N°d'ordre NNT : 2022ISAL0082

THESE de DOCTORAT **DE L'**INSA LYON,
membre de l'Université de Lyon

Ecole Doctorale N° 162
Mécanique, Énergétique, Génie Civil et Acoustique (MEGA)

Spécialité/ discipline de doctorat :
Biomécanique

Soutenue publiquement le 30/09/2022, par :
Arif Badrou

Développement d'un modèle numérique de navigation endovasculaire par cathéter actif multi-courbes

---

Devant le jury composé de :

Stéphane AVRIL	PU, MINES de Saint-Etienne	Rapporteur
David NÉRON	PU, ENS Paris-Saclay	Rapporteur
Irène VIGNON-CLÉMENTEL	DR, INRIA Saclay	Examinatrice
Vincent COSTALAT	PU – PH, CHU Montpellier	Examinateur
Pascal HAIGRON	PU, ESIR	Examinateur
Nahiène HAMILA	PU, ENI Brest	Directeur de thèse
Aline BEL-BRUNON	MCF HDR, INSA Lyon	Co-directrice de thèse

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Département FEDORA – INSA Lyon - Ecoles Doctorales

SIGLE	ECOLE DOCTORALE	NOM ET COORDONNEES DU RESPONSABLE
CHIMIE	**CHIMIE DE LYON** **https://www.edchimie-lyon.fr** Sec. : Renée EL MELHEM Bât. Blaise PASCAL, 3e étage secretariat@edchimie-lyon.fr	**M. Stéphane DANIELE** C2P2-CPE LYON-UMR 5265 Bâtiment F308, BP 2077 43 Boulevard du 11 novembre 1918 69616 Villeurbanne **directeur@edchimie-lyon.fr**
E.E.A.	**ÉLECTRONIQUE, ÉLECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE** **https://edeea.universite-lyon.fr** Sec. : Stéphanie CAUVIN Bâtiment Direction INSA Lyon Tél : 04.72.43.71.70 secretariat.edeea@insa-lyon.fr	**M. Philippe DELACHARTRE** INSA LYON Laboratoire CREATIS Bâtiment Blaise Pascal, 7 avenue Jean Capelle 69621 Villeurbanne CEDEX Tél : 04.72.43.88.63 **philippe.delachartre@insa-lyon.fr**
E2M2	**ÉVOLUTION, ÉCOSYSTÈME, MICROBIOLOGIE, MODÉLISATION** **http://e2m2.universite-lyon.fr** Sec. : Bénédicte LANZA Bât. Atrium, UCB Lyon 1 Tél : 04.72.44.83.62 secretariat.e2m2@univ-lyon1.fr	**Mme Sandrine CHARLES** Université Claude Bernard Lyon 1 UFR Biosciences Bâtiment Mendel 43, boulevard du 11 Novembre 1918 69622 Villeurbanne CEDEX **sandrine.charles@univ-lyon1.fr**
EDISS	**INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTÉ** **http://ediss.universite-lyon.fr** Sec. : Bénédicte LANZA Bât. Atrium, UCB Lyon 1 Tél : 04.72.44.83.62 secretariat.ediss@univ-lyon1.fr	**Mme Sylvie RICARD-BLUM** Institut de Chimie et Biochimie Moléculaires et Supramoléculaires (ICBMS) - UMR 5246 CNRS - Université Lyon 1 Bâtiment Raulin - 2ème étage Nord 43 Boulevard du 11 novembre 1918 69622 Villeurbanne Cedex Tél : +33(0)4 72 44 82 32 **sylvie.ricard-blum@univ-lyon1.fr**
INFOMATHS	**INFORMATIQUE ET MATHÉMATIQUES** **http://edinfomaths.universite-lyon.fr** Sec. : Renée EL MELHEM Bât. Blaise PASCAL, 3e étage Tél : 04.72.43.80.46 infomaths@univ-lyon1.fr	**M. Hamamache KHEDDOUCI** Université Claude Bernard Lyon 1 Bât. Nautibus 43, Boulevard du 11 novembre 1918 69 622 Villeurbanne Cedex France Tél : 04.72.44.83.69 **hamamache.kheddouci@univ-lyon1.fr**
Matériaux	**MATÉRIAUX DE LYON** **http://ed34.universite-lyon.fr** Sec. : Yann DE ORDENANA Tél : 04.72.18.62.44 yann.de-ordenana@ec-lyon.fr	**M. Stéphane BENAYOUN** Ecole Centrale de Lyon Laboratoire LTDS 36 avenue Guy de Collongue 69134 Ecully CEDEX Tél : 04.72.18.64.37 **stephane.benayoun@ec-lyon.fr**
MEGA	**MÉCANIQUE, ÉNERGÉTIQUE, GÉNIE CIVIL, ACOUSTIQUE** **http://edmega.universite-lyon.fr** Sec. : Stéphanie CAUVIN Tél : 04.72.43.71.70 Bâtiment Direction INSA Lyon mega@insa-lyon.fr	**M. Jocelyn BONJOUR** INSA Lyon Laboratoire CETHIL Bâtiment Sadi-Carnot 9, rue de la Physique 69621 Villeurbanne CEDEX **jocelyn.bonjour@insa-lyon.fr**
ScSo	**ScSo*** **https://edsciencessociales.universite-lyon.fr** Sec. : Mélina FAVETON INSA : J.Y. TOUSSAINT Tél : 04.78.69.77.79 melina.faveton@univ-lyon2.fr	**M. Christian MONTES** Université Lumière Lyon 2 86 Rue Pasteur 69365 Lyon CEDEX 07 **christian.montes@univ-lyon2.fr**

*ScSo : Histoire, Géographie, Aménagement, Urbanisme, Archéologie, Science politique, Sociologie, Anthropologie

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Remerciements

Trois superbes années de thèse se sont écoulées au sein du LaMCoS à l'INSA de Lyon.

Je tiens tout d'abord à remercier M. Stéphane Avril et M. David Néron pour avoir accepté de rapporter ce travail ainsi que les autres membres du jury : Mme. Irène Vignon-Clémentel, M. Vincent Costalat, M. Pascal Haigron, M. Nahiène Hamila et Mme. Aline Bel-Brunon.

Je souhaite remercier mon directeur de thèse Nahiène Hamila pour sa confiance, ses remarques et sa sympathie qui m'ont permis d'effectuer mes recherches sereinement. Je souhaite adresser des remerciements particuliers à ma co-directrice de thèse Aline Bel-Brunon qui par ses conseils, son suivi et sa gentillesse ont grandement contribué à l'avancée de ces travaux et à mon épanouissement personnel.

Je tiens aussi à remercier à Nicolas Tardif pour ses excellents conseils, son soutien moral et son suivi en particulier durant la campagne expérimentale. Sans oublier Anthony Gravouil qui m'a apporté de précieux conseils tout au long de cette thèse.

Je souhaite remercier Philippe Chaudet pour son aide cruciale durant les expériences mais également Isabelle et Sophie qui ont grandement facilité les tâches administratives !

Je tiens également à remercier l'entreprise BaseCampVascular, la Fondation Rothschild et les autres partenaires du projet DEEP avec qui la collaboration s'est très bien déroulée. Je remercie en particulier Nathan qui m'a été d'une aide précieuse et qui a contribué au bon déroulement de ma thèse.

Mes remerciements vont bien entendu aux doctorants du laboratoire dont mes co-bureaux : Simona et Thomas puis Martinien, Duc et Hussein. Sans oublier toutes les personnes qui ont pu m'aider au cours de mes travaux.

Enfin, mes derniers mots vont à ma famille et à ma copine qui ont toujours été présents durant cette aventure.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Résumé

Les thérapies endovasculaires se sont particulièrement développées au cours de ces dernières années pour traiter les pathologies vasculaires. Les principales difficultés dans ce type d'intervention résident dans l'accès à la cible à traiter. Les procédures actuelles se font généralement à l'aide d'outils passifs dont la courbure dépend uniquement du contact avec la structure vasculaire. Pour l'accès à certaines zones dites complexes (artères rénales, Troncs Supra-Aortiques (TSAs)), la navigation avec ce genre d'outils est difficile car la trajectoire comporte des angulations importantes. On estime ainsi que 20% des procédures endovasculaires présentent ce genre de complexités, qui peuvent compromettre la suite de l'opération.

Afin de faciliter la navigation endovasculaire dans les TSAs pour accéder aux cibles cérébrales, un nouveau type de guide actif a été développé reposant sur la technologie d'alliage à mémoire de forme. Le dispositif peut se courber activement à son extrémité distale et ainsi faciliter le crochetage des TSAs. Le guide actif est au cœur des travaux de cette thèse.

La première étape du travail a consisté à caractériser les propriétés de cet outil et de cathéters associés. Cette campagne expérimentale s'est accompagnée d'une observation et d'une caractérisation de la navigation endovasculaire active sur aortes fantômes. Ces éléments ont permis de construire un modèle de navigation endovasculaire du guide actif et des cathéters, pour simuler le crochetage de l'artère carotide gauche d'aortes patient-spécifiques issues des données d'imagerie préopératoires. Le modèle a été validé en regard de la navigation sur aortes fantômes et permet la simulation de phénomènes très spécifiques liés à la navigation, comme le snapping. À l'aide de la méthode de réduction de modèle HOPGD, plusieurs outils temps-réel d'aide à la décision pour les concepteurs du guide actif et pour les cliniciens ont enfin été développés, démontrant la potentialité de la simulation numérique biomécanique d'intégrer la pratique clinique.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Table des matières

Table des matières i

Introduction générale 1

1 Contexte médical et objectifs de la thèse 3
- 1.1 Introduction . . . 4
  - 1.1.1 Élements anatomiques . . . 4
  - 1.1.2 Pathologies neurovasculaires . . . 7
- 1.2 Description du guide actif . . . 16
  - 1.2.1 Introduction aux Alliages à Mémoire de Forme . . . 16
  - 1.2.2 Présentation du dispositif actif . . . 19
  - 1.2.3 Le banc d'essai avec aorte fantôme patient-spécifique . . . 20
- 1.3 Problématique . . . 23
- 1.4 Apport des simulateurs pour la thérapie endovasculaire . . . 24
  - 1.4.1 Simulateurs physiques . . . 24
  - 1.4.2 Simulateurs numériques . . . 24
- 1.5 Objectifs de la thèse et structure du manuscrit . . . 25

2 Caractérisation du matériel et de la navigation endovasculaire 27
- 2.1 Introduction . . . 29
- 2.2 Caractérisation mécanique de l'aorte fantôme . . . 29
  - 2.2.1 Échantillons . . . 29
  - 2.2.2 Méthodes . . . 30
  - 2.2.3 Résultats . . . 31
- 2.3 Caractérisation mécanique du guide actif . . . 31
  - 2.3.1 Préambule . . . 31
  - 2.3.2 Caractérisation de la tige . . . 36
  - 2.3.3 Caractérisation de la partie distale . . . 37
  - 2.3.4 Activation du guide en environnement contrôlé . . . 41
- 2.4 Caractérisation mécanique des cathéters . . . 45
  - 2.4.1 Échantillons . . . 45
  - 2.4.2 Montage expérimental . . . 46
  - 2.4.3 Post-traitement . . . 46

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

2.4.4 Résultats . . . 51
2.5 Observation et caractérisation de la navigation endovasculaire . . . 54
2.5.1 Effet snapping . . . 54
2.5.2 Navigation active . . . 55
2.5.3 Mesures des gestes cliniques . . . 55
2.6 Discussions . . . 58
2.7 Bilan . . . 59

3 Développement du modèle numérique de navigation endovasculaire 61
3.1 Introduction . . . 63
3.2 Présentation du modèle de navigation endovasculaire . . . 63
3.2.1 Modélisation de l'aorte fantôme . . . 63
3.2.2 Modélisation des outils endovasculaire . . . 66
3.2.3 Simulation de navigation endovasculaire . . . 71
3.3 Étude préliminaire du snapping . . . 76
3.4 Résultats . . . 77
3.4.1 Simulation de référence . . . 77
3.4.2 Bilan énergétique . . . 79
3.5 Validation . . . 79
3.5.1 Validation sur séquences passives . . . 80
3.5.2 Validation sur séquences actives . . . 80
3.6 Application : crochetage d'aortes complexes . . . 82
3.6.1 Objectifs . . . 82
3.6.2 Aortes complexes . . . 82
3.6.3 Paramètres considérés . . . 83
3.6.4 Résultats . . . 83
3.7 Discussions . . . 85
3.8 Bilan . . . 86

4 Développement d'outils numériques d'aide à la décision pour la navigation endovasculaire 87
4.1 Introduction . . . 89
4.2 Aide au choix du guide actif . . . 89
4.2.1 Objectifs . . . 89
4.2.2 Classification des aortes . . . 90
4.2.3 Simulations de navigation sur aortes typiques . . . 95
4.3 Développement d'abaques numériques pour une aide à la décision pour la navigation endovasculaire active . . . 101
4.3.1 Motivations . . . 101
4.3.2 Utilisation de la méthode de réduction de modèle HOPGD . . . 101
4.3.3 Paramètres pour la création d'abaques numériques . . . 106
4.3.4 Abaque numérique d'aide à la conception du guide actif . . . 106
4.3.5 Abaque numérique d'aide à la navigation active . . . 112

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.4 Discussions 126
4.5 Bilan 127

Conclusion & perspectives **129**

Annexe A : Mesures thermiques dans l'étuve Binder **139**

Annexe B : Plans du pince-lame utilisé pour caractériser la partie distale du guide **143**

Annexe C : Procédure d'identification pour déterminer les propriétés mécaniques de la partie lame nue et de la zone active **145**

Annexe D : Choix d'un mélange spécifique pour la caractérisation du guide actif **149**

Annexe E : Courbes expérimentales et numériques provenant des essais de flexion 3-points sur les portions des cathéters **153**

Annexe F : Résultats de l'analyse de convergence pour la détermination de la taille de maille optimale **159**

Annexe G : Lame du guide au contact d'une onde de pulsation du flux sanguin **161**

Annexe H : Navigation endovasculaire dans une aorte déformable **165**

Annexe I : Calcul de l'angle formé par la bifurcation de deux artères **171**

Annexe J : Partitionnement des variabilités anatomiques par *k-means* **173**

Annexe K : Analyse de sensibilité des paramètres pour le raffinement des abaques numériques d'aide à la décision sur aortes types **175**

Bibliographie **177**

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Introduction générale

Les pathologies neurovasculaires regroupent l'ensemble des maladies portant une atteinte aux vaisseaux du cerveau. Des exemples typiques de maladies sont les anévrismes qui se traduisent par une dilatation localisée de la paroi artérielle, l'hypertension artérielle ou encore les conflits vasculo-nerveux (névralgie du Trijumeau, spasme hémifacial voire fistule durale). Au stade critique, certaines de ces pathologies peuvent évoluer vers l'Accident Vasculaire Cérébral (AVC). On distingue les AVC d'ordre ischémique (diminution de l'apport sanguin) et d'ordre hémorragique (rupture brutale d'un vaisseau artériel) comptant pour environ 20% des AVC. On estime qu'il y a environ 130 000 nouveaux cas d'AVC par an en France (d'après la Haute Autorité de la Santé). 75% des patients gardent des séquelles handicapantes. Dans le monde, il s'agit de la deuxième cause de mortalité. Des médicaments peuvent être prescrits pour traiter certaines pathologies neurovasculaires, pour éliminer le caillot de sang formé dans le cadre de l'AVC ischémique ou pour traiter l'hypertension artérielle. Néanmoins ces solutions restent limitées et ne permettent pas de couvrir l'ensemble des atteintes cérébrales.

Au cours de ces dernières années, les thérapies endovasculaires ont connu un essor important. L'approche mini-invasive a l'avantage de réduire la période de convalescence, de provoquer moins de saignements et ne nécessite pas une anesthésie générale dans certains cas par rapport une opération à ciel ouvert. Cependant, la procédure peut s'avérer délicate notamment en raison de la difficulté du geste pour atteindre certaines zones. On estime que près de 20% des procédures endovasculaires présentent ce genre de complexités qui peut compromettre la suite de l'opération. L'accès aux zones cérébrales par les troncs supra-aortiques est notamment rendu difficile par les tortuosités pouvant complexifier la trajectoire endovasculaire.

Afin de faciliter le geste clinique pour atteindre les zones du cerveau par les troncs supra-aortiques, l'entreprise française BaseCamp Vascular a développé un nouveau type de guide actif composé d'alliage en mémoire de forme. En se courbant distalement, le dispositif permet de crocheter les artères difficiles d'accès.

Bien que cet outil ait le potentiel d'améliorer l'atteinte de cibles thérapeutiques complexes, sa navigation est encore mal maitrisée. Comme pour toute navigation endovasculaire, il s'agit d'insérer successivement différents outils élancés, de rigidité diverse, parfois superposés et comanipulés, en interaction avec la structure vasculaire, elle-même de géométrie complexe, déformable et en interaction avec son environnement. Dans des travaux antérieurs, il a été montré que la simulation numérique en biomécanique peut apporter un éclairage important quant aux phénomènes physiques à l'oeuvre dans une na-

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

vigation endovasculaire : déformation de la structure, résistance à l'insertion, flambage, etc. Cet éclairage complémentaire à l'expérience des cliniciens peut permettre d'anticiper des complications, de questionner le choix des outils réalisé sur des bases uniquement géométriques, de contribuer à la formation de nouveaux praticiens ou encore d'apporter un support per-opératoire à la navigation. Ceci est d'autant plus vrai pour celle dite complexe avec des outils actifs.

Dans le cadre de cette thèse a été développé un modèle numérique de navigation endovasculaire vers des cibles cérébrales à l'aide d'un guide actif comanipulé avec d'autres outils. Outre une meilleure compréhension des phénomènes d'instabilité liés à cette navigation spécifique, ces travaux ont apporté de nouveaux outils numériques d'aide à la décision, fondés sur la simulation de référence et sur une réduction de modèle.

Dans le **chapitre 1** le contexte clinique et les objectifs sont introduits. Cette partie décrit les éléments anatomiques nécessaires à la compréhension de la thèse. Le chapitre propose ensuite de définir les verrous à lever dans le cadre de la thérapie endovasculaire avec le dispositif actif.

Le **chapitre 2** concerne la partie expérimentale. Il décrit les méthodes utilisées pour caractériser les outils endovasculaires. À partir d'essais de flexion 3-points et sous poids ajoutés, les propriétés mécaniques du guide actif et de cathéters associés sont obtenues. Dans un travail annexe, le comportement du guide est étudié en l'activant en conditions contrôlées. Une autre partie s'intéresse à l'observation et la caractérisation de la navigation endovasculaire active. Dans ce contexte, un banc d'essai est utilisé pour mesurer les gestes cliniques et les séquences de navigation typiques sont identifiées.

À partir de la campagne expérimentale, le **chapitre 3** décrit le modèle de navigation endovasculaire du guide actif et de cathéters disponibles dans le commerce. Les méthodes et les analyses pour construire le modèle numérique sont explicitées dans cette partie. Le modèle est ensuite validé en regard de la navigation expérimentale conduite dans un banc d'aorte fantôme à BCV.

Le **chapitre 4** propose des outils pour aider à la routine clinique. Il est scindé en deux parties. Dans un premier temps, sont présentés les premières avancées et résultats d'un outil d'aide au choix du guide actif. Une deuxième partie se concentre sur le développement d'abaques numériques pour envisager une aide à la conception du guide actif et à la décision pour les cliniciens.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Chapitre 1

Contexte médical et objectifs de la thèse

Ce chapitre présente les pathologies neuro-vasculaires ainsi que les traitements associés. Afin de faciliter la navigation endovasculaire vers les zones cérébrales, un nouveau type de guide dit actif a été développé et est introduit dans ce chapitre. Une dernière partie s'attache à formuler la problématique de la thèse.

Sommaire

1.1 Introduction 4
1.1.1 Élements anatomiques 4
1.1.2 Pathologies neurovasculaires 7
1.2 Description du guide actif 16
1.2.1 Introduction aux Alliages à Mémoire de Forme 16
1.2.2 Présentation du dispositif actif 19
1.2.3 Le banc d'essai avec aorte fantôme patient-spécifique 20
1.3 Problématique 23
1.4 Apport des simulateurs pour la thérapie endovasculaire 24
1.4.1 Simulateurs physiques 24
1.4.2 Simulateurs numériques 24
1.5 Objectifs de la thèse et structure du manuscrit 25

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

1.1 Introduction

1.1.1 Élements anatomiques

1.1.1.1 Description de l'aorte

L'aorte est l'artère la plus imposante du corps humain. Elle nait du ventricule gauche et se prolonge jusqu'à l'abdomen. Son rôle est d'acheminer le sang pompé par le cœur, riche en oxygène, aux différents organes du corps humain. L'aorte comporte une partie thoracique qui comprend l'aorte ascendante, la crosse de l'aorte et l'aorte descendante (voir FIG.1.1). La crosse aortique donne naissance aux Troncs Supra-Aortiques (TSAs) qui permettent d'irriguer le cerveau par les carotides et les membres supérieurs par les artéres sous-clavières. Le diaphragme, visible FIG.1.3, marque la séparation entre la zone thoracique et l'aorte dite abdominale.

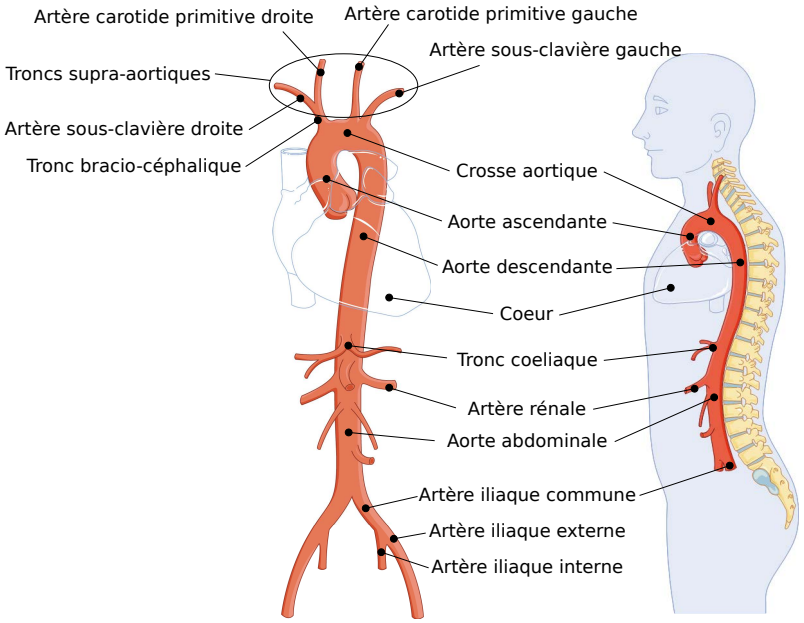


FIGURE 1.1: Description de l'aorte dans un plan frontal (gauche) et sagittal (droite) (images issues de smart.servier.com).

La Figure 1.1 rend compte d'une topologie anatomique typique. Cependant, des variations peuvent exister d'un patient à un autre notamment sur la forme générale de l'aorte ou sur les points d'insertion des TSAs. On prendra pour exemple le cas des aortes avec arches bovines où soit l'ancrage de l'artère carotide gauche se fait directement sur le tronc brachio-céphalique soit les deux artères partagent une origine commune (voir FIG.1.2).

L'aorte ascendante prend son origine au niveau du cœur par la valve aortique. Elle dessine ensuite la crosse aortique dans un plan frontal, bornée entre le sternum et la colonne vertébrale. Cette partie d'aorte mobile est jointe par un rétrécissement appelée isthme aortique à l'aorte descendante au niveau de la vertèbre T4. La partie descendante est relativement fixe et se prolonge parallèlement à la colonne vertébrale.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

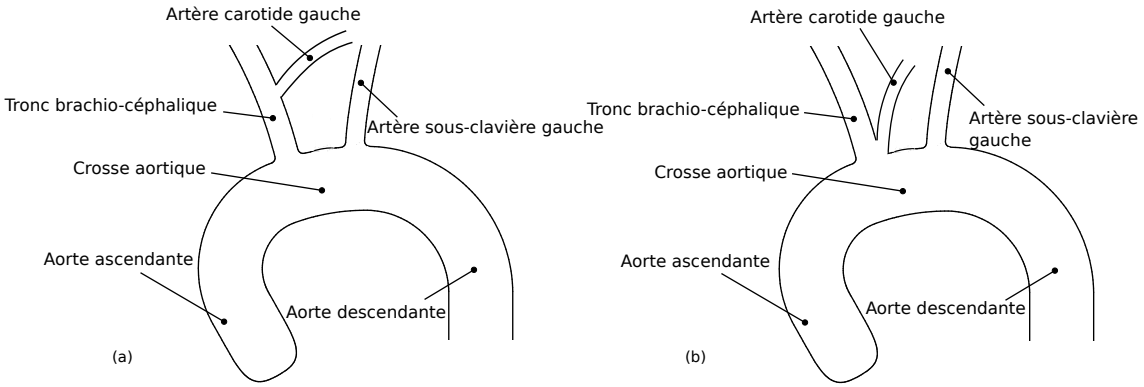


FIGURE 1.2: Aortes avec arche bovine avec (a) origine de la carotide sur le tronc brachio-céphalique et (b) variante géométrique où les origines de l'artère carotide gauche et du tronc brachio-céphalique sont confondues.

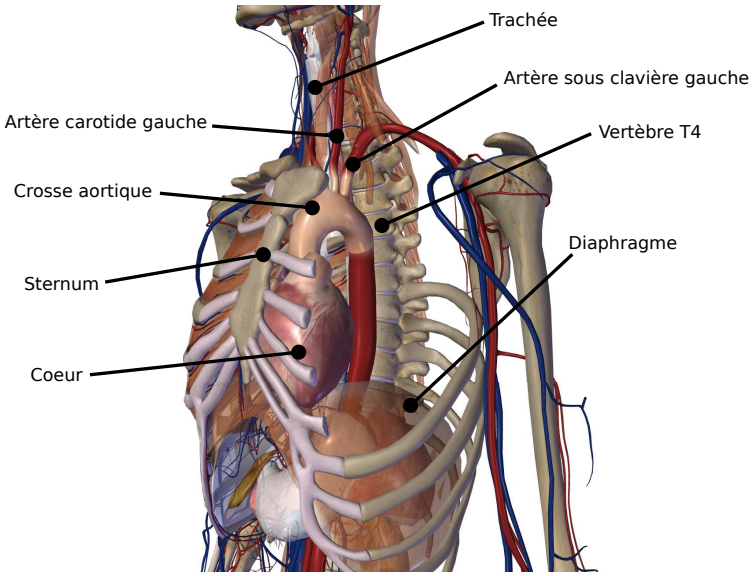


FIGURE 1.3: Position de l'aorte thoracique dans l'organisme (produit avec zygote-body.com).

Dans le plan retro-péritonéal, l'aorte abdominale est entourée par différents tissus mous et suit la veine cave jusqu'aux iliaques. Ces dernières se ramifient en de nombreuses artères pour s'ancrer dans les membres inférieurs.

1.1.1.2 Microanatomie de la paroi aortique

D'un point de vue mécanique, le comportement de l'aorte est régit principalement par sa composition en collagène, en fibres d'élastine et en cellules musculaires lisses. L'élasticité de l'aorte est assurée par les fibres d'élastine qui s'activent pour de faibles

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

déformations. Les fibres de collagène sont près de 1000 fois plus rigides (1 MPa environ pour une fibre d'élastine contre 1 GPa pour une fibre de collagène [SHA 99]) et tendent à limiter l'expansion de l'aorte tout en assurant sa stabilité.

Ces différents éléments se retrouvent dans la composition de la paroi aortique à travers une structure complexe composée de trois couches concentriques :

- *L'intima* : la tunique interne de l'aorte en contact avec le sang. Elle se compose principalement d'une couche de cellules endothéliales formant un revêtement anti-adhésif sur lequel glisse le sang ;
- *La media* : la couche la plus épaisse de la paroi aortique (environ 80% de son épaisseur [AUG 14]) comporte des fibres de collagène et d'élastine et d'une large quantité de cellules musculaires lisses permettant la vasoconstriction et la vasodilatation de l'aorte ;
- *L'adventia* : la couche externe de l'aorte se composant essentiellement des nerfs et des fibres de collagène arrangées en hélices.

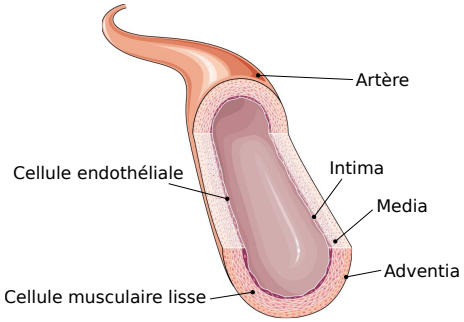


FIGURE 1.4: Structure tri-laminaire de la paroi aortique (images issues de smart.servier.com).

1.1.1.3 Propriétés particulières de l'aorte

La composition de la paroi aortique lui confère un comportement mécanique complexe. Ainsi, des propriétés particulières lui sont attribuées :

- *Grandes déformations non-linéaires* : [ZHA 02a] ont mesuré des déformations de l'ordre de 40% à partir de tests uni-axiaux réalisés sur des aortes bovines. [ROA 59] ont mis en évidence la contribution des différents composants à la réponse non-linéaire sur des portions d'iliaques externes. De plus, les déformations circonférentielles engendrées par les pulsations cardiaques ont été mesurées entre 10% et 15% pour l'aorte [MOR 09, BEL 14].
- *Incompressibilité* : [CAR 68] ont imposé une pression sur des segments d'aortes thoraciques de chien scellés aux deux extrémités et immergés dans une solution saline. Sur 11 échantillons, une variation volumique de 0.0165% pour une pression de 180 mmHg a été mesurée.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

- *Anisotropie* : en comparant la réponse mécanique de tubes en caoutchouc et de carotides de rats soumis à une pression interne, [WEI 88] ont mis en évidence le caractère anisotrope de la paroi aortique.
- Présence de *contraintes résiduelles* : les organes sont soumis à divers sollicitations au cours de leur évolution comme la gravité, les forces de pression dues à la présence de muscles et organes adjacents. Cela contribue à l'apparition de contraintes internes au sein de l'organisme [FUN 13]. Dans [VAI 87], des sections d'aorte en forme d'anneaux ont été extraites à partir d'échantillons de bovins et de porcs puis coupés radialement. Les anneaux se sont ouverts témoignant d'un état de contraintes non nulles et donc de contraintes résiduelles.

