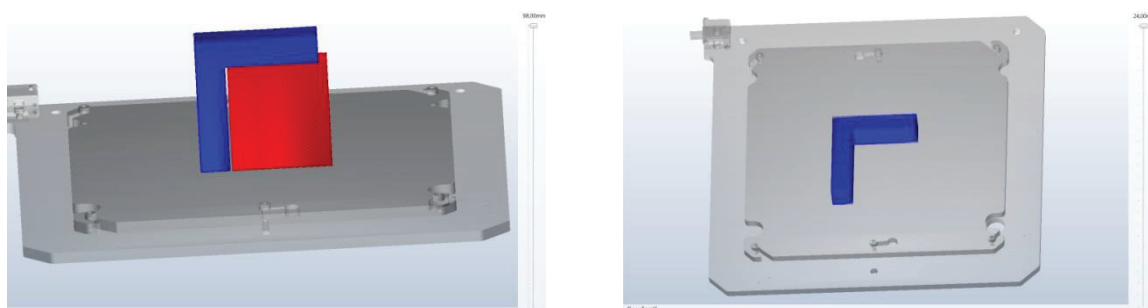


Figure 95 : Capture d'écran fichier BFB construit par le logiciel Axon. A gauche : Position d'impression nécessitant des supports ; A droite : Position d'impression ne nécessitant pas de supports. Pièce à imprimer en bleu, supports en rouge.

4. Conception assistée par ordinateur des moules interne et externe de l'aorte anévrismale à reproduire

Après avoir défini en section précédente les conditions d'impression optimales, ainsi que déterminer les causes et conséquences de l'impression de supports, nous allons maintenant aborder la conception des moules internes et externes à partir de la segmentation de la lumière aortique d'un patient et des épaisseurs de parois typiques, obtenues sur la base de la littérature. Ces épaisseurs sont de 2.1 mm, 2.3 mm et 1.7 mm respectivement pour la partie supérieure de l'aorte (ascendante + crosse) [106, 121], descendante [104, 106, 108] et abdominale [131], qui constituent les parties saines de l'arbre aortique à reproduire. Puis pour la partie pathologique, l'anévrisme est fixé à une épaisseur de 2.8 mm. Il est important de noter que cette valeur est typiquement obtenue pour des anévrismes de diamètres internes supérieurs à 50 mm dans la région abdominale. Nous translatons volontairement cette valeur à la région descendante puisque la littérature ne mentionne que très peu d'informations sur les anévrismes de l'aorte thoracique. L'arbre aortique à reproduire par I3D par voie indirecte est trop grand pour que l'ensemble de l'arbre soit imprimé en une seule fois. En effet, le volume d'impression de l'extru 3D à deux têtes est seulement de 190 mm x 205 mm x 210 mm. Il est donc nécessaire de découper l'arbre en plusieurs parties, ce qui facilite aussi l'injection de différentes formulations de silicone.

Après avoir construit les volumes des moules interne et externe de l'arbre aortique complet, ceux-ci seront séparés en 4 parties : partie supérieure de l'aorte, partie anévrismale, partie

descendante et partie abdominale. Puis, les moules seront retravaillés pour être utilisés en impression 1-temps ou 2-temps et permettre l'injection des formulations. Enfin, après élimination des moules, les différentes parties du fantôme d'aorte seront assemblées entre elles.

4.1. Conception des volumes des moules

4.1.1. Moule interne

Le fichier STL, obtenu par les travaux de Sulaiman [89], est la représentation de la surface interne de l'arbre aortique à reproduire. Cette surface est définie par un nuage de points qui n'est pas directement exploitable sous Axon. En effet, cette construction en points ne définit pas de volume, donc pas d'épaisseur de couche (Figure 84) et de ce fait Axon ne pourra définir une technique de dépôt. Pour construire ce volume d'impression, il est primordial de réaliser dans un premier temps, une surface fermée de la paroi aortique. Un maillage de surface est alors effectué, permettant de construire la surface fermée (Figure 96) de la lumière aortique.

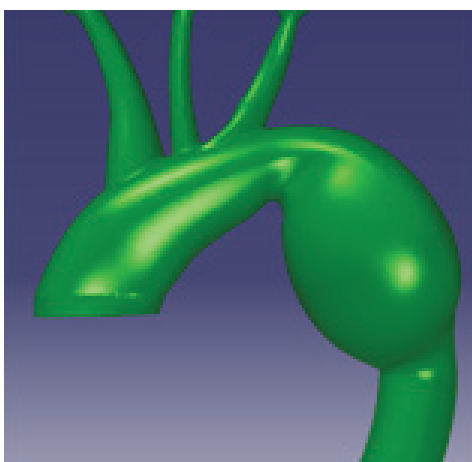


Figure 96 : Capture d'écran de la CAO de la surface fermée de la lumière aortique.

Pour réaliser la surface fermée, certaines précautions doivent être prises en compte lors du maillage. En effet, celui-ci peut présenter des imperfections telles que des bords libres, des points ou arrêtes « non-manifold », c'est-à-dire qui ne délimitent pas correctement les parties intérieures et extérieures d'un volume. Ceci peut être le cas, par exemple, d'une arrête n'appartenant pas à deux faces (mais à une seule ou à plus que deux). Ces imperfections de conception sont présentes essentiellement dans des zones morphologiquement complexes, comme les bifurcations des artères supra-aortiques. A

terme, ces surfaces peuvent conduire à l'impression de pièce présentant des trous. Ces imperfections peuvent être corrigées par l'application de la fonction « nettoyage de maillage ».

A partir de la surface fermée, nous insérons à la périphérie des artères supra-aortiques et des sinus aortiques, des formes simples (tubes) qui permettront la connexion à un banc de test.

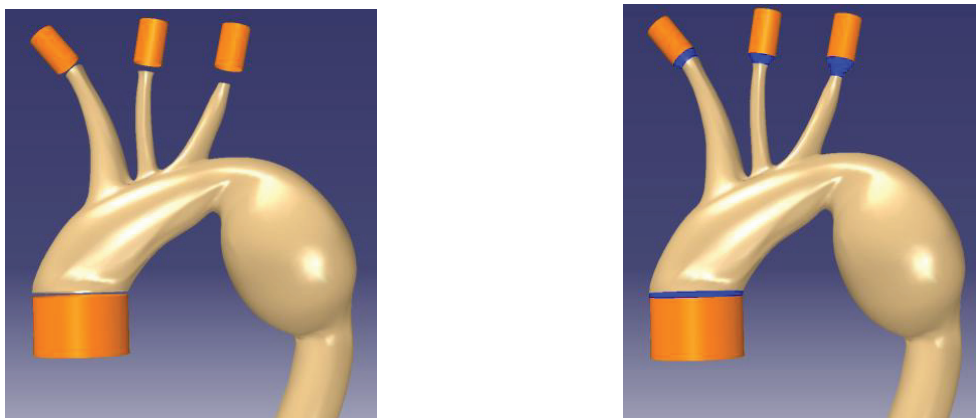


Figure 97 : Capture d'écran de la CAO pour l'insertion des raccords hydrauliques. A gauche : Insertion des raccords ; A droite : Jonction des raccords à la surface interne de l'arbre aortique.

Cependant, comme nous l'avons déjà mentionné, une surface n'est pas imprimable telle quelle. Un volume est alors créé à partir de la surface fermée, par application de la fonction « remplissage » de Catia. A ce stade, une pièce volumique est définie, et nous pouvons passer à l'encodage. Sous Axon, ce fichier STL du moule interne est un volume plein. Pour limiter la quantité de matière déposée au sein du volume, une fonction d'Axon permet de maîtriser le taux de remplissage du volume (Figure 98), puis une autre fonction permet de maîtriser le type de dépôt du contour du volume.

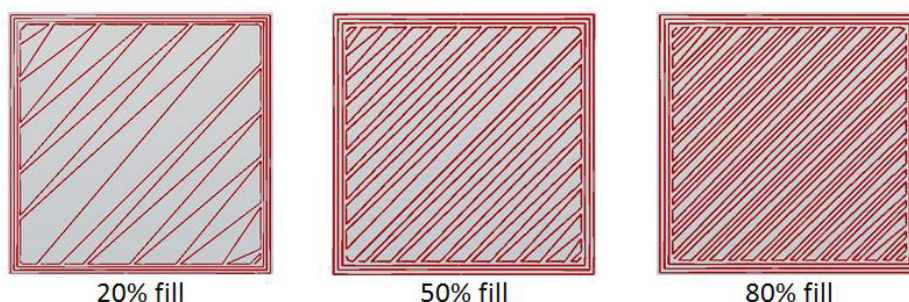


Figure 98 : Exemples de l'application de la fonction « remplissage » sous Axon [122].

4.1.2. Moule externe

Pour construire le moule externe de l'arbre aortique, la surface du moule interne est couplée aux dimensions de l'épaisseur de l'arbre aortique, issues de la littérature. De ce fait, chaque surface interne de chaque partie de l'arbre aortique, est décalée d'une distance égale à l'épaisseur de la paroi aortique. Cette étape de conception est réalisée grâce à la fonction « décalage flou » de Catia. Néanmoins, cette fonction n'est applicable que sur un maillage. Alors, la surface du moule interne est de nouveau maillée pour pouvoir ensuite la décaler. A ce stade, la surface interne fermée du moule externe (SIME) peut être générée. Puis cette fonction est répétée une seconde fois pour créer la surface externe fermée du moule externe (SEME), de telle sorte que la distance entre la SIME et la SEME soit égale à 1 mm. L'épaisseur de 1 mm du moule externe ainsi créé conduit après l'encodage à une impression en FDC avec une résolution de 250 μm qui sont les meilleures conditions de dépôt comme cela a été établi précédemment. Enfin, l'utilisation de la fonction « surface de raccord » permet de joindre la SIME et la SEME pour construire le volume du moule externe (Figure 99).

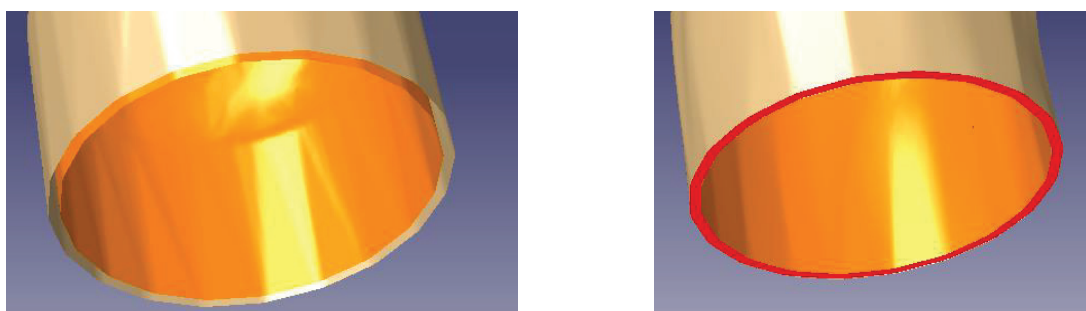


Figure 99 : A gauche : Application de la fonction décalage flou pour construire la surface interne (SIME) et externe (SEME) du moule externe. A droite : Application de la fonction surface de raccord pour créer le volume (rouge) du moule externe. Illustration au niveau de l'aorte ascendante.

Il est important de noter que lors de la génération des deux maillages par la fonction décalage flou, aucune imperfection de maillage n'est créée. Ceci est dû au fait que, dans cette partie, le maillage du moule interne est construit à partir de sa surface fermée, tandis que précédemment, le maillage était réalisé à partir d'un nuage de points.

Une autre fonction de décalage est disponible dans le logiciel CATIA, le « décalage de maillage » qui nécessite aussi de repasser par le remaillage de la surface du moule interne. Cependant, cette fonction peut conduire à des interpénétrations de surfaces au niveau des

angles aigus comme nous pouvons l'illustrer en Figure 100, au niveau de la bifurcation de la lumière aortique avec la lumière de l'artère sous clavière gauche.

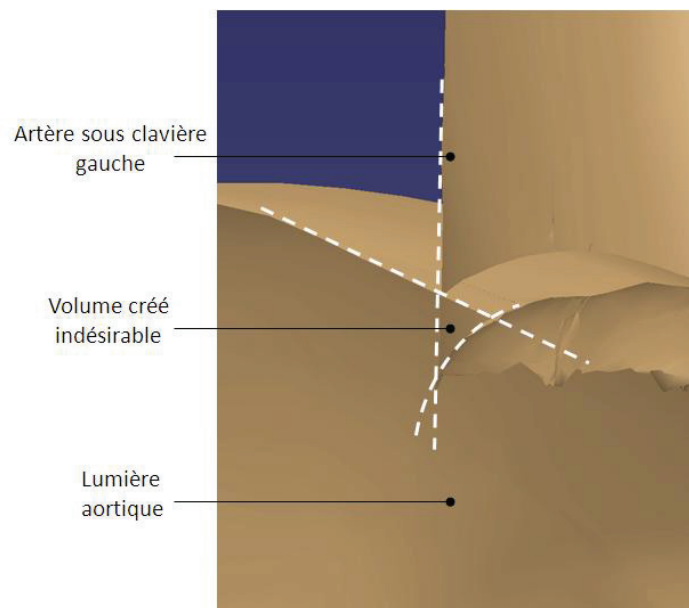


Figure 100 : Interpénétration de surfaces lors de l'application de la fonction « décalage de maillage », pour la construction des surfaces interne et externe du moule externe. Exemple de la surface interne du moule externe.

Ce phénomène d'interpénétration peut entraîner la formation d'un volume supplémentaire à la SIME, et par conséquent, l'espace volumique entre le moule interne et externe (volume du fantôme) peut être réduit voire rempli, ce qui pourrait conduire à la formation de trou sur le fantôme.

A ce stade, les volumes des moules interne et externe sont dimensionnés. Il pourrait donc être envisageable de procéder à l'encodage du fichier sous Axon pour réaliser les impressions. Cependant comme nous l'avons mentionné précédemment, le volume d'impression et la morphologie complexe de l'arbre aortique à reproduire nécessite un découpage de l'arbre en plusieurs parties. Pour cela, l'arbre aortique à reproduire est découpé en 4 parties comme illustré en Figure 101.

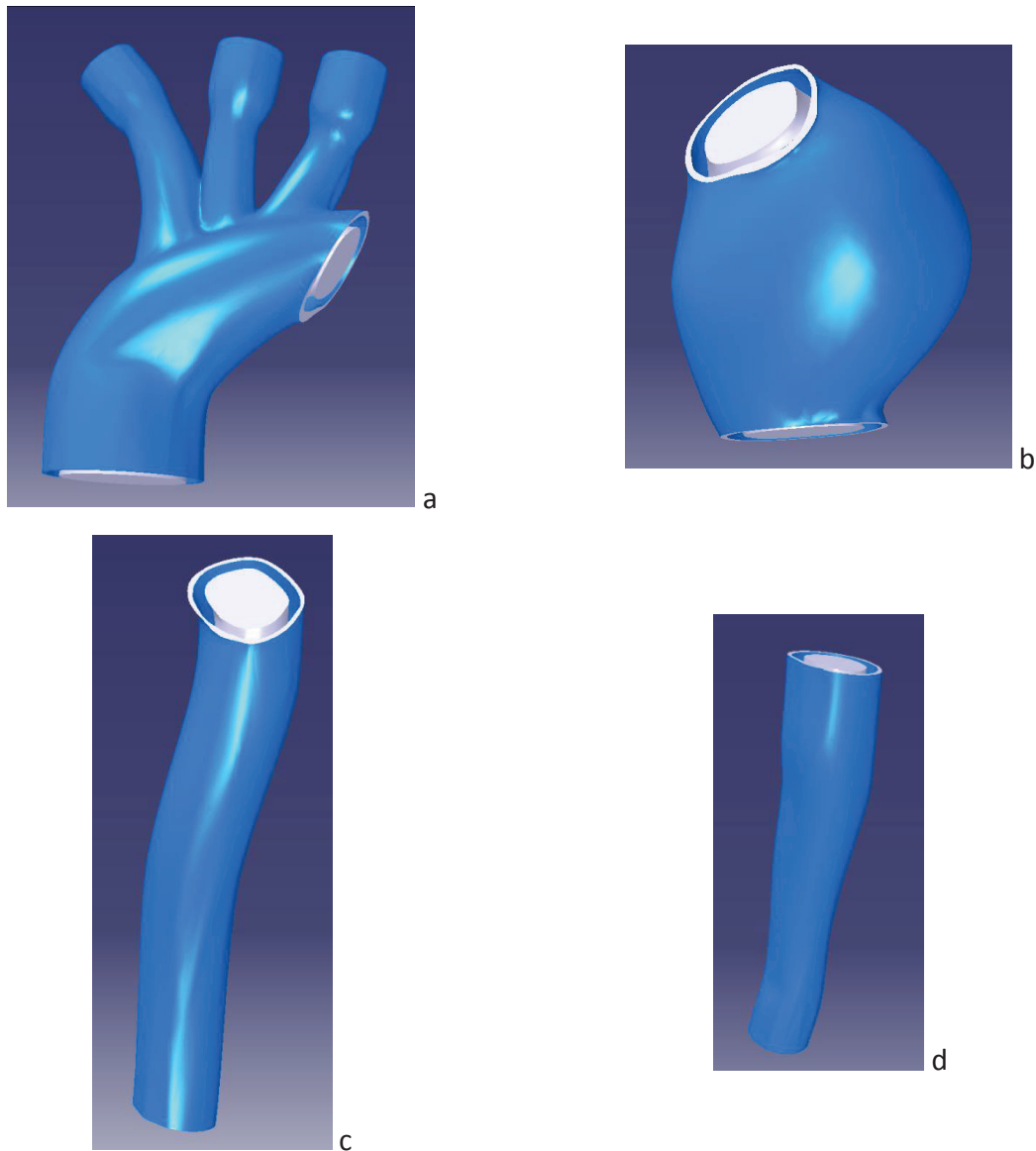


Figure 101 : Découpage de l'arbre aortique à reproduire. Moule interne en gris, Moule externe en bleu. (a) Partie supérieure de l'arbre aortique, (b) anévrisme, (c) aorte descendante, (d) aorte abdominale.

L'étape suivante consiste à retravailler chaque partie de l'aorte pour adapter les moules au procédé d'injection et au type d'impression 1-temps ou 2-temps.

4.2. Conception pour une impression 1-temps : Partie anévrismale

Rappelons que l'impression 1-temps consiste à imprimer dans un même temps les moules interne et externe. Dans ce cas, pour respecter l'espace inter-moules, qui définit le volume du fantôme, un raft est imprimé. De plus, l'impression 1-temps est destinée aux formulations silicone non-chargées. Dans notre cas, la seule partie de l'arbre aortique à reproduire qui ne nécessite pas l'ajout de charge est la partie anévrismale.

Afin que le moule de l'anévrisme soit adaptable au procédé d'injection, il est important de définir, dans un premier temps, des zones d'injection. Deuxièmement, il est primordial de tenir compte du retrait volumique lors de la réticulation du silicone. Pour nos formulations, ce retrait est de l'ordre de 2%, ce qui implique que le volume de silicone injecté dans le moule anévrisimal doit être au minimum de 2% supérieur par rapport à l'espace inter-moules. De ce fait une zone de surplus de matière devra être conçue. Dans le cas contraire, ce retrait pourrait conduire à la formation de trous dans le volume du fantôme.

4.2.1. Zones d'injection

Pour injecter nos formulations de silicone, un compresseur est utilisé. Après dégazage de la formulation par centrifugation, celle-ci doit être injectée dans l'espace inter-moules. Pour cela, le volume du moule externe est retravaillé pour insérer des zones d'injection, lesquelles sont simplement des trous. Néanmoins, le dimensionnement de ces trous doit être discuté. Compte tenu des observations faites lors de l'étude des paramètres d'impression, ces zones d'injection peuvent définir des zones de surplomb, ce qui, lors de l'encodage sous Axon, entraînera l'impression de supports à l'intérieur même de ces zones. L'impression de ces supports n'est évidemment pas envisageable puisque que les zones d'injection seraient bouchées. Par conséquent, le diamètre d'injection doit être suffisamment petit pour ne pas créer de supports et suffisamment grand pour permettre l'injection.

A ce stade, il est important de discuter du nombre de zones d'injection à concevoir ainsi que leurs positions. Après dégazage de la formulation, toutes les manipulations suivantes peuvent conduire à un emprisonnement d'air, qui à terme pourrait altérer les propriétés mécaniques et la qualité du fantôme. Alors, l'injection est logiquement réalisée du bas vers le haut du moule. Cependant, il a été constaté que, pour une même vitesse d'injection, plus la formulation est visqueuse, plus le fantôme comporte des bulles d'air en son volume. Ceci est dû à une injection préférentielle dans la direction longitudinale (axe z) conduisant à un effet fontaine que nous illustrons en Figure 102 et en Figure 103 à travers l'exemple simple du tube.

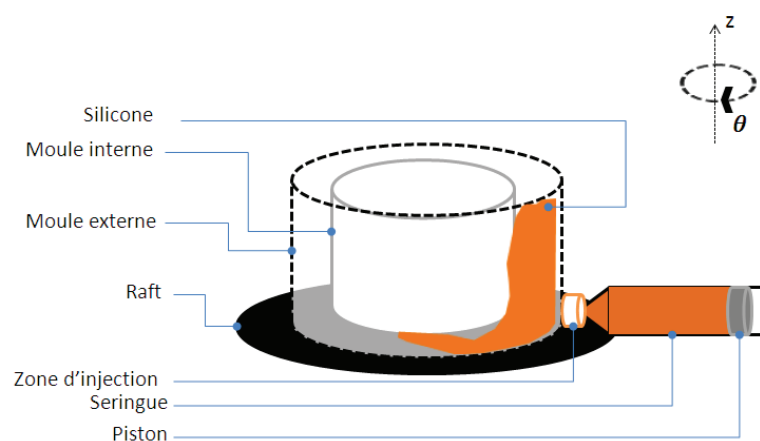


Figure 102 : Ecoulement préférentiel dans le sens longitudinal pour l'injection de formulations visqueuses. Cas du tube.

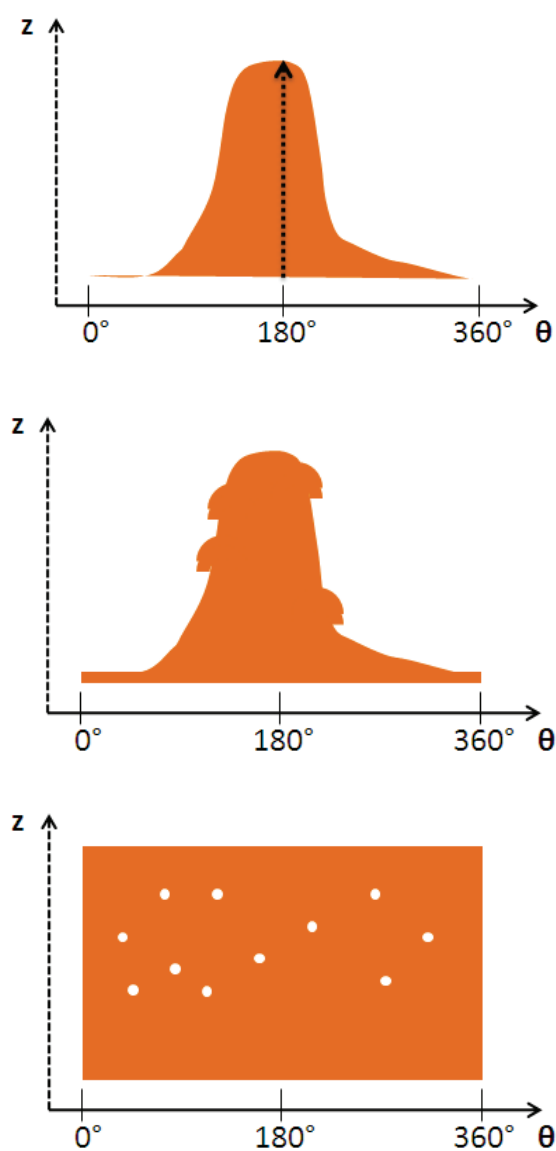


Figure 103 : Description de l'effet fontaine, par schématisation de l'injection de silicone dans l'espace inter-moules. Du haut vers le bas : Profil d'injection au temps initial, intermédiaire et final.

Pour éviter cet effet fontaine, une injection plus lente de la formulation est éventuellement possible. Néanmoins pour des formulations très visqueuses comme le RTV 3040 ou LSR 4370 (viscosité $> 1 \times 10^2$ Pa.s), ce temps d'injection serait de plusieurs heures ce qui n'est pas envisageable car la réticulation du silicone serait trop avancée. Une autre option est possible, en conservant un temps d'injection raisonnable (quelques minutes), par conception de plusieurs zones d'injection (Figure 104). Dans le cas du moule anévrysmale, deux zones d'injection sont suffisantes pour répondre à cette problématique.

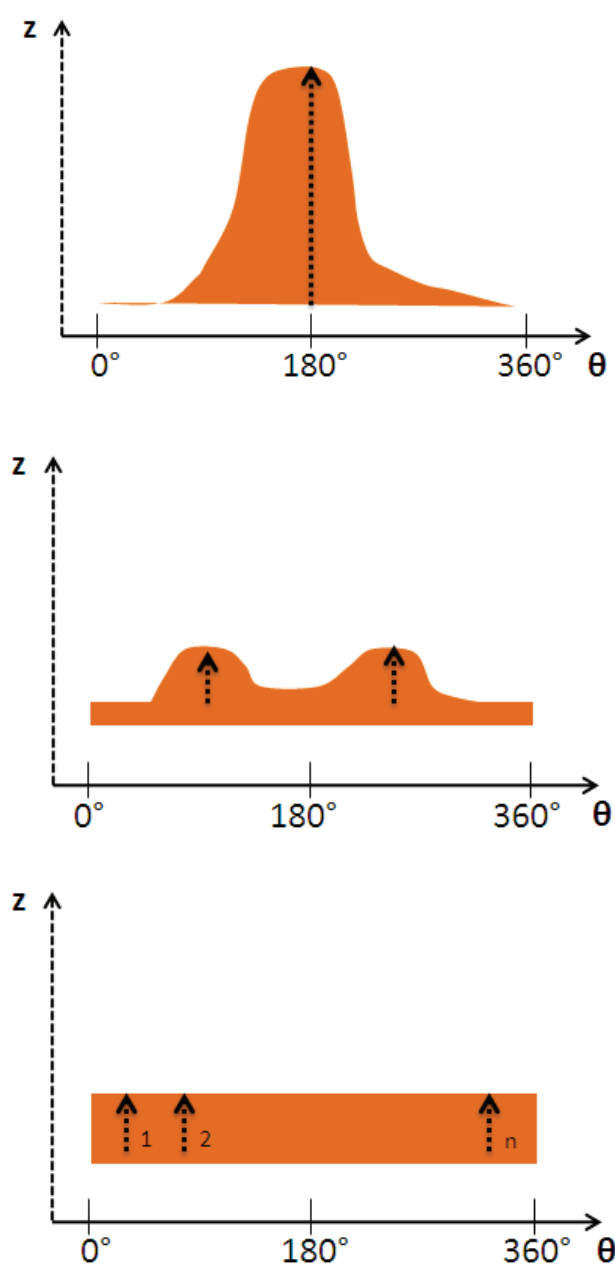


Figure 104 : Effet du nombre de zones d'injection. Du haut vers le bas : Profil d'injection au même instant t pour 1, 2 et n zones d'injection.