D'autres caractéristiques ont été observées comme la présence d'un comportement *visco-élastique* [IMU 90] et la variabilité de la réponse mécanique de l'aorte avec l'âge [HIC 10, SON 93] ou suivant la zone considérée [LIL 07].

Ces propriétés sont illustrées sur la Figure 1.5.

1.1.2 Pathologies neurovasculaires

1.1.2.1 Description des principales pathologies

Les artères cérébrales sont sources de différentes pathologies. Elles se présentent sous forme hémorragique ou ischémique (par diminution de l'apport sanguin). Dans le premier cas, l'*anévrisme* en constitue une cause et prend la forme d'une dilatation anormale et localisée de la paroi artérielle. Bien qu'elle puisse apparaitre sur l'ensemble du système artériel (plus rarement veineux), la pathologie se retrouve généralement au niveau de l'aorte, du cœur et des artères cérébrales. L'anévrisme des artères du cerveau est fréquemment sacciforme (en forme de poche) tandis que celui de l'aorte est le plus souvent fusiforme avec une augmentation du diamètre de quelques centimètres. Cette anomalie fragilise la structure de l'artère et peut évoluer en une rupture d'anévrisme. Les ruptures d'anévrisme intracrâniens sont mortels dans près de 50% des cas et représentent 3 à 5% des Accidents Vasculaires Cérébraux (AVC) (d'après www.bafound.org).

L'obstruction au passage du sang dans une artère se nomme ischémie. L'*athérosclérose* en est une cause. Cette maladie vasculaire se manifeste par l'apparition de plaques d'athéromes résultant de l'agglomération de corps gras dans l'intima. La paroi artérielle grossit et limite ainsi le flux sanguin de manière partielle (sténose) ou totale (thrombose). Lorsque le caillot sanguin formé migre dans le flux sanguin on parle d'embolie. Les AVC d'origine ischémique représentent environ 80% de l'ensemble des AVC [SHI 10].

L'athérosclérose et l'anévrisme ont des causes complexes mais certains facteurs favorisent leur apparition : sédentarité, tabagisme, hypertension artérielle, obésité et prédispositions génétiques constituent des facteurs à risques (d'après www.inserm.fr).

Parmi les pathologies cérébrales, on retrouve également la *fistule durale* pouvant se former après un traumatisme. Elle résulte d'une communication artério-veineuse au sein de la dure-mère.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

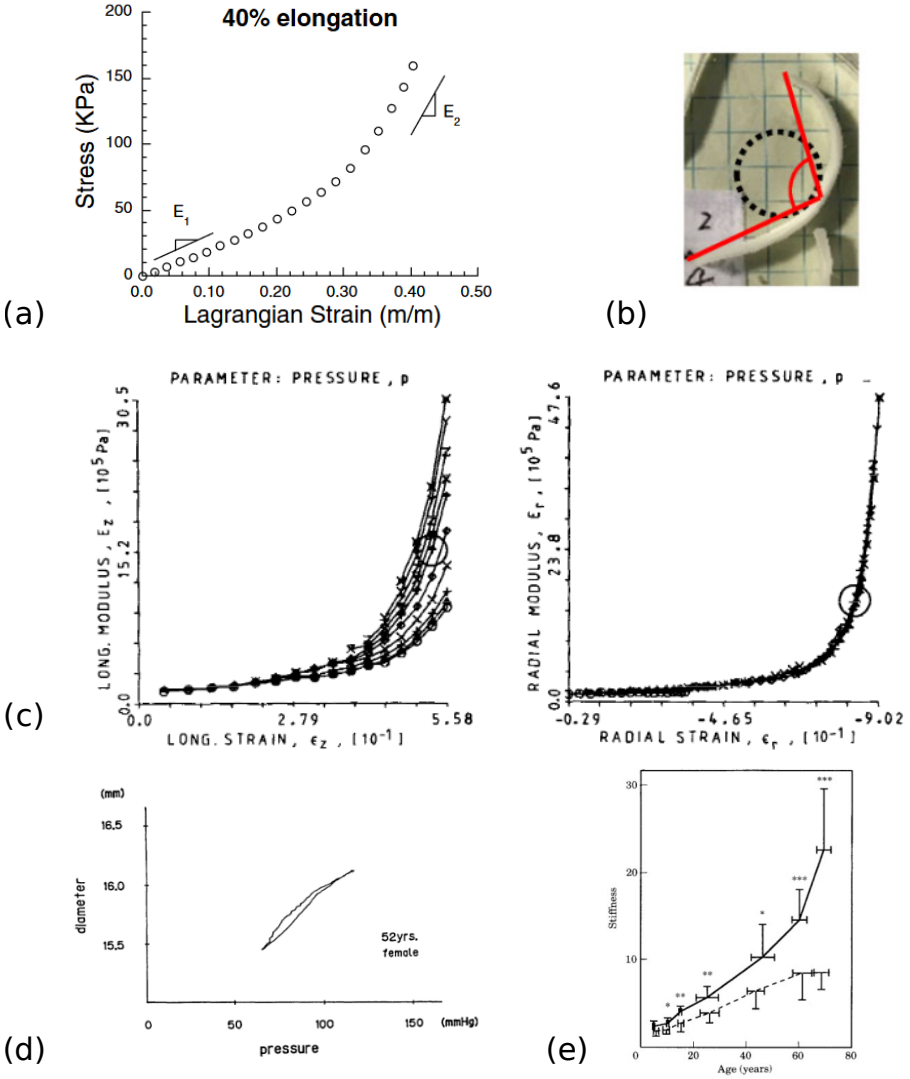


FIGURE 1.5: (a) Réponse mécanique d'un échantillon d'aorte bovine à partir d'un test en traction uni-axiale jusqu'à 40% de déformations [ZHA 02b]. (b) Illustration de la mesure d'une déformation résiduelle d'un échantillon d'aorte porcine [ZHA 22]. (c) Comparaison de la réponse des modules d'élasticité longitudinaux (gauche) et radiaux (droite) pour une artère carotide, mettant en évidence l'anisotropie du tissu artériel [VAI 87]. (d) Boucle d'hystérésis visible chez un patient de 52 ans après mesures de la pression et du diamètre au niveau de l'aorte abdominale dans le cadre d'une étude des propriétés viscoélastiques de l'aorte [IMU 90]. (e) Rigidité de l'aorte abdominale (calculée à partir des différences de pression et de diamètre entre la systole et la diastole) en fonction de l'âge pour une population d'hommes (trait plein) et de femmes (en pointillés) [SON 93].

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

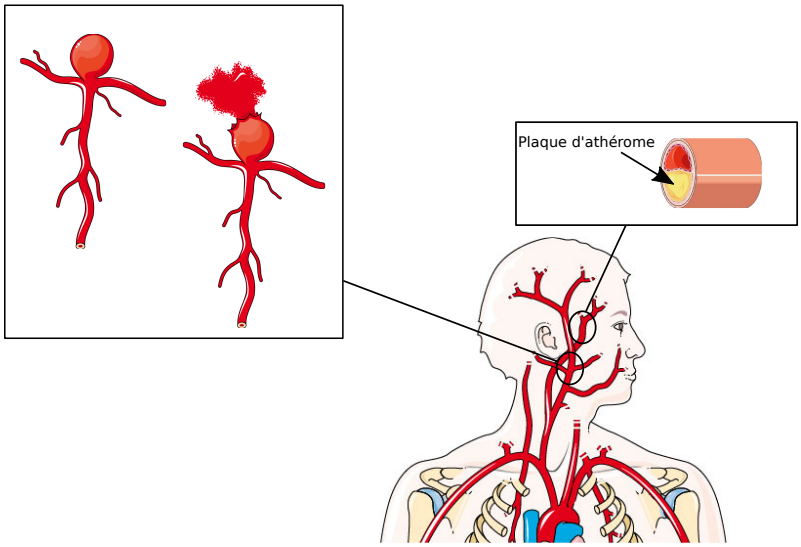


FIGURE 1.6: Illustration d'une rupture d'un anévrisme sacciforme dans une zone cérébrale et d'une artère partiellement obstruée (sténose) (images issues de smart.servier.com).

1.1.2.2 Traitements associés

1.1.2.2.1 Traitements médicamenteux

Durant la phase aiguë d'un AVC ischémique, des médicaments thrombolytiques qui dissolvent le caillot peuvent être administrés. Lorsque des gros vaisseaux sont obstrués, la procédure peut être suivie par une thrombectomie mécanique.

1.1.2.2.2 Traitements par chirurgie ouverte

Dans le cadre d'une chirurgie conventionnelle dite à "ciel ouvert" le *clipping* ou écrétage est entrepris pour soigner un anévrisme intracrânien. Cette technique consiste tout d'abord à réaliser une incision au niveau du crâne puis à exclure le sac anévrismal de la circulation sanguine en le fermant par une pince (voir FIG.1.7).

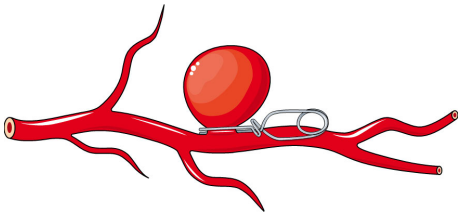


FIGURE 1.7: Traitement d'un anévrisme cérébral par écrétage (d'après smart.servier.com).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

1.1.2.2.3 Traitements endovasculaires

La chirurgie endovasculaire est un type de traitement mini-invasif. Particulièrement adapté pour les pathologies intracrâniennes, l'opération consiste en une ponction percutanée avec l'introduction de différents tubes fins (guide, sonde, cathéter, introducteur) à l'intérieur du corps. L'incision est alors fine et localisée au niveau de l'aine pour entamer la navigation à partir de l'artère fémorale (accès fémoral). Avec l'utilisation de guides et de cathéters de calibres relativement importants, il existe un risque hémorragique élevé [KIE 94]. Ainsi, un accès radial (par l'artère radiale au niveau du poignet) est de plus en plus favorisé, notamment pour les pathologies affectant les artères coronaires ou cérébrales [CHI 21a, CHI 21b].

La thrombectomie est une solution privilégiée dans le cas d'un AVC ischémique. Ce traitement vise à rétablir la circulation sanguine en retirant le caillot sanguin qui bouche une artère cérébrale par un stent ou par micro-aspiration à l'aide d'une pompe. Le stent utilisé (appelé *stent retriever*) dans le premier cas est un filet métallique allongé et comprimé dans un microcathéter. Il est acheminé et déployé dans le caillot pour ensuite le traiter et l'extraire.

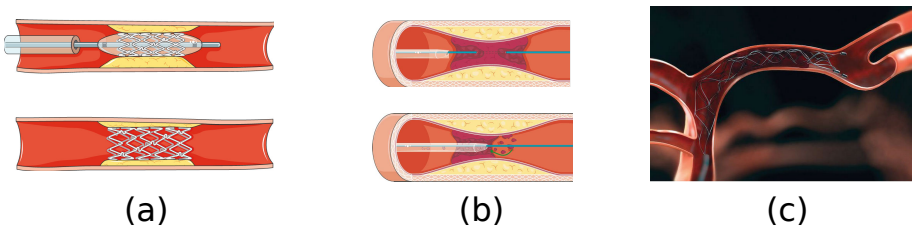


FIGURE 1.8: (a) Angioplastie avec pose d'une endoprothèse sur une sténose artérielle. Traitement d'une thrombose par aspiration (b) et en utilisant un stent-retriever (c) (d'après avc-normandie.fr).

Lors de la présence d'une sténose intracrânienne (obstruction partielle), l'angioplastie est utilisée et consiste à rétablir la circulation artérielle en déployant un ballonnet gonflable (voir FIG.1.8). La procédure peut se faire avec ou sans la pose d'une endoprothése (treillis métallique cylindrique exerçant une expansion radiale sur la paroi artérielle).

Dans le cadre des traitements par voie endovasculaire, les anévrismes cérébraux et les fistules durales sont pour la plupart traités par embolisation. Cette opération sera explicitée plus amplement dans la partie 1.1.2.3 qui suit le déroulé d'un traitement d'un anévrisme cérébral par embolisation.

1.1.2.2.4 Comparaison des options thérapeutiques

Les médicaments sont essentiellement dédiés aux AVC de type ischémique. De plus, ils doivent être pris dans les 4h après les premiers symptômes et présentent un risque hémorragique élevé [ARO 16].

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

La chirurgie endovasculaire s'est quant à elle particulièrement développée ces dernières années par rapport à la chirurgie ouverte en raisons de multiples avantages : réduction de la période d'hospitalisation, baisse du taux de morbidité [VER 09] et zones lésionnelles réduites.

Les procédures endovasculaires intracrâniennes constituent donc une piste favorable et les résultats à long-terme sont globalement satisfaisants [DEB 10, MCC 19]. Ce type d'interventions souffre néanmoins d'un risque non nul d'hémorragie et d'occlusions que la recherche médicale vise à minimiser [PIE 12].

1.1.2.3 Scénario opératoire d'un traitement endovasculaire

1.1.2.3.1 Planification

Dans le cas des anévrismes cérébraux, le traitement par embolisation constitue le traitement endovasculaire standard. Une angiographie qui consiste à effectuer une radiographie par rayons X après injection d'un produit de contraste iodé est réalisée au cours de la première étape (phase préopératoire) afin de visualiser les vaisseaux sanguins. Avec un scanner de type C-arm (voir FIG.1.9), un rendu 3D est possible en faisant pivoter l'arceau autour du patient. Un procédé de soustraction permet ensuite de ne garder que les structures vasculaires. Cette étape permet de sélectionner le matériel endovasculaire adapté (*sizing*) ainsi que de définir le trajet de navigation endovasculaire à partir de la visualisation 3D.

FIGURE 1.9: Scanner C-arm 3D dans une salle dite hybride associant une salle d'opération classique à celle de radiologie interventionnelle (gauche) et visualisation d'un plateau de radiologie interventionnelle (droite) (Hôpital Fondation Adolphe de Rothschild, Paris).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

1.1.2.3.2 Phase peropératoire

Lors de la phase peropératoire, le neuro-radiologue interventionnel ponctionne la zone à l'aide d'une aiguille et place un premier outil : l'introducteur. Un guide souple est ensuite introduit afin de définir le chemin de la navigation et initier les déformations artérielles. Un microcathéter progresse en coulissant sur le guide jusqu'à la zone d'intérêt où une bobine de fil métallique souple (*coil*) est poussée dans le sac anévrismal. Le flux sanguin est ralenti et la coagulation permet de boucher l'anévrisme (voir FIG.1.10). Durant la navigation l'introducteur est placé en amont de la zone à traiter pour stabiliser le matériel endovasculaire. La procédure peut parfois se faire conjointement avec d'autres dispositifs comme un *stent* (endoprothèse) ou un *ballon* pour faciliter le traitement et prévenir les complications.

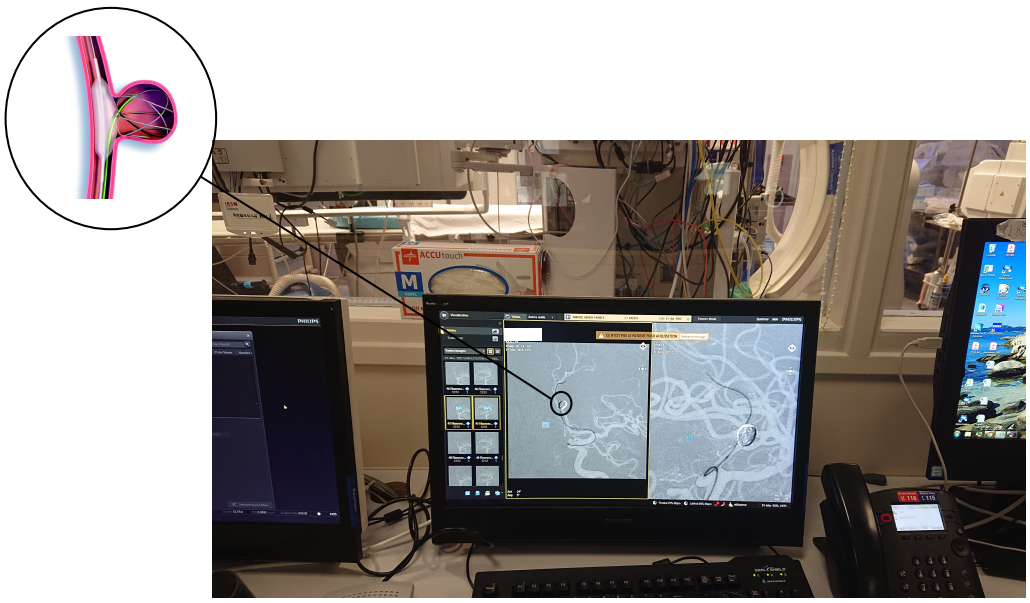


FIGURE 1.10: Procédé d'embolisation assistée par ballon (*remodeling*) et observation fluoroscopique de l'anévrisme bouché.

Afin de suivre l'avancée des outils dans le réseau vasculaire, le scanner capture le suivi des outils en 2D par fluoroscopie : des rayons X sont générés et le guide ainsi que les extrémités radio-opaques des cathéters utilisés deviennent visibles. Pour des moments clés de la navigation, une angiographie peropératoire est réalisée pour opacifier la structure vasculaire en injectant du produit de contraste. Les déformations des artères sont alors visibles, facilitant la procédure. Bien que l'utilisation de produit de contraste tend à être limité en raison de sa néphrotoxicité [SOL 06], des techniques avancées d'imagerie comme la fusion d'images préopératoire avec des images peropératoires sont de plus en plus utilisées permettant de limiter l'injection de produit de contraste [KAL 15, GOU 17].

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

1.1.2.4 Difficultés de la navigation vers des cibles cérébrales

Les principales difficultés résident dans l'élaboration du geste clinique et de l'accès aux zones complexes [KAY 17]. En effet, les procédures actuelles se font généralement à l'aide d'outils passifs, dont la courbure dépend uniquement des interactions avec la paroi artérielle. Lorsque le clinicien souhaite accéder à une zone spécifique qui demande une certaine courbure (bifurcation artérielle par exemple), le geste est rendu difficile avec de tels outils. La crosse de l'aorte et les TSAs sont particulièrement sujets à des tortuosités prononcées chez certains patients. Sur la Figure 1.11, le trajet de l'artère fémoral vers les zones cérébrales par la carotide gauche est illustré pour un patient-spécifique, montrant la trajectoire complexe pour ce genre d'intervention.

FIGURE 1.11: Trajectoire des outils endovasculaires pour le traitement d'une pathologie cérébrale en passant par l'artère fémorale chez un patient-spécifique.

On estime que près de 20% des procédures endovasculaires présentant des complexités géométriques pouvant rendre difficiles la suite de l'intervention [MAD 08, MAC 09, LAM 07]. Cela est principalement dû à un manque de contrôle lors de la manipulation des outils endovasculaires.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

1.1.2.5 Voie d'amélioration de la navigation : développement d'outils actifs

Afin de faciliter la navigation endovasculaire des TSAs pour accéder aux zones du cerveau, les progrès se sont particulièrement articulés autour de nouveaux types de cathéters et guides dits actifs dont la courbure peut être pilotée [HU 18]. La majorité de ces outils sont commandés par un ou plusieurs câbles opposés qui courent le long de l'instrument. D'autres technologies on été utilisées pour fléchir les dispositifs telles que l'utilisation d'un champ magnétique ou de tubes concentriques pré-courbés glissant les uns sur les autres [KIM 19, GIL 16]. Ces solutions restent pour la plupart coûteuses, encombrantes ou ne conviennent pas dans le cadre d'une neuro-intervention. D'autres travaux se sont intéressés aux cathéters et guides avec actionneurs embarqués.

L'entreprise BaseCamp Vascular (BCV, Paris) s'est orientée vers les actionneurs en Alliage à Mémoire de Forme (AMF) [LAG 08] afin de piloter la courbure de leur guide actif et faciliter le crochetage des TSAs [COU 17]. Le guide développé est au cœur de ces travaux de thèse.

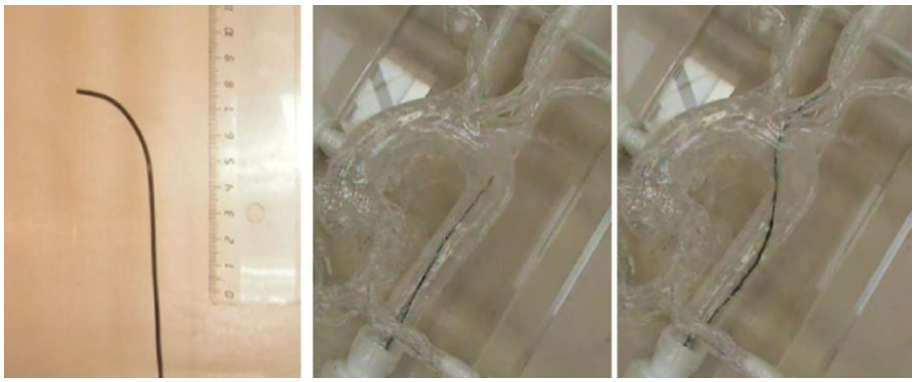


FIGURE 1.12: Guide actif développé par BCV et navigation dans un fantôme physique de crosse aortique.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Bilan sur l'aorte et les pathologie neurovasculaires

- ☐ L'aorte est la plus grande artère du corps humain et comporte une structure complexe.
- ☐ En conséquence, les propriétés mécaniques du tissu artériel sont particulières : anisotropie, hyperélasticité, visco-élasticité, présence de contraintes résiduelles, incompressibilité et dépendance forte des propriétés mécaniques au patient.
- ☐ Les artères sont soumises à différentes pathologies. Dans le cadre de cette étude on se focalise sur les pathologies neuro-vasculaires. Parmi celles-ci on distingue entre autres les anévrismes, les thromboses / sténoses ou encore les fistules durales.
- ☐ Les traitements pour soigner ces pathologies reposent notamment sur l'utilisation de médicaments ou par chirurgie ouverte.
- ☐ La thérapie endovasculaire (technique mini-invasive) est un traitement de plus en plus privilégié mais la procédure peut être délicate pour accéder aux zones à traiter.
- ☐ Dans ce cadre, l'entreprise BCV a développé un nouveau type de guide actif en AMF pour faciliter l'accès aux zones du cerveau par les carotides.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

1.2 Description du guide actif

1.2.1 Introduction aux Alliages à Mémoire de Forme

Dans cette partie, on présentera une synthèse des concepts portant sur les AMF. On s'intéressera notamment à l'alliage de *Nitinol* utilisé pour le guide actif. Le Nitinol (NiTi) a été développé au début des années 1960 au Naval Ordance Laboratory (US Navy, États-Unis) [BUE 68]. Alliage de nickel et de titane, il est régulièrement utilisé dans le cadre médical pour sa biocompatibilité [MOR 04].

1.2.1.1 Transformation martensitique

Les AMF présentent deux phases stables : une à haute et une à basse température appelées respectivement *austénite* et *martensite*. Ces phases affichent des structures cristallines et donc des propriétés distinctes. La transformation martensitique est une transformation de phase solide-solide homogène, isochore et displacive (les atomes se déplacent de manière collective et coopérative sur des distances de l'ordre du dixième de la distance inter-atomique). Cette transition se fait donc de manière quasi-instantanée et indépendante de la vitesse de refroidissement.

La transformation peut être causée par un changement de température ou application de contrainte. Lorsque le matériau en phase austénite est refroidi sans application d'une contrainte (transformation thermo-induite), la structure cristalline s'organise en macles par cisaillement pour relaxer les contraintes et la phase martensite est nommée *martensite auto-accommodante*. Ces macles ou variants s'orientent dans différentes directions (24 variants pour le Nitinol). Les variants se combinent alors alternativement et d'un point de vue macroscopique, aucune déformation n'est visible.

La transition entre austenite et martensite n'est pas directe. Elle démarre pour une température M_s (*martensite start*) jusqu'à une température de fin de transformation M_f (*martensite finish*). Entre les deux températures il y a coexistence des deux phases. La transformation peut se produire en sens inverse avec un changement de phase qui démarre à une température A_s (*austenite start*) jusqu'à A_f (*austenite finish*). L'évolution suit une hystérésis visible sur la Figure 1.13.

Lorsqu'un chargement est appliqué sur un échantillon de Nitinol austénitique, les variants orientés suivant la direction de sollicitation sont privilégiées et la martensite est dite *orientée*. La déformation est dans ce cas visible macroscopiquement.

La transformation martensitique permet aux AMF d'exhiber des propriétés pseudoélastiques particulières. Parmi celles-ci on s'intéresse à l'*Effet Mémoire de Forme* (EMF) et à la *Superélasticité* dans le cadre de cette étude.

1.2.1.2 Effet Mémoire de Forme

L'effet mémoire de forme désigne la capacité d'un AMF à pouvoir se déformer de manière stable dans une certaine gamme de température puis de retrouver son état d'origine par une augmentation de température. Plus précisément, en suivant la Figure 1.14,

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

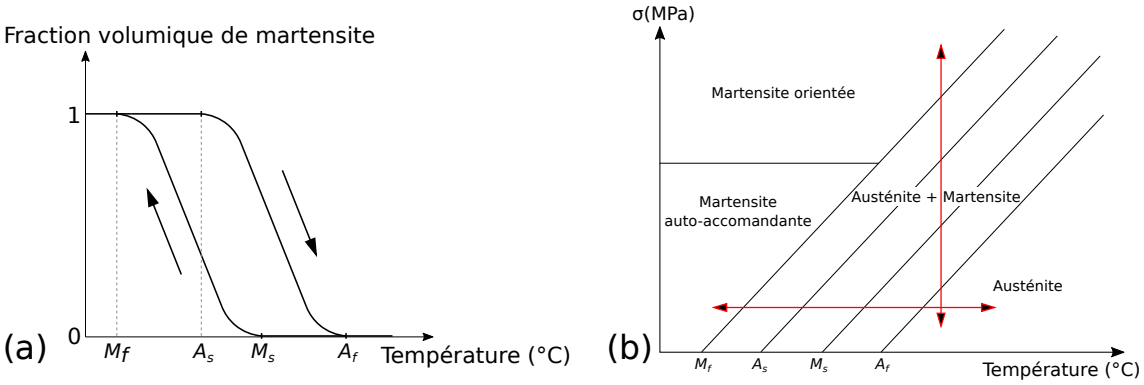


FIGURE 1.13: (a) Fraction volumique de martensite en fonction de la température : mise en évidence de l'hystérésis pour les transitions de phases. (b) Diagramme de changement de phase pour les AMF. Les trajets correspondent aux transformations thermo-induite et par application d'une contrainte

si on considère un échantillon de Nitinol en A à basse température (état de martensite auto-accommodante) et qu'on lui applique un chargement mécanique, les variants vont se réorganiser en suivant la direction de sollicitation. L'échantillon sera alors déformé macroscopiquement (point B) et ceci même après décharge (en C). Si l'on chauffe ensuite le Nitinol, la martensite se transforme en austénite et recouvre son état initial en D. Lorsque le matériau est refroidi il se produit la transformation martensitique vue précédemment et donc il y a absence de changement macroscopique (de D à A).

1.2.1.3 Superélasticité

La superélasticité est la capacité des AMF à subir de grandes déformations (jusqu'à 10% pour le Nitinol [PEL 11]) et de recouvrer leur état initial en décharge. Cette transition se produit lorsqu'une éprouvette est à température constante T telle que $T > A_f$ et qu'elle subit une contrainte mécanique.

La transformation suit une hystérésis visible FIG.1.14. Le comportement de A' à B' est élastique en phase austénitique. Le changement de phase débute en B' où les deux phases coexistent jusqu'au point C'. À la décharge, on a un comportement élastique en phase martensitique orientée puis à partir de D' il y a mélange des deux phases. On retrouve un comportement élastique en E' jusqu'à nouveau atteindre l'origine A'.

1.2.1.4 Propriétés particulières

La complexité des AMF rend compte de plusieurs propriétés à considérer lorsqu'on les étudie :

- *Couplage thermo-mécanique* : [SHA 95] ont réalisé des tests uni-axiaux sur des fils de NiTi en faisant uniquement varier la température entre -20°et 100°, ils ont mis en évidence l'influence de la température sur la réponse contrainte-déformation.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

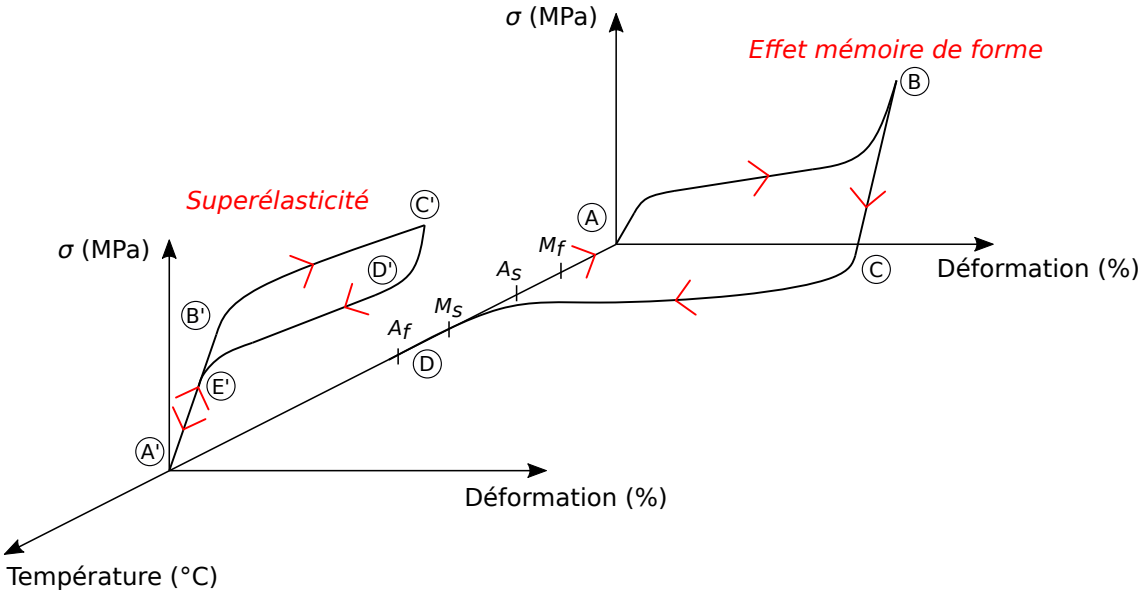


FIGURE 1.14: Effet mémoire de forme et superélasticité des AMF.