4.2.2. Zone de surplus de matière : réservoir

Pour prévoir le retrait volumique de la formulation silicone (ici RTV 3040) lors de sa réticulation, une zone de surplus de matière, appelée réservoir, est construite en haut du moule de la partie anévrismale (Figure 105).

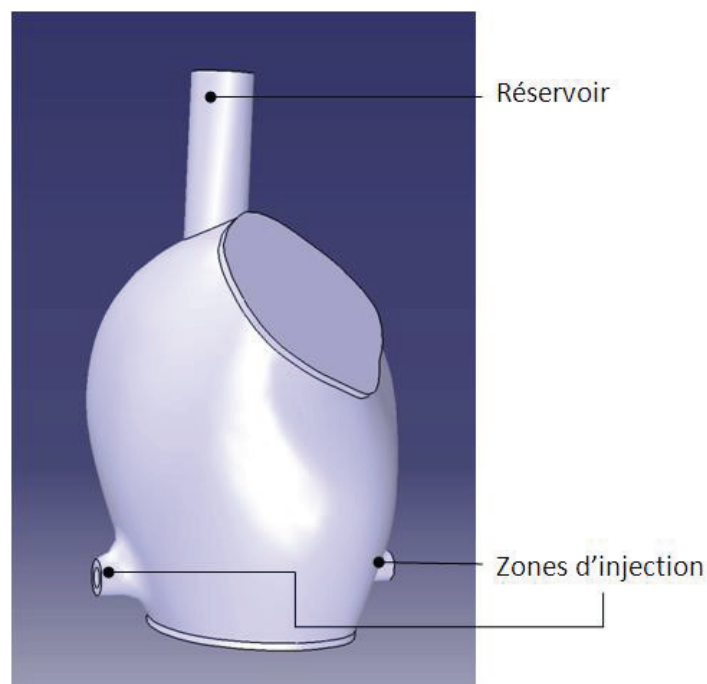


Figure 105 : Capture d'écran CAO du moule de la partie anévrismale de l'aorte à reproduire.

Ce réservoir est simplement un tube qui permettra d'éviter la formation d'un trou lors du retrait volumique. Le volume de ce réservoir correspond à 5% du volume inter-moules.

4.3. Conception pour une impression 2-temps : Parties saines

Pour reproduire le comportement mécanique de la partie saine de l'aorte, l'incorporation d'une charge de type FS est nécessaire. Pour cela, la fabrication additive utilise la technique d'impression 2-temps qui, nous le rappelons, consiste à imprimer dans un premier temps le moule interne, pour permettre l'enrobage du FS autour de la surface de ce moule, puis dans un second temps, le moule externe est imprimé en deux parties. Ensuite, le moule interne enrobé est placé au sein des deux parties du moule externe. De ce fait, deux types de problèmes doivent être anticipés : la position du moule interne au sein du moule externe et la migration éventuelle du feutre de silice lors de l'injection de la formulation de silicone (ici 3040-HC2/75). Dans cette section, les conceptions des volumes des moules interne et externe précédemment construites sont retravaillées.

4.3.1. Connexion des moules interne et externe

Pour respecter l'espace inter-moules après assemblage des moules interne et externe, il est nécessaire de créer des points de fixation. Sans ces points, le moule interne peut se déplacer au sein du moule externe et par conséquent l'espace inter-moules n'est pas maîtrisé et le fantôme obtenu ne sera pas patient-spécifique. Pour illustrer notre démarche, appuyons-nous sur l'exemple de la conception de la partie supérieure de l'arbre aortique qui est la partie la plus complexe à réaliser. Pour assurer la position du moule interne au sein du moule externe, des disques sont créés au bout de chaque artère supra-aortique et au début de la partie ascendante. Néanmoins, ces disques ne garantissent qu'une partie de la position du moule interne. En effet, la forme circulaire des disques permet un certain mouvement de rotation du moule interne. Pour empêcher cette rotation, une connectique de forme rectangulaire est conçue. Un embout rectangulaire mâle et un embout rectangulaire femelle sont alors construits au niveau de la crosse aortique, respectivement, à la surface du moule externe et interne. La nouvelle conception des moules interne et externe comportant les points de fixation est illustrée en Figure 106.

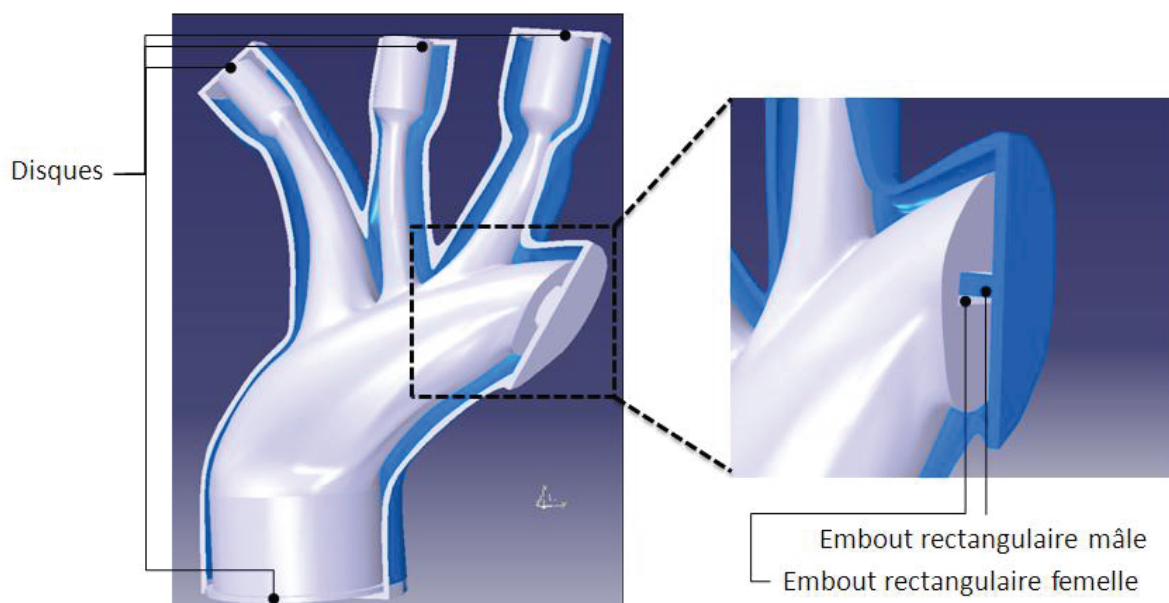


Figure 106 : Capture d'écran de la CAO des moules internes et externes comportant des points de fixation, dans le cas d'une impression 2-temps.

4.3.2. Découpage du moule externe

La seconde étape de notre démarche est de découper le moule externe en deux parties. Pour ce faire, le moule externe est découpé selon un plan de coupe adapté qui permettra un assemblage, aussi simple que possible, avec le moule interne. Pour définir ce meilleur plan de coupe, une approche par tâtonnement est utilisée. Dans le cas de la partie supérieure de l'arbre aortique, le plan de coupe est illustré en Figure 107.

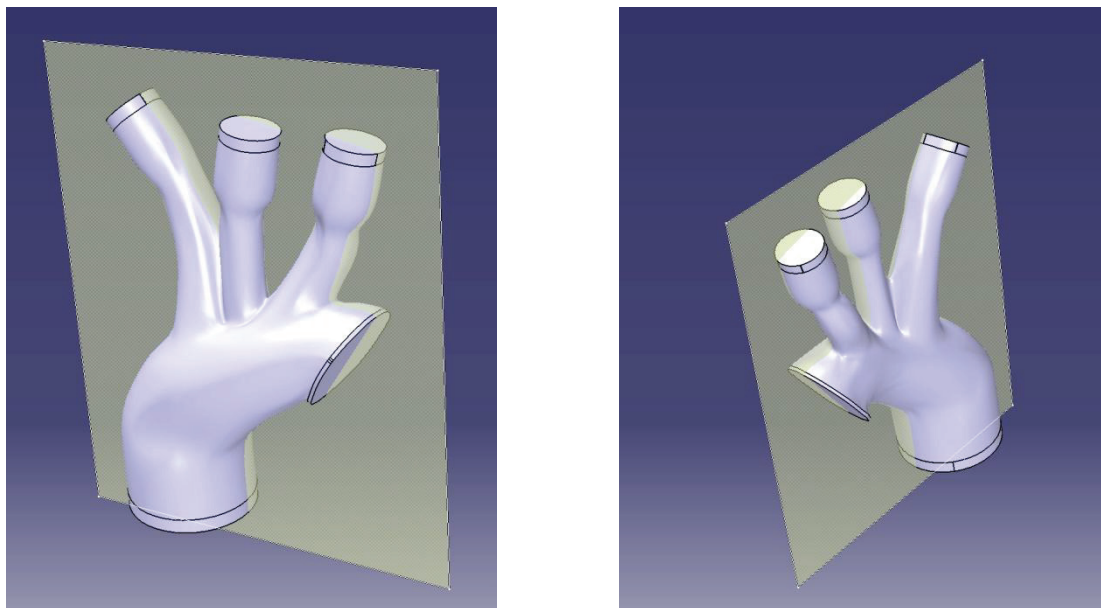


Figure 107 : Plan de coupe du moule externe pour une impression 2-temps. Exemple de la partie supérieure de l'arbre aortique.

4.3.3. Zones d'injection et réservoirs

L'incorporation du feutre de silice au sein de l'espace inter-moules, par son enroulement autour du moule interne, nécessite de revoir la position des zones d'injection et de surplus de matière. Comme nous l'avons mentionné précédemment, si les zones d'injection sont placées au même endroit que pour une impression 1-temps, le FS peut être déplacé lors de l'injection de la formulation de silicone, conduisant à un comportement mécanique hétérogène le long du fantôme. Pour permettre de clarifier ce phénomène, nous reprenons l'exemple du tube.

Dans le cas où les zones d'injection seraient inchangées, une concentration du FS est expérimentalement constatée vers le haut du tube dû à son entrainement par le silicone (Figure 108).

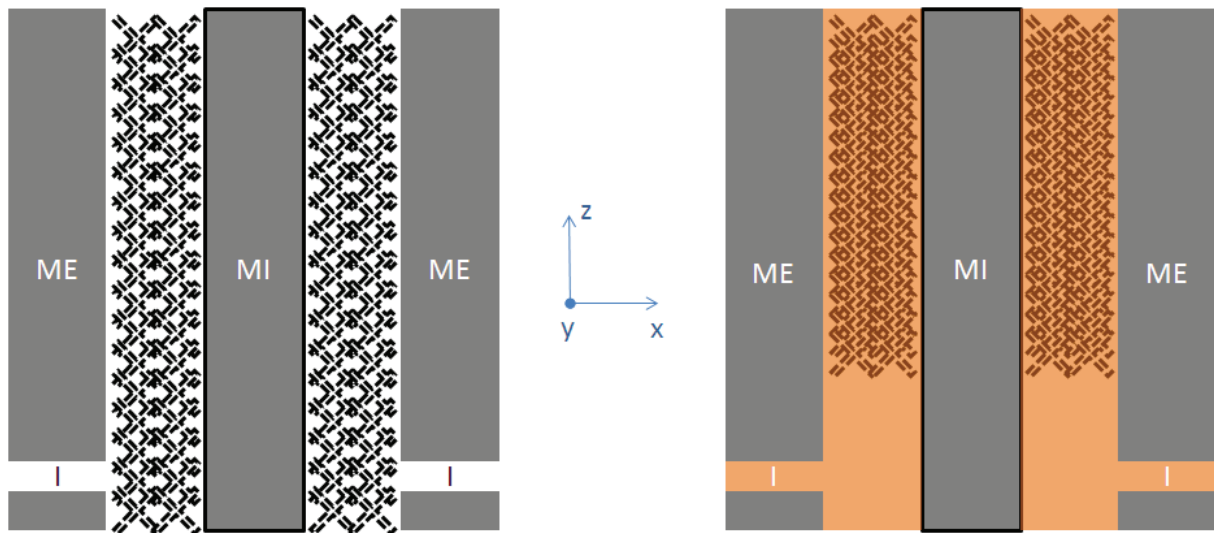


Figure 108 : Injection du silicone par le bas du moule dans le cas d'une impression 2-temps : Déplacement du FS. A gauche : Schéma du système avant injection. A droite : Schéma du système après injection. ME : moule externe, MI : moule interne, I : zone d'injection, S : zone de surplus, croix pointillées : FS.

Pour résoudre ce problème, l'injection est réalisée en plusieurs points répartis sur la longueur du moule du côté opposé à celui où se trouve la jonction des lèvres du FS (Figure 109).

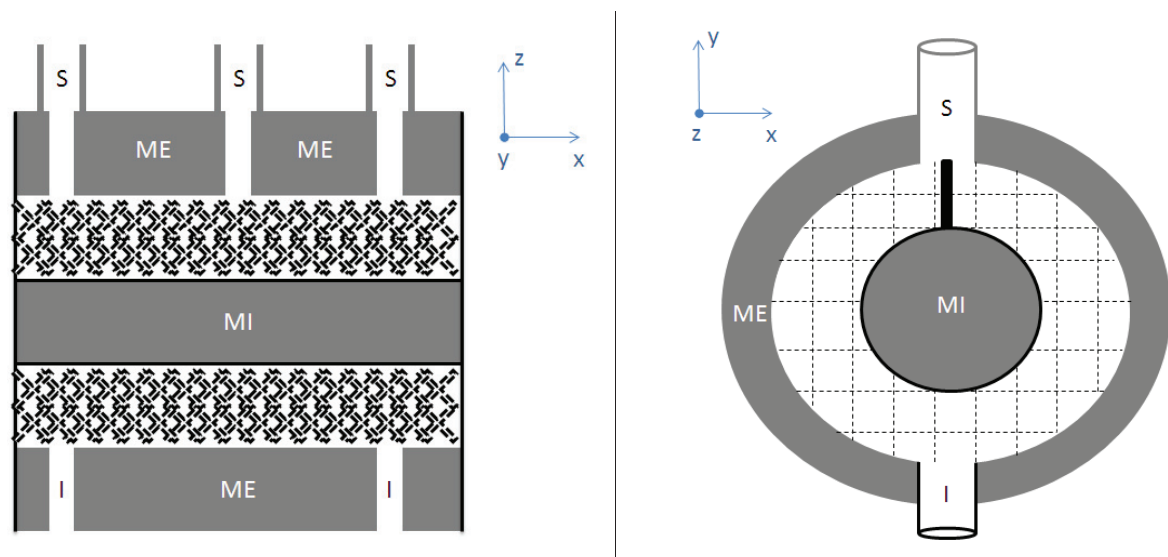


Figure 109 : Multiples zones d'injection dans le sens longitudinal du moule dans le cas d'une impression 2-temps : Maintien du FS. ME : moule externe, MI : moule interne, I : zone d'injection, S : zone de surplus, lignes pointillées : FS, rectangle noir : zone de jonction des lèvres du FS.