Par ailleurs, les contraintes seuils de transformation à la charge et à la décharge ont été reportées sur un graphe en fonction de la température montrant une dépendance non-linéaire.

- *Influence de la vitesse de déformation* : une des conséquences directe du couplage thermo-mécanique est la dépendance à la vitesse de sollicitation [NEM 05, NEM 06]. En effet, la transformation martensitique étant exothermique, la chaleur libérée tend à augmenter la contrainte seuil de transformation. Cet effet est d'autant plus marqué que la vitesse de sollicitation est élevée. Pour des faibles vitesses, la transformation est considérée comme isotherme (la dissipation de chaleur vers l'extérieur a le temps de se produire) [HUM 81].

- *Effet du cyclage* : il existe un effet de cyclage inhérent aux AMF. Dans [GON 02], des tests en traction sur des fils de Nitinol superélastiques ont été réalisés sur plusieurs cycles de charge / décharge à des vitesses et des températures différentes. Les tendances sont similaires : ils ont remarqué une modification de la réponse mécanique lors des cycles avec une réduction de la boucle d'hystérésis et une accumulation des déformations résiduelles à cause des défauts microscopiques.

- *Asymétrie tension / compression* : les matériaux en AMF affichent une réponse mécanique différente lorsqu'ils sont sollicités en tension ou en compression [ADH 06] et présentent des motifs de déformation à l'instar des bandes de Lüders pour les aciers à bas carbone sollicités en traction / cisaillement [BEC 14, ANA 91].

Les principales particularités des AMF sont résumées sur la Figure 1.15.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

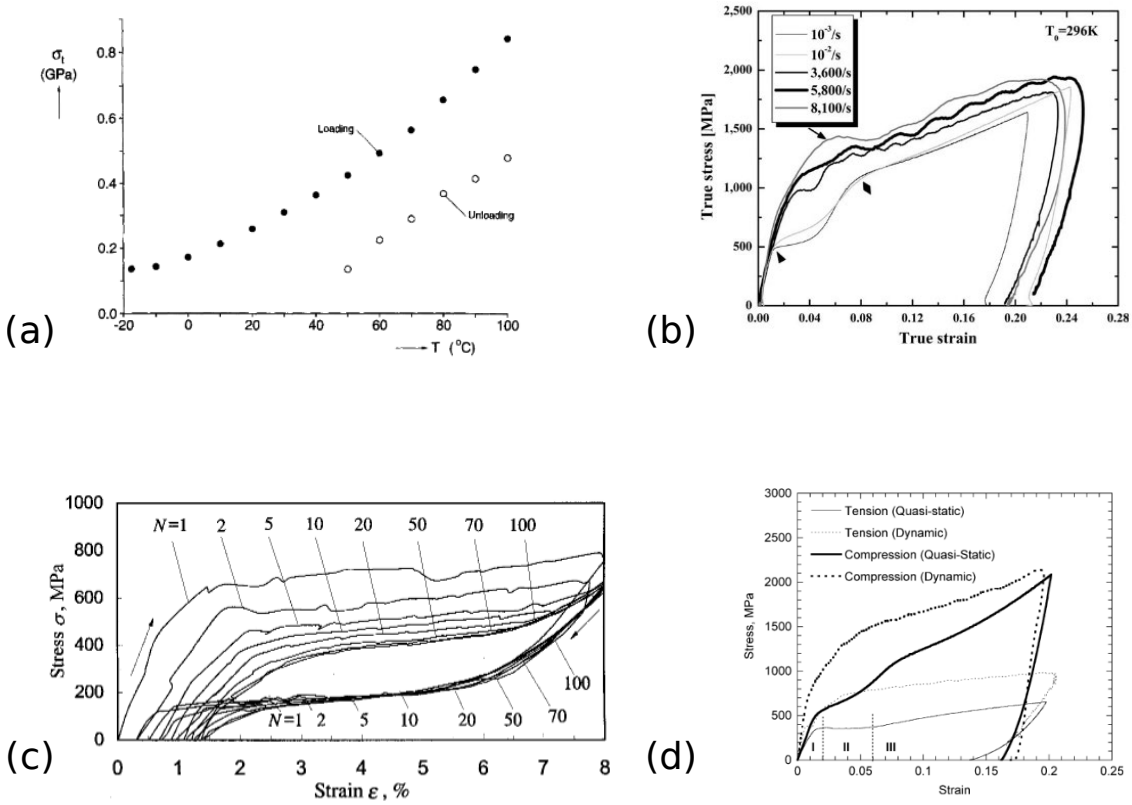


FIGURE 1.15: (a) Contraintes seuils de transformation d'un échantillon de NiTi en fonction de la température pour les phases de chargement et déchargement [SHA 95]. (b) Résultats des contraintes en fonction des déformations d'un échantillon de Ni-Ti-Cr pour des vitesses de sollicitation différentes [NEM 05]. (c) Courbes contraintes-déformations d'un échantillon de TiNi mettant en évidence l'effet de cyclage [GON 02]. (d) Asymétrie entre tension et compression visible sur des réponses mécaniques d'un échantillon de NiTi [ADH 06].

1.2.2 Présentation du dispositif actif

Le guide actif comprend une longue tige au bout de laquelle est connectée une lame en NiTi superélastique. Un fil de NiTi est accolé à la lame par un ressort hélicoïdal définissant un module actif.

Lors de l'activation, un courant électrique est envoyé par des fils électriques connectés aux extrémités du module actif. Par effet Joule, les fils de Nitinol chauffent et sous effet mémoire de forme, ils se contractent. La lame se fléchit alors permettant de courber la partie distale du guide. Pendant la phase de refroidissement, les fils de Nitinol entament la transformation martensitique donc sans déformation macroscopique. Le retour élastique de la lame permet au guide de revenir à sa position initiale. Le trajet complet du cycle d'activation / désactivation du guide suit la trajectoire définit FIG.1.14.

La performance du guide est évaluée par l'angle de courbure défini FIG.1.16. Des fils

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

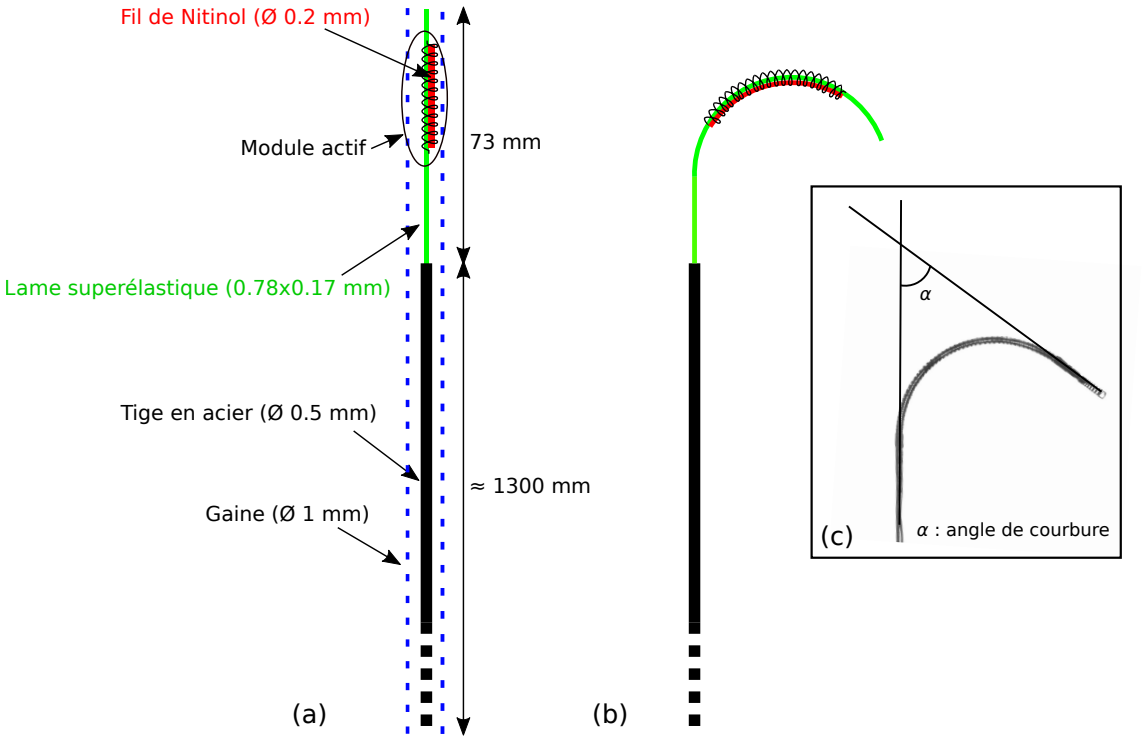


FIGURE 1.16: (a) Présentation simplifiée du guide actif et représentation de l'activation (b) pour un guide avec un module actif. (c) Définition de l'angle de courbure sur une photo de la partie distale du guide lors de son activation à l'air thermorégulé.

peuvent également être rajoutés le long de la lame. Lorsque deux fils sont positionnés de part et d'autre de la lame, le guide peut se courber en "S" comme le montre la Figure 1.17. Entre les deux modules actifs (poximal et distal), les fils de Nitinol se prolongent et cette partie est considérée comme très rigide et inactive à cause de l'assemblage des différents composants.

Le guide double étage (instrument *Gecko*) constitue une configuration standard proposée par BCV. Il est commandé à l'aide d'une poignée munie de deux boutons permettant d'injecter du courant aux modules proximal et distal (voir FIG.1.17).

1.2.3 Le banc d'essai avec aorte fantôme patient-spécifique

L'instrument Gecko a été validé par BCV sur des navigations *in vivo* dans des cochons. Le crochetage des artères rénales, fémorales et des TSAs a été réussi en suivant la procédure usuelle lors d'interventions sur des patients.

BCV s'appuie également sur un banc d'essai d'aorte fantôme patient-spécifique sur lequel sont réalisés des tests pour le développement des dispositifs actifs. Le crochetage des TSAs de différentes aortes *complexes* (dont l'accès est difficile) a été possible en utilisant le Gecko, confortant son utilisation pour faciliter l'accès aux zones cérébrales.

Le banc d'essai est visible FIG.1.18. Il comprend un ensemble avec deux modules

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

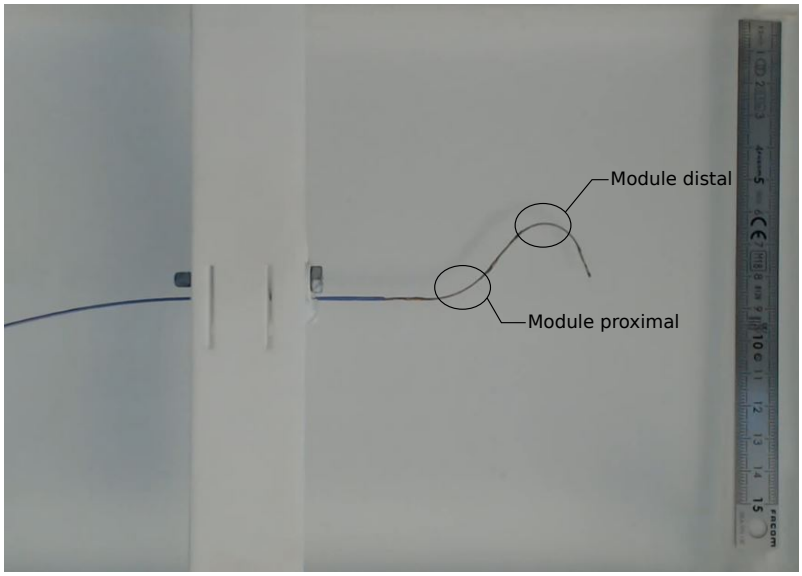


FIGURE 1.17: Guide actif double étage fixé sur un banc d'essai permettant d'évaluer sa performance.

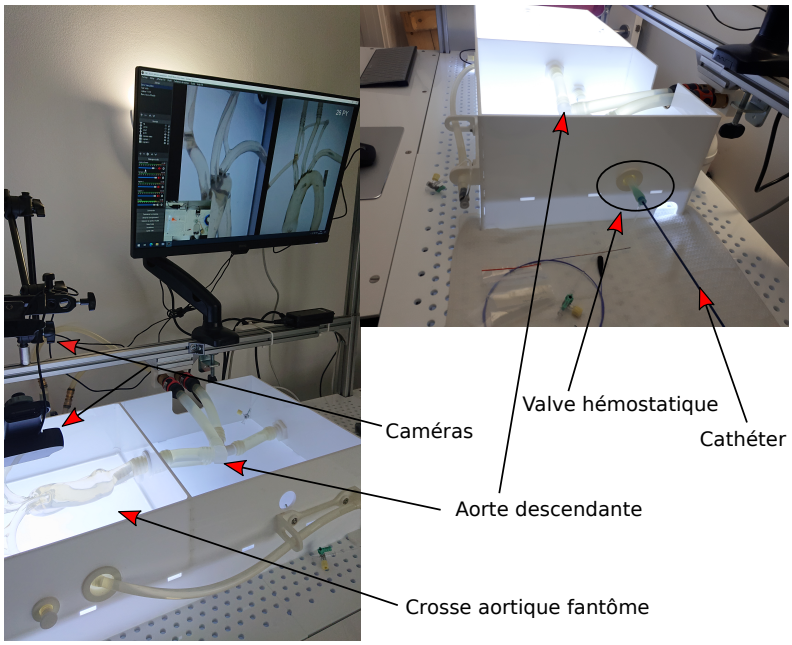


FIGURE 1.18: Banc d'aorte fantôme à BaseCamp Vascular.

(boîtes) : l'un contenant la crosse de l'aorte et l'autre un cylindre rigide représentant le prolongement de l'aorte descendante et une partie de l'aorte abdominale. La première partie (crosse de l'aorte avec le départ des TSAs) peut être changée pour une anatomie patient-spécifique différente. Au niveau de l'entrée du banc d'essai, une valve hémostatique permet d'assurer l'étanchéité.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

La structure vasculaire est alimenté par un mélange d'eau et de liquide vaisselle à 37°C. Un flux constant de 250L/h parcourt le fantôme pour représenter la circulation sanguine bien que ce mélange soit assez éloigné du comportement non-newtonien pulsé réel [SOC 13, HAS 10].

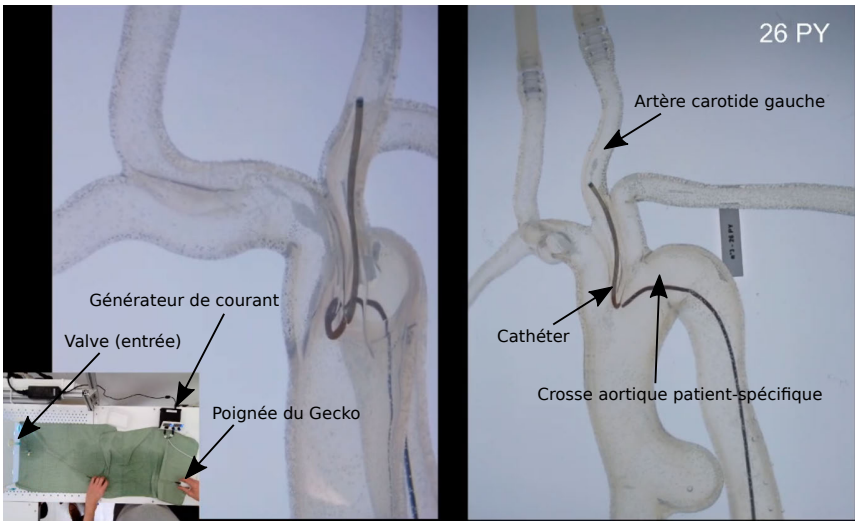


FIGURE 1.19: Crochetage de la carotide gauche pour une aorte complexe dans le banc d'aorte fantôme BCV à l'aide de l'outil Gecko et de cathéters associés. La navigation endovasculaire est prise selon deux vues (de face et de côté) et une caméra permet de visualiser les gestes du clinicien.

Bilan sur le matériel endovasculaire : guide actif et banc d'essai d'aorte fantôme

- ☐ Le guide actif se compose d'une longue tige et d'une lame en bout. Sur cette lame des fils de NiTi y sont accolés par endroit, formant des parties actives. Par impulsion électrique les fils se contractent sous effet mémoire de forme et le guide se courbe.
- ☐ La configuration standard qui nous intéresse particulièrement dans cette thèse est la configuration Gecko : deux fils de NiTi sont disposés de part et d'autre de la lame permettant une courbure du dispositif en "S".
- ☐ Le guide actif est utilisé conjointement avec un DAC et un introducteur.
- ☐ La navigation endovasculaire avec le guide actif est testé dans un banc d'essai d'aorte fantôme à BCV. La structure peut accueillir différentes crosses aortiques patient-spécifiques.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

1.3 Problématique

Les accidents vasculaires cérébraux constituent la deuxième cause de mortalité dans le monde avec 13 millions de cas recensés chaque année [LIN 19]. D'après la Haute Autorité de la Santé, on dénombre 130 000 cas annuel en France et 75% de ceux-ci gardent des séquelles handicapantes.

On assiste alors à un essor des thérapies endovasculaires au cours de ces dernières années [WIL 16]. On estime ainsi qu'en 2026, plus de 80% des pathologies vasculaires seront traitées par voie endovasculaire [VEI 16]. Cette croissance s'est accompagnée de solutions toujours de plus en plus innovantes (outils actifs, fusion d'images 2D/3D) mais l'évolution rapide de ces technologies et des pratiques endovasculaires obligent à dépasser les limites actuelles.

Le besoin concerne notamment les outils d'aide à la décision permettant de mieux appréhender les difficultés du geste pour une anatomie donnée afin d'optimiser la phase de planification. Cette thèse s'inscrit dans le projet ANR DEEP (Dispositifs de navigation Endovasculaire augmEntée pour accés et Parcours complexes) réunissant des partenaires académiques et industriels. L'ambition de ce projet de recherche est de proposer des solutions innovantes de technologies matérielles et logicielles pour la navigation endovasculaire vers des cibles complexes. La Figure 1.20 montre un aperçu des tâches et des acteurs du projet.

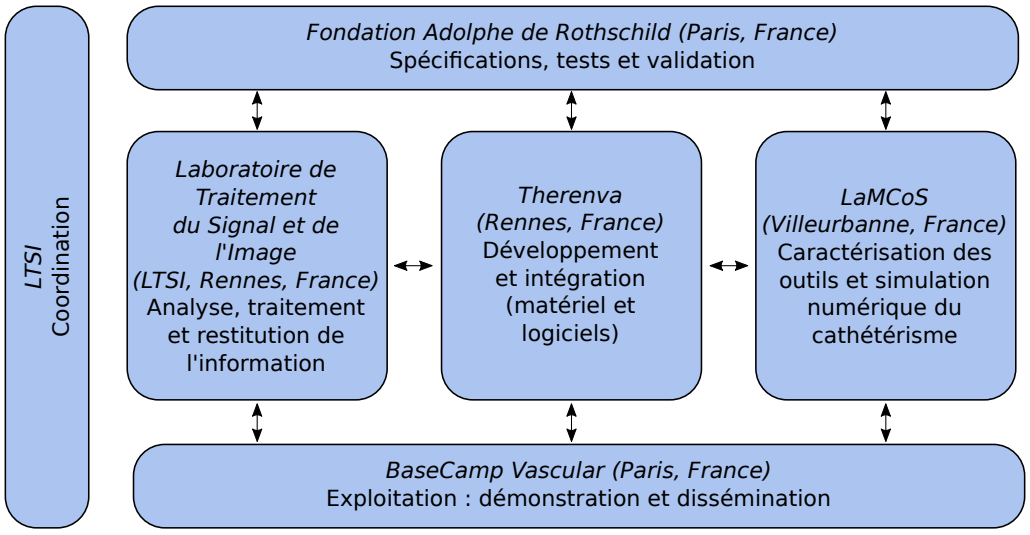


FIGURE 1.20: Tâches et acteurs du projet ANR DEEP.

Dans cette thèse, on s'intéresse au guide actif conçu par BCV. Cet outil présente des caractéristiques permettant de faciliter la navigation endovasculaire et le passage des TSAs pour accéder aux zones cérébrales. Deux verrous restent cependant à résoudre pour en améliorer son efficacité :

- Configurer le guide actif : déterminer le nombre d'actionneurs nécessaires et leur courbures pour une anatomie donnée ;

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

- Proposer des séquences de gestes lors de la navigation maximisant les chances d'accéder aux zones à traiter.

1.4 Apport des simulateurs pour la thérapie endovasculaire

Aujourd'hui les outils d'aide à la décision dans le cadre biomédical se déclinent aussi bien sous forme numérique que physique. Ils permettent de se placer dans un environnement reproduisant au mieux les conditions réelles et ainsi de pouvoir tester de nombreuses configurations pour proposer la solution thérapeutique la plus efficace ou permettre aux cliniciens de s'entrainer.

1.4.1 Simulateurs physiques

De nombreux simulateurs ont vu le jour pour les traitements endovasculaires [SEE 16, MIR 18]. Le simulateur cherche à représenter artificiellement les conditions rencontrées pendant une intervention. Il peut se décliner sous une forme physique par des fantômes imprimés en 3D [MEE 17] ou des mannequins [COO 08], couplés le plus souvent à des ordinateurs pour le contrôle des conditions physiologiques. Ils permettent ainsi un meilleur apprentissage du geste, une stimulation de la coordination œil-main et une préparation adaptée lors de l'utilisation d'anatomies patient-spécifiques. Une des principales limitations des simulateurs physiques est la nécessité d'avoir du matériel endovasculaire à disposition (occasionnant un coût supplémentaire pour la formation). De plus, les modèles en silicone manquent encore de réalisme notamment sur le contact entre les outils et la paroi vasculaire où le frottement est parfois exagéré [PAR 14].

1.4.2 Simulateurs numériques

Au cours de ces dernières années, les simulateurs de réalité virtuelle se sont répandus pour les besoins cliniques [RUD 15]. Ces outils imitent les conditions opératoires en utilisant, entre autres, des dispositifs haptiques, des affichages et un ordinateur permettant de sélectionner le matériel endovasculaire. Cependant, ils restent destinés à des opérateurs novices [AGG 06] et dû à une absence de définition de normes communes sur les compétences endovasculaires, il subsiste un manque de validation pour ce type d'outils.

L'objectif aujourd'hui est de pouvoir développer des simulateurs numériques prédictifs. Les simulations numériques constituent une piste favorable et présentent déjà des résultats intéressants. Dans [GIN 17], [KAL 13], [MOU 13], et [MOH 18] des simulations patient-spécifiques ont été réalisées pour prédire les déformations artérielles lors du passage des différents outils dans le cadre d'un anévrisme de l'aorte abdominale. [VY 18] ont réalisé des simulations de navigation endovasculaire pour l'implémentation d'une valve aortique pour prédire la position et l'angle des guides engagés. Des travaux se

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

FIGURE 1.21: Simulateur de réalité virtuelle pour la formation et l'entrainement aux procédures chirurgicales (d'après simbionix.com).

sont également intéressés au déploiement d'endoprothèses pour les dissections aortiques [YUA 20] et à l'embolisation d'anévrisme intracrânien [DAM 15] par modélisation en éléments finis afin d'anticiper les résultats post-opératoires. Les résultats des simulations numériques sont prometteurs mais restent coûteux en terme de temps de calcul et ne traitent pas la problématique de l'accès à des zones complexes.

1.5 Objectifs de la thèse et structure du manuscrit

Les objectifs de cette thèse sont de développer des outils numériques d'aide à la décision permettant de lever les verrous cités précédemment, plus précisément (i) appréhender la difficulté de la navigation pour accéder aux zones du cerveau par la carotide gauche et proposer ainsi des configurations de guide actif (nombre de modules actifs, longueurs et écart entre ceux-ci) maximisant les succès de crochetage ainsi que (ii) proposer des séquences de navigation qui garantissent le crochetage de la carotide, le tout pour une anatomie donnée.

En vue de la simulation numérique de la navigation, une première étape consiste à caractériser les outils dont le guide actif pour en connaitre les propriétés mécaniques. Une seconde étape consiste en la compréhension des phénomènes intervenant dans la navigation endovasculaire active vers des cibles complexes, qui s'éloigne d'une navigation standard avec outils passifs où leur déformation est uniquement due au contact avec la paroi vasculaire. Ces travaux sont détaillés dans le chapitre 2.

Ces éléments en main nous ont permis ensuite de développer, dans le chapitre 3 de ce mémoire, un modèle numérique de navigation endovasculaire du guide actif et de cathéters passifs. Ce modèle a été validé en regard de la navigation dans des aortes fantômes.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Afin de lever la problématique du temps de calcul et d'offrir des outils d'aide à la décision dédiés, on s'est ensuite dirigé vers des méthodes de réduction de modèles. Le chapitre 4 propose de faire le bilan des outils développées au cours de cette thèse, qu'ils se présentent sous forme d'abaques numériques ou de modèles éléments finis patient-spécifiques.

Les différents points abordés dans ce mémoire sont résumés sur le schéma suivant.

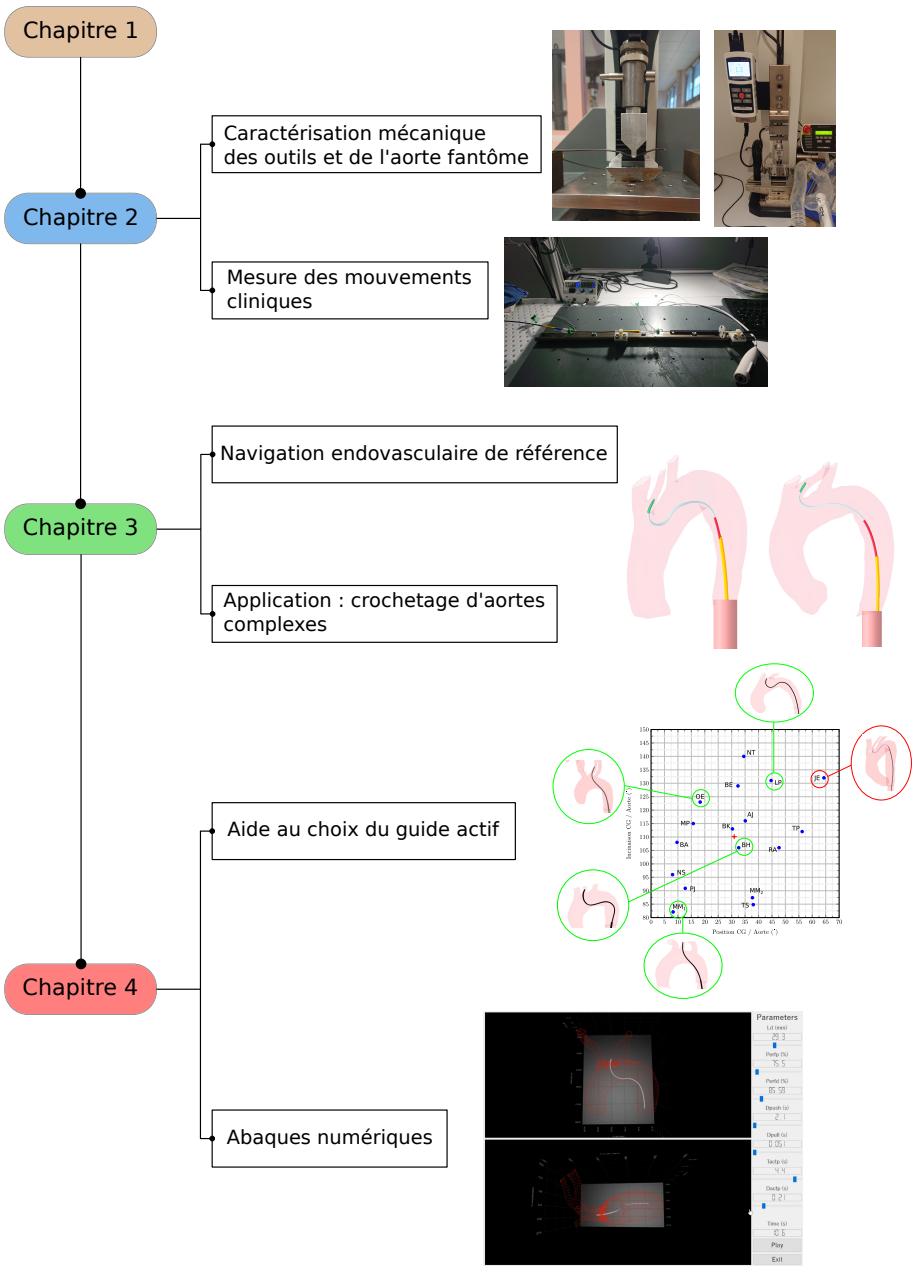


FIGURE 1.22: Organisation de la thèse et principaux résultats abordés.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Chapitre 2

Caractérisation du matériel et de la navigation endovasculaire

Dans ce chapitre, on présente les travaux expérimentaux de la thèse. La caractérisation des outils et de l'aorte est dans un premier temps détaillée. Des méthodes de flexion 3-points et des essais de flexion sous poids-ajouté sont notamment utilisés pour la caractérisation. Une autre partie concerne l'observation et la caractérisation de la navigation endovasculaire active, qui comporte des phénomènes particuliers tels que le snapping. Les différents résultats abordés alimentent le modèle numérique décrit par la suite. Ce chapitre a fait l'objet d'une publication [BAD 22a].