Ici, plusieurs zones de surplus sont construites pour faciliter le dégazage de la formulation. A ce stade, les positions des zones d'injection et de surplus de matière, par rapport à la zone de jonction du FS, peuvent être discutées. En effet, dans cette configuration, l'écoulement du silicone va se produire de part et d'autre du tube pour donner lieu à une ligne de soudure, là où les flux se rencontrent, sur la génératrice opposée à celle où se trouvent les

points d'injection. Or, cette ligne de soudure peut être le lieu de faiblesses mécaniques (emprisonnement de bulles d'air, mauvaise interdiffusion des molécules, ...). Il peut donc sembler judicieux d'éviter de la faire coïncider avec la jonction des bords du FS comme c'est le cas ici ; cette jonction pouvant, elle aussi, présenter une faiblesse mécanique. Néanmoins, le fait de faire coïncider la ligne de soudure et la jointure des lèvres du FS permet d'éviter le déplacement de celui-ci lors de l'injection et de maintenir cette jointure fermée.

L'ensemble des remarques ont permis de concevoir les deux parties du moule externe pour chaque partie de l'arbre aortique à reproduire, à l'exception de l'anévrisme. Seules les deux parties du moule externe de la partie supérieure de l'aorte sont illustrées en Figure 110.

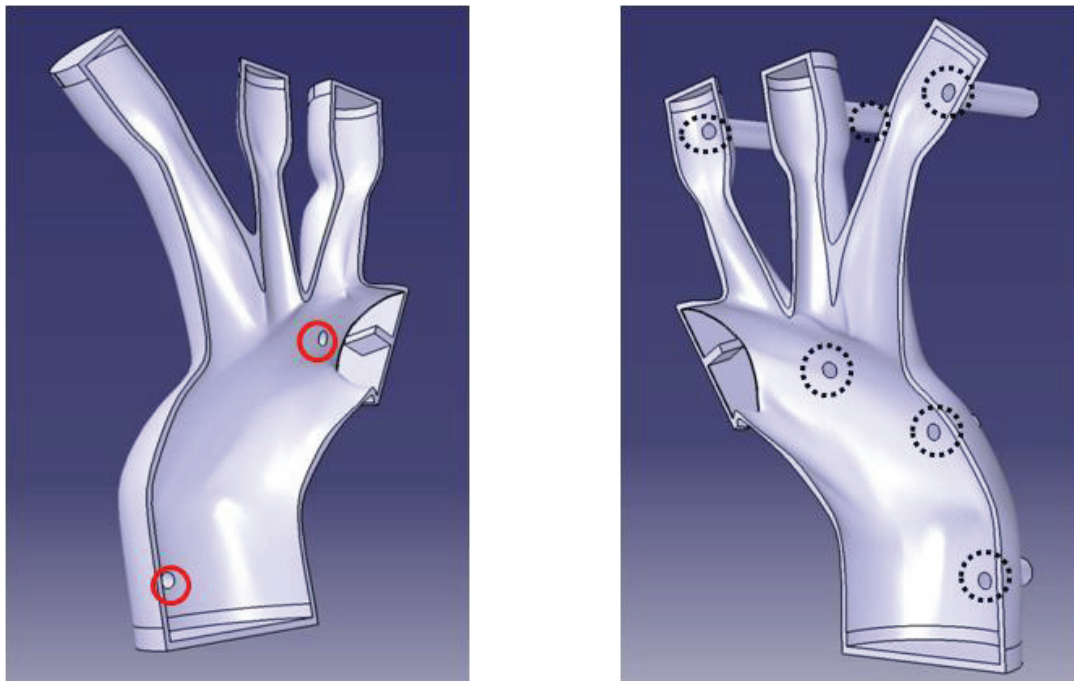


Figure 110 : Capture CAO des deux parties du moule externe de la partie supérieure de l'aorte. A gauche : Partie du moule externe avec zones d'injection (ronds rouges) ; A droite : Partie du moule externe avec réservoirs (ronds pointillés noirs).

A ce stade, il est important d'anticiper la position d'impression des parties du moule externe qui, à terme, devront être assemblées. Pour garantir l'étanchéité du moule lors de l'injection du silicone, les deux parties du moule externe sont imprimées de telle sorte que le plan de coupe définisse le plateau d'impression. Ainsi, la planéité du moule selon ce plan est garantie et leur assemblage est plus facile. Néanmoins cette position oblige d'imprimer de nombreux supports. Heureusement, ceux-ci sont facilement accessibles pour être retirés lors du post-traitement.

5. Résultats

5.1. Partie anévrismale du fantôme

La Figure 111 montre le moule de la partie anévrismale réalisé en PLA naturel. Puis, l'injection du grade RTV 3040 est effectuée à l'aide du compresseur. Enfin après élimination par voie thermique et chimique, le fantôme en silicone de l'anévrisme est récupéré (Figure 112).

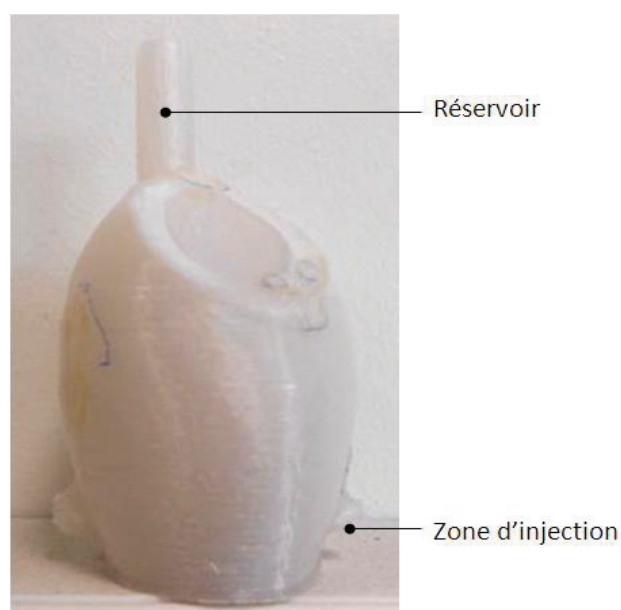


Figure 111 : Moule en PLA naturel de la partie anévrismale de l'aorte à reproduire.

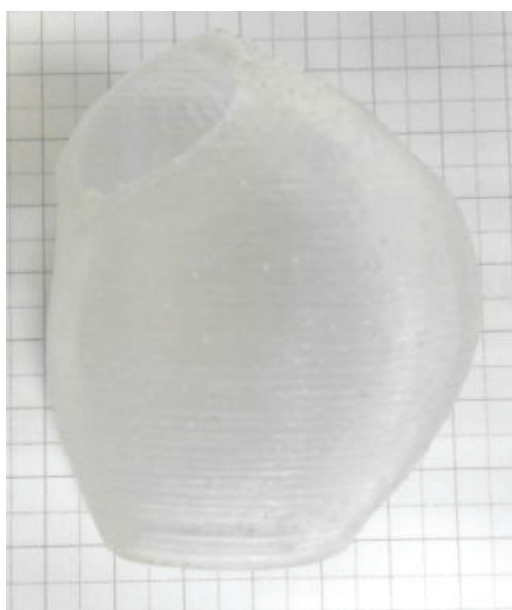


Figure 112 : Fantôme de la partie anévrismale en silicone RTV 3040.

5.2. Parties saines du fantôme

La Figure 113 montre les moules externe et interne de la partie abdominale de l'aorte à reproduire. Les moules des autres parties saines sont disponibles en Annexe 3 (Figure 119). Après impression, un post traitement manuel des deux parties du moule externe permet de supprimer les supports d'impression, puis le moule interne est entouré de FS comme illustré en Figure 114. Enfin, après injection et réticulation de la formulation 3040-HC2/75-FS01, les moules sont éliminés par voie thermique et chimique pour obtenir les fantômes des parties saines, illustrés en Figure 115.



Figure 113 : Moules externe et interne en PLA, de la partie abdominale. De gauche à droite : 1^{ère} partie du moule externe avec zone d'injection, moule interne, 2^{nde} partie du moule externe avec zones de surplus.

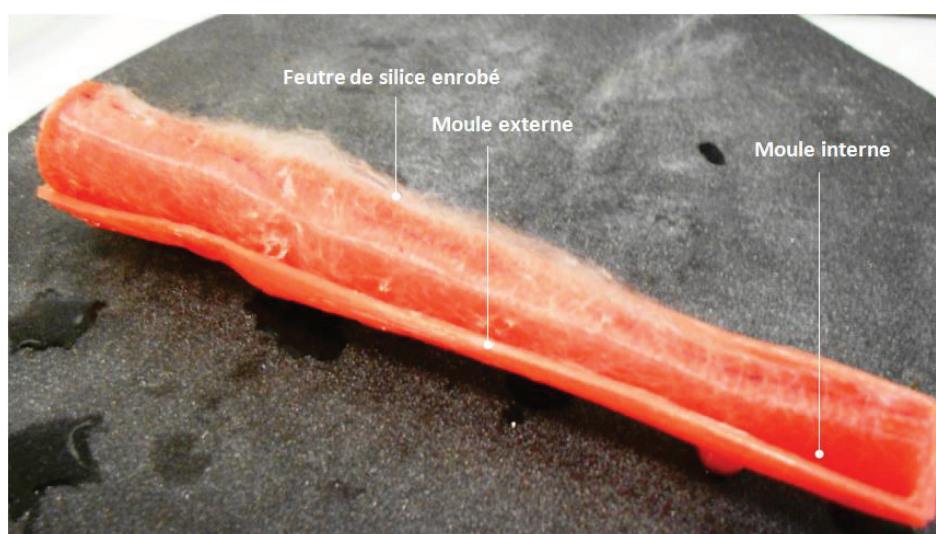


Figure 114 : Dépôt du FS autour du moule interne. Cas de l'aorte abdominale.

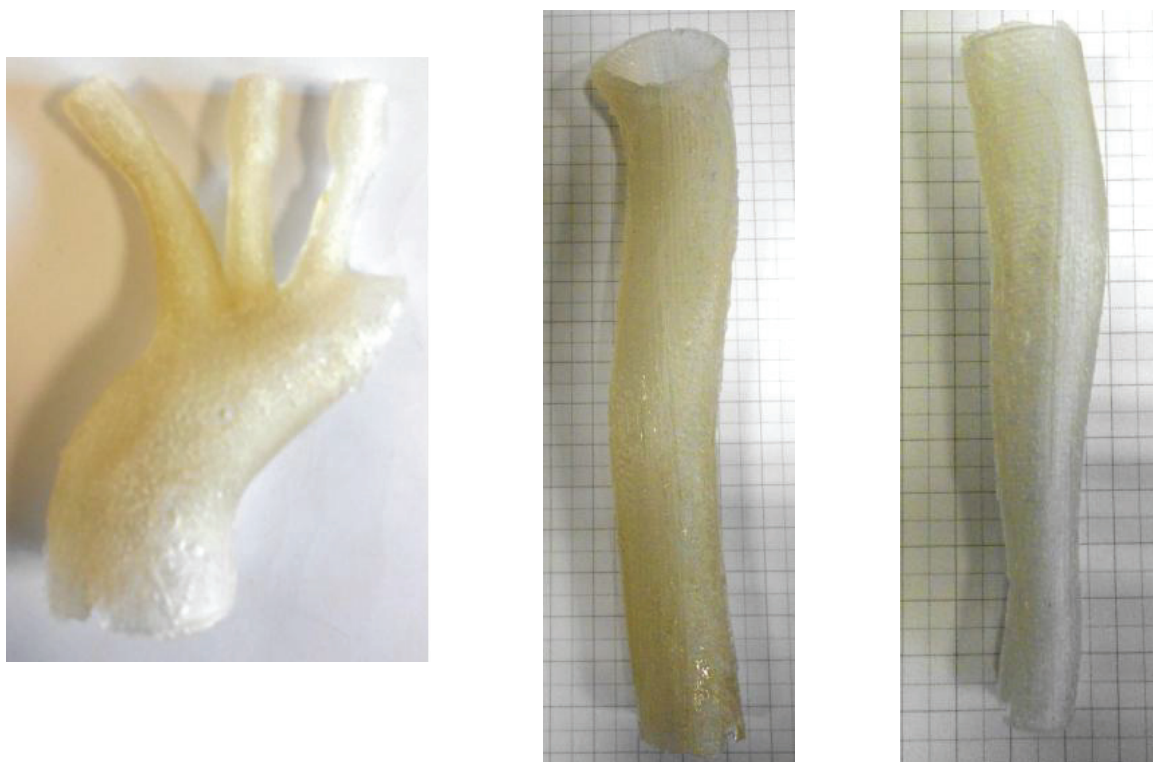


Figure 115 : Fantômes des parties saines. De gauche à droite : Partie supérieure de l’aorte (ascendante + crosse), aorte descendante, aorte abdominale.

5.3. Assemblage

Comme mentionné précédemment, les différentes parties de l’arbre aortique en silicone sont ensuite reliées entre elles par collage. Cette technique utilise un grade de silicone particulier, le RTV 141, qui présente une forte capacité d’adhésion sur les surfaces silicone. Pour assurer un collage idéal, nous associons ce grade au gel HC2/2011. En effet, ce gel permettra une interpénétration de ses chaînes polymères entre les différentes parties du fantôme contenant ce même gel. La maîtrise de la proportion en gel HC2 au sein de ce mélange 141-HC2 permet d’approcher les propriétés mécaniques locales du fantôme, en fonction des zones à coller.



Figure 116 : Fantôme d’aorte.

6. Discussion

Dans le cadre d’un entraînement préopératoire au traitement endovasculaire, le temps de conception et de réalisation du fantôme d’aorte patient-spécifique, par fabrication additive, doit être suffisamment court pour ne pas mettre en danger le pronostic vital du patient. Néanmoins, bien avant cela, il est crucial de réaliser de nombreux tests préliminaires pour connaître les possibilités et les limites de la fabrication additive de ces fantômes par I3D. La définition des paramètres optimaux d’impression (épaisseur, résolution et température) est une étape clé pour obtenir des fantômes de qualité. De plus, ces paramètres sont

spécifiques à chaque imprimante 3D. Ceux-ci seraient donc à redéfinir si une autre imprimante 3D à dépôt de fil devait être utilisée. Il en est de même pour l'utilisation d'un autre matériau d'impression. Dans l'étude présentée, la fabrication additive du fantôme aortique anévrysmal, utilise l'I3D par voie indirecte et fait appel à 3 étapes fondamentales : la CAO, l'impression et la réalisation du fantôme. Premièrement, la CAO des fichiers STL des moules est réalisée manuellement, ce qui représente un temps de travail d'environ 5h. Bien évidemment, ce temps peut être réduit ou augmenté selon la complexité de la morphologie de l'arbre aortique à reproduire. En perspective, celui-ci pourrait être largement réduit, si une méthode de CAO automatique pouvait être développée. Deuxièmement, l'impression 3D des moules est l'étape limitante du processus de fabrication additive. Ici, le temps total d'impression est de plus de 20h. Enfin, l'étape de réalisation du fantôme d'aorte, qui réunit le post-traitement, l'injection et l'élimination des moules, ne nécessite qu'un temps de travail d'environ 2h. Compte tenu de l'ensemble de ces observations, l'utilisation d'une I3D par voie directe ou indirecte peut être discutée. En effet, le temps d'impression constitue 75% du temps nécessaire pour passer du fichier STL natif (issu de la segmentation d'une image médicale) au fantôme. Or cette étape est obligatoire en I3D, que ce soit par voie directe ou indirecte. Donc, à première vue, le passage à la voie directe ne semble pas conduire à un gain de temps très important. De plus, il faut répéter que, par cette voie directe, le panel de matériaux disponibles est beaucoup plus restreint à l'heure actuelle, ce qui rendrait très difficile l'obtention de fantômes méca-fidèles. Néanmoins, il faut reconnaître que la voie directe permettrait de réaliser des fantômes de complexités morphologiques accrues.

Un autre point important de la conception des fichiers STL doit être mis en avant : l'épaisseur du fantôme. En effet, la segmentation de la lumière de l'arbre aortique par tomodensimétrie n'a évidemment pas permis d'avoir accès à cette information qui s'avère cruciale dans la notion patient-spécifique, aussi bien sur le plan morphologique que mécanique. Dans cette étude, ce problème a été contourné en utilisant des épaisseurs typiques de la paroi aortique, fonction de la zone considérée, issues de la littérature. A terme, il serait alors important de coupler plusieurs types d'acquisition d'images, comme par exemple, combiner la segmentation 3D de l'arbre aortique par tomodensimétrie et des informations de l'épaisseur de la paroi aortique obtenues par une séquence IRM. De ce fait,

le fichier STL natif pourrait contenir l'ensemble des informations morphologiques pour réaliser un fantôme d'aorte patient-spécifique.

7. Conclusion

Ce chapitre a eu pour but de présenter et étudier les différentes étapes de la CFAO en vue de la production de fantômes d'aorte patient-spécifiques. Pour cela l'alliance des données mécaniques et morphologiques ont permis de définir un arbre aortique avec anévrisme, à reproduire via l'I3D par voie indirecte. L'imprimante 3D à dépôt de fil que nous avons utilisée a été décrite ainsi que le matériau d'impression : le PLA. La caractérisation des états physiques de ce matériau thermoplastique semi-cristallin, par analyse thermique, a permis de définir un processus de fabrication des moules, utilisés pour l'injection des formulations de silicone, et de leur élimination afin de récupérer les fantômes. A ce stade, deux types d'impression pouvant conduire à des fantômes d'aorte ont dû être définis : l'impression 1-temps et 2-temps. L'impression 1-temps consiste à réaliser les moules interne et externe du fantôme dans un même temps, ce qui permet d'injecter au sein de l'espace inter-moules uniquement des formulations silicone non-chargées. L'impression 2-temps est, quant à elle, utilisée pour fabriquer des moules destinés à des formulations chargées FS (feutre de silice). Elle est réalisée par impression du moule interne puis du moule externe en deux parties distinctes mais complémentaires. Il est évident que l'impression 2-temps peut aussi être utilisée pour des formulations non-chargées. Néanmoins, cette technique nécessite un post-traitement supplémentaire des deux parties du moule externe et la quantité de PLA nécessaire à l'impression est plus importante que pour une impression 1-temps. Pour produire des moules de haute qualité, une étude préliminaire a eu pour objectif de définir, à travers l'impression de formes simples, les conditions optimales d'impression au regard de l'épaisseur et de la résolution de couche ainsi que de la température de dépôt du PLA. Il a notamment été démontré que pour l'Extru 3D utilisée dans cette étude, des pièces de qualité pouvaient être obtenues pour des impressions en filament double collé à une résolution de couche de 250 μm et pour une température de dépôt de 175°C. Puis, les différents concepts de position d'impression conduisant à l'impression, ou non, de supports d'impression ont été abordés. Cependant, le dépôt des multiples couches de PLA conduit inévitablement à des rugosités de surface. L'étude a pu démontrer que cette rugosité ne pouvait pas être évitée à l'aide de l'ajustement des conditions d'impression. Il faudrait

recourir à un post-traitement (comme par exemple, l'écoulement d'un solvant au sein du moule) pour réduire cette rugosité. Les résultats de l'étude préliminaire ont permis d'anticiper la méthode de conception et le dimensionnement des moules sous le logiciel de CAO Catia, pour obtenir le fantôme aortique, à partir des différents type d'impression 1-temps ou 2-temps. Différentes solutions ont dû être trouvées pour adapter les moules au procédé d'injection. En particulier, des zones d'injection et de surplus de matière ont dû être créées à la surface du moule externe, afin d'injecter les formulations et éviter l'emprisonnement de bulles d'air tout en anticipant le retrait volumique du silicone lors de sa réticulation. De plus, le volume d'impression de l'Extru 3D ainsi que la complexité morphologique de l'arbre aortique à reproduire a conduit à un découpage de l'aorte en 4 parties. Ainsi les moules des parties saines (aorte supérieure, descendante et abdominale) ont été conçues pour une impression 2-temps, tandis que la partie anévrysmale, ne comportant pas de FS, a été conçue pour une impression 1-temps. Après réalisation des différentes parties de l'arbre aortique pour obtenir le fantôme patient-spécifique, celles-ci ont été rassemblées entre elles par collage à l'aide de formulations silicone adaptées pour que leur comportement mécanique soit compatible avec celui recherché.

Conclusion générale

Conclusion générale

L'élaboration de fantômes aortiques patient-spécifiques permet de réaliser des avancées dans différents domaines tels que : l'entraînement préopératoire au traitement endovasculaire, les études hémodynamiques de systèmes vasculaires ou la validation des algorithmes de reconstruction par imagerie médicale. Pour que ces fantômes soient « patient-spécifiques », ils doivent pouvoir reproduire au plus près le comportement mécanique et la morphologie de l'arbre aortique. Actuellement, les différents fantômes d'aorte développés ne représentent qu'une partie de l'arbre aortique. De plus, la représentation de son comportement mécanique est souvent négligée ou insuffisante.

L'ensemble des éléments de microstructure de la paroi aortique (élastine, collagène, matrice extracellulaire, muscles lisses,...) lui confère un comportement mécanique hyper-viscoélastique avec un durcissement de la contrainte aux grandes déformations. Ce comportement mécanique peut varier le long de l'arbre aortique, de l'aorte ascendante à l'aorte abdominale, ainsi qu'en fonction de l'âge du patient. Cependant, la nature de ce comportement reste inchangée. Dans le cas où l'aorte présente une pathologie telle que l'anévrisme, le comportement mécanique est plus rigide que pour les parties saines. Ces deux comportements peuvent être modélisés par un modèle de Maxwell solide généralisé dont la partie hyperélastique est décrite par un modèle de Yeoh. Bien souvent, l'équation constitutive de ce modèle est simplifiée par linéarisation, pour permettre de décrire plus facilement ce comportement mécanique à l'aide d'un unique paramètre (module d'Young, complaisance ou distensibilité). La production de fantômes aortiques à partir de ce paramètre peut, dans le cadre d'un entraînement préopératoire, conduire le chirurgien vers le choix d'une technique thérapeutique non adaptée ou fausser la mémoire du geste chirurgical.

Dans la littérature, le comportement mécanique de l'aorte anévrismale a été de nombreuses fois étudié contrairement à celui de l'aorte saine. L'arbre aortique étant, le cas échéant, constitué de parties saines et pathologiques, nous avons, dans un premier temps, dû identifier les paramètres hyper-viscoélastiques de l'aorte saine. Pour ce faire, des essais en traction uniaxiale et en cisaillement dynamique ont été réalisés *ex vivo* sur des échantillons d'aorte abdominale de défunts âgés de 12 à 69 ans et d'indices de masse corporelle

variables, obtenus auprès de l'institut médico-légal de Lyon. Les résultats ont permis de valider l'utilisation du modèle de Maxwell solide généralisé dont la partie hyperélastique est décrite par un modèle de Yeoh d'ordre 3.

La connaissance des comportements mécaniques de l'aorte saine et anévrismale ont permis de guider la sélection et la formulation de matériaux élastomères capables d'imiter ces comportements. En particulier, les silicones des gammes Bluesil® et Silbione® (Bluestar Silicone) nous ont permis d'approcher ces deux types de comportements. Pour la partie saine, des formulations faites à partir du grade RTV 3040 et d'un gel HC2/2011 ont permis de reproduire son comportement viscoélastique, grâce aux formulations 3040-HC2/75 et 3040-HC2/90, dont les proportions massiques en gel sont respectivement de 75% et 90%. De plus, différentes lois de mélange (Voigt, Reuss et Takayanagi) ont été comparées aux paramètres mécaniques obtenus pour ces formulations. Il en résulte que la partie hyperélastique répond à un modèle de Takayanagi série-parallèle et que la partie visqueuse répond à un modèle de Voigt. Cette démarche permet à terme de définir la composition du mélange exact, capable de reproduire le comportement mécanique de l'aorte saine à partir de ses paramètres. Puis, l'ajout de feutre de silice au sein de ces formulations 3040-HC2 a permis d'obtenir des résultats encourageants en vue de la reproduction du comportement hyper-viscoélastique de l'aorte saine. Un autre type de formulation, à base de RTV 3040 et RTV 4619, a été étudié dans le but de reproduire le comportement mécanique d'un anévrisme à différents stades de son évolution. La partie hyperélastique de ces formulations 3040-4619 répond à un modèle de Reuss, tandis que la partie visqueuse n'a pas pu être décrite par l'une de ces lois, à cause de la similarité des viscosités des silicones purs et de la limite de sensibilité de nos mesures. Pour la partie anévrismale, les comportements mécaniques un peu trop souples des élastomères étudiés dans ces travaux n'ont pas permis d'atteindre pleinement le comportement visé.

A partir de l'ensemble des résultats obtenus sur les formulations silicone, nous avons testé la possibilité d'identifier les paramètres hyper-viscoélastiques du modèle à partir de mesures *in vivo*, utilisant les outils cliniques. Nous avons donc développé une méthode d'identification basée sur l'imagerie médicale par ultrason : le test d'inflation-extension. Trois tubes ont été fabriqués à partir des formulations silicone précédemment étudiées, dont les paramètres mécaniques du modèle de Maxwell solide généralisé ont été comparés

aux paramètres de référence obtenus par les essais standards (traction uniaxiale et compression dynamique). Les résultats montrent que le comportement hyper-viscoélastique est convenablement identifié si plusieurs précautions de mesure sont prises en compte. La plus importante de ces précautions est la synchronisation en temps des mesures de pression et de déformation. En l'absence de cette synchronisation, les paramètres hyper-viscoélastiques obtenus peuvent être faussés.

Par la suite, nos travaux ont eu pour but de réaliser un fantôme d'aorte présentant un anévrisme fusiforme non-thrombosé dans la région thoracique. L'ensemble des données morphologiques (diamètre intraluminal et épaisseur de la paroi), issues de la littérature, a été utilisé pour produire ce fantôme par fabrication additive utilisant une technique d'impression 3D. Nos formulations silicones ne pouvant être mises en œuvre directement par cette technique, des moules interne et externe ont été produits afin de permettre leur injection. Ce processus a été appelé impression 3D par voie indirecte. Pour récupérer le fantôme après injection, ces moules doivent être éliminés le plus facilement possible. Ainsi, nous avons choisi d'utiliser une imprimante 3D à dépôt de fil, l'Extru 3D, pour imprimer ces moules à l'aide d'un matériau thermoplastique : l'acide polylactique. Les propriétés thermiques de ce polymère nous ont permis de l'éliminer sans dégrader les propriétés mécaniques de nos silicones.