Sommaire

2.1 Introduction 29
2.2 Caractérisation mécanique de l'aorte fantôme 29
2.2.1 Échantillons 29
2.2.2 Méthodes 30
2.2.3 Résultats 31
2.3 Caractérisation mécanique du guide actif 31
2.3.1 Préambule 31

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

2.3.2 Caractérisation de la tige 36
2.3.3 Caractérisation de la partie distale 37
2.3.4 Activation du guide en environnement contrôlé 41
2.4 Caractérisation mécanique des cathéters 45
2.4.1 Échantillons 45
2.4.2 Montage expérimental 46
2.4.3 Post-traitement 46
2.4.4 Résultats 51
2.5 Observation et caractérisation de la navigation endovasculaire 54
2.5.1 Effet snapping 54
2.5.2 Navigation active 55
2.5.3 Mesures des gestes cliniques 55
2.6 Discussions 58
2.7 Bilan 59

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

2.1 Introduction

Le chapitre 1 formule la problématique de la thèse qui s'articule autour du développement d'outils numériques d'aide à la décision.

Dans cet objectif, la construction du modèle numérique de la navigation endovasculaire est une étape clé. Pour cela, des données sont nécessaires afin d'alimenter le modèle : conditions aux limites, propriétés mécaniques du matériel endovasculaire ou encore caractérisation de la navigation en elle-même.

Les outils introduits dans l'aorte sont le guide actif, le DAC (communément appelé cathéter pour la suite) et l'introducteur. Le guide initie les déformations artérielles et permet de définir le chemin à suivre, le cathéter coulisse ensuite sur le guide et est utilisé pour traiter la pathologie. Enfin l'introducteur, l'outil le plus rigide et de plus grand diamètre, est placé en amont pour stabiliser les différents outils. Ces dispositifs sont visibles FIG.2.1.

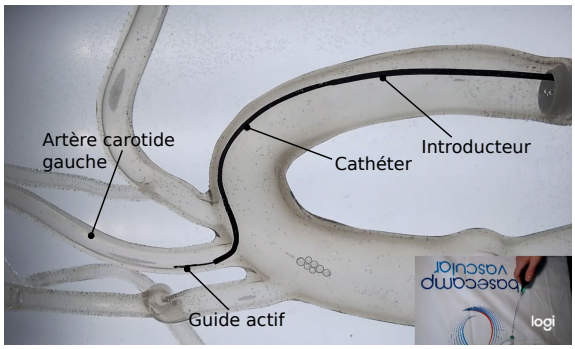


FIGURE 2.1: Placement des différents outils endovasculaire lors du crochetage de l'artère carotide gauche dans une aorte fantôme patient-spécifique dans le banc d'essai de BCV. L'introducteur, un tube dont le diamètre est le plus grand, est placé au niveau de l'aorte descendante pour stabiliser les autres outils. Une fois que le guide crochète l'artère carotide, le cathéter coulisse sur ce dernier.

Ce chapitre traite entre autres de la caractérisation de ces outils. Les échantillons de guide actif sont fournis par BCV et sont neufs. Les cathéters proviennent également de BCV mais ont déjà été utilisés.

2.2 Caractérisation mécanique de l'aorte fantôme

2.2.1 Échantillons

Comme expliqué dans le chapitre 1, l'aorte fantôme utilisée à BCV comprend une crosse aortique qui peut être changée et un prolongement cylindrique fixe. Ce prolongement est très rigide et sera considéré comme indéformable pour la suite.

Lors de la navigation des outils endovasculaires dans différentes aortes fantômes, aucune déformation n'a été observée. Ainsi, l'hypothèse d'une aorte entièrement rigide sem-

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

blait être pertinente dans ce cas. Afin de valider cette hypothèse, les propriétés de l'aorte ont été déterminées. Une comparaison numérique des déformations au cours d'une navigation entre aorte rigide et déformable a ensuite été effectuée comme nous le verrons dans le chapitre 3.

Les aortes en silicone ne pouvant être découpées, l'étude porte sur un des TSAs rectiligne d'épaisseur 2 mm et de diamètre interne 6 mm sur une longueur suffisamment grande devant les dimensions transverses. La portion étudiée est visible FIG.2.2.

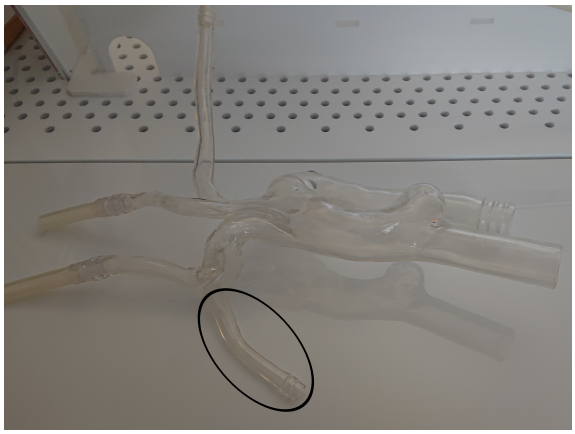


FIGURE 2.2: Aorte fantôme utilisée pour la caractérisation des propriétés mécaniques et mise en évidence de la portion étudiée.

2.2.2 Méthodes

Une machine de traction Mark-10 (USA) est utilisée pour réaliser des tests de flexion 3 points sur l'échantillon. L'écart entre les appuis est fixé à 50 mm pour ne garder que la partie la plus rectiligne de la portion du TSA.

Trois essais sont effectuées avec une vitesse de déplacement de 10 mm/min pour le premier test puis 30 mm/min pour les suivants. Afin de maintenir la portion la plus droite possible, l'aorte est surélevée et positionnée de façon à stabiliser l'échantillon.

A partir des résultats des essais de flexion, le module d'Young E est calculé avec la formule suivante issue de la théorie des poutres :

$$E = c\frac{4l^3}{3\pi(D^4 - d^4)} \tag{2.1}$$

Avec c le coefficient directeur de la droite (interpolation linéaire) dans le graphique de la force mesurée en fonction du déplacement transverse au niveau de la zone d'appui (flèche), l l'écart entre les appuis, D et d respectivement les diamètres externe et interne de la poutre équivalente. Compte tenue de la faible rigidité de l'échantillon, on négligera l'influence de compliance de la machine sur le résultat.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

FIGURE 2.3: Machine de traction Mark-10 utilisé pour caractériser une aorte fantôme patient-spécifique en flexion 3-points.

2.2.3 Résultats

Les courbes des essais de flexion 3-points sont données FIG.2.4. A partir de l'équation 2.1, le module d'Young de l'aorte est estimé à 4.6 MPa.

Ce résultat est du même ordre de grandeur que les valeurs de modules d'Young utilisés dans certaines études en considérant l'aorte élastique [MEN 17, MOU 13].

2.3 Caractérisation mécanique du guide actif

2.3.1 Préambule

Avant de présenter les essais permettant de caractériser le guide actif, une description précise en est illustrée. Il a une structure complexe. Afin de représenter le comportement du guide dans une navigation endovasculaire, il est nécessaire de simplifier le modèle. Il est choisi de tendre vers un modèle mésoscopique. Cette partie permet également de résumer les essais réalisés par portion du guide et les propriétés mécaniques à caractériser.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

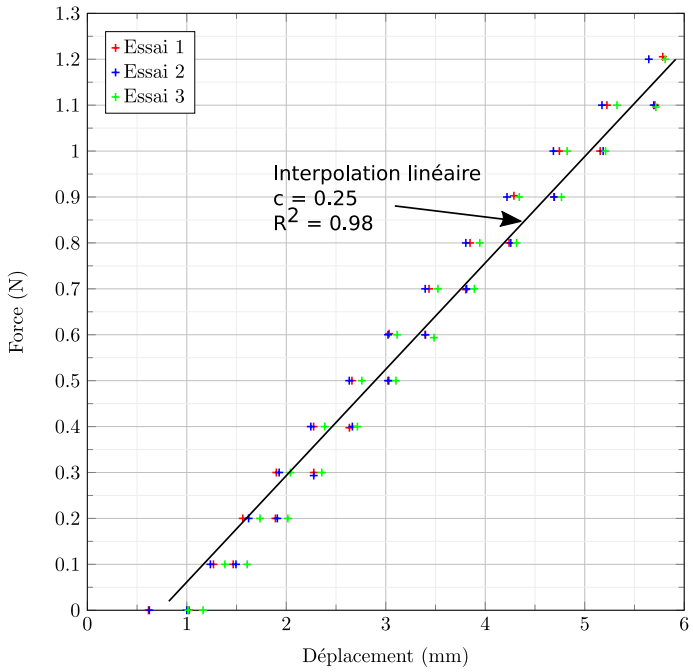


FIGURE 2.4: Résultats des essais de flexion 3-points sur une portion d'aorte fantôme.

2.3.1.1 Description du guide actif

Le guide actif dans sa configuration Gecko est présentée sur la Figure 2.5. Pour rappel, une lame en Nitinol superélastique est connectée à une tige en acier. De part et d'autre de la lame, des fils de Nitinol entourés d'une gaine métallique sont fixés à celle-ci par ligature à l'aide d'un ressort hélicoïdal et par collage. Aux extrémités des éléments en Nitinol, des fils électriques qui courent le long de l'instrument y sont connectés par soudure. Ces fils permettent la transmission du courant et donc de chauffer les fils de Nitinol par effet Joule. La lame et la tige sont entourées d'une gaine de nature différente.

Dans cette configuration avec deux modules actifs, la lame peut se retrouver au milieu de deux prolongements de fils de Nitinol. Cette zone, entourée sur le schéma, est une zone dite de superposition qui est considérée comme très rigide et inactive.

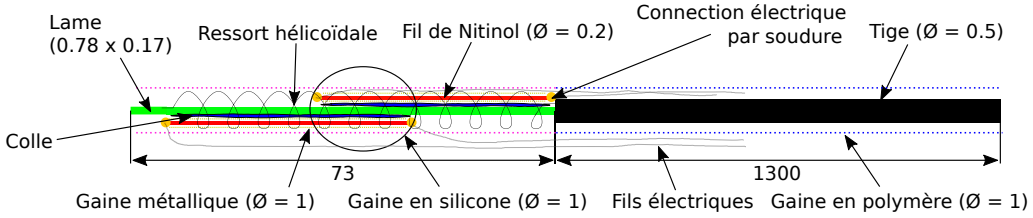


FIGURE 2.5: Schéma du guide actif à double étage (dimensions en mm).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

2.3.1.2 Modèle simplifié

Le modèle de guide simplifié est illustré sur la Figure 2.6.

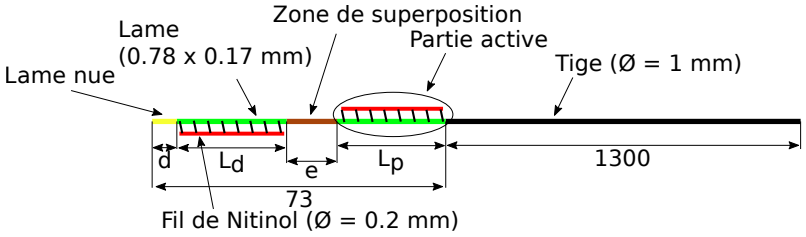


FIGURE 2.6: Modèle du guide simplifié à deux étages (dimensions en mm).

Dans le modèle simplifié, le guide se compose d'une tige pleine de 1 mm de diamètre au bout de laquelle est fixée la lame superélastique. Cette lame comprend des raideurs différentes suivant les zones (identifiées par des couleurs sur le schéma). Les fils de Nitinol sont positionnés de part et d'autre de la lame et liés rigidement à celle-ci. Les longueurs des modules actifs notées L_p et L_d, ainsi que l'écart entre ceux-ci e sont modifiables. La version standard est telle que : $L_p = L_d = 27$ mm et $e = 13$ mm. En terme de raideur mécanique, seule la lame porte la rigidité des différentes portions de la partie distale. Ces détails seront précisés dans ce qui suit et dans le chapitre 3 qui porte sur le modèle numérique.

L'analogie entre les portions du guide réel et du modèle mésoscopique est donné FIG.2.7.

2.3.1.3 Bilan : essai de caractérisation du guide actif

Lors de la navigation passive (sans activation du guide) le guide se déforme au contact de la structure vasculaire et l'interaction avec le flux sanguin dans le modèle n'est pas prise en compte (voir chapitre 3 pour plus de détails sur le modèle numérique de navigation). Ces déformations vont permettre de déterminer si le crochetage de la carotide est assuré ou non. Ainsi il est important de représenter fidèlement les déformations (flexions principalement) du guide lors de la navigation, notamment sur la partie distale.

Il est choisi de caractériser la tige du guide qui est un composant relativement rigide par des essais de flexion 3-points. Les constituants de la partie distale du guide sont en AMF. Comme expliqué en introduction de la thèse, ces alliages présentent des propriétés particulières dont un fort couplage thermo-mécanique. Par ailleurs, la partie distale étant souple par rapport à la tige, l'incertitude aurait été trop grande en utilisant le même banc d'essai que pour la caractérisation de la tige. Il convient alors de s'orienter vers des méthodes plus adaptées pour la partie lame nue et les modules actifs. Des méthodes de flexion avec poids ajouté sont privilégiées comme nous le verrons un peu plus tard.

De plus, le comportement macroscopique du guide est globalement élastique. Par conséquent, les portions du guide sont modélisées sur le logiciel Ls-Dyna (ANSYS, Inc., USA) par une loi de comportement homogène isotrope en grandes déformations de type

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

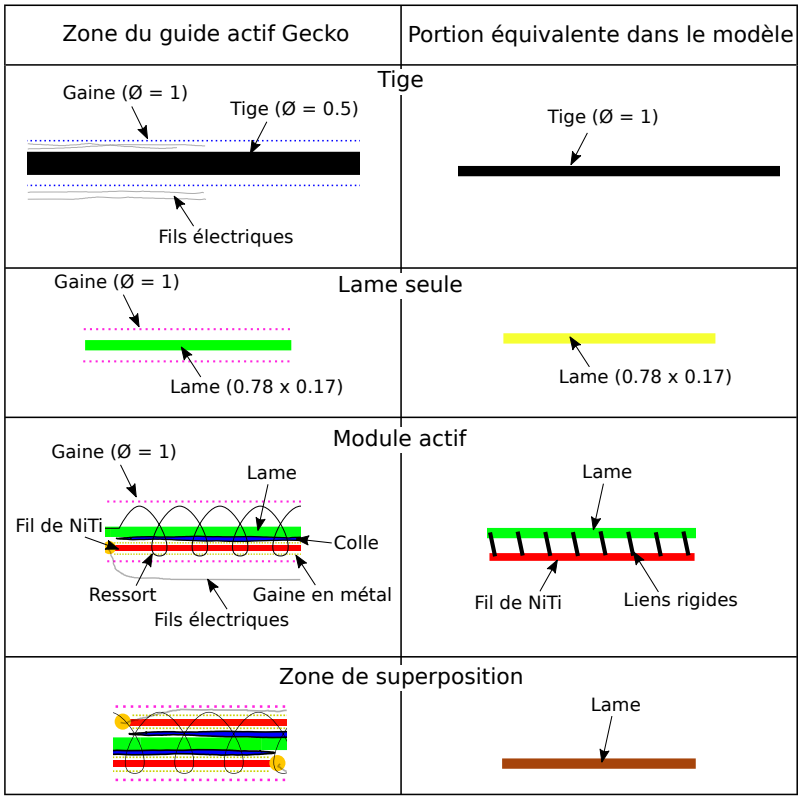


FIGURE 2.7: Analogie entre les portions du guide réel et les zones correspondantes dans le modèle mésoscopique.

hypoélastique. Cette loi relie, sous la forme eulérienne, la dérivée objective du tenseur des contraintes de Cauchy σ au tenseur taux de déformations $\mathbf{D}$ par le tenseur d'élasticité $\mathbf{C}$ tel que :

$$\sigma^{\nabla} = \mathbf{C} : \mathbf{D} \tag{2.2}$$

Sur Ls-Dyna, une dérivée de Jaumann est appliquée sur le tenseur des contraintes de Cauchy [COR 06]. Il est montré que le tenseur $\mathbf{C}$ peut se décomposer en une partie sphérique $\mathbf{C}^{sph}$ et en une partie déviatorique $\mathbf{C}^{dev}$ tel que :

$$\mathbf{C} = 3K\mathbf{C}^{sph} + 2G\mathbf{C}^{dev} \tag{2.3}$$

Avec K le module de compressibilité et G le module de cisaillement. L'avantage d'utiliser une loi hypoélastique est de pouvoir manipuler les mêmes propriétés mécaniques que sous l'hypothèse des petites perturbations.

Pour la navigation active, on s'intéresse dans cette étude simplement à l'angle de courbure formé par le guide lors de l'activation. Des essais d'activation en conditions contrôlées sont effectués pour avoir une estimation du temps d'activation et désactivation

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

du guide ainsi que de l'angle de courbure en fonction de l'intensité injectée au dispositif. L'utilisation de ces résultats expérimentaux de même que la méthode d'activation du guide seront explicitées dans le chapitre 3.

Un tableau récapitulant les différents essais en fonction des portions du modèle mésoscopique est présenté FIG.2.8. La suite du chapitre détaille, pour chaque portion, les campagnes expérimentales menées.

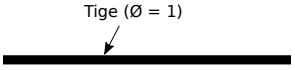
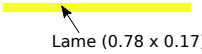
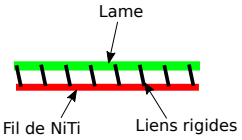
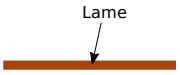
Portion	Schéma associé	Propriétés mécaniques à caractériser	Essai expérimental
Tige		Module d'Young E	Flexion 3-points
Lame seule		Module d'Young E	Flexion sous poids ajouté
Module actif		Module d'Young E + Angle de courbure et temps d'activation	Flexion sous poids ajouté + Activation du guide en conditions contrôlées
Zone de superposition		Module d'Young E	Flexion 3-points

FIGURE 2.8: Bilan des propriétés mécaniques et des essais expérimentaux à effectuer suivant la portion du guide actif considérée.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

2.3.2 Caractérisation de la tige

2.3.2.1 Échantillons

La tige du guide actif fait 1300 mm de longueur (voir FIG.2.6) pour un diamètre de 1 mm. Elle consiste en un long fil en acier 316L de diamètre 0.5 mm, une gaine en polymère qui enveloppe la tige et les fils électriques permettant de chauffer le dispositif.

Nous caractérisons d'une part l'ensemble {Tige + Gaine + Fils électriques} et d'autre part l'ensemble {Tige + Gaine} afin de voir l'influence des fils électriques sur la rigidité globale.

Pour chaque ensemble, trois échantillons d'environ 50 mm provenant de tiges différentes sont coupés.

2.3.2.2 Méthodes

Les six échantillons sont soumis à des tests de flexion 3-points sur la machine de traction Lloyd de 1kN (Ametek, USA). Le banc d'essai consiste en deux supports magnétiques accolés à un réglet de 60 mm de longueur. L'écart entre les appuis est de 60 mm et pour chaque portion de tige, trois flexions sont appliquées pour un déplacement du mors supérieur de 2.5 mm à une vitesse de 10 mm/min.

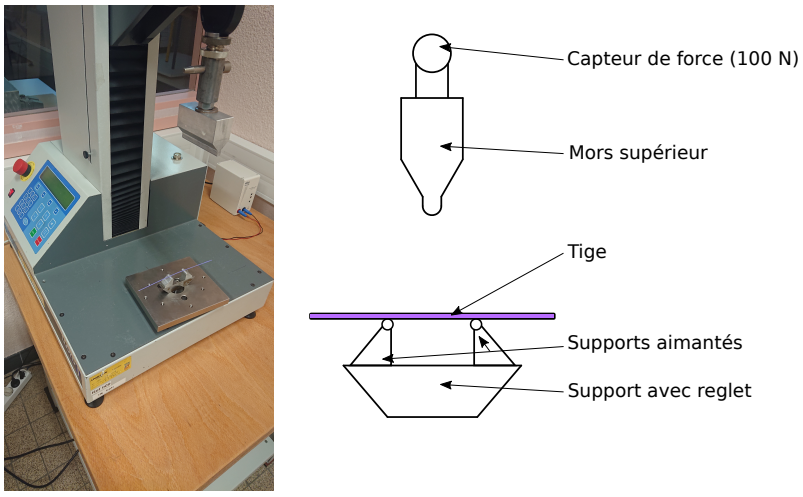


FIGURE 2.9: Montage expérimentale de flexion 3-points utilisé notamment pour la caractérisation de la tige du guide actif et schéma associé.

De la même manière que pour la caractérisation de l'aorte fantôme, la formule 2.1 est utilisée en considérant une tige pleine de diamètre $D = 1$ mm et $d = 0$.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

2.3.2.3 Résultats

Les résultats des tests en flexion sont visibles FIG.2.10.

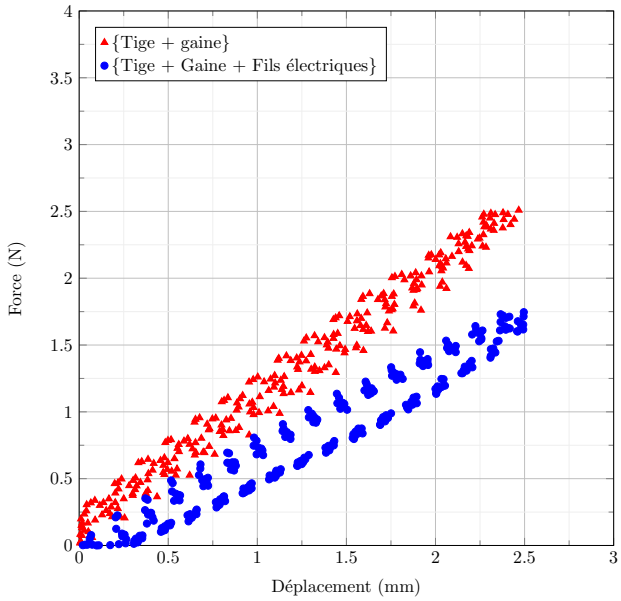


FIGURE 2.10: Résultats des essais de flexion 3-points sur les échantillons de tige du guide actif.

A partir de ces résultats les modules d'Young présentés TAB.2.1 sont obtenus. Le coefficient de Poisson est fixé à 0.3.

TABLE 2.1: Modules d'Young pour les ensembles {Tige + Gaine + Fils électriques} et {Tige + Gaine}.

	Tige + Gaine	Tige + Gaine + Fils électriques
Module d'Young E (MPa)	1.156e4	8.048e3

Les résultats affichent une rigidité supérieure pour l'ensemble {Tige + Gaine}. Cela peut s'expliquer en partie par la méthode de fabrication : les échantillons avec fils électriques ont été livrés avec une année d'écart avec ceux de l'ensemble {Tige + Gaine} et la méthode de fabrication a évolué, s'automatisant davantage.

2.3.3 Caractérisation de la partie distale

2.3.3.1 Échantillons

La partie distale du guide comprend des portions de raideur différente (en lien avec la Figure 2.6) :

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

- Une partie dite *lame nue* qui comprend la lame superélastique, les fils électriques et la gaine englobant le tout ;
- Les *modules actifs* comprenant un certain nombre de composants : ressort, fil de Nitinol, colle, gaine et lame ;
- La *zone de superposition* des prolongements des fils de Nitinol, entre les modules actifs dans le cas d'un guide à double étage.

Trois guides avec un seul étage d'activation sont utilisés pour caractériser la lame nue et les parties actives. Pour la zone de superposition, il a été difficile d'avoir des échantillons dont la longueur était supérieure à 13 mm. Deux échantillons provenant de guides actifs double étage différents sont disponibles. Par ailleurs, il a été observé expérimentalement qu'elle ne subissait que peu de déformations au cours des navigations dans l'aorte fantôme. Ainsi, l'objectif est d'avoir un ordre de grandeur de la rigidité de cette zone.

2.3.3.2 Méthodes

Les caractérisations de ces zones sont conduites dans une étuve de chauffage Binder (BINDER GmbH, Allemagne) visible FIG.2.11 afin de travailler dans une gamme de température de [36°C ;37.5°C]. Cet intervalle est cohérent en considérant des patients plutôt âgés et les différentes études relatives à la mesure de température à l'intérieur du corps humain [GEN 19, LU 09, MOR 02, PUS 09]. Durant une étape préliminaire, l'homogénéité de la température au sein de l'étuve est caractérisée à l'aide de thermocouples. Cette étude est détaillée Annexe A.

Les parties de lame nue et actives sont soumises à des tests de flexion avec poids ajouté (voir FIG.2.11) et inspirés des travaux réalisés sur composites [LIA 14, LIA 16, LIA 17].

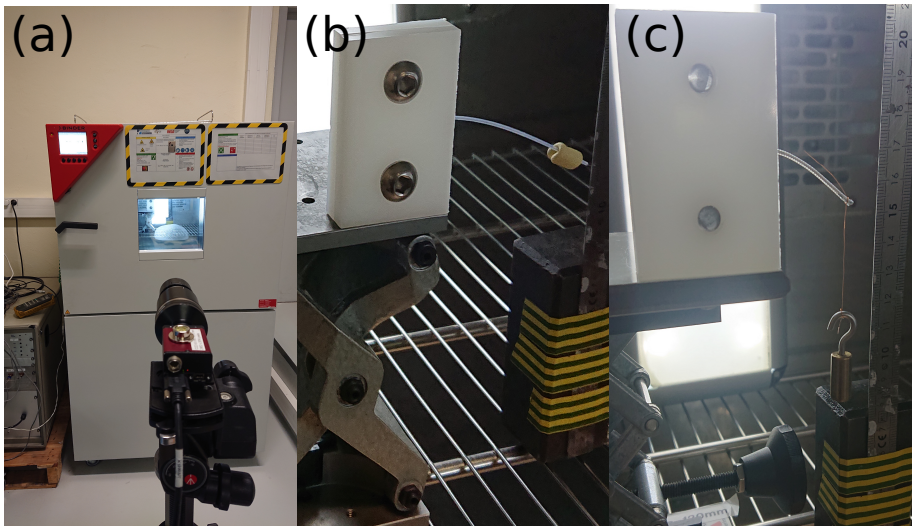


FIGURE 2.11: (a) Étuve de chauffage Binder et les deux montages expérimentaux utilisés pour caractériser respectivement la partie lame nue (b) et le module actif (c).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Pour chacun des échantillons, une longueur de 10 mm est tenue par deux plaques vissées entre elles dont l'une contenant une fine entaille. La pièce formée par les deux plaques est appelé "pince-lame" pour la suite et ses plans sont donnés Annexe B. Une caméra de 5 Mpx avec un objectif de 100 mm permet de faire des captures des échantillons en flexion. La caractérisation des portions de lame nue est la suivante : l'étuve Binder est mise en route avec une température cible dans l'intervalle précédemment défini. Une bande de pâte préalablement pesée de 10 mm de longueur est accrochée en bout de chaque échantillon (6 mm à partir du bout). La lame est ensuite insérée dans l'étuve et chauffée pendant 20 minutes. Une fois l'échantillon chauffé, 5 photos sont prises à cause des légères oscillations dues à la ventilation de l'étuve. Le test est réitéré 3 fois pour chaque échantillon et en changeant les masses pour : 0.5g, 1.5g et 2g. La caractérisation est réalisée aussi bien dans l'intervalle de travail (autour de 37°C) qu'à température ambiante pour pouvoir étudier l'influence de la température.

La caractérisation des parties actives diffèrent légèrement de l'étude sur les portions de lame nue : les échantillons sont bien plus rigides, des masses de 2g, 5g et 10g sont accrochées par un fil en bout d'échantillon.

En ce qui concerne la zone de superposition, des essais de flexion 3 points ont été privilégiés en utilisant la même méthode que pour l'étude de la tige du guide. Les deux échantillons de 13 mm sont positionnés sur les appuis aimantés écartés de 9 mm et un déplacement transverse de 2 mm est appliqué au mors supérieur. L'équation 2.1 permet de trouver un ordre de grandeur du module d'Young correspondant à cette zone. Le coefficient de Poisson pour la partie distale du guide est fixé à 0.3.

2.3.3.3 Post-traitement

À partir des déformées en flexion de la lame et de la partie active, une procédure d'optimisation est utilisée pour déterminer les propriétés mécaniques de ces zones. L'identification est fondée sur une méthode inverse appelée FEMU ("Finite Element Method Updating"). L'objectif de cette méthode est de trouver l'ensemble optimal de paramètres (module d'Young dans ce cas) minimisant l'écart entre les données expérimentales et simulées. Dans cette caractérisation, les données sont les déformées des échantillons obtenues après ajout des différents poids. Les détails de la procédure d'identification sont donnés Annexe C.

Les essais de flexion avec poids ajouté sont tout d'abord modélisés. Les modèles sont présentés FIG.2.12 et reposent sur l'utilisation d'éléments poutres de Hughes-Liu de taille 1 mm (confirmée par une analyse de convergence) sur Ls-Dyna. Sur une zone de 10 mm pour la lame et sur un élément cubique pour la partie active, une fonction en escalier relativement aux masses ajoutées est définie.

La simulation par éléments finis est réalisée par une méthode implicite et les positions de chaque nœud sont enregistrées pour la procédure d'identification.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

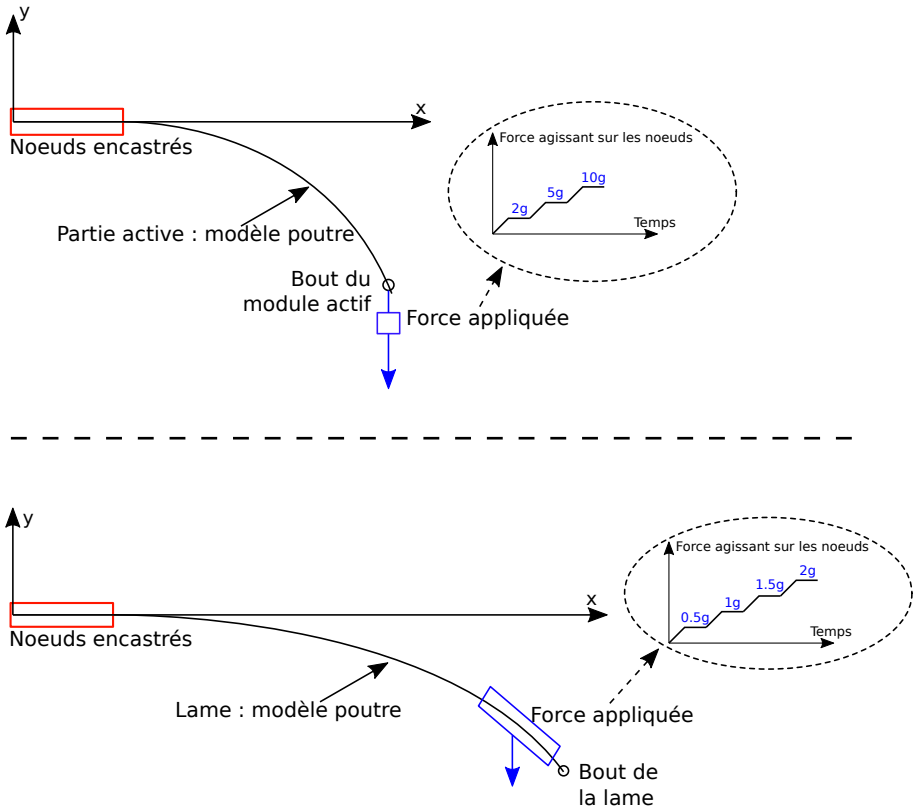


FIGURE 2.12: Schéma des modèles des essais de flexion avec poids ajouté pour la lame (haut) et la partie active (bas). Des fonctions en escalier sont utilisées pour représenter l'ajout des différentes masses.

2.3.3.4 Résultats

Les modules d'Young sont obtenus à l'issue de la procédure d'identification pour la lame nue et les modules actifs. Celui de la zone de superposition est quant à lui défini à température ambiante par des essais de flexion 3-points. Les résultats sont donnés sur le tableau 2.2.

TABLE 2.2: Modules d'Young pour les différentes portions de la partie distale du guide actif.

	Lame à 37°C	Lame à température ambiante	Partie active à 37°C	Zone de superposition
Module d'Young (MPa)	5.27e4	4.88e4	5.27e4	1.750e5

La différence de rigidité pour la lame nue entre température ambiante et 37°C est cohérente avec la littérature : la rigidité d'un matériau en Nitinol (et plus généralement en AMF) a tendance à augmenter avec la température [MCK 00, RUN 11]. Les coordonnées des nœuds des modèles (Ls-Dyna) ainsi que les courbes représentant les déformées des

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

échantillons à 37°C après post-traitement (Post-P.) sont visibles sur la Figure 2.13 montrant une bonne corrélation pour les propriétés mécaniques déterminées.

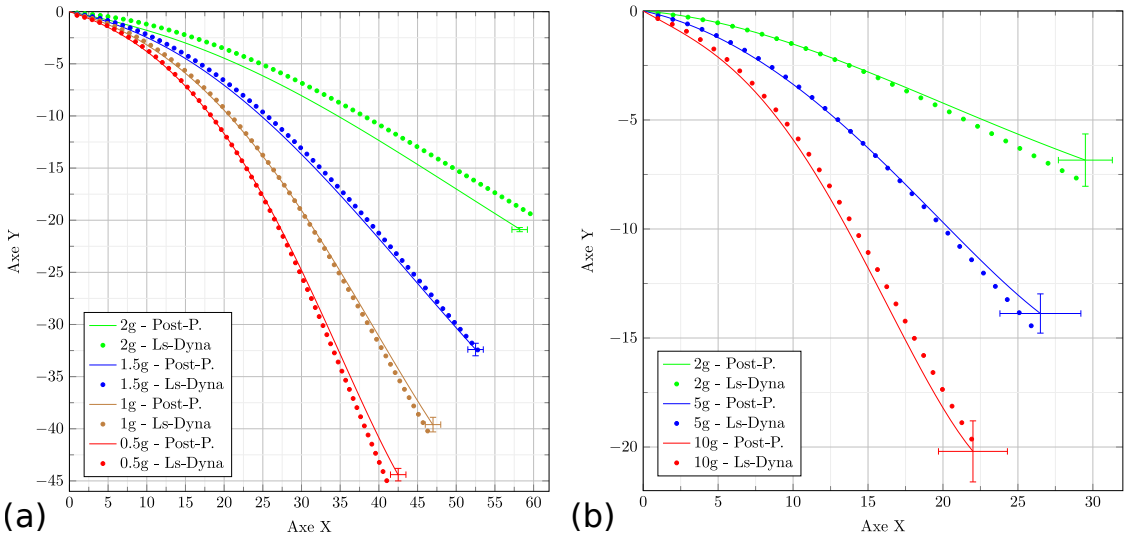


FIGURE 2.13: Déformées des échantillons de lame nue (a) et de partie active (b) en flexion sous poids ajouté : données expérimentales et simulées (en pointillé).

2.3.4 Activation du guide en environnement contrôlé

2.3.4.1 Objectifs

Un des objectifs de cette partie est de caractériser l'angle d'ouverture du dispositif (voir FIG.1.15) en fonction de l'intensité de courant. L'intérêt est de déterminer en particulier le courant nécessaire afin d'en avoir un de courbure de 50°. Cet angle a été jugé suffisant après discussions avec BCV pour le crochetage de la majorité des aortes. L'autre objectif de cette campagne expérimentale est d'avoir une meilleure estimation du temps d'activation et de désactivation du guide. La caractérisation s'est donc effectuée en conditions contrôlées avec un environnement de viscosité plus élevée que celle de l'eau à 37°C.

2.3.4.2 Montage expérimental

Le montage expérimental est présenté FIG.2.14. Il comprend un "pince-guide" (deux platines vissées entre elles avec une entaille pour accueillir le guide) tenant le guide actif. Au niveau de la base du pince-guide, un tube en plexiglas est emmanché avec un joint torique assurant l'étanchéité. Un aquarium rectangulaire est collé sur le cylindre en plexiglas et contient un trou en son centre pour laisser passer le guide actif. L'ensemble est inséré dans l'étuve permettant de travailler à température contrôlée. L'activation du guide est réalisée à l'aide d'un générateur de courant : les fils électriques sortant du guide y sont reliés par des pinces crocodiles. Au sommet de l'aquarium une pompe génère un débit de 250L/h assurant un brassage d'un mélange de glycérol et d'eau.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

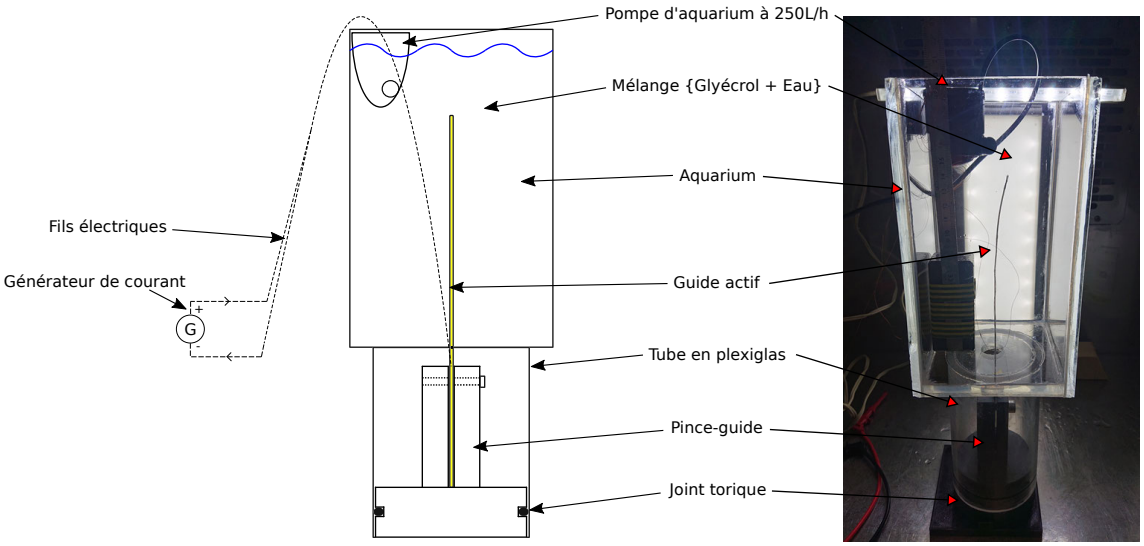


FIGURE 2.14: Montage expérimental pour la caractérisation de la performance du guide actif en environnement contrôlé.

Ce mélange spécifique permet d'imiter grossièrement le sang à 37°C pour des taux de cisaillement en lien avec la pompe de 250L/h utilisée dans le montage. En effet, pour de larges artères (dont le diamètre dépasse 0.5 mm), on estime que la viscosité dynamique du sang, considéré comme un fluide Newtonien, est compris dans l'intervalle [3.5 MPa.s ; 4 MPa.s] [OGL 18, SOC 13, BEN 04, CHO 91]. Bien que les propriétés du sang soient plus complexes au niveau de la crosse aortique en raison de la proximité avec le cœur et les formes particulières que présente la structure vasculaire dans cette zone, nous nous tournons pour une première approche vers un mélange d'eau et de glycérol [SEG 51, HOS 90] pour obtenir un comportement plus réaliste lors de l'activation du guide. La concentration de glycérol nécessaire est déterminée à l'aide d'un rhéomètre Anton Paar MCR 301 (Anton Paar GmbH, Austria) avec une géométrie de type Couette (cylindres coaxiaux) dans un bain thermostaté. Le taux de cisaillement $\dot{\gamma}$ en sortie de pompe est approché avec la formule 2.4 en utilisant la vitesse maximale v_{max}.

$$\dot{\gamma} = \frac{v_{max}}{diametre_{pompe}} \tag{2.4}$$

La viscosité dynamique du mélange recherchée est telle qu'elle soit proche de 4 MPa.s dans une certaine gamme de taux de cisaillement en lien avec celui de la pompe. La procédure et les résultats sont détaillés Annexe D. Un mélange d'eau avec 47% de glycérol permet d'avoir une viscosité constante d'environ 3.8 MPa.s à 37°C.

La procédure pour la caractérisation de la performance du dispositif est la suivante : le montage est placé dans l'étuve et un thermocouple permet de mesurer la température du bain. Une fois la température proche de 37°C atteinte, deux photos du guide sont prises par une caméra de 16 Mpx et un objectif de 100 mm (voir FIG.2.14). Ces images définissent l'angle d'ouverture initial. Un courant électrique est injecté aux fils et deux

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

photos du dispositif sont prises chaque 0.02 A jusqu'à 1 A environ (jusqu'à observer une stabilisation de l'angle d'ouverture). La procédure est répétée 4 fois pour chacun des 3 guides actifs à disposition avec une pause de 1 min entre chaque activation. On en utilise un nouveau pour la mesure des temps d'activation et désactivation sur 7 cycles qui sont filmés. On considère qu'au bout de 10 activations un guide est rendu inutilisable.

2.3.4.3 Résultats

L'évolution de l'angle de courbure en fonction de l'intensité du courant est présenté FIG.2.15.

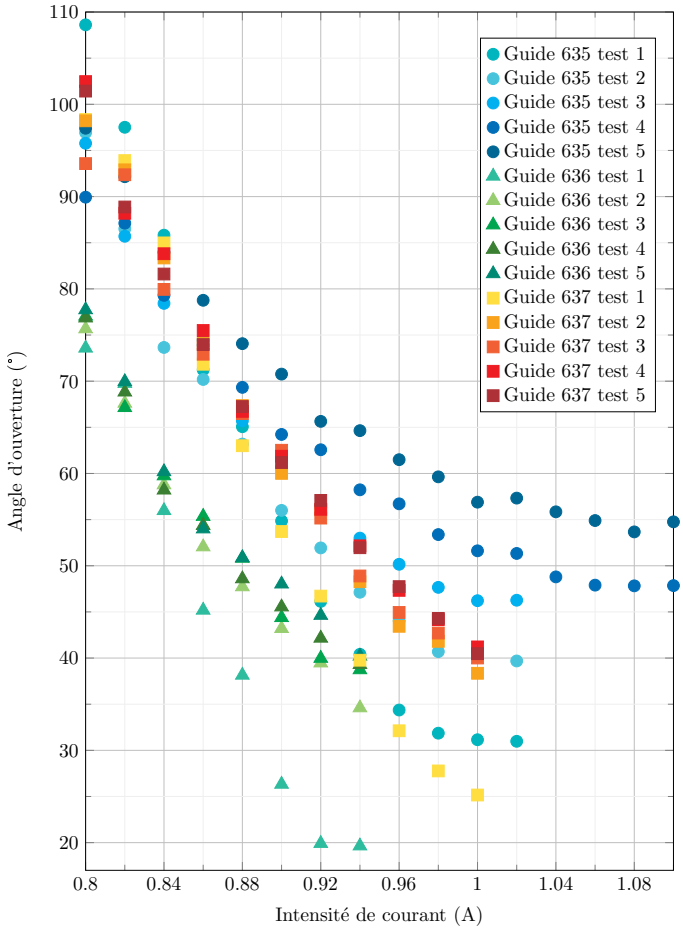


FIGURE 2.15: Angles d'ouverture en fonction de l'intensité de courant injecté pour les trois guides actifs (guide 635 à 637). Pour chaque guide cinq cycles d'activation sont réalisés.

Les activations ont tendance à se stabiliser à mesure que l'intensité augmente. Cependant, une certaine disparité est observée aussi bien entre les activations d'un même guide qu'entre celles des différents outils. Leur fabrication étant manuelle, les résultats

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

sont satisfaisants et une intensité de l'ordre de 0.92 A est sélectionnée pour se rapprocher au mieux d'un angle d'ouverture de 50°.

Concernant les temps d'activation et de désactivation des guides visibles sur le tableau 2.3, les séquences montrent que : (i) les temps sont similaires et (ii) le temps moyen pour activer / désactiver le guide est estimé à 1.70s.

TABLE 2.3: Temps d'activation et désactivation mesurés pour un guide actif donné en conditions contrôlées.

Numéro du cycle	Temps d'activation (s)	Temps de désactivation (s)
1	1.667	1.627
2	1.775	1.667
3	1.666	1.500
4	1.833	1.750
5	1.583	1.875
6	1.792	1.791
7	1.792	1.542

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

2.4 Caractérisation mécanique des cathéters

2.4.1 Échantillons

Plusieurs cathéters disponibles dans le commerce sont caractérisés dans cette étude : un introducteur Neuron MAX 088 (Penumbra, Inc., USA) et trois cathéters d'accès distal (DAC) [SPI 11] dont le Navien A+ de Medtronic (Medtronic, Inc., Ireland), un Benchmark 071 et un ACE 68 de Penumbra.

Chaque outil est disponible en deux exemplaires et exhibe plusieurs portions séparées par un code couleur comme le montre la Figure 2.16. Ces zones se différencient par leur rigidité.

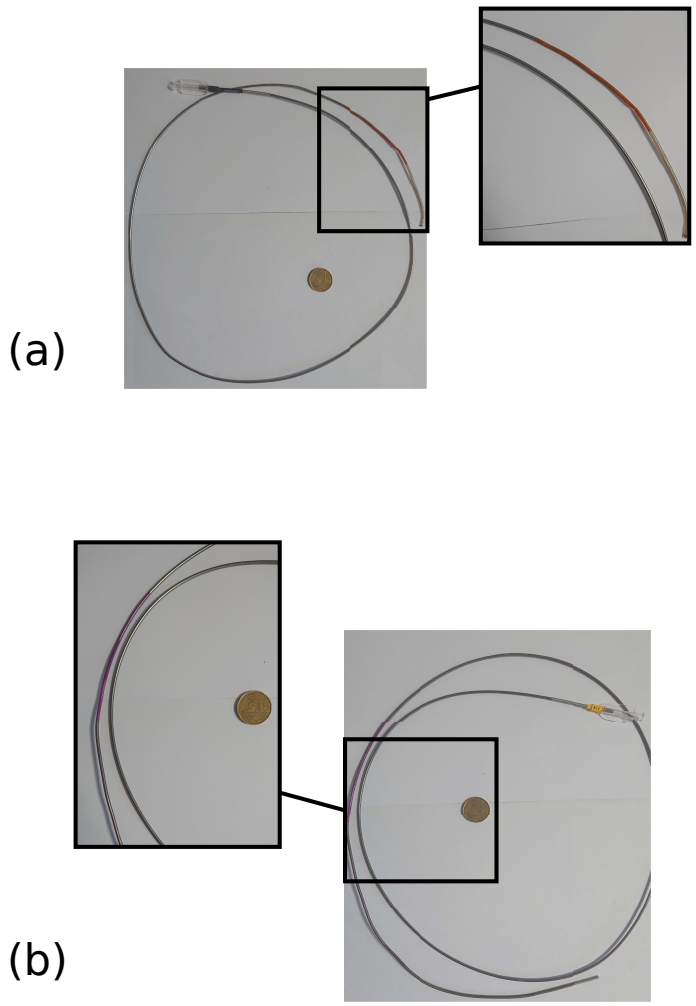


FIGURE 2.16: (a) Cathéter Benchmark 071 et (b) cathéter Ace 68 de Penumbra et mise en évidence des portions séparées par des codes couleurs.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

2.4.2 Montage expérimental

Chaque cathéter est initialement pré-contraint en étant enroulé. La première étape consiste à identifier et mesurer les différentes portions en déroulant les cathéters et en attachant chaque extrémité.

Le banc d'essai de flexion 3-points utilisé pour la caractérisation de la tige du guide actif est utilisé pour caractériser la rigidité de chaque zone.

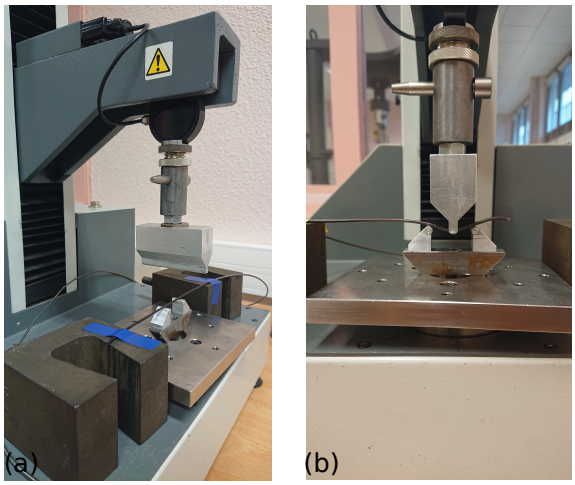


FIGURE 2.17: Montage de flexion 3 points utilisé pour la caractérisation des cathéters : exemple de fixation pour l'introducteur Neuron MAX (a) et flexion de la partie distale du Benchmark 71 (b).

Afin de limiter l'incertitude due à l'enroulement des cathéters, ceux-ci sont orientés dans le sens où ils ne sont pas pré-contraints et fixés à l'aide de bande adhésive de chaque côté. Trois déplacements de faible amplitude et un de grande amplitude sont appliqués à chaque portion avec une vitesse de 10 mm/min.

Les cathéters présentent des matériaux dépendant de la température (AMF, polymères). Dans une phase préliminaire, deux cathéters ont été pré-chauffés à l'aide de l'étuve Binder à 90°C car les pertes thermiques sont rapides au vu des dimensions des outils. Ils ont ensuite été transportés dans une boite isotherme vers la machine de flexion où un test a été effectué sur une des portions distales de chaque outil pendant qu'un thermocouple était inséré au niveau proximal.

2.4.3 Post-traitement

2.4.3.1 Procédure générale

À partir des courbes force / déplacement et force / temps obtenues par les essais de flexion, deux cas se sont présentés pour chaque portion d'un cathéter donné :

- Lorsque les courbes se superposent correctement avec une tendance visco-élastique (présence d'une hystérésis), la zone est considérée comme visco-élastique ;

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

- Pour les courbes qui affichent des variations entre les essais (mauvaise superposition) ou lorsque l'hystérésis est difficilement discernable, la portion est considéré comme élastique.

La méthode générale est présentée sur la Figure 2.18. Dans tous les cas, le module d'Young E est obtenu en interpolant les données expérimentales par une droite calculée par la méthode des moindres carrés et passant par l'origine. La pente obtenue correspond à la valeur de E. La théorie des poutres (équation 2.1) est ensuite utilisée pour avoir une estimation de la rigidité de la zone en question. La procédure est schématisée sur la Figure 2.19.

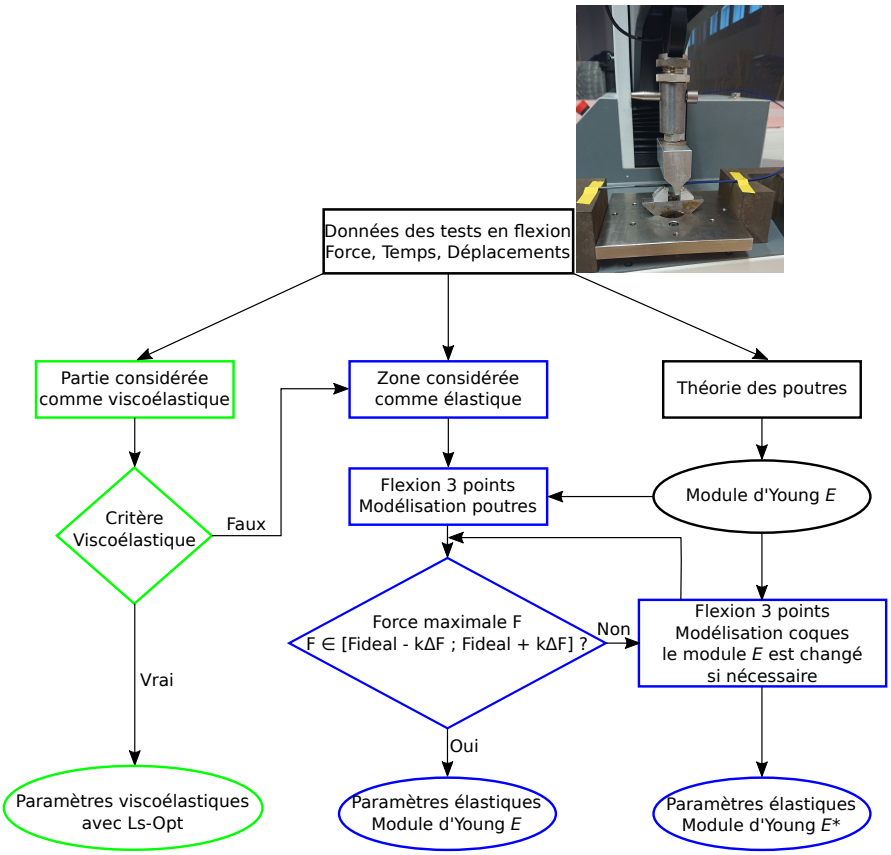


FIGURE 2.18: Procédure générale pour la caractérisation mécanique des cathéters à partir des essais de flexion 3 points.

2.4.3.2 Comportement élastique

Dans le cas où on se dirige vers un comportement élastique pour la portion considérée, on suit les carrés bleus de la Figure 2.18. Ainsi, à partir du module d'Young précédemment obtenu, on modélise l'essai de flexion 3-points avec un coefficient de poisson de 0.4 pour l'ensemble des portions. Cette valeur est cohérente avec celles obte-

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

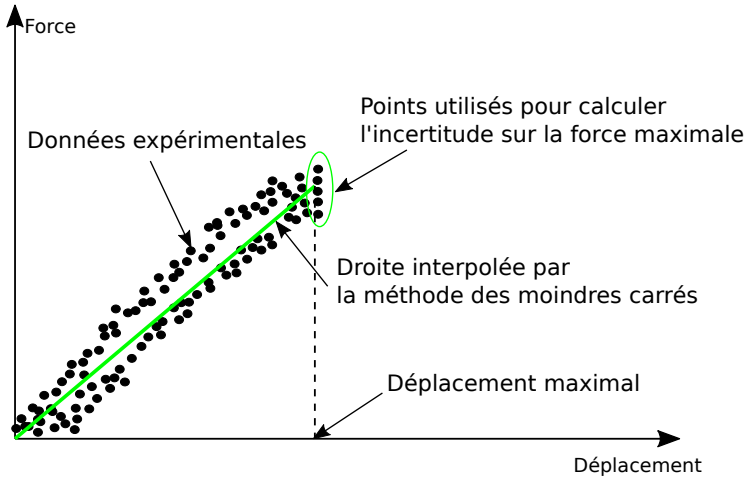


FIGURE 2.19: Procédure pour l'obtention du module d'Young à partir des courbes expérimentales.

nues expérimentalement dans [MOU 13] par des essais de traction. Le modèle est illustré FIG.2.20.

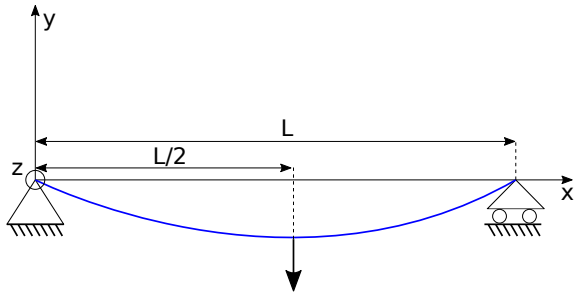


FIGURE 2.20: Schéma du modèle de flexion 3 points représentant les essais.

Les portions de cathéters sont modélisées par des éléments poutres sous Abaqus Standard (Abaqus, Inc. (Dassault Sytemes), USA). Une analyse de convergence a permis de fixer la taille des éléments à 1 mm pour assurer une précision satisfaisante. Au centre de l'échantillon un déplacement égal à celui appliqué expérimentalement est imposé et la force de réaction F est extraite. Une force F_{ideal} est calculée comme étant la force de réaction idéale issue des courbes expérimentales (voir FIG.2.19). Un intervalle est ensuite calculé avec ΔF qui est l'incertitude relative avec un niveau de confiance de 95% et k le coefficient introduit pour le faible nombre d'échantillons. k est le coefficient de Student et dépend de l'intervalle de confiance et du nombre de valeurs. Dans le cas où le nombre d'essais est six (majorité des cas dans cette caractérisation), $k = 2.57$ pour un intervalle de confiance de 95%.

Lorsque F est dans cet intervalle, le module E est choisi pour définir la rigidité de la zone en question.

Pour certaines portions, le rapport diamètre extérieur sur la longueur est proche de

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

cinq ce qui n'est pas adapté pour la théorie des poutres. Dans ce cas, la force F n'est pas dans l'intervalle de force et le modèle est affiné en utilisant des éléments coques (voir FIG.2.21). La modélisation coques est modifié avec l'ajout des appuis et du mors supérieur. La taille des éléments est fixé à 1 mm et la simulation du test de flexion avec le module d'Young E initial est réalisée. Ce module est modifié en un module d'Young E^* jusqu'à ce que la force F soit dans l'intervalle de forces définit sur la Figure 2.18.

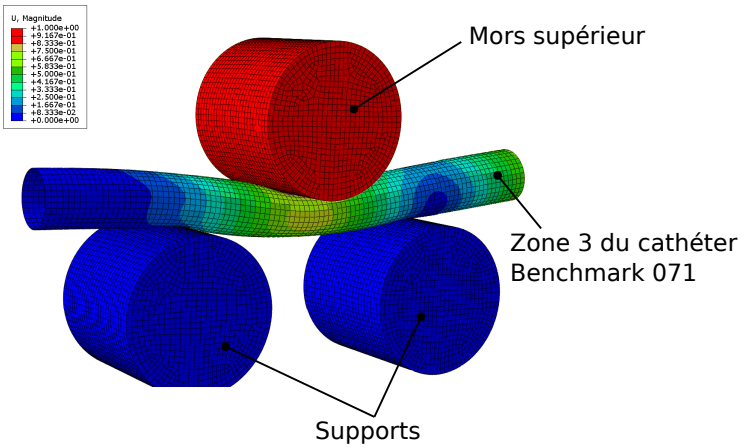


FIGURE 2.21: Simulation de flexion 3-points d'une portion (zone 3) du cathéter Benchmark 071 en utilisant des éléments coques pour modéliser le cathéter.

2.4.3.3 Comportement visco-élastique

Certaines courbes expérimentales affichent une hystérésis et montrent donc le signe d'un comportement potentiellement visco-élastique. Cette tendance est cohérente avec l'effet de relaxation observée lorsqu'on sollicitait manuellement les zones d'intérêt. Dans ce cas, les courbes force / déplacement sont analysées et une forme polynomiale est interpolée sur les données expérimentales (en rouge sur la Figure 2.22).

Les données sont idéalisées par un triangle dont le sommet correspond à la moyenne des forces obtenues pour le déplacement maximal lors des essais. Pour la phase de chargement, le ratio $r_{chargement} = 2\dfrac{|A_{chargement}|}{A_{triangle}}$ est considéré avec $A_{chargement}$ l'aire comprise entre la courbe polynomiale et la droite interpolant le nuage de points (comportement élastique linéaire) et $A_{triangle}$ l'aire du triangle. De la même manière, le ratio $r_{dechargement} = 2\dfrac{|A_{dechargement}|}{A_{triangle}}$ est défini pour la phase de déchargement.

Une portion peut être considérée comme visco-élastique si après traitement des courbes expérimentales, une des deux conditions suivantes est respectée :

- $r_{chargement}$ et $r_{dechargement}$ sont supérieurs ou égaux à 20% ;
- $r_{chargement}$ ou $r_{dechargement}$ est supérieur ou égal à 40%.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

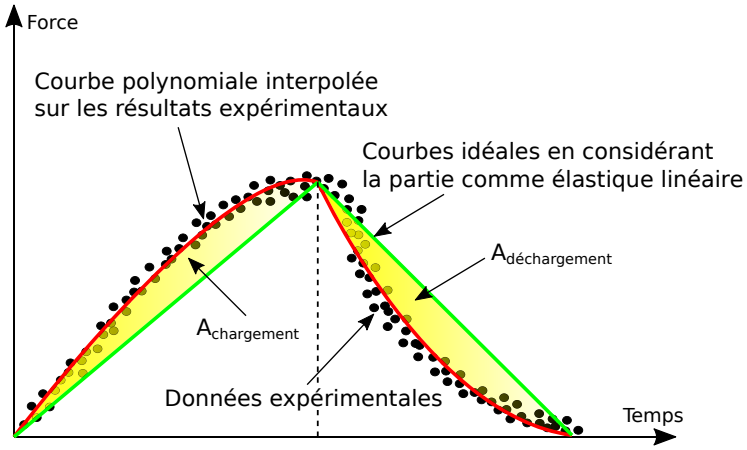


FIGURE 2.22: Représentation du critère viscoélastique utilisé pour différencier les zones viscoélastiques et élastiques.