Premièrement, des outils de conception assistée par ordinateur ont été utilisés pour définir les conditions optimales de dépôt, nous permettant d'obtenir des moules en accord avec les fichiers de conception. Deuxièmement, les caractéristiques intrinsèques de l'Extru 3D, ainsi que la morphologie complexe de l'aorte à reproduire, nous ont amenés à découper en plusieurs parties l'arbre aortique. Cette opération est avantageuse puisqu'elle nous permet de réaliser facilement des fantômes aortiques aux propriétés mécaniques hétérogènes. Puis, les fichiers de conception des moules ont été optimisés sous le logiciel Catia pour permettre l'injection des formulations silicone chargées ou non chargées en feutre de silice. Finalement, afin d'obtenir le fantôme aortique patient-spécifique, les différentes parties sont assemblées entre-elles par collage en prenant garde de ne pas introduire des défauts de comportement mécanique au niveau des joints.

En perspective, plusieurs étapes de notre processus de fabrication de fantômes d'aorte patient-spécifiques pourraient être améliorées.

Il serait intéressant d'affiner la méthodologie d'identification des paramètres mécaniques par mesures *in vivo*, en particulier sur l'échantillonnage des mesures de pression et de déformation. Plus spécifiquement, l'utilisation de systèmes d'acquisition ultrasonores ultra-rapides peut être envisagée. Par ailleurs, cette méthode pourrait être testée sur un plus grand nombre de formulations silicone chargées ou non chargées en feutre de silice, ce qui permettrait de définir plus précisément ses limites.

Le développement des formulations silicone chargées en feutre de silice devrait être poursuivi pour approcher de plus près le comportement mécanique de l'aorte saine. Dans le cas de l'aorte anévrismale, d'autres grades silicone que ceux que nous avons étudiés dans nos travaux, pourraient être utilisés.

Le temps de fabrication devrait être lui aussi optimisé afin de produire des fantômes dans des situations d'urgence. La conception des moules, qui est l'étape limitante du processus, pourrait être améliorée pour réduire le temps de fabrication des fantômes.

Enfin, l'ensemble de ces développements permettrait de réaliser une expérience réelle, où nous pourrions fabriquer un fantôme d'aorte à partir de données acquises sur un patient spécifique.

Annexes

Annexe 1 : Réponse du comité d'éthique du CHU (Centre Hospitalier Universitaire) de Lyon**Comité d'Ethique
du CHU de Lyon**

Président :
Jean-François Guérin

Groupement Hospitalier Est
Hôpital Femme Mère Enfant
Service de médecine de la reproduction
59 boulevard Pinel
69677 Bron

Tél : 04 72 12 95 75
Mail : hcl.comite-ethique@chu-lyon.fr

Bureau
Nathalie Brousse
François Chapuis
Fabienne Dolret
Nicolas Kopp



Hôpitaux de Lyon

Lyon le 25/07/2014

Monsieur le Dr Laurent Fanton
Service de médecine légale
Hopital Edouard Herriot
69003. Lyon

Monsieur et cher confrère,

Vous avez soumis pour avis au Comité d'Ethique, les protocoles intitulés « **Projet cardio** » et « **Analyse des paramètres hémodynamiques dans la pathologie athéromateuse** » :

Le Comité d'Ethique a examiné vos projets dans sa séance du 26 juin 2014, et a donné **un avis favorable** pour leur réalisation, dans la mesure où les prélèvements concernés peuvent être considérés comme des « déchets biologiques », ce qui ne soulève pas de problème éthique

En vous remerciant d'avoir sollicité le Comité d'Ethique, je vous prie de croire, Monsieur et cher confrère, à l'assurance de mes sentiments les meilleurs.

Professeur J.F. GUERIN
Président du Comité d'éthique

Hospices Civils de Lyon
www.chu-lyon.fr

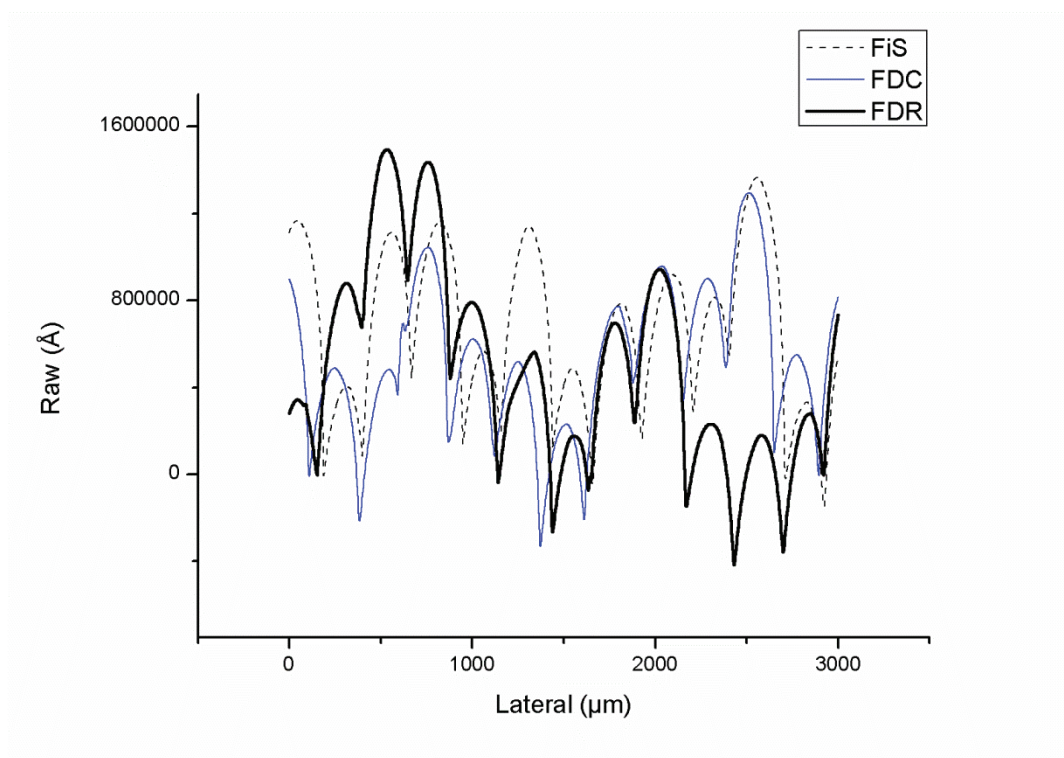
Annexe 2 : Mesures de rugosité sur les moules en PLA

Figure 117 : Effet de la technique de dépôt sur la rugosité de surface. FS : filament simple, FDC : filament double collé, FDR : filament double rempli. Résolution de couche : 250 μm ; Température : 195°C.

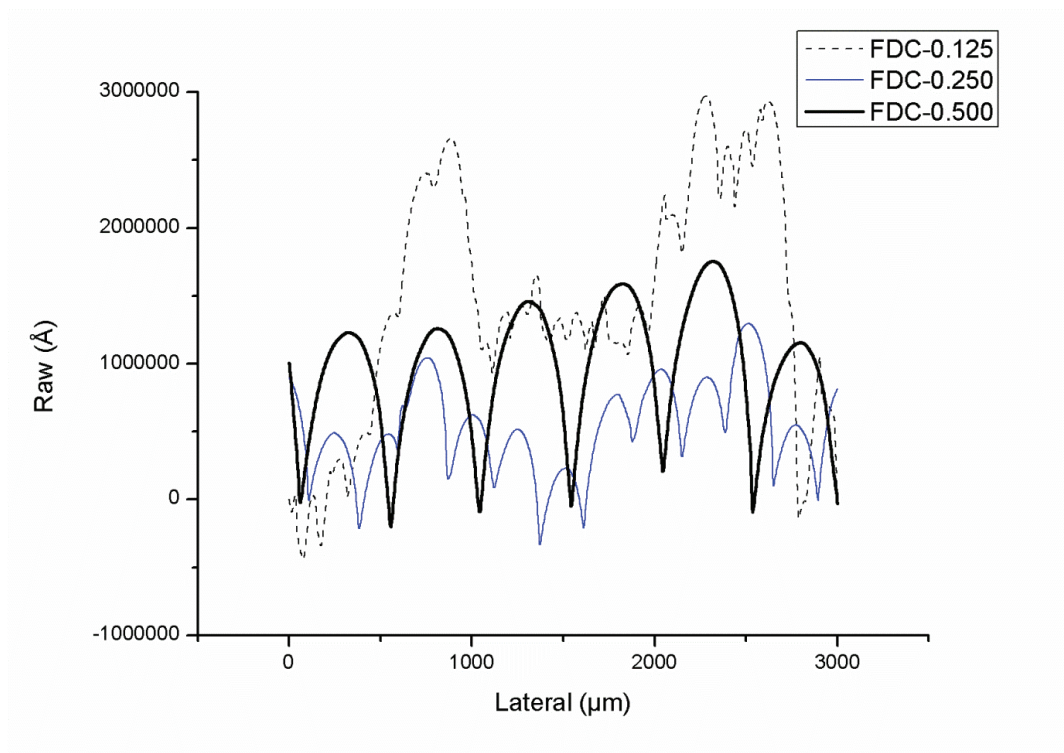


Figure 118 : Effet de la résolution de couche sur la rugosité de surface. FDC : filament double collé. Résolution étudiée : 125, 250 et 500 μm .

Annexe 3 : Moules interne et externe en PLA pour une impression 2-temps (Parties supérieure et descendante de l'aorte)



Figure 119 : Moules externe et interne en PLA. De haut en bas : Partie supérieure de l'aorte (ascendante + crosse), partie descendante. De gauche à droite : 1^{ère} partie du moule externe avec zone d'injection, moule interne, 2^{nde} partie du moule externe avec zones de surplus.

Bibliographie

Bibliographie :

- [1] OMS. (2014, 11/24/2014). *Principales causes de mortalité dans le monde*. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/fr/>
- [2] G. Holzapfel, T. Gasser, and R. Ogden, "A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models," *Journal of Elasticity*, vol. 61, pp. 1-48, 2000.
- [3] J. Emmerich, *Maladies des vaisseaux*: Doin, 1998.
- [4] J. Emmerich and P. Bruneval, *L'athérosclérose*: John Libbey Eurotext, 2000.
- [5] E. Biet, A. Rambaud, C. Muller, and A. Mignot. (2014, 10/09/2014). *Institiut national de la santé et de la recherche indisutrielle*. Available: <http://www.inserm.fr/thematiques/circulation-metabolisme-nutrition/dossiers-d-information/atherosclerose>
- [6] Medicalcenter. (12/15/2014). *Types of aneurysms*. Available: <http://www.medicalcenter.name/aortic-aneurysm/>
- [7] A. J. Bank, D. R. Kaiser, S. Rajala, and A. Cheng, "In vivo human brachial artery elastic mechanics: effects of smooth muscle relaxation," *Circulation*, vol. 100, pp. 41-7, Jul 6 1999.
- [8] T. V. How and R. M. Clarke, "The elastic properties of a polyurethane arterial prosthesis," *J Biomech*, vol. 17, pp. 597-608, 1984.
- [9] B. M. Learoyd and M. G. Taylor, "Alterations with age in the viscoelastic properties of human arterial walls," *Circ Res*, vol. 18, pp. 278-92, Mar 1966.
- [10] R. H. Cox, "Regional variation of series elasticity in canine arterial smooth muscles," *Am J Physiol*, vol. 234, pp. H542-51, May 1978.
- [11] A. J. Schriefl, G. Zeindlinger, D. M. Pierce, P. Regitnig, and G. A. Holzapfel, "Determination of the layer-specific distributed collagen fibre orientations in human thoracic and abdominal aortas and common iliac arteries," *J R Soc Interface*, vol. 9, pp. 1275-86, Jun 7 2012.
- [12] C. S. Roy, "The Elastic Properties of the Arterial Wall," *J Physiol*, vol. 3, pp. 125-59, Jan 1881.
- [13] T. E. Carew, R. N. Vaishnav, and D. J. Patel, "Compressibility of the arterial wall," *Circ Res*, vol. 23, pp. 61-8, Jul 1968.
- [14] Y. Lanir and Y. C. Fung, "Two-dimensional mechanical properties of rabbit skin. I. Experimental system," *J Biomech*, vol. 7, pp. 29-34, Jan 1974.
- [15] K. Hayashi, "Experimental approaches on measuring the mechanical properties and constitutive laws of arterial walls," *J Biomech Eng*, vol. 115, pp. 481-8, Nov 1993.
- [16] J. E. Wagenseil and R. P. Mecham, "Vascular Extracellular Matrix and Arterial Mechanics," *Physiological Reviews*, vol. 89, pp. 957-989, 2009.
- [17] H. Weisbecker, C. Viertler, D. M. Pierce, and G. A. Holzapfel, "The role of elastin and collagen in the softening behavior of the human thoracic aortic media," *J Biomech*, vol. 46, pp. 1859-65, Jul 26 2013.
- [18] S. Zeinali-Davarani, M. J. Chow, R. Turcotte, and Y. Zhang, "Characterization of biaxial mechanical behavior of porcine aorta under gradual elastin degradation," *Ann Biomed Eng*, vol. 41, pp. 1528-38, Jul 2013.
- [19] M. R. Roach and A. C. Burton, "The reason for the shape of the distensibility curves of arteries," *Can J Biochem Physiol*, vol. 35, pp. 681-90, Aug 1957.
- [20] A. J. Bank, R. F. Wilson, S. H. Kubo, J. E. Holte, T. J. Dresing, and H. Wang, "Direct effects of smooth muscle relaxation and contraction on in vivo human brachial artery elastic properties," *Circ Res*, vol. 77, pp. 1008-16, Nov 1995.
- [21] D. Valdez-Jasso, D. Bia, M. A. Haider, Y. Zocalo, R. L. Armentano, and M. S. Olufsen, "Linear and nonlinear viscoelastic modeling of ovine aortic biomechanical properties under in vivo and ex vivo conditions," *in proceedings IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2010, pp. 2634-7, 2010.