Ces critères sont choisis arbitrairement de manière à avoir une hystérésis assez forte pour se détacher d'un comportement purement élastique. Les portions visco-élastiques sont modélisées par des éléments dont la loi constitutive est décrite par [HER 68] tel que le module de cisaillement G s'écrit :

$$G(t) = G_\infty + (G_0 - G_\infty)e^{-\beta t} \tag{2.5}$$

G_∞ et G_0 étant respectivement le module de cisaillement long et instantané, et β une constante exprimée par unité de temps.

La simulation des essais de flexion (visible FIG.2.23) est réalisée sous Ls-Dyna avec une méthode implicite et des éléments poutres de Hughes-Liu à 1 mm. Des éléments coques rigides sont choisis pour définir le mors supérieur et les appuis. En considérant le système d'axes similaire à celui de la Figure 2.20, le cathéter est partiellement contraint : en rotation autour de x et y ainsi qu'en déplacement suivant z. Un déplacement a été ensuite appliqué au mors supérieur. Les trois propriétés mécaniques (G_∞, G_0, β) et le module de compressibilité K (défini Équation 2.3.1.3) du matériau sont recherchées. Une analyse numérique a permis de montrer que K n'avait que peu d'influence sur la réponse au matériau au cours des essais de flexion 3-points. K est donc fixé avec le module E initialement obtenu et la formule suivante $K = \dfrac{E}{3(1-2\nu)}$.

Pour les trois paramètres restants, la procédure d'identification sous Ls-Opt (ANSYS / LST, USA) pour la caractérisation de la lame nue et de la partie active est de nouveau utilisée (voir FIG.4.34 Annexe C). Les valeurs initiales sont définies à l'aide de E et ν. Les intervalles pour l'optimisation sont choisis tels que : $K > G_0 > G_\infty$. La procédure globale est ensuite similaire à ce qui est appliqué pour la caractérisation de la partie distale du guide avec comme objectif, une minimisation de la taille de l'aire sous les courbes expérimentales et numériques force / déplacement.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

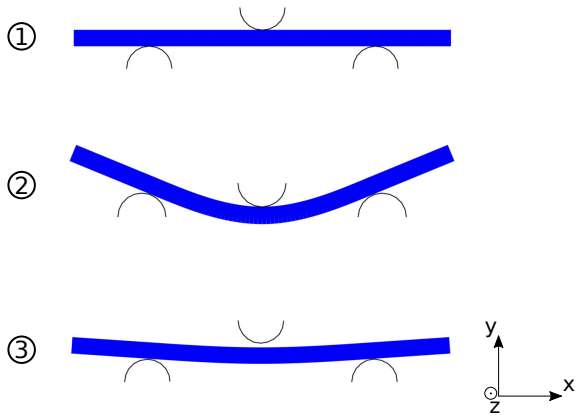


FIGURE 2.23: Simulation de flexion 3-points de la zone 1 (distale) du cathéter Navien A+.

2.4.4 Résultats

2.4.4.1 Dimensions

Pour les 4 outils endovasculaires, les dimensions des différentes portions identifiées sont mesurées. Les résultats sont visibles sur la Figure 2.24.

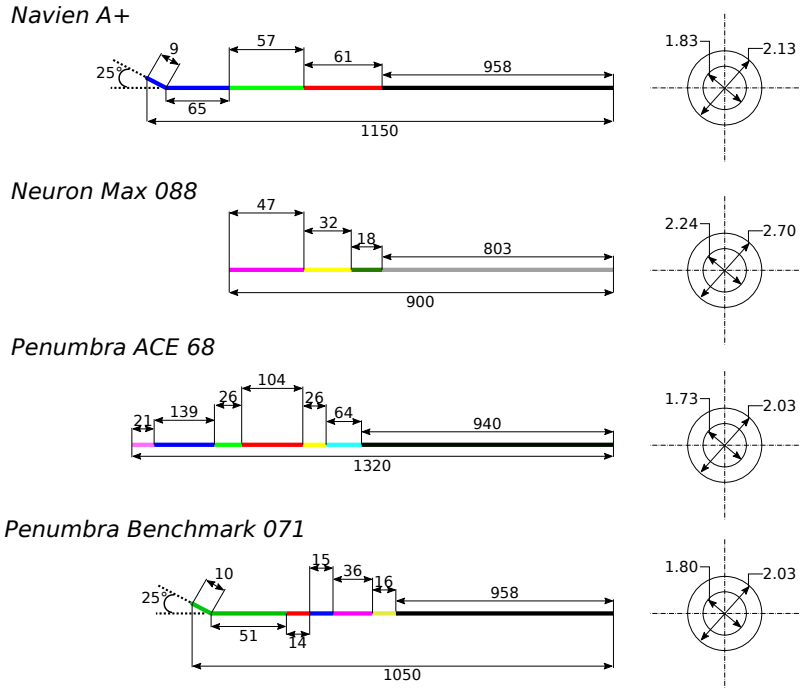


FIGURE 2.24: Dimensions des quatre outils chirurgicaux caractérisés dans cette partie (en mm).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

2.4.4.2 Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques des différents cathéters sont présentées sur le tableau 2.4. Les numéros de 1 à 7 correspondent à ceux des portions sur la Figure 2.24, de la partie distale à la partie proximale. Pour chaque outil, il est mise en évidence un gradient de rigidité cohérent avec d'autres travaux portant sur la caractérisation de cathéters [MOU 13, MEN 17].

TABLE 2.4: Propriétés mécaniques le long des cathéters de la partie distale numérotée 1 à la zone proximale 4, 6 ou 7 suivant le cathéter.

	1	2	3	4	5	6	7
Navien	$\beta = 0.22\ s^{-1}$ $G_0 = 62.0$ MPa $G_\infty = 15.9$ MPa $K = 82.9$ MPa	$\beta = 0.16\ s^{-1}$ $G_0 = 94.1$ MPa $G_\infty = 26.6$ MPa $K = 152.3$ MPa	$\beta = 0.18\ s^{-1}$ $G_0 = 448.1$ MPa $G_\infty = 152.2$ MPa $K = 694.6$ MPa	$E = 1519$ MPa			
Neuron	$\beta = 0.26\ s^{-1}$ $G_0 = 74.0$ MPa $G_\infty = 17.0$ MPa $K = 122.1$ MPa	$E = 250$ MPa	$E = 180$ MPa	$E = 1701$ MPa			
Benchmark	$E = 124$ MPa	$E = 150$ MPa	$E = 189$ MPa	$E = 493$ MPa	$E = 570$ MPa	$E = 3994$ MPa	
Ace	$\beta = 0.20\ s^{-1}$ $G_0 = 15$ MPa $G_\infty = 3.3$ MPa $K = 26.3$ MPa	$\beta = 0.21\ s^{-1}$ $G_0 = 53.7$ MPa $G_\infty = 15.2$ MPa $K = 106.1$ MPa	$E = 91$ MPa	$E = 191$ MPa	$E = 331$ MPa	$E = 745$ MPa	$E = 3268$ MPa

Les courbes force / déplacement et force / temps expérimentales en bleu pour le Navien sont visibles sur la Figure 2.25. Sur cette même figure, les courbes numériques avec les propriétés identifiées sont affichées en rouge. Les courbes des autres outils sont disponibles Annexe E.

Ces mêmes études portaient sur la caractérisation d'outils utilisés pour l'aorte abdominale et des valeurs de module d'Young entre 50 et 400 MPa ont été trouvés pour la partie distale. Au niveau des zones proximales les raideur oscillaient entre 300 et 2000 MPa. Dans [QI 21], un cathéter dédié au traitement d'une sténose coronarienne affichait un module d'Young de 380 MPa. Bien que ces études ne traitent pas des mêmes dispositifs, l'ordre de grandeur reste cohérent pour une navigation endovasculaire proche de la crosse aortique.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

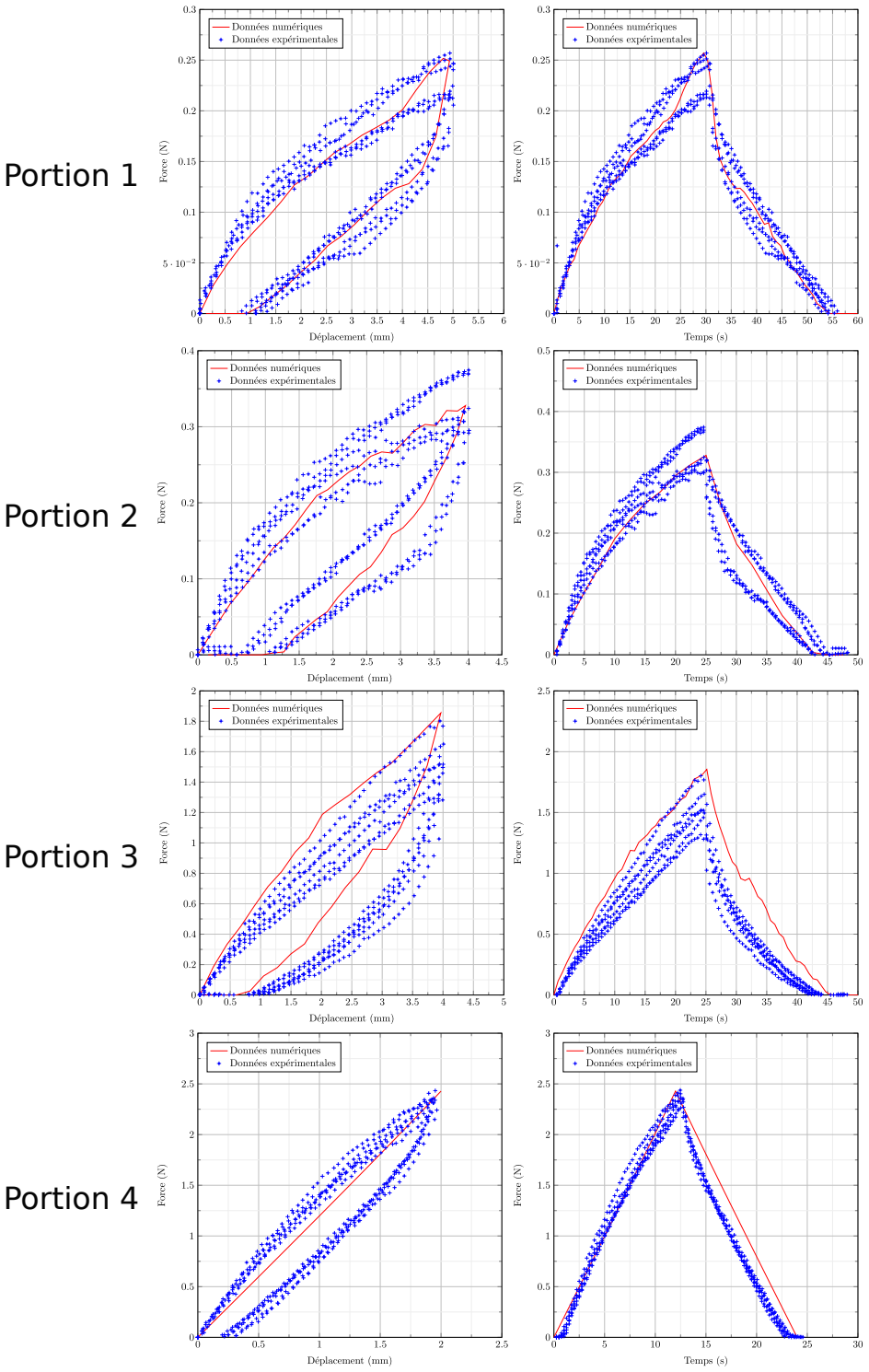


FIGURE 2.25: Courbes expérimentales et numériques des essais de flexion 3-points sur les différentes portions du cathéter Navien.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

2.5 Observation et caractérisation de la navigation endovasculaire

L'objectif de cette partie est de mettre en évidence les phases clés d'une navigation active. Nous nous sommes appuyés sur la navigation dans l'aorte fantôme utilisée à BCV (FIG.1.19) pour illustrer les différents points clés lors du crochetage des TSAs et en particulier de l'artère carotide gauche. Le guide actif étudié pour la caractérisation de la navigation est de type Gecko mentionné en introduction.

2.5.1 Effet snapping

Avec l'utilisation d'un guide double étage, les cliniciens utilisent régulièrement une instabilité en rotation appelée *snapping*. Ce phénomène se produit lorsque la partie distale du guide est en contact avec l'aorte et que les deux modules sont activés. Une légère rotation du guide (par la poignée) déclenche cet effet et résulte en une rotation de celui-ci autour de son axe d'environ 180°. En conséquence, le crochet formé par le guide pointe dans la direction opposée comme illustré FIG.2.26. Cette technique, qui repose sur l'utilisation d'une courbe active en "S", apparait comme un moyen efficace de stabiliser le dispositif dans la crosse aortique et de pointer vers le TSA désiré.

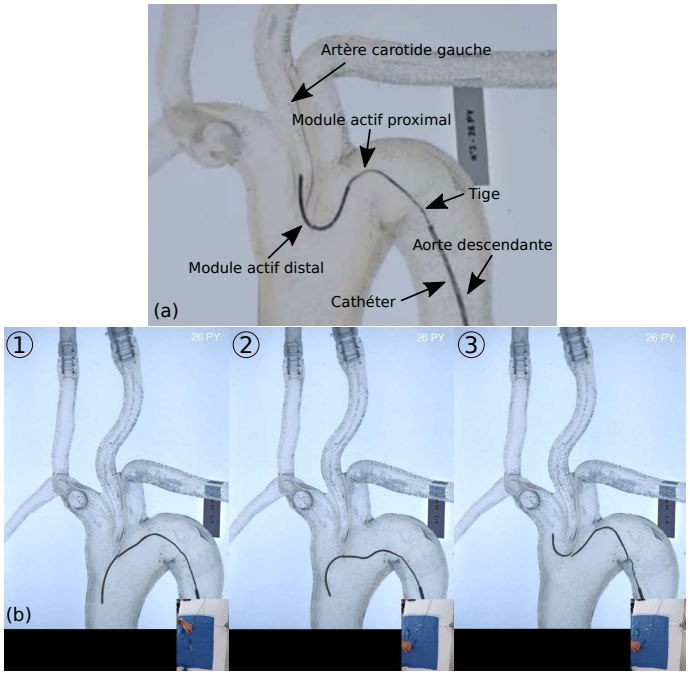


FIGURE 2.26: Activation du guide double étage permettant la courbure en "S" (a) et illustration de l'effet snapping (b) : 1) le guide est en contact avec l'aorte, 2) activation des deux modules et légère rotation imposée au niveau de la tige et 3) effet snapping pointant le dispositif vers le tronc brachio-céphalique.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

2.5.2 Navigation active

La navigation endovasculaire active implique différents gestes techniques dont :

- La poussée, la traction et la rotation du guide. Ces gestes sont réalisés lors des phases de navigation passive.
- L'activation des modules distaux permettant de faciliter le passage des zones tortueuses. La Figure 2.26 illustre la courbure en "S" employée pour crocheter les TSAs.
- La traction du guide pour redresser les cathéters.
- La poussée des cathéters pour atteindre les zones cibles.

Sur la Figure 2.27 le crochetage d'une aorte patient-spécifique est présenté. Les séquences de navigation affichées sont celles généralement utilisées quelle que soit l'aorte considérée.

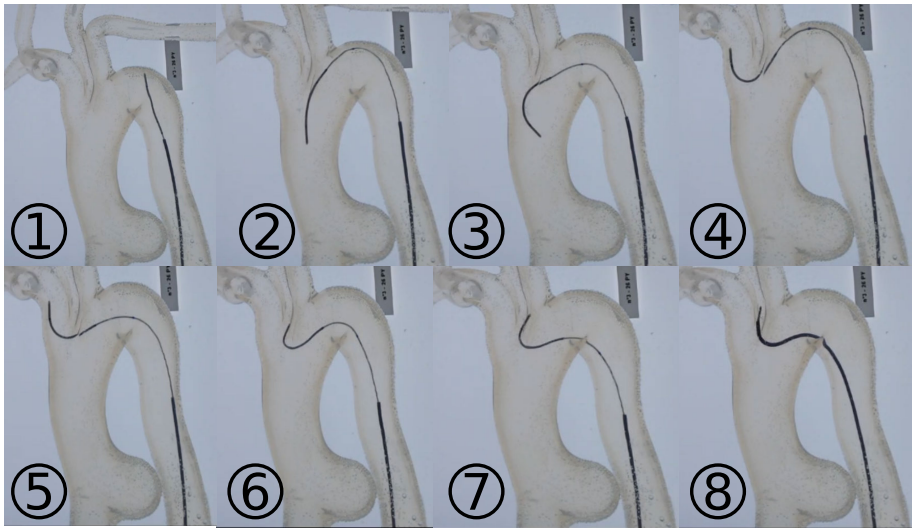


FIGURE 2.27: Séquences types d'une navigation endovasculaire dans une aorte fantôme patient-spécifique sur le banc d'essai à BCV à l'aide d'un guide actif de type Gecko. La position initiale des outils se trouve généralement près de la crosse aortique en ①. Le guide est ensuite poussé jusqu'à la zone d'intérêt, proche de la carotide gauche en ②. Les deux modules du guide sont activés et l'effet snapping apparait permettant de retourner l'outil (de ③ à ④). En ⑤ le guide est tiré pour rejoindre l'entrée de la carotide gauche en ⑥. L'outil est à nouveau tiré pour redresser les cathéters et le cathéter coulisse sur le guide pour rejoindre la zone à traiter au cours des étapes ⑦ et ⑧.

2.5.3 Mesures des gestes cliniques

Dans l'objectif de simuler la navigation des outils, un ordre de grandeur des vitesses mises en jeu lors de la manipulation des outils est recherché. Ces vitesses sont déterminées

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

par un banc d'essai présenté FIG.2.28. Celui-ci est ajouté en instrumentant le banc existant de l'aorte fantôme.

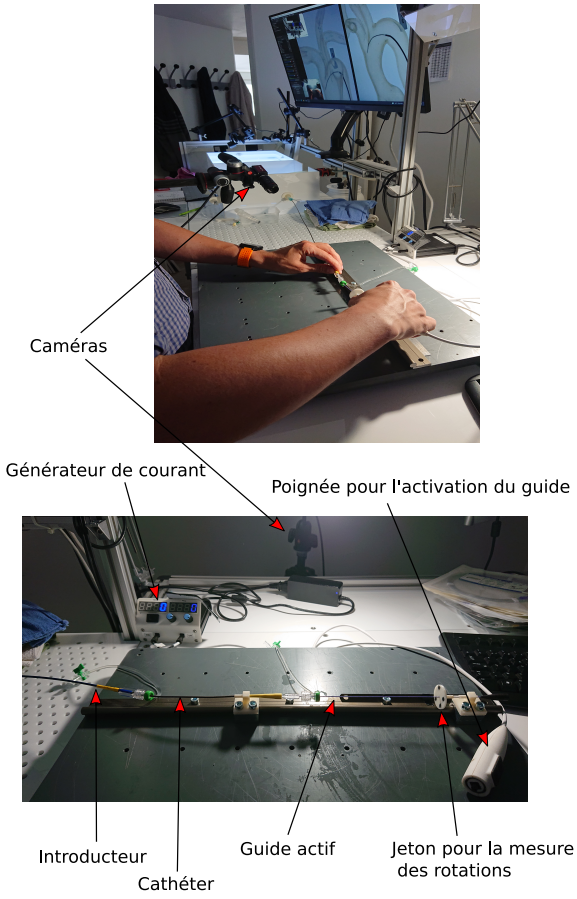


FIGURE 2.28: Banc d'essai utilisé pour la mesure des gestes cliniques.

Il consiste en deux patins glissant sur un rail de 500 mm dont l'un est attaché au cathéter et l'autre à la partie proximale du guide. Des cibles sont collées sur les patins et filmées par une caméra pour capturer les mouvements de translation des deux outils. Pour le guide actif, un jeton avec marquage est attaché à la tige par de la bande adhésive et une caméra permet d'enregistrer ses rotations. Les caméras utilisées ont une fréquence de 10Hz.

Les caméras initialement présentes sur le banc d'essai de l'aorte fantôme filment la navigation sous deux angles et une dernière caméra est ajoutée pour se focaliser sur le générateur de courant et les mains de l'opérateur. La Figure 2.29 montre les images obtenues par les caméras filmant les patins et le jeton.

10 navigations de l'aorte descendante jusqu'au crochetage de la carotide gauche sont filmées et permettent d'avoir un ordre de grandeur des vitesses des gestes suivants :

- Poussée, traction et rotation (pour le déclenchement du snapping) du guide actif ;
- Poussée du cathéter.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

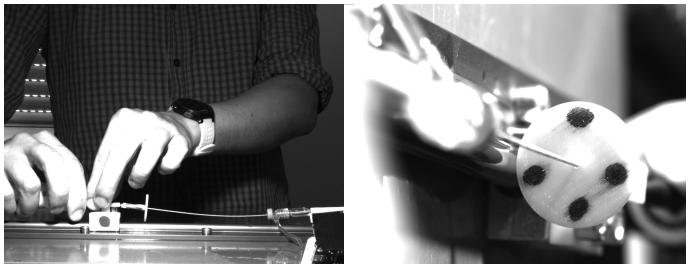


FIGURE 2.29: Images obtenues par la caméra filmant les patins accrochés au guide et au cathéter (gauche) et le jeton attaché à l'extrémité de la tige pour la mesure de la vitesse de rotation (droite).

Les vitesses moyennes sont calculées et sont présentées sur le tableau 2.5.

TABLE 2.5: Vitesses moyennes mesurées lors de gestes cliniques pendant une navigation endovasculaire active.

Mouvement	Vitesses moyennes (mm/s et °/s)	Description (voir FIG.3.8)
Poussée du guide	21.4 ± 5.1	PousseG
Poussée du cathéter	-13.5 ± 4.2	PousseC
Traction du guide	12.3 ± 4.6	TractG
Rotation du guide	210.9 ± 80.4	RotG

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

2.6 Discussions

Dans une première partie, une caractérisation de l'aorte fantôme et des outils endovasculaires (guide actif et cathéters) a été effectuée.

L'aorte fantôme présente des irrégularités (en terme de rigidité et d'épaisseur) à cause de sa fabrication. Ainsi, une étude plus poussée aurait été nécessaire pour caractériser entièrement les aortes. Cependant, il a été observé expérimentalement très peu de déformations de la structure lors du passage des outils. Nous avons donc, dans un premier temps, caractérisé un des TSAs présentant la rigidité la plus faible pour confirmer l'hypothèse d'une aorte indéformable.

Concernant l'étude sur le guide actif, on a émis l'hypothèse d'un comportement élastique pour la lame seule. En effet, les contraintes seuils de transformation sont généralement hautes pour ce type d'alliage à visée médicale [HEN 11, MCK 00, RUN 11]. Bien que des tests numériques d'activation du guide ou de franchissement de passages tortueux ont montré qu'on restait en deçà des contraintes seuils (autour de 400 MPa), les cliniciens peuvent réaliser des gestes plus abrupts qui poussent la lame dans un domaine de comportement non-linéaire. Les commentaires sont équivalents en ce qui concerne les modules actifs et la zone de superposition où de multiples composants sont présents. Néanmoins, ces longueurs sont courtes (autour de 40 mm pour les modules actifs et environ 20 mm pour la zone de superposition) et subissent peu de déformations lors des séquences de navigation passive. L'hypothèse d'élasticité pour le comportement du guide a donc semblé cohérente.

Par rapport aux résultats obtenus à l'issue de la caractérisation de la tige du guide actif, peu d'échantillons ont été considérés. Par conséquent il existe une certaine incertitude sur les valeurs obtenues même si une bonne répétabilité a été observée sur les différents résultats. Les commentaires sont similaires en ce qui concerne la caractérisation de la partie lame nue et du module actif. Les flèches obtenues par flexion sous poids ajouté affichaient une très bonne répétabilité. Néanmoins, les guides n'étant pas réutilisables d'une opération à l'autre, il serait intéressant de caractériser un nombre plus important d'échantillons pour représenter la variabilité potentielle des guides fabriqués. Les tests en flexion 3-points de la zone de superposition ont été effectués sur deux échantillons de faible longueur. En conséquence, la valeur obtenue ne peut représenter qu'un ordre de grandeur de la rigidité de cette zone. Cette portion étant généralement courte et très rigide par rapport au reste du guide, la recherche d'un ordre de grandeur a semblé suffisant pour notre étude.

Une étude dans cette partie a porté sur les activations successives du guide en environnement contrôlé. Dans les résultats obtenus, une incertitude de $\pm$ 5° a été estimée notamment en raison du positionnement du guide : une erreur dans l'alignement du plan de la courbure de l'outil lors de l'activation avec la caméra pouvait être présente car cette opération était manuelle. Par ailleurs les résultats obtenus présentaient une bonne répétabilité pour le nombre d'échantillons étudié mais également pour la méthode de fabrication du guide qui était, au moment de la campagne d'essai, non automatisée.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Plus d'échantillons auraient pu être considérés pour affiner les résultats. Par ailleurs, ces essais se sont déroulés dans des conditions éloignées des conditions réelles notamment en terme de flexion. Cependant, des essais sur animaux conduits par l'équipe du projet DEEP ont montré que la navigation du guide est peu affectée par le flux sanguin.

La caractérisation des cathéters s'est effectuée à température ambiante (autour de 20°), or ces outils comprennent généralement des éléments dépendant de la température pouvant affecter leur réponse mécanique. Comme précisé dans la partie expliquant les méthodes de caractérisation, on a étudié brièvement la dépendance à la température du cathéter Navien et l'introducteur Neuron Max en chauffant ces dispositifs avant de réaliser des essais de flexion 3-points sur les portions les plus distales. La température a été prélevée sur la l'extrémité distale. En moyenne une température de 28°C a été enregistrée et les résultats de flexion 3-points étaient similaires à celles à 20°C. Même si la température de 37°C n'a pu être obtenue, on a considéré qu'il ne devait pas y avoir de différence significative dans le comportement mécanique des cathéters entre 28°C et 37°C.

Cette caractérisation des cathéters a permis (i) de mettre en évidence le gradient de rigidité inhérent aux cathéters et (ii) d'obtenir un ordre de grandeur des rigidités des portions identifiées. L'originalité de cette étude par rapport à la littérature était de s'intéresser au comportement visco-élastique de ces outils.

Dans une dernière partie, la caractérisation de la navigation endovasculaire pratiquée par les cliniciens dans le banc d'essai d'aorte fantôme a permis d'identifier les mouvements typiques et les phénomènes apparaissant pour ce type d'intervention.

Le banc d'essai développé a permis d'obtenir des ordre de grandeur d'amplitudes et de vitesses mises en jeu pour des gestes simples. Les ordres de grandeur donnés sont relativement élevés en particulier pour la vitesse de rotation de la tige. Cependant ces gestes sont difficilement répétables et le succès de la navigation n'est pas conditionné à une étroite gamme de valeurs, d'où l'intérêt de travailler sur une vitesse moyenne.

2.7 Bilan

L'ensemble des données acquises lors de ces différentes campagnes expérimentales a permis d'identifier les paramètres des modèles des outils, d'affiner les hypothèses et d'alimenter le modèle numérique de navigation. On dispose finalement des propriétés complètes des outils en phase active ou passive, notamment dans le cadre viscoélastique, d'une quantification des gestes du chirurgien et d'une meilleure compréhension des phases lors de la navigation.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Chapitre 3

Développement du modèle numérique de navigation endovasculaire

Dans ce chapitre, on présente les travaux de simulation de la thèse. Le modèle de navigation endovasculaire est décrit et validé en regard de la navigation dans des aortes fantômes sur des séquences actives et passives. Ce modèle est utilisé dans la dernière partie de ce chapitre pour démontrer que le crochetage de la carotide gauche dépend des paramètres de conception (design) du guide et de navigation. La majeure partie des travaux de ce chapitre a été publiée dans [BAD 22b].

Sommaire

3.1 Introduction 63
3.2 Présentation du modèle de navigation endovasculaire 63
3.2.1 Modélisation de l'aorte fantôme 63
3.2.2 Modélisation des outils endovasculaire 66
3.2.3 Simulation de navigation endovasculaire 71
3.3 Étude préliminaire du snapping 76
3.4 Résultats 77
3.4.1 Simulation de référence 77

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

3.4.2 Bilan énergétique 79
3.5 Validation 79
3.5.1 Validation sur séquences passives 80
3.5.2 Validation sur séquences actives 80
3.6 Application : crochetage d'aortes complexes 82
3.6.1 Objectifs 82
3.6.2 Aortes complexes 82
3.6.3 Paramètres considérés 83
3.6.4 Résultats 83
3.7 Discussions 85
3.8 Bilan 86

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

3.1 Introduction

Le chapitre 1 a permis de formuler la problématique de la thèse, à savoir, proposer des outils numériques d'aide à la décision pour l'accès aux zones cérébrales par la carotide gauche en utilisant le guide actif développé par BCV. Dans le chapitre 2, des essais ont été effectués pour (i) caractériser le matériel endovasculaire (guide, cathéters) et (ii) caractériser la navigation active conduite dans des aortes fantômes sur le banc d'essai à BCV. Ces étapes permettent alors de construire le modèle numérique de navigation endovasculaire présenté dans cette partie.

L'objectif est de représenter la navigation endovasculaire dans chaque aorte en reproduisant celle réalisée dans le banc d'essai à BCV. Ainsi, le choix des dimensions, des propriétés mécaniques et des conditions aux limites dépendent de la navigation dans la structure vasculaire en silicone et non des conditions réelles. Au total, 23 aortes patient-spécifiques virtuelles (sous format stl) sont disponibles dans notre étude.

Les géométries, le maillage et les lois de comportement sont déterminés en étudiant une aorte de référence : l'aorte PY visible FIG.3.1. Cette aorte dite *complexe* en raison de la difficulté pour crocheter les TSAs sert de support de travail pour BCV. L'entreprise ne disposant pas de l'ensemble des aortes fantômes, le choix est fait de s'appuyer sur les analyses de l'aorte PY pour simuler la navigation dans les autres anatomies.

3.2 Présentation du modèle de navigation endovasculaire

3.2.1 Modélisation de l'aorte fantôme

3.2.1.1 Géométrie

Chaque anatomie est sectionnée au niveau de l'aorte descendante et des TSAs (voir FIG.3.1(a)). Pour représenter le prolongement de l'aorte descendante et abdominale visible sur le banc d'essai, un cylindre de 500 mm est rajouté (visible FIG.3.1(b)). Cette longueur est déterminée en mesurant la distance entre le sommet de la crosse aortique et le point d'insertion des outils (au niveau de la valve hémostatique sur la Figure 1.15) sur l'aorte PY. La longueur du cylindre est ensuite ajustée pour respecter cette distance.

Pour toute nouvelle anatomie, le cylindre est conservé et la crosse de l'aorte est modifiée en sectionnant les extrémités.

3.2.1.2 Maillage

Afin de modéliser la crosse de l'aorte, des éléments coques triangulaires de type Belytschko-Tsay sont utilisés avec un maillage plus fin au niveau des TSAs (visible sur la Figure 3.7). Le cylindre est maillé à l'aide de coques quadrilatères linéaires. Le choix de la taille de maille est déterminé par une analyse de convergence sur l'aorte PY.

Dans cette analyse, différentes navigations endovasculaires typiques (où le guide cherche à crocheter la carotide gauche et le cathéter glisse sur ce dernier pour atteindre la

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

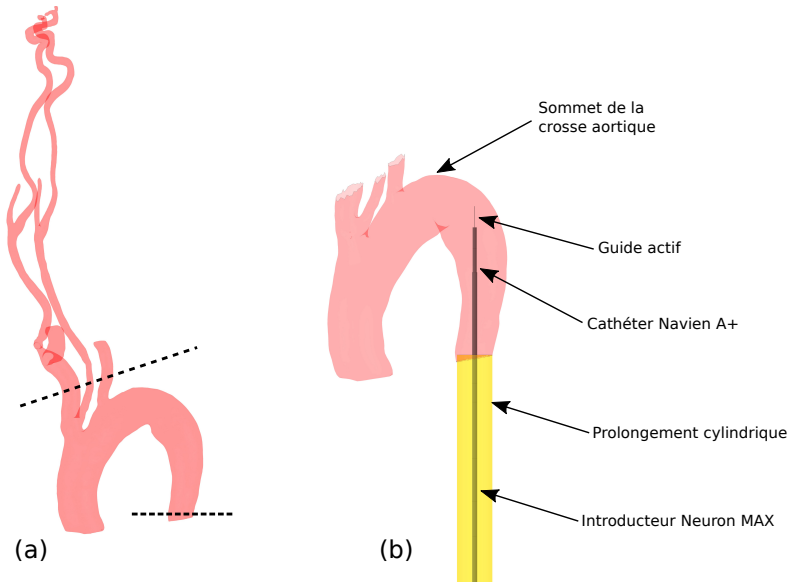


FIGURE 3.1: (a) Les anatomies comportent la crosse aortique et les TSAs souvent au-delà de la bifurcation carotidienne. Notre objectif étant le crochetage de la carotide gauche, les prolongements des TSAs et l'aorte descendante sont sectionnées de manière à obtenir une section droite. (b) L'aorte est ensuite accolée à un cylindre de 500 mm de longueur représentant le prolongement sur le banc d'essai BCV.

zone à traiter) sont réalisées en faisant varier la taille de maille en partant d'un maillage fin. Dans le cadre de cette thèse, la quantité d'intérêt est la position du guide lors de la navigation. La comparaison de la position du guide entre deux configurations s'est faite sur une longueur de 100 mm de guide (partie distale du guide et une courte portion de la tige) en utilisant la Distance de Hausdorff Modifiée (MHD) [DUB 94] sur la position finale avec l'outil MatLab visible FIG.3.3. Les résultats de l'analyse de convergence sont donnés Annexe F.

La difficulté dans la modélisation de l'aorte repose sur la détermination de l'épaisseur de l'aorte. En effet, il existe des différences suivant la zone considérée et il est compliqué d'avoir une mesure locale de l'épaisseur notamment près des TSAs. Différentes mesures sur l'aorte PY au niveau des extrémités ont été effectuées. Des épaisseurs de 2 à 4 mm ont été recensées. Il a été choisi de travailler avec une épaisseur moyenne de 3 mm, valeur jugée cohérente avec la littérature [LI 04, ADA 06].

3.2.1.3 Loi de comportement

Les aortes fantômes sont en silicone et lors de l'insertion des outils endovasculaires, aucune déformation significative n'a été observée (expérimentalement). Afin de vérifier l'hypothèse de rigidité de l'aorte, la différence de position du guide entre une aorte déformable avec un module d'Young de 4.6 MPa (obtenu dans la partie expérimentale) et une aorte rigide au cours d'une navigation est calculée avec la distance MHD. Les condi-

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

tions aux limites du modèle de navigation avec aorte déformable est visible sur la Figure 3.2.

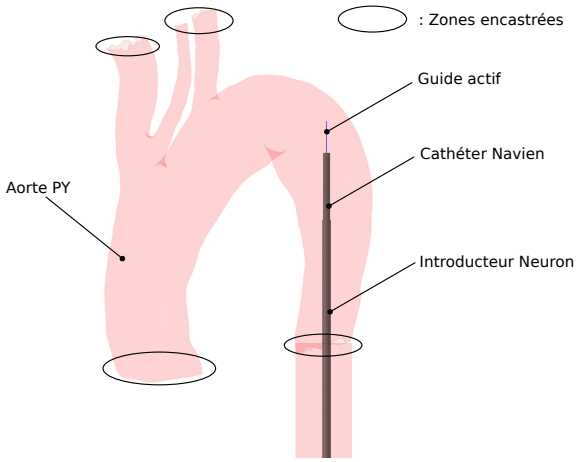


FIGURE 3.2: Modèle de navigation endovasculaire sur l'aorte PY avec une aorte déformable telle que $E = 4.6$ MPa et $\nu = 0.3$.

Les résultats obtenus permettent de vérifier l'hypothèse d'une aorte rigide (voir FIG.3.3).

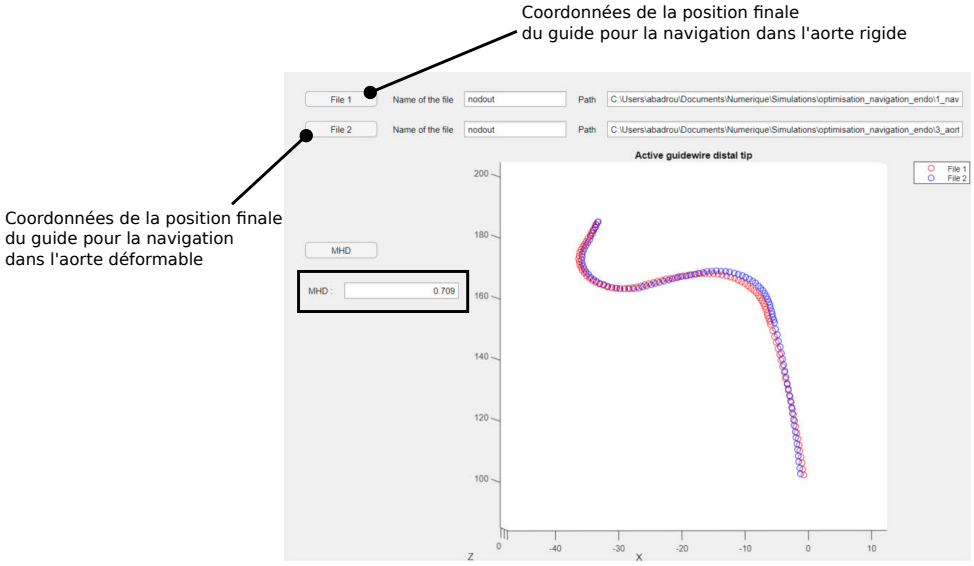


FIGURE 3.3: Outil calculant la distance MHD entre deux ensembles de points. Dans notre cas, la distance entre deux portions distales de guide est comparée. La distance MHD affichée (0.709) sur cette image correspond au résultat en comparant les deux déformées du guide après insertion et navigation dans une aorte rigide (rouge) et déformable (bleu). Il est estimé qu'une valeur de MHD en dessous de 1 permettait de considérer qu'il n'y avait pas de différence entre les deux ensembles de données.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

3.2.2 Modélisation des outils endovasculaire

3.2.2.1 Géométrie

La géométrie de la configuration Gecko est utilisée. Concernant les cathéters, les dimensions sont celles mesurées dans le chapitre 2 portant sur la caractérisation des outils chirurgicaux. Les cathéters qui sont utilisés dans cette thèse comme combinaison avec le guide actif sont le Navien A+ et l'introducteur Neuron MAX 088. Il s'agit de l'association la plus critique en terme de difficulté pour le crochetage de la carotide gauche selon BCV. En effet, ces cathéters sont rigides, notamment sur les parties proximales. En réussissant le crochetage avec du matériel rigide, la navigation serait facilité avec des outils plus souples.

Les longueurs des portions pour les différents outils (tige pour le guide et portions distales pour les cathéters) sont raccourcies du fait d'un rétrécissement au niveau de la valve hémostatique qui suppose que la longueur supplémentaire située en dehors de cette zone n'a pas d'influence sur la navigation (tous les mouvements étant ramenés à un mouvement rectiligne au passage de la valve). Une longueur suffisante est ajustée pour chaque outil.

3.2.2.2 Maillage

Le guide est maillé avec des éléments poutres de type Hughes-Liu de 1 mm au niveau de la partie distale et 2 mm le long de la tige. Des coques quadrilatères totalement intégrées avec trois points d'intégration dans l'épaisseur sont choisies pour modéliser les cathéters avec un nombre d'éléments donné Annexe F et visible sur la Figure 3.4. La taille de maille des différents outils est déterminée par des analyses de convergence distinctes pour le guide et les cathéters. Les études sont similaires à celle concernant l'aorte PY en comparant la position du guide pour différentes configurations.

3.2.2.3 Loi de comportement

Les propriétés mécaniques des cathéters utilisés lors des simulations sont rappelées sur la Figure 3.5. Concernant le guide actif, on rappelle qu'il se compose d'une tige et d'une lame en bout composée de portions de raideurs différentes. Chaque outil se compose de plusieurs portions modélisées par des lois de comportements hypoélastiques ou hypovisco-élastiques homogène isotrope (définies par les formulations 2.3.1.3 et 2.4.3.3). Les propriétés mécaniques du guide actif sont également rappelées FIG.3.5.

Pour représenter le comportement du fil de Nitinol, plusieurs modèles AMF existent dans la littérature. Ceux-ci peuvent se décliner en modèles :

- *Microscopiques* : dans ce cas, les réactions du point de vue microscopique (maclage, nucléation voire formation des joints de grains) sont modélisées ;
- *Macroscopiques* : des considérations phénoménologiques sont utilisées avec un lien direct entre les variables internes et les effets macroscopiques ;

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

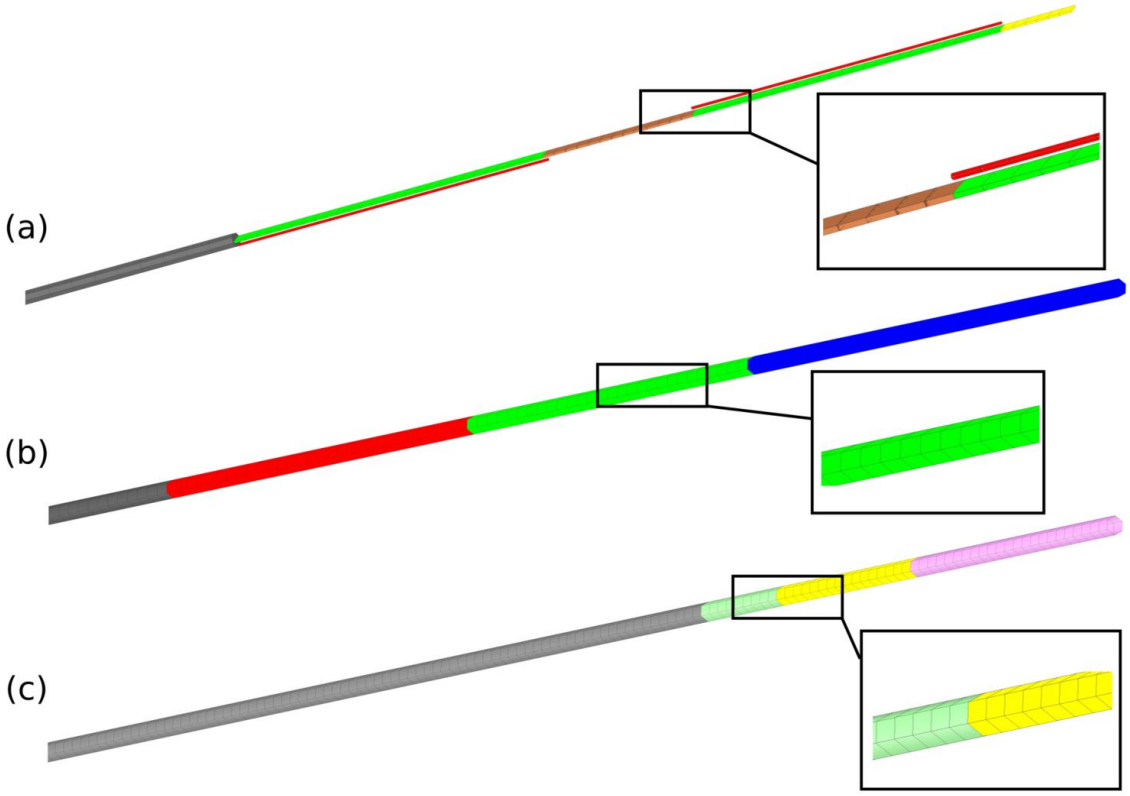


FIGURE 3.4: Maillage des différents outils endovasculaires : (a) guide actif, (b) cathéter Navien et (c) introducteur Neuron.

- *Mésoscopiques* : modèles hybrides qui se situent entre une échelle miscroscopique et macroscopique.

Plus de précisions sur les modèles sont disponibles dans la revue de [CIS 16]. Dans cette étude, l'effet mémoire de forme des fils de Nitinol est représenté de manière simplifiée. Les modèles macroscopiques sont alors privilégiés et en particulier celui de Tanaka [TAN 86]. Il s'agit d'un des premiers modèles de représentation de l'effet mémoire de forme. Ces travaux ont été repris par [IAN 17] et implémentés dans Ls-Dyna. Une représentation schématique de cette loi est visible FIG.3.6.

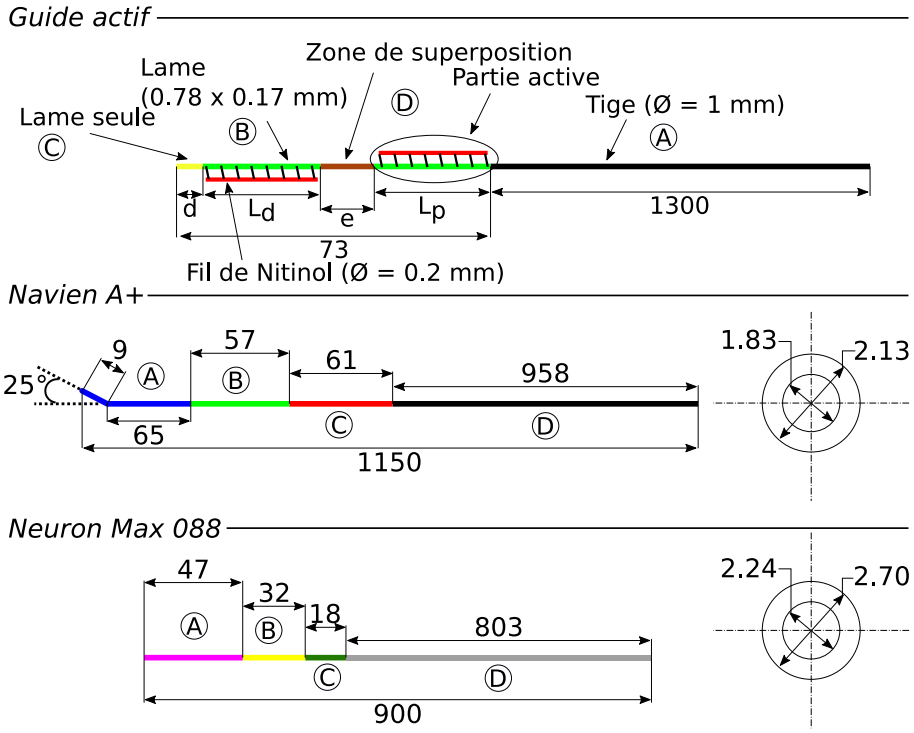
Cette loi est utilisée de manière simplifiée dans le modèle. L'intérêt est de pouvoir reproduire la courbure du guide et le temps d'activation (noté t_a) qui a été déterminé dans la caractérisation du guide actif (chapitre 2).

La courbure du guide lors de l'activation dépend de trois paramètres :

- Le paramètre ε_L qui est la déformation récupérable par le matériau ;
- L'écart entre les fils de Nitinol et la lame ;
- Les longueurs des fils de Nitinol.

Des essais préliminaires en traction à 37°C ont été effectués par BCV sur les fils de Nitinol. Ils ont déterminé une déformation maximale récupérable par le matériau de 3.47%.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

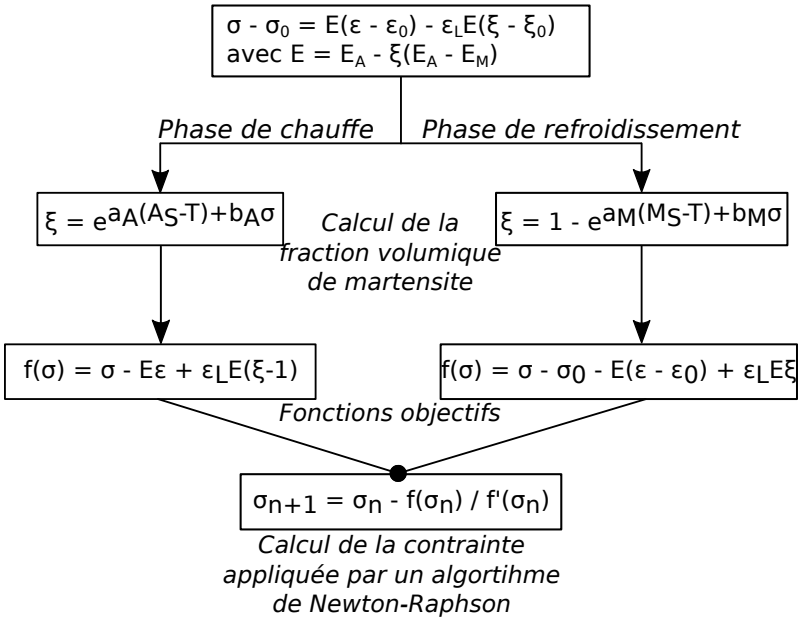


	A	B	C	D
Guide actif	$E = 8047.8$ MPa $\nu = 0.3$	$E = 71130.0$ MPa $\nu = 0.3$	$E = 52720.0$ MPa $\nu = 0.3$	$E = 175000.0$ MPa $\nu = 0.3$
Navien	$\beta = 0.22\ s^{-1}$ $G_0 = 62.0$ MPa $G_\infty = 15.9$ MPa $K = 82.9$ MPa	$\beta = 0.16\ s^{-1}$ $G_0 = 94.1$ MPa $G_\infty = 26.6$ MPa $K = 152.3$ MPa	$\beta = 0.18\ s^{-1}$ $G_0 = 448.1$ MPa $G_\infty = 152.2$ MPa $K = 694.6$ MPa	$E = 1519$ MPa
Neuron	$\beta = 0.26\ s^{-1}$ $G_0 = 74.0$ MPa $G_\infty = 17.0$ MPa $K = 122.1$ MPa	$E = 250$ MPa	$E = 180$ MPa	$E = 1701$ MPa

FIGURE 3.5: Rappel des dimensions et des propriétés mécaniques des outils utilisés lors des simulations endovasculaires dans ces travaux. Les zones A, B, C et D font référence aux différentes portions des outils ayant leur propres propriétés mécaniques et différenciées par des couleurs.

Il a été supposé que cette valeur correspond à une utilisation avec une intensité maximale. D'après les essais d'activation du guide en environnement contrôlé (voir chapitre 2), cela correspond à un angle de courbure de l'ordre de 20° environ. Afin de retrouver cet angle, l'écart entre le fil de Nitinol et la lame a été modifié sur un modèle de guide à simple étage similaire à celui utilisé pour les activations successives lors de l'étape de caractérisation. Cet écart entre les lignes moyennes des poutres a été fixé à 0.415 mm. En adaptant les dimensions du guide pour se rapprocher de la configuration Gecko standard (double étage

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés



Paramètre	*Description*	*Valeur*
E_A	Module de Young Austénitique	50000 MPa
E_M	Module de Young Martensitique	33320 MPa
ϵ_L	Déformation maximale récupérable	0.0347
$M_{s/f}$	Températures de début et de fin de transformation martensitique	47 / 43˚C
$A_{s/f}$	Températures de début et de fin de transformation austénitique	60 / 65˚C
t_a	Temps requis pour fléchir le dispositif	1.7 s
a_A ; a_M ; b_A ; b_M	Constantes matérielles	0.92 ; -1.15 ; 0.11 ; -0.14 (/˚C)

FIGURE 3.6: Vue globale de la loi de Tanaka et des paramètres associés dans notre étude. Sur le schéma, les paramètres $(-)_0$ sont relatifs aux conditions initiales. La contrainte appliquée σ est déterminée par une loi de Hooke auquel un terme dépendant à la température y est ajouté. Suivant que le matériau soit chauffé ou refroidi, la fraction volumique de martensite ξ est calculée en utilisant la température et les constantes matérielles a_A, a_M, b_A, b_M qui sont fonctions des températures de début et de fin de transformation. Enfin, des fonctions objectifs sont écrites et un algorithme de Newton-Raphson est utilisé pour calculer la contrainte au prochain pas de temps.

avec $L_p = L_d = 27$ mm et $e = 13$ mm) et en fixant ε_L à 3.47% avec un écart de 0.415 mm entre la lame et les fils, l'angle de courbure du guide des modules lors de l'activation est de 50°, ce qui est cohérent avec la performance réelle de ce type de guide.

Ainsi, l'angle de courbure de notre modèle est piloté par ε_L et la longueur du fil de Nitinol, ε_L représentant l'impact d'un changement du matériau (autre nuance de Nitinol par exemple) ou d'une modification du courant.

Pour activer le guide dans le modèle, un chargement est donc imposé en température, dont la pente est telle que le temps d'activation t_a soit respectée. Pour sa désactivation,

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

une utilisation de la boucle de refroidissement sur la Figure 3.6 forcerait la déformation à revenir à zéro sans tenir compte du contact entre le guide et son environnement, ce qui provoquerait dans certains cas des déformations du guide anormales. Dans la réalité, le guide recouvre sa position initiale par un retour élastique avec un temps identifié dans le chapitre précèdent et équivalent à t_a. Le retour de la lame se fait donc par retour élastique instantané.

Le modèle applique ensuite une déformation longitudinale au fil de Nitinol jusqu'à atteindre la valeur de ε_L choisie. Cette manière d'utiliser le modèle de Tanaka pour représenter l'activation du guide est similaire à une commande pilotée en déplacement avec l'avantage de pouvoir basculer sur un modèle plus sophistiqué reproduisant l'effet mémoire de forme en 3D si nécessaire. Ainsi, les fils de Nitinol agissent comme des composants fictifs dont le seul but est d'entrainer le module en flexion.

Bilan sur la modélisation de l'aorte et des outils

- ☐ La géométrie d'une aorte patient-spécifique donnée comprend la crosse aortique, une petite portion des TSAs et un cylindre représentant le prolongement de l'aorte descendante, présent sur le banc d'essai.
- ☐ L'aorte est modélisée par des éléments coques et est supposée rigide.
- ☐ Les cathéters sont modélisés par des éléments coques et leurs propriétés sont hypoélastiques ou hypovisco-élastiques homogène isotrope suivant les zones considérées.
- ☐ Le guide est maillé avec des éléments poutres et a un comportement hypoélastique homogène isotrope.
- ☐ L'activation des parties actives se fait par une commande en déplacement appliquée aux fils de Nitinol représentant de manière simplifié l'effet mémoire de forme.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

3.2.3 Simulation de navigation endovasculaire

Dans ce qui suit, on présente les méthodes utilisées lors d'une simulation de navigation endovasculaire pour une anatomie donnée.

3.2.3.1 Assemblage des éléments

Les différents outils sont positionnés au niveau de l'aorte descendante au départ des simulations. Ils sont placés en adoptant les mêmes habitudes que les cliniciens pour ce cas de figure ; soit un positionnement des parties distales de ces outils au niveau de l'aorte descendante, proche de la crosse aortique.

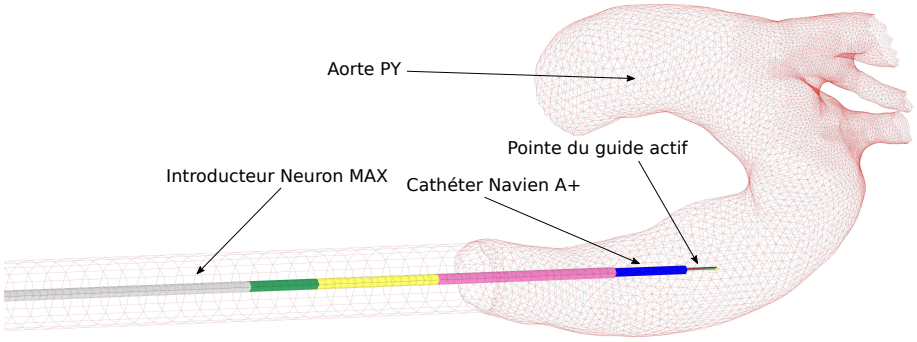


FIGURE 3.7: Vue partielle du maillage des outils et de l'aorte dans le modèle de navigation endovasculaire dans l'aorte PY sur cette figure.

D'un point de vue expérimental, il a été constaté que les premières portions des outils (Navien et Neuron notamment) n'ont que peu d'influence sur les déformations du guide actif. Cela s'explique par la rigidité du guide qui est importante par rapport à la gamme des dispositifs à visée intracrânienne.

Une étude de sensibilité de la déformée finale du guide à la position des cathéters a été menée en considérant deux configurations : (i) les bouts distaux des outils positionnés à la fin du cylindre et (ii) ces mêmes bouts positionnés proche du sommet de l'aorte. Il a été conclu que le positionnement des cathéters n'influe pas sur la position finale du guide lorsque leur positionnement initial varie le long de l'aorte descendante.

3.2.3.2 Conditions aux limites

Les conditions aux limites appliquées aux outils sont présentées sur la Figure 3.8.

Les nœuds de l'introducteur dans la zone 5 sont fixés en déplacement en X et Y et en rotation autour de ces axes à cause de la valve hémostatique en entrée du banc d'essai qui limite les déplacements radiaux. Les nœuds en zone 4 sont fixes pendant la navigation et ceux en 3 sont immobiles en début de simulation le temps que le guide atteigne la carotide gauche. Les nœuds de la zone 1 en bout de tige (poignée) peuvent se déplacer et tourner

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

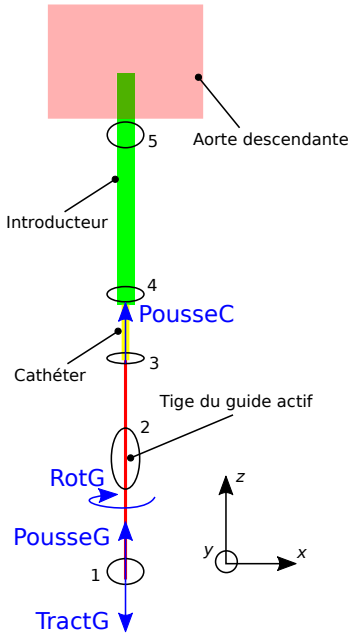


FIGURE 3.8: Conditions aux limites appliquées en bout des outils (niveau de la valve hémostatique visible FIG.1.15). Les termes PousseC, PousseG, RotG et TractG s'identifient aux mouvements décrits sur le Tableau 2.5.

relativement à l'axe Z. Enfin, une vitesse en rotation est appliquée aux nœuds de la zone 2 pour déclencher le snapping ou dans certains cas pour faciliter la traversée de la structure vasculaire. Les différentes vitesses imposées ont été déterminées dans la partie 2.4.3 (dans le chapitre 2) portant sur la caractérisation des gestes cliniques.

3.2.3.3 Paramètres numériques

3.2.3.3.1 Utilisation d'un solveur éléments finis explicite

La méthode des éléments finis est utilisée sur une discrétisation temporelle qui peut se faire par un schéma implicite ou explicite. L'insertion des différents outils dans l'aorte se fait de manière quasi-statique et sans effet d'inertie. Un schéma de type implicite paraissait donc pertinent dans notre cas mais les différentes instabilités (snapping) et les multiples contacts ont rendu la convergence des simulations difficile et ont donc favorisé le choix d'une méthode explicite.

On rappelle que le solveur utilisé dans cette thèse est Ls-Dyna qui est un code de calcul éléments finis de dynamique rapide. Il permet donc de résoudre dans notre cas des problèmes quasi-statiques non-linéaires. Du mass-scaling et de l'amortissement seront introduits dans les simulations de navigation endovasculaire comme nous le détaillerons plus loin. Ainsi, si on note M la matrice de masse, C la matrice d'amortissement et U le vecteur déplacement, le problème à résoudre dans notre cas à chaque pas de temps s'écrit :

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

$$[M]\{\ddot{U}\} + [C]\{\dot{U}\} = \{F_{ext}\} - \{F_{int}\} + \{F_{contact}\} \tag{3.1}$$

Avec $\{F_{int}\}$, $\{F_{ext}\}$, $\{F_{contact}\}$ qui sont respectivement les efforts internes, extérieurs et de contact.