- [22] S. Balocco, O. Basset, G. Courbebaisse, E. Boni, A. F. Frangi, P. Tortoli, *et al.*, "Estimation of the viscoelastic properties of vessel walls using a computational model and Doppler ultrasound," *Phys Med Biol*, vol. 55, pp. 3557-75, Jun 21 2010.
- [23] M. L. Antonova, P. S. Antonov, G. R. Marinov, M. V. Vlaskovska, and L. N. Kasakov, "Viscoelastic characteristics of in vitro vital and devitalized rat aorta and human arterial prostheses," *Ann Biomed Eng*, vol. 36, pp. 947-57, Jun 2008.
- [24] S. Čanić, J. Tambača, G. Guidoboni, A. Mikelić, C. Hartley, and D. Rosenstrauch, "Modeling Viscoelastic Behavior of Arterial Walls and Their Interaction with Pulsatile Blood Flow," *SIAM Journal on Applied Mathematics*, vol. 67, pp. 164-193, 2006.
- [25] P. Boutouyrie, Y. Bezie, P. Lacolley, P. Challande, P. Chamiot-Clerc, A. Benetos, *et al.*, "In vivo/in vitro comparison of rat abdominal aorta wall viscosity. Influence of endothelial function," *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, vol. 17, pp. 1346-55, Jul 1997.
- [26] D. Lamontagne, U. Pohl, and R. Busse, "Mechanical deformation of vessel wall and shear stress determine the basal release of endothelium-derived relaxing factor in the intact rabbit coronary vascular bed," *Circ Res*, vol. 70, pp. 123-30, Jan 1992.
- [27] Z. S. Katusic, J. T. Shepherd, and P. M. Vanhoutte, "Endothelium-dependent contraction to stretch in canine basilar arteries," *Am J Physiol*, vol. 252, pp. H671-3, Mar 1987.
- [28] T. M. Griffith and D. H. Edwards, "EDRF suppresses chaotic pressure oscillations in isolated resistance artery without influencing intrinsic complexity," *Am J Physiol*, vol. 266, pp. H1786-800, May 1994.
- [29] P. Boutouyrie, S. Boumaza, P. Challande, P. Lacolley, and S. Laurent, "Smooth muscle tone and arterial wall viscosity: an in vivo/in vitro study," *Hypertension*, vol. 32, pp. 360-4, Aug 1998.
- [30] J. D. Humphrey, "Mechanics of the arterial wall: review and directions," *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 23, pp. 1-162, 1995.
- [31] W. Nichols and M. F. O'Rourke, *McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, experimental, and clinical principles*: CRC Press, 1998.
- [32] P. C. Block, "The mechanism of transluminal angioplasty," *Int Angiol*, vol. 4, pp. 77-9, Jan-Mar 1985.
- [33] G. A. Holzapfel and T. C. Gasser, "Computational stress-deformation analysis of arterial walls including high-pressure response," *Int J Cardiol*, vol. 116, pp. 78-85, Mar 2 2007.
- [34] S. Moreau, "Modifications de la matrice extracellulaire dans la rigidité artérielle," Phd thesis Sciences pharmaceutiques, Pharmacie, University of Montreal, 2010.
- [35] J. F. Dilme, S. Bellmunt, M. Camacho, D. Sola-Villa, J. M. Romero, J. R. Escudero, *et al.*, "Influence of Cardiovascular Risk Factors on Levels of Matrix Metalloproteinases 2 and 9 in Human Abdominal Aortic Aneurysms," *Eur J Vasc Endovasc Surg*, Jun 26 2014.
- [36] N. A. Tamarina, W. D. McMillan, V. P. Shively, and W. H. Pearce, "Expression of matrix metalloproteinases and their inhibitors in aneurysms and normal aorta," *Surgery*, vol. 122, pp. 264-71; discussion 271-2, Aug 1997.
- [37] J. A. Curci, S. Liao, M. D. Huffman, S. D. Shapiro, and R. W. Thompson, "Expression and localization of macrophage elastase (matrix metalloproteinase-12) in abdominal aortic aneurysms," *J Clin Invest*, vol. 102, pp. 1900-10, Dec 1 1998.
- [38] S. Blankenberg, H. J. Rupprecht, O. Poirier, C. Bickel, M. Smieja, G. Hafner, *et al.*, "Plasma concentrations and genetic variation of matrix metalloproteinase 9 and prognosis of patients with cardiovascular disease," *Circulation*, vol. 107, pp. 1579-85, Apr 1 2003.
- [39] S. Timoshenko and J. N. Goodier, *Theory of Elasticity* vol. 2: McGraw-Hill book Company, 1951.
- [40] I. Masson, "Contribution à la modélisation mécanique du comportement dynamique hyperélastique et anisotrope de la paroi artérielle," Thèse de doctorat Mécanique, Université Paris 12 Val de Marne, 2008.
- [41] Y. C. Fung, K. Fronek, and P. Patitucci, "Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression," *Am J Physiol*, vol. 237, pp. H620-31, Nov 1979.

- [42] M. Mooney, "A Theory of Large Elastic Deformation," *Journal of Applied Physics*, vol. 11, pp. 582-592, 1940.
- [43] O. H. Yeoh, "Some Forms of the Strain Energy Function for Rubber," *Rubber Chemistry and Technology*, vol. 66, pp. 754-771, 1993/11/01 1993.
- [44] G. A. Holzapfel, *Nonlinear Solid Mechanics: A Continuum Approach for Engineering*, Wiley ed., 2000.
- [45] G. A. Holzapfel and T. C. Gasser, "A viscoelastic model for fiber-reinforced composites at finite strains: Continuum basis, computational aspects and applications," *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 190, pp. 4379-4403, 2001.
- [46] G. A. Holzapfel, T. C. Gasser, and M. Stadler, "A structural model for the viscoelastic behavior of arterial walls: Continuum formulation and finite element analysis," *European Journal of Mechanics - A/Solids*, vol. 21, pp. 441-463, 2002.
- [47] A. Valentin, J. D. Humphrey, and G. A. Holzapfel, "A multi-layered computational model of coupled elastin degradation, vasoactive dysfunction, and collagenous stiffening in aortic aging," *Ann Biomed Eng*, vol. 39, pp. 2027-45, Jul 2011.
- [48] M. Nierenberger, "Multiscale mechanics of vascular walls : experiments, imaging, modeling," Thèse de doctorat Mécanique des matériaux, Mathématique, Université de Strasbourg, 2013.
- [49] H. Astrand, J. Stalhand, J. Karlsson, M. Karlsson, B. Sonesson, and T. Lanne, "In vivo estimation of the contribution of elastin and collagen to the mechanical properties in the human abdominal aorta: effect of age and sex," *J Appl Physiol*, vol. 110, pp. 176-87, Jan 2011.
- [50] H. Astrand, A. Ryden-Ahlgren, T. Sandgren, and T. Lanne, "Age-related increase in wall stress of the human abdominal aorta: an in vivo study," *J Vasc Surg*, vol. 42, pp. 926-31, Nov 2005.
- [51] J. Stalhand, "Determination of human arterial wall parameters from clinical data," *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 8, pp. 141-8, Apr 2009.
- [52] L. Li, X. Qian, S. Yan, L. Hua, H. Zhang, and Z. Liu, "Determination of the material parameters of four-fibre family model based on uniaxial extension data of arterial walls," *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, Aug 24 2012.
- [53] J.-P. Vassal, S. Avril, and K. Genovese, "Caractérisation des propriétés mécaniques d'un tronçon d'aorte par une méthode inverse basée sur des mesures ex vivo du champ de déformations," presented at the 19ème congrès de mécanique, Marseilles, 2009.
- [54] A. Redheuil, W. C. Yu, C. O. Wu, E. Mousseaux, A. de Cesare, R. Yan, *et al.*, "Reduced ascending aortic strain and distensibility: earliest manifestations of vascular aging in humans," *Hypertension*, vol. 55, pp. 319-26, Feb 2010.
- [55] R. L. Armentano, S. Graf, J. G. Barra, G. Velikovsky, H. Baglivo, R. Sanchez, *et al.*, "Carotid wall viscosity increase is related to intima-media thickening in hypertensive patients," *Hypertension*, vol. 31, pp. 534-9, Jan 1998.
- [56] M. S. Olufsen and A. Nadim, "On deriving lumped models for blood flow and pressure in the systemic arteries," *Math Biosci Eng*, vol. 1, pp. 61-80, Jun 2004.
- [57] R. H. Marcus, C. Korcarz, G. McCray, A. Neumann, M. Murphy, K. Borow, *et al.*, "Noninvasive method for determination of arterial compliance using Doppler echocardiography and subclavian pulse tracings. Validation and clinical application of a physiological model of the circulation," *Circulation*, vol. 89, pp. 2688-99, Jun 1994.
- [58] M. J. Blaha, M. J. Budoff, J. J. Rivera, R. Katz, D. H. O'Leary, J. F. Polak, *et al.*, "Relationship of carotid distensibility and thoracic aorta calcification: multi-ethnic study of atherosclerosis," *Hypertension*, vol. 54, pp. 1408-15, Dec 2009.
- [59] U. Hoffmann, T. J. Brady, and J. Muller, "Cardiology patient page. Use of new imaging techniques to screen for coronary artery disease," *Circulation*, vol. 108, pp. e50-3, Aug 26 2003.
- [60] T. C. Gerber, B. Kantor, and E. E. Williamson, *Computed Tomography of the Cardiovascular System*: Taylor & Francis, 2007.

- [61] K. V. Ramnarine, T. Hartshorne, Y. Sensier, M. Naylor, J. Walker, A. R. Naylor, *et al.*, "Tissue Doppler imaging of carotid plaque wall motion: a pilot study," *Cardiovasc Ultrasound*, vol. 1, p. 17, 2003.
- [62] R. S. Reneman, J. M. Meinders, and A. P. Hoeks, "Non-invasive ultrasound in arterial wall dynamics in humans: what have we learned and what remains to be solved," *Eur Heart J*, vol. 26, pp. 960-6, May 2005.
- [63] I. Sipahi, E. M. Tuzcu, K. W. Moon, S. J. Nicholls, P. Schoenhagen, J. Zhitnik, *et al.*, "Do the extent and direction of arterial remodelling predict subsequent progression of coronary atherosclerosis? A serial intravascular ultrasound study," *Heart*, vol. 94, pp. 623-7, May 2008.
- [64] A. Tsamis and N. Stergiopoulos, "Arterial remodeling in response to hypertension using a constituent-based model," *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, vol. 293, pp. H3130-9, Nov 2007.
- [65] J. D. Humphrey, "Mechanisms of arterial remodeling in hypertension: coupled roles of wall shear and intramural stress," *Hypertension*, vol. 52, pp. 195-200, Aug 2008.
- [66] A. Simon and J. Levenson, "Effect of hypertension on viscoelasticity of large arteries in humans," *Curr Hypertens Rep*, vol. 3, pp. 74-9, Feb 2001.
- [67] D. P. Sokolis, E. P. Kritharis, and D. C. Iliopoulos, "Effect of layer heterogeneity on the biomechanical properties of ascending thoracic aortic aneurysms," *Med Biol Eng Comput*, vol. 50, pp. 1227-37, Dec 2012.
- [68] J. Molacek, J. Baxa, K. Houdek, V. Treska, and J. Ferda, "Assessment of abdominal aortic aneurysm wall distensibility with electrocardiography-gated computed tomography," *Ann Vasc Surg*, vol. 25, pp. 1036-42, Nov 2011.
- [69] M. van 't Veer, J. Buth, M. Merckx, P. Tonino, H. van den Bosch, N. Pijls, *et al.*, "Biomechanical properties of abdominal aortic aneurysms assessed by simultaneously measured pressure and volume changes in humans," *J Vasc Surg*, vol. 48, pp. 1401-7, Dec 2008.
- [70] A. Long, L. Rouet, A. Bissery, P. Rossignol, D. Mouradian, and M. Sapoval, "Compliance of abdominal aortic aneurysms evaluated by tissue Doppler imaging: correlation with aneurysm size," *J Vasc Surg*, vol. 42, pp. 18-26, Jul 2005.
- [71] J. P. Vande Geest, M. S. Sacks, and D. A. Vorp, "The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta," *J Biomech*, vol. 39, pp. 1324-34, 2006.
- [72] E. A. van Dam, S. D. Dams, G. W. Peters, M. C. Rutten, G. W. Schurink, J. Buth, *et al.*, "Non-linear viscoelastic behavior of abdominal aortic aneurysm thrombus," *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 7, pp. 127-37, Apr 2008.
- [73] A. Waugh, A. Grant, J. Cosserat, and J. S. Co, *Ross et Wilson. Anatomie et physiologie normales et pathologiques*: Elsevier Health Sciences France, 2011.
- [74] M. Ashby, Y. Bréchet, and L. Salvo, *Sélection des matériaux et des procédés de mise en oeuvre*: Presses polytechniques et universitaires romandes, 2001.
- [75] M. Watanabe, T. Sawai, H. Nagura, and K. Suyama, "Age-related alteration of cross-linking amino acids of elastin in human aorta," *Tohoku J Exp Med*, vol. 180, pp. 115-30, Oct 1996.
- [76] C.-S. Europe. (2014, July 24th). *Chemical reactions on the "finished" silicone*. Available: <http://www.silicones.eu/science-research/chemistry/chemical-reactions-on-the-finished-silicone>
- [77] W. K. Wan, G. Campbell, Z. F. Zhang, A. J. Hui, and D. R. Boughner, "Optimizing the tensile properties of polyvinyl alcohol hydrogel for the construction of a bioprosthetic heart valve stent," *J Biomed Mater Res*, vol. 63, pp. 854-61, 2002.
- [78] L. E. Millon, M.-P. Nieh, J. L. Hutter, and W. Wan, "SANS Characterization of an Anisotropic Poly(vinyl alcohol) Hydrogel with Vascular Applications," *Macromolecules*, vol. 40, pp. 3655-3662, 2007/05/01 2007.
- [79] P. J. Willcox, D. W. Howie, K. Schmidt-Rohr, D. A. Hoagland, S. P. Gido, S. Pudjijanto, *et al.*, "Microstructure of poly(vinyl alcohol) hydrogels produced by freeze/thaw cycling," *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, vol. 37, pp. 3438-3454, 1999.

- [80] R. Ricciardi, G. Mangiapia, F. Lo Celso, L. Paduano, R. Triolo, F. Auriemma, *et al.*, "Structural Organization of Poly(vinyl alcohol) Hydrogels Obtained by Freezing and Thawing Techniques: A SANS Study," *Chemistry of Materials*, vol. 17, pp. 1183-1189, 2005/03/01 2005.
- [81] T. J. Corbett, B. J. Doyle, A. Callanan, M. T. Walsh, and T. M. McGloughlin, "Engineering silicone rubbers for in vitro studies: creating AAA models and ILT analogues with physiological properties," *J Biomech Eng*, vol. 132, pp. 011008-011008, Jan 2009.
- [82] L. E. Millon, H. Mohammadi, and W. K. Wan, "Anisotropic polyvinyl alcohol hydrogel for cardiovascular applications," *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, vol. 79, pp. 305-11, Nov 2006.
- [83] L. E. Millon, G. Guhados, and W. Wan, "Anisotropic polyvinyl alcohol-Bacterial cellulose nanocomposite for biomedical applications," *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, vol. 86, pp. 444-52, Aug 2008.
- [84] L. E. Millon and W. K. Wan, "The polyvinyl alcohol-bacterial cellulose system as a new nanocomposite for biomedical applications," *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, vol. 79, pp. 245-53, Nov 2006.
- [85] C. K. Chong, T. V. How, and P. L. Harris, "Flow visualization in a model of a bifurcated stent-graft," *J Endovasc Ther*, vol. 12, pp. 435-45, Aug 2005.
- [86] C. K. Chong, T. V. How, R. A. Black, A. P. Shortland, and P. L. Harris, "Development of a simulator for endovascular repair of abdominal aortic aneurysms," *Ann Biomed Eng*, vol. 26, pp. 798-802, Sep-Oct 1998.
- [87] M. Gawenda, G. Jaschke, S. Winter, G. Wassmer, and J. Brunkwall, "Endotension as a result of pressure transmission through the graft following endovascular aneurysm repair - an in vitro study," *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 26, pp. 501-5, Nov 2003.
- [88] M. Gawenda, P. Knez, S. Winter, G. Jaschke, G. Wassmer, T. Schmitz-Rixen, *et al.*, "Endotension is influenced by wall compliance in a latex aneurysm model," *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 27, pp. 45-50, Jan 2004.
- [89] A. Sulaiman, L. Boussel, F. Taconnet, J. M. Serfaty, H. Alsaïd, C. Attia, *et al.*, "In vitro non-rigid life-size model of aortic arch aneurysm for endovascular prosthesis assessment," *Eur J Cardiothorac Surg*, vol. 33, pp. 53-7, Jan 2008.
- [90] C. K. Chong, T. V. How, G. L. Gilling-Smith, and P. L. Harris, "Modeling endoleaks and collateral reperfusion following endovascular AAA exclusion," *J Endovasc Ther*, vol. 10, pp. 424-32, Jun 2003.
- [91] T. J. Corbett, B. J. Doyle, A. Callanan, M. T. Walsh, and T. M. McGloughlin, "Engineering silicone rubbers for in vitro studies: creating AAA models and ILT analogues with physiological properties," *J Biomech Eng*, vol. 132, p. 011008, Jan 2010.
- [92] B. J. Doyle, A. Callanan, T. J. Corbett, A. J. Cloonan, M. R. O'Donnell, D. A. Vorp, *et al.*, "The use of silicone materials to model abdominal aortic aneurysm behaviour," presented at the 1st European Conference on Medical Polymers, Northern Ireland: Belfast, 2008.
- [93] E. T. I. Auteurs et Experts. Mise en forme des matériaux par usinage [Online]. Available: <http://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/mecanique-th7/mise-en-forme-des-materiaux-par-usinage-42510210/>
- [94] A. Dolenc, *An Overview of Rapid Prototyping Technologies in Manufacturing*: Helsinki University of Technology, 1994.
- [95] B. J. Doyle, L. G. Morris, A. Callanan, P. Kelly, D. A. Vorp, and T. M. McGloughlin, "3D Reconstruction and Manufacture of Real Abdominal Aortic Aneurysms: From CT Scan to Silicone Model," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 130, pp. 034501-505, 2008.
- [96] S. R. de Galarreta, A. Cazón, R. Antón, and E. A. Finol, "Abdominal Aortic Aneurysm: From Clinical Imaging to Realistic Replicas," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 136, pp. 014502-014502, 2013.
- [97] M. Hernandez-Hoyos, M. Orkisz, P. Puech, C. Mansard-Desbleds, P. Douek, and I. E. Magnin, "Computer-assisted analysis of three-dimensional MR angiograms," *Radiographics*, vol. 22, pp. 421-36, Mar-Apr 2002.

- [98] F. Nonnenmacher, *La stéréolithographie en question: rapport sur l'état du prototypage rapide en 1993 : perspectives et réalités d'une technologie qui se cherche*, 1993.
- [99] M. Kalejs and L. K. von Segesser, "Rapid prototyping of compliant human aortic roots for assessment of valved stents," *Interact Cardiovasc Thorac Surg*, vol. 8, pp. 182-6, Feb 2009.
- [100] J. Shimamura, H. Kubota, H. Endo, H. Tsuchiya, N. Kawashima, and K. Sudo, "Three-dimensional replica of a life-sized model of aortic arch aneurysm for preoperative assessments," *Ann Thorac Surg*, vol. 93, pp. 1699-702, May 2012.
- [101] G. Biglino, P. Verschuere, R. Zegels, A. M. Taylor, and S. Schievano, "Rapid prototyping compliant arterial phantoms for in-vitro studies and device testing," *J Cardiovasc Magn Reson*, vol. 15, 2013.
- [102] C. Russ, M. Gessat, V. Falk, and G. Székely, "Rapid Prototyping of Silicone-based Phantom Models for Stent Simulation Validation," in *Proceedings of MICCAI - Stent*, vol. 1, S. Demirci, S. Lee, P. Radeva, and G. Unal, Eds., ed: CAMP / TU Munich, Germany, 2012.
- [103] Y. Dong, R. J. T. Lin, and D. Bhattacharyya, "Determination of critical material parameters for numerical simulation of acrylic sheet forming," *Journal of Materials Science*, vol. 40, pp. 399-410, 2005/01/01 2005.
- [104] M. Davidian and D. M. Giltinan, "Some simple methods for estimating intraindividual variability in nonlinear mixed effects models," *Biometrics*, pp. 59-73, 1993.
- [105] J. Debord, T. Dantoine, K. Suchaud, M. Harel, B. Verneuil, and L. Merle, "Non linear calibration of an enzymatic assay by the generalized least quares method : application to human serum esterases," *Analisis*, vol. 8, pp. 293-297, 1997.
- [106] C. Carrot, J. Guillet, J.-F. May, and J.-P. Piaux, "Application of the Marquardt-Levenberg procedure to the determination of discrete relaxation spectra," *Macromolecular Theory and Simulations*, vol. 1, pp. 215-231, 1992.
- [107] C. Friedrich, J. Honerkamp, and J. Weese, "New ill-posed problems in rheology," *Rheologica Acta*, vol. 35, pp. 186-93, 1996/03/01 1996.
- [108] (11-17-14). DOW CORNING. Available: <http://www.dowcorning.com>
- [109] (09/30/2014). Bluestar Silicones. Available: <http://www.bluestarsilicones.com/>
- [110] H. H. Kausch, N. Heymans, C. J. PLUMMER, and P. Decroly, *Matériaux Polymères: Propriétés Mécaniques et Physiques* vol. 14: Presses polytechniques et universitaires romandes, 2001.
- [111] (10/07/2014). Final - Advanced Materials. Available: <http://www.final-materials.com/>
- [112] K. A. Wilson, J. S. Lindholt, P. R. Hoskins, L. Heickendorff, S. Vammen, and A. W. Bradbury, "The relationship between abdominal aortic aneurysm distensibility and serum markers of elastin and collagen metabolism," *Eur J Vasc Endovasc Surg*, vol. 21, pp. 175-8, Feb 2001.
- [113] G. König, T. N. McAllister, N. Dusserre, S. A. Garrido, C. Iyican, A. Marini, et al., "Mechanical properties of completely autologous human tissue engineered blood vessels compared to human saphenous vein and mammary artery," *Biomaterials*, vol. 30, pp. 1542-50, Mar 2009.
- [114] L. Horny, M. Netusil, and T. Vonavkova, "Axial prestretch and circumferential distensibility in biomechanics of abdominal aorta," *Biomech Model Mechanobiol*, Oct 18 2013.
- [115] I. E. Idel'cik, *Mémento des pertes de charge, coefficients de pertes de charge singulières et de pertes de charge par frottement* vol. 13: Eyrolles, 1969.
- [116] E. E. Dávila Serrano, L. Guigues, F. Cervenansky, S. Camarasu-Pop, J. G. Riveros Reyes, L. Flórez Valencia, et al., "CreaTools: a framework to develop medical image processing software. Application to simulate pipeline stent deployment in intracranial vessels with aneurysms," presented at the Int. Conf. Comput. Vision. Graphics., Warsaw, Poland, 2012.
- [117] G. Zahnd, M. Orkisz, A. Serusclat, P. Moulin, and D. Vray, "Evaluation of a Kalman-based block matching method to assess the bi-dimensional motion of the carotid artery wall in B-mode ultrasound sequences," *Med Image Anal*, vol. 17, pp. 573-85, Jul 2013.
- [118] G. Zahnd, M. Orkisz, A. Serusclat, P. Moulin, and D. Vray, "Simultaneous extraction of carotid artery intima-media interfaces in ultrasound images: assessment of wall thickness temporal variation during the cardiac cycle," *Int J Comput Assist Radiol Surg*, Oct 12 2013.

- [119] D. Sorensen, "Newton's Method with a Model Trust Region Modification," *SIAM Journal on Numerical Analysis*, vol. 19, pp. 409-26, 1982.
- [120] G. Zahnd, D. Vray, A. Serusclat, D. Alibay, M. Bartold, M. Durand, *et al.*, "Longitudinal displacement of the carotid wall and cardiovascular risk factors: associations with aging, adiposity, blood pressure and periodontal disease independent of cross-sectional distensibility and intima-media thickness," *Ultrasound in Medecine & Biology*, vol. 38, pp. 1705-1715, 2012.
- [121] N. Fazeli, C.-S. Kim, M. Rashedi, A. Chappell, S. Wang, R. MacArthur, *et al.*, "Subject-specific estimation of central aortic blood pressure via system identification: preliminary in-human experimental study," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 52, pp. 895-904, 2014/10/01 2014.
- [122] A. E. Li, I. Kamel, F. Rando, M. Anderson, B. Kumbasar, J. A. C. Lima, *et al.*, "Using MRI to Assess Aortic Wall Thickness in the Multiethnic Study of Atherosclerosis: Distribution by Race, Sex, and Age," *American Journal of Roentgenology*, vol. 182, pp. 593-597, 2004/03/01 2004.
- [123] A. A. Malayeri, S. Natori, H. Bahrami, A. G. Bertoni, R. Kronmal, J. A. C. Lima, *et al.*, "Relation of Aortic Wall Thickness and Distensibility to Cardiovascular Risk Factors (from the Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis [MESA])," *American Journal of Cardiology*, vol. 102, pp. 491-496.
- [124] B. Mensel, J.-P. Kühn, T. Schneider, A. Quadrat, and K. Hegenscheid, "Mean Thoracic Aortic Wall Thickness Determination by Cine MRI with Steady-State Free Precession," *Academic Radiology*, vol. 20, pp. 1004-1008.
- [125] J. Benedik, K. Pilarczyk, D. Wendt, J. Indruch, R. Flek, K. Tsagakis, *et al.*, "Ascending Aortic Wall Cohesion: Comparison of Bicuspid and Tricuspid Valves," *Cardiology Research and Practice*, vol. 2012, p. 5, 2012.
- [126] E. B. Rosero, R. M. Peshock, A. Khera, P. Clagett, H. Lo, and C. H. Timaran, "Sex, race, and age distributions of mean aortic wall thickness in a multiethnic population-based sample," *Journal of Vascular Surgery*, vol. 53, pp. 950-957.
- [127] M. L. J. Thubrikar, F. Robicsek, J. Al-Soudi, B. Fowler, M., "Mechanical properties of abdominal aortic aneurysm wall," *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 25, pp. 133-142, 2001.
- [128] D. A. Vorp, "Biomechanics of abdominal aortic aneurysm," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 1887-1902.
- [129] Z. Refaa, M. Lipinska, M. Boutaous, R. Fulchiron, F. Rousset, M. Zinet, *et al.*, "Development of Biodegradable Polymers : Crystallization of PLA," *Key Engineering Materials*, vol. 554-557, pp. 1628-1633, 2013.
- [130] K. Hamad, M. Kaseem, and F. Deri, "Rheological and mechanical characterization of poly(lactic acid)/polypropylene polymer blends," *Journal of Polymer Research*, vol. 18, pp. 1799-1806, 2011.
- [131] Axon. BFB Axon 2 user manual [Online]. Available: <http://downloads.alibre.com/BFBAXON2-155420-214.pdf>