3.2.3.3.2 Gestion du contact

Des contacts sont présents aussi bien entre les outils et l'aorte qu'entre les outils eux-mêmes. Une méthode de contact avec pénalité est choisie pour modéliser ces contacts et du frottement est introduit avec un coefficient fixé à 0.2 par défaut à l'exception du coefficient de frottement entre le guide et l'aorte et entre le cathéter et l'introducteur fixé à 0.3 et 0.1 respectivement. Les valeurs n'ont pas été déterminées expérimentalement mais sont justifiées par la présence effective de frottement lors de la manipulation des outils dans le banc d'essai d'aorte fantôme. Ces frottements sont d'autant plus importants entre le guide (dont la gaine n'est pas optimisée pour limiter les frottements) et l'aorte en silicone. Les cathéters possèdent généralement des revêtements hydrophiles limitant les forces de frottement lors de la navigation. C'est le cas des cathéters étudiés ici.

Dans la réalité, les outils chirurgicaux ont pour la plupart des propriétés qui limitent grandement les frottements [NAG 90] (à l'instar des revêtements hydrophiles). Entre les outils et la structure vasculaire, le contact peut être considéré comme sans frottement [TAK 07].

3.2.3.3.3 Amortissement

Lors de la navigation endovasculaire, la désactivation du guide et le snapping favorisent l'apparition de phénomènes d'oscillations hautes fréquences numériques. L'ajout d'amortissement de Rayleigh [COR 06] permet de stabiliser ces perturbations. Le guide ayant uniquement des propriétés élastiques, il est d'autant plus justifié d'ajouter de l'amortissement compte tenu des constituants propres au dispositif qui tendent à l'amortir.

Pour chaque simulation, il a été vérifié que l'énergie introduite par l'amortissement est faible par rapport aux énergies ayant un sens physique pour ne pas risquer de sur-amortir le système.

3.2.3.3.4 Mass-scaling

La technique de *mass-scaling* consiste à augmenter artificiellement la masse volumique ρ des éléments pour en augmenter le pas de temps critique $\Delta t_{critique}$ vérifiant la condition de stabilité de Courant Friedrich Levy [COU 67]. La conséquence est une réduction du temps de calcul. En prenant pour exemple un élément barre de module d'Young E et de longueur l on a :

$$\Delta t_{critique} = l\sqrt{\frac{\rho}{E}} \tag{3.2}$$

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Le mass-scaling est appliqué sur les éléments conditionnant le pas de temps critique [COR 06]. Une étude de sensibilité visible sur le tableau 3.1 permet de définir un pas de temps cible dont l'ajout de masse impacte peu le rapport entre l'énergie cinétique sur l'énergie interne (rapport inférieur à 20% environ).

TABLE 3.1: Analyse de sensibilité définissant un pas de temps cible idéal pour les simulations de navigation endovasculaire. Le calcul pour la valeur extrême de 1e−5s n'a pu être achevé pour cause d'instabilités et celui avec un pas de temps cible de 5e−7s pour cause de temps CPU excessif.

Pas de temps cible (s)	*Temps CPU total (h)*	*Masse moyenne ajoutée (%)*
1e−5	Ø	388
5e−6	91	95
3e−6	143	30
1e−6	163	2
5e−7	Ø	0.1

Les résultats de cette analyse permettent de considérer le pas de temps de 5e−6s comme étant celui de référence pour l'ensemble des calculs. Une légère augmentation ou diminution de ce pas de temps est tolérée en veillant au rapport de l'énergie cinétique et de l'énergie interne (voir FIG.3.13).

Le choix du pas de temps est essentiellement conditionné à l'effet snapping. Ce phénomène provoque des oscillations d'autant plus fortes que les angles de courbure des modules actifs sont importants. Le pas de temps a donc été réduit (jusqu'à 1e−6s) pour prévenir les perturbations dans les cas critiques.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Bilan sur la simulation de navigation endovasculaire

- ☐ Pour chaque simulation de navigation endovasculaire, les outils sont positionnés au niveau de l'aorte ascendante, près de la crosse aortique.
- ☐ L'introducteur est fixe pendant la phase de crochetage de la carotide gauche. Le cathéter est maintenu pendant que le guide accède à la carotide. Le cathéter coulisse ensuite sur le guide pour rejoindre la carotide.
- ☐ Les vitesses déterminées dans le chapitre 2 sont appliquées en bout du guide actif et du cathéter.
- ☐ Au niveau du contact, du frottement est présent entre les outils et entre l'aorte et les outils afin de représenter la navigation dans les aortes fantômes.
- ☐ Du mass-scaling est introduit pour accélérer les temps de calcul.
- ☐ De l'amortissement de Rayleigh est appliqué sur les outils pour stabiliser les simulations notamment après le snapping.
- ☐ Les simulations sont réalisées avec un solveur explicite. Si on note M la matrice de masse, C la matrice d'amortissement et U le vecteur déplacement, le problème à résoudre dans notre cas à chaque pas de temps s'écrit :

$$[M]\{\ddot{U}\} + [C]\{\dot{U}\} = \{F_{ext}\} - \{F_{int}\} + \{F_{contact}\} \tag{3.3}$$

Avec $\{F_{int}\}$, $\{F_{ext}\}$, $\{F_{contact}\}$ qui sont respectivement les efforts internes, extérieurs et de contact.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

3.3 Étude préliminaire du snapping

Le phénomène de snapping est utilisé lors de la navigation avec le guide actif comme moyen de stabiliser le dispositif. Afin de pouvoir reproduire le phénomène lors des simulations et en comprendre les causes, une étude numérique est réalisée.

Un premier modèle est choisi en supposant que le snapping provient du contact entre le guide et le plan (modèle visible sur la Figure 3.9). L'inclinaison du plan et le coefficient de frottement ont été modifiés mais le snapping n'a pas été provoqué.

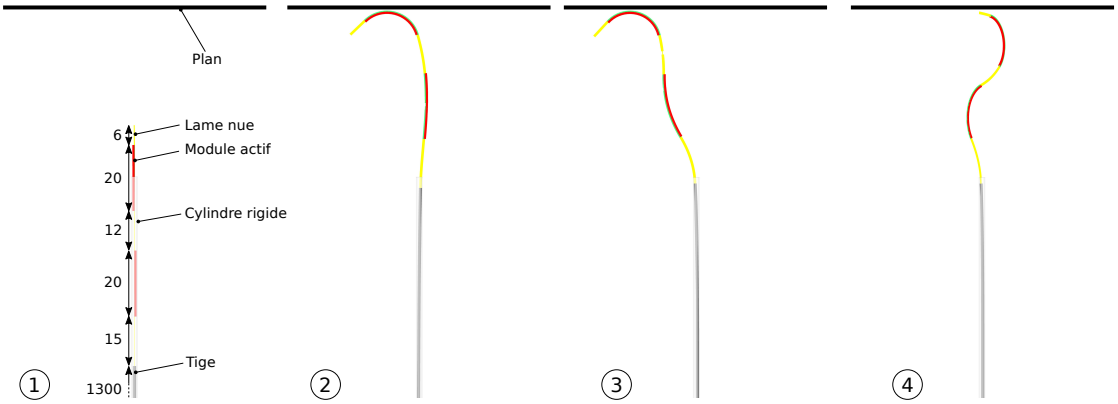


FIGURE 3.9: Modèle guide / plan pour l'étude du snapping. Les dimensions du guide choisies pour cette étude sont illustrées en ① et un introducteur rigide est utilisé pour stabiliser le dispositif et éviter ainsi les déplacements radiaux extrêmes. En ② le guide est activé puis poussé contre le plan. Le module proximal est activé en ③ tout en imposant une brève rotation en bout de la tige. La déformée finale du guide est visible en ④. Aucun phénomène de snapping a pu être déclenché sur ce modèle et ce même pour une modification du contact entre le guide et le plan (plan incliné ou déformable).

Dans une deuxième étude, le modèle développé est plus réaliste avec un guide double étage dans l'aorte PY (le modèle est illustré FIG.3.10).

Avec cette modélisation, l'effet snapping est provoqué en modifiant le design du guide (longueur des modules actifs et distance entre ceux-ci). Il a été conclu que le phénomène de snapping est déclenché lorsque les conditions suivantes sont réunies :

- La partie distale du guide est en contact avec l'aorte.
- Les deux modules sont activés.
- Le design du guide est tel qu'il n'existe pas de zone de faible rigidité entre le module proximal et la tige du guide. Dans ce cas précis, la zone intermédiaire est soumise à une concentration de contrainte et l'épingle formée empêche l'énergie de rotation de se propager comme le montre la Figure 3.11.
- Une légère perturbation provoque le phénomène de snapping. Dans la navigation endovasculaire, la perturbation est une légère rotation de la tige avant l'activation des modules actifs.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

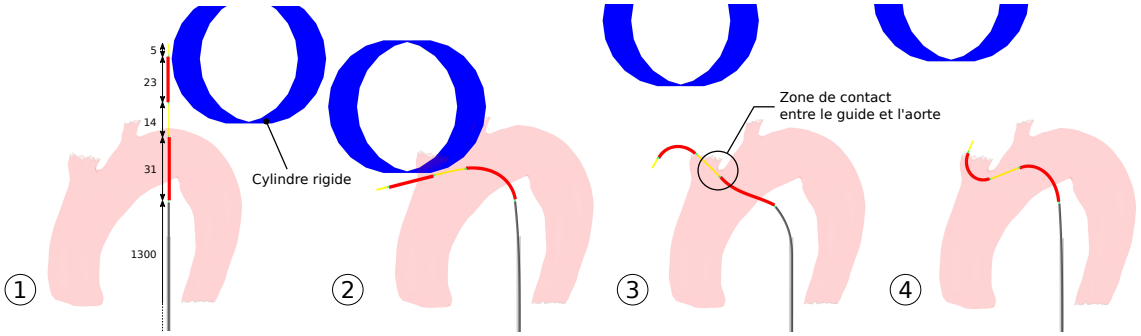


FIGURE 3.10: Un autre modèle est utilisé pour étudier le phénomène de snapping. Sur celui-ci, les dimensions des portions distales du guide sont modifiées. En ①, un exemple de design du guide est présenté pour lequel le snapping a pu être déclenché. Afin de ne pas simuler entièrement la navigation depuis l'aorte descendante tout en se plaçant dans une situation plus réaliste, un cylindre rigide courbe le dispositif en ② et une zone de contact est crée entre le guide et une petite portion de l'aorte sur laquelle s'appuie l'outil (③). L'activation des modules déclenche le snapping et permet le retournement du guide en ④.

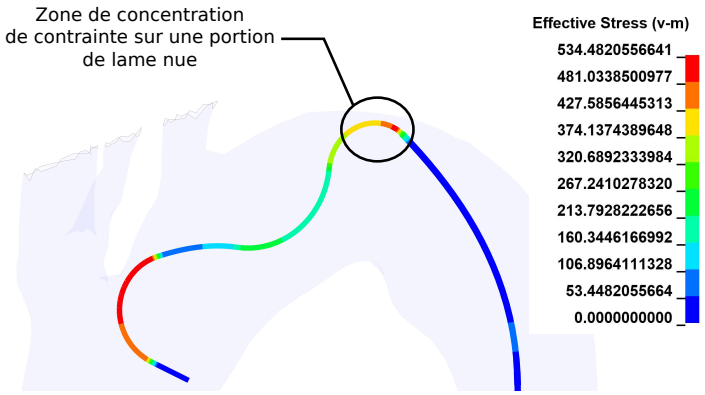


FIGURE 3.11: Formation d'une épingle lors de la double activation d'un guide en configuration Gecko. La concentration de contrainte formée entre le module proximal et la tige empêche la rotation du guide autour de son axe.

3.4 Résultats

3.4.1 Simulation de référence

Dans cette partie la navigation endovasculaire de référence dans l'aorte PY est présentée. Cette simulation reprend les méthodes et les choix de taille de maille précédemment définis. Les différentes séquences permettant de crocheter la carotide gauche sont illustrées FIG.3.12 et proviennent de manipulations typiques effectuées sur le banc d'essai au sein de BCV par les cliniciens. Sur le banc d'essai d'aorte fantôme, le crochetage de cette anatomie est difficile avec la configuration standard du Gecko (chance

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

de succès d'environ 10% en considérant les manipulations effectuées par BCV sur le banc d'aorte fantôme). Ainsi les paramètres du guide sont modifiés tels que $L_p = 29$ mm, $L_d = 34$ mm et $e = 9$ mm. Si on note ε_{L_p} et ε_{L_d} les déformations récupérables respectivement par les fils de NiTi du module proximal et distal, leur valeur sont telles que $\varepsilon_{L_p} = 0.028$ et $\varepsilon_{L_d} = 0.032$ afin d'assurer que la courbure du dispositif soit suffisante pour crocheter la carotide.

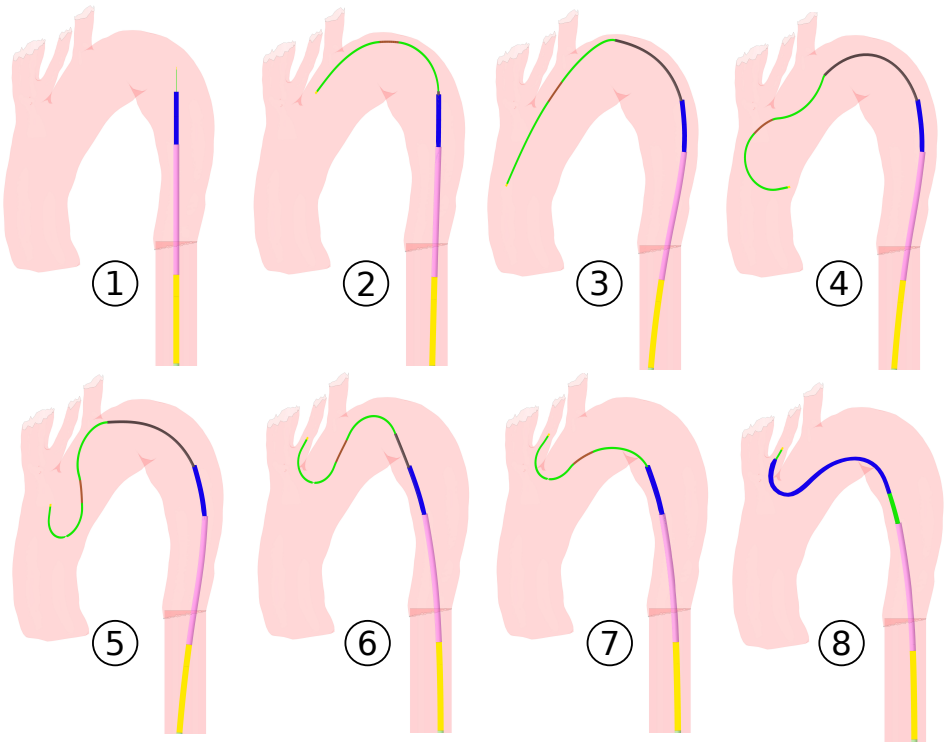


FIGURE 3.12: De ① à ③ le guide est dans un premier temps poussé vers la zone de crochetage. Les deux modules sont activés en ④ puis l'effet snapping apparait(⑤) permettant de pointer la partie distale du guide dans la direction voulue et de stabiliser le dispositif. Le guide est tiré de ⑥ à ⑦ pour redresser les cathéters avec une désactivation du module proximal pour le tendre davantage. Le cathéter coulisse enfin sur le guide jusqu'à atteindre la carotide gauche en ⑧.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

3.4.2 Bilan énergétique

Le bilan énergétique présenté FIG.3.13 est cohérent en suivant l'évolution des différentes énergies au cours du temps pour la simulation de référence sur l'aorte PY.

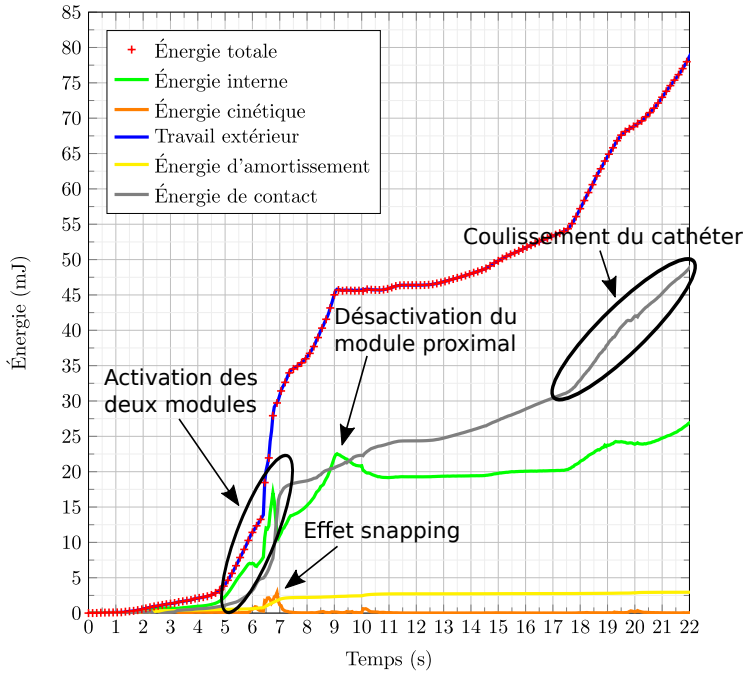


FIGURE 3.13: Bilan des énergies mises en jeu pour la simulation de navigation endovasculaire décrite FIG.3.12.

Globalement, les niveaux d'énergie d'amortissement et cinétique sont bas par rapport à l'énergie interne, confortant les choix numériques.

Au cours du temps, l'énergie interne augmente jusqu'au phénomène de snapping se traduisant par un pic de l'énergie cinétique et une chute brutale de l'énergie interne (stabilisation du dispositif). Une nouvelle baisse de l'énergie interne survient lors de la désactivation du module proximal. Le coulissement du cathéter entraine une augmentation de l'énergie de contact due principalement à la friction entre les outils.

3.5 Validation

Afin de valider le modèle de navigation endovasculaire, la simulation est validée sur des séquences actives, faisant notamment intervenir le phénomène de snapping et sur des séquences passives, avec une manipulation du guide sans activation dans deux aortes fantômes patient-spécifiques. Les séquences de navigation ainsi que les paramètres de design du guide (Gecko standard sur ces étapes de validation) sont reproduits du point de vue numérique.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

3.5.1 Validation sur séquences passives

Le modèle numérique est validé sur des séquences passives (sans activation des modules actifs) dans lesquelles le guide est poussé dans deux aortes patient-spécifiques (aorte PY et aorte FM visibles sur la Figure 3.14).

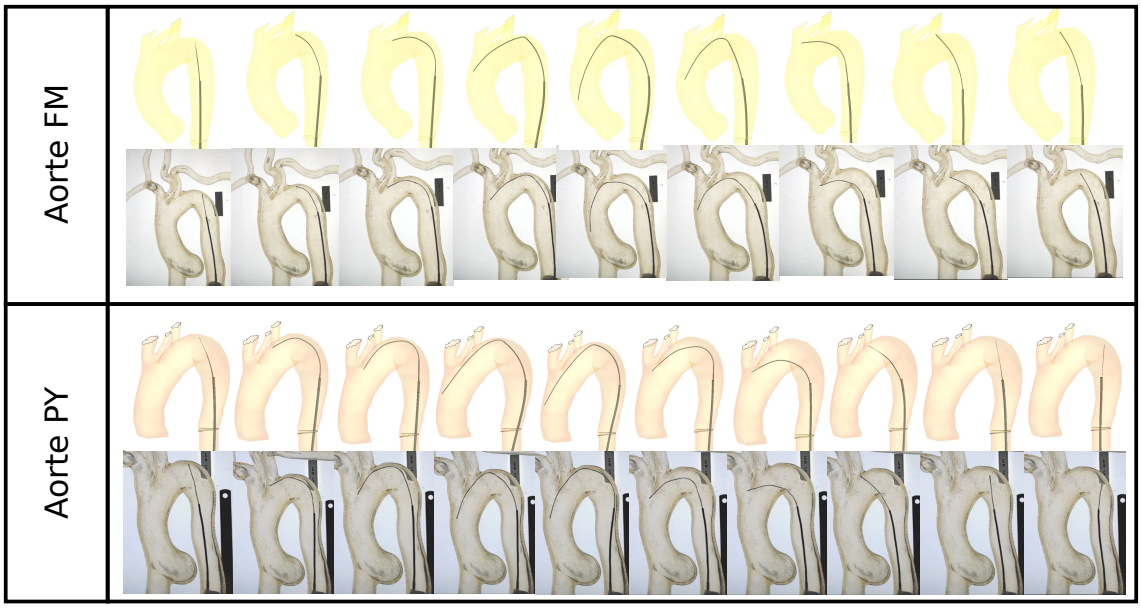


FIGURE 3.14: Validation du modèle numérique sur des séquences passives dans deux aortes patient-spécifiques. Dans chaque cas, le guide est poussé jusqu'à ce que la poignée d'activation vienne en butée sur l'entrée du banc d'essai. Ensuite, l'outil est tiré pour revenir à sa position initiale. Le placement des outils et l'angle de la caméra ont été mesurés précisément. Les données numériques (haut) et expérimentales (bas) sont comparées pour chaque navigation.

Un certain nombre de concordances sont observées entre les résultats numériques et expérimentaux :

- La rupture de rigidité entre la partie distale du guide et la tige est bien mise en évidence ;
- Les basculements des cathéters au cours des mouvements du guide sont respectés ;
- Lors de la traction du guide dans l'aorte PY, le guide prend bien appui sur la structure vasculaire.

3.5.2 Validation sur séquences actives

Pour compléter la validation du modèle numérique, des séquences faisant intervenir l'activation du guide et le phénomène de snapping sont comparées entre les données expérimentales et numériques. La navigation repose sur quatre étapes décrites sur la Figure 3.15.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

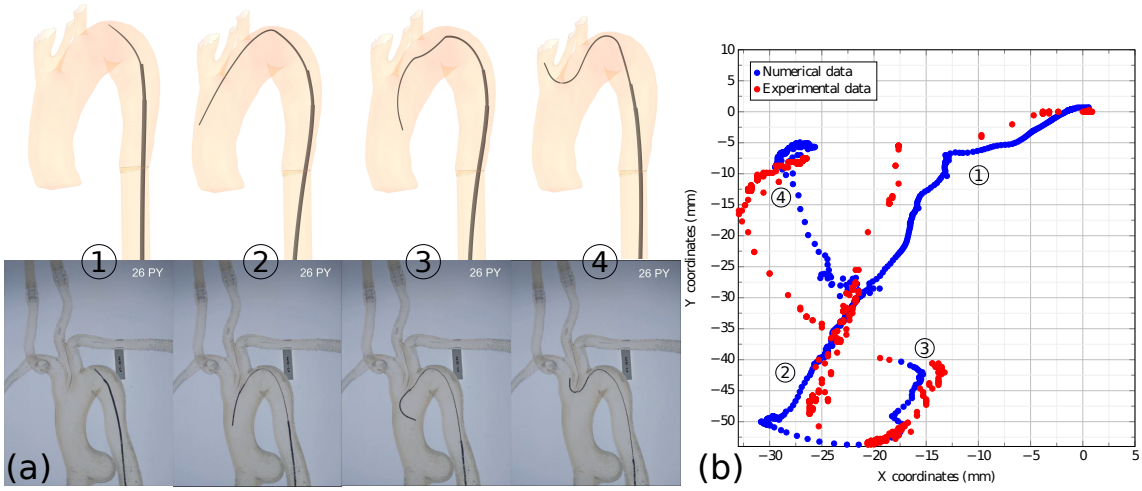


FIGURE 3.15: Validation du modèle numérique sur des séquences actives dans l'aorte fantôme PY avec une comparaison entre les images numériques (haut) et expérimentales (bas) (a). La navigation du guide commence au sommet de l'aorte en ① jusqu'à entrer en contact avec l'aorte ascendante en ②. Durant l'étape ③ le guide est activé et *snappe* pour atteindre les TSAs en ④. Les coordonnées du bout du guide sont également enregistrées au cours de la navigation dans le plan de la caméra (b).

En parallèle, les coordonnées de la pointe du guide sont suivies et comparées.

On observe de bonnes corrélations entre les résultats numériques et expérimentaux malgré un manque de précision sur la déformée du guide après le snapping. L'écart entre les positions finales des guides est jugé satisfaisant pour notre étude.

Bilan sur la reproduction du phénomène de snapping et sur la simulation de référence

- ☐ Le snapping a fait l'objet d'une étude préliminaire pour en comprendre les causes et reproduire cette instabilité en rotation lors des simulations.
- ☐ La simulation de référence repose sur la navigation des outils dans l'aorte PY ; ses paramètres numériques ont été déterminés par des analyses annexes.
- ☐ Le modèle de navigation endovasculaire est validé sur des séquences actives mettant en jeu le snapping et sur des séquences passives (sans activation du guide).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

3.6 Application : crochetage d'aortes complexes

3.6.1 Objectifs

Les objectifs de la thèse sont d'aboutir à des outils d'aide à la décision pour la navigation endovasculaire comme nous le verrons dans le chapitre 4.

Pour la construction de tels outils, il faut se fixer des paramètres sur lesquels agir. Dans le cadre de la simulation endovasculaire, de nombreux paramètres sont à considérer. Parmi ceux-ci, trois niveaux de paramètres peuvent être définis :

- Les paramètres de design du guide : longueurs des modules actifs, écart entre ceux-ci ou encore performance des fils de Nitinol (pilotés par ε_L pour chacun des modules) ;
- Les paramètres de navigation : temps durant lequel le guide ou le cathéter est poussé, durée d'activation des modules entre autres ;
- Les paramètres liés à l'anatomie : la morphologie des aortes diffère d'un patient à l'autre. Les tortuosités et donc le passage vers les TSAs peuvent s'avérer très complexe pour certaines anatomies.

Dans notre étude, on choisit de ne pas considérer les anatomies en tant que paramètres. Ainsi, l'objectif de cette partie est de montrer que pour une anatomie donnée, le crochetage de la carotide est conditionné par les paramètres de design et de navigation et ce quelle que soit la complexité de l'aorte.

3.6.2 Aortes complexes

Les simulations de la navigation endovasculaire jusqu'au crochetage de la carotide gauche sur trois aortes qualifiées de complexes par BCV sont réalisées.

La première aorte étudiée est l'aorte PY, sur laquelle est fondée la construction du modèle numérique. Cette aorte présente quelques particularités la rendant difficile à crocheter : il s'agit tout d'abord d'une aorte avec arche bovine (la carotide gauche s'insère directement sur le tronc brachio-céphalique et non sur la crosse de l'aorte), le point d'insertion de la carotide gauche est particulièrement bas par rapport au sommet de l'aorte ce qui nécessite un angle de courbure fin, enfin l'artère carotide gauche est étroite (étreinte entre les artères adjacentes) ce qui complique l'ancrage des outils.

La seconde aorte étudiée est l'aorte FM. Cette anatomie est également une aorte avec arche bovine mais avec une morphologie différente de l'aorte PY ; le point d'insertion de la carotide se retrouve dans ce cas relativement haut.

La dernière aorte est l'aorte LP. Elle affiche une artère carotide étroite avec un angle important entre l'entrée de la carotide et l'arche aortique. Les aortes sont visibles FIG.3.16.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

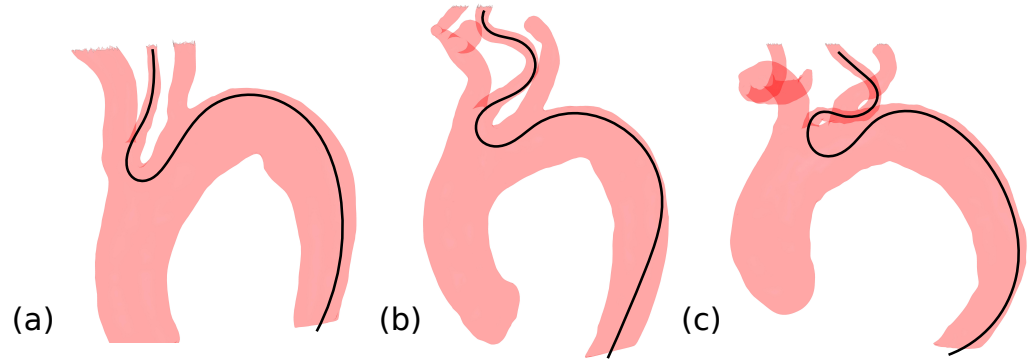


FIGURE 3.16: Aortes PY, FM et LP de gauche à droite avec visualisation du trajet pour crocheter la carotide gauche pour chaque anatomie.

3.6.3 Paramètres considérés

Les paramètres de design du guide sur lesquelles nous nous focalisons sont :

- L_p : longueur du module proximal.
- L_d : longueur du module distal.
- e : écart entre les modules actifs.
- ε_{L_p} : déformation récupérable par le fil de Nitinol de la partie proximale.
- ε_{L_p} : déformation récupérable par le fil de Nitinol de la partie distale.

les valeurs de ces paramètres sont décrits FIG.3.17. Les paramètres de navigation concernent quant à eux les principaux gestes effectués par les cliniciens dans le cadre du crochetage de la carotide à partir de l'aorte descendante :

- Durée de poussée du guide : D_{push_G}.
- Instant d'activation de la partie proximale / distale : T_{act_P} / T_{act_D}.
- Durée d'activation de la partie proximale / distale : D_{act_P} / D_{act_D}.
- Instant de traction du guide : T_{pull_G}.
- Durée de traction du guide : D_{pull_G}.
- Instant de déclenchement du snapping : T_{act_S}.
- Durée de poussée du cathéter : D_{push_C}.

3.6.4 Résultats

Les résultats de simulation du crochetage de la carotide pour les trois aortes complexes et le choix des paramètres de design pour chaque géométrie sont visibles sur la Figure 3.17.

Pour l'aorte PY, les gestes cliniques expérimentaux issues de la caractérisation de la navigation active sont reproduits avec une modification des paramètres de design du guide

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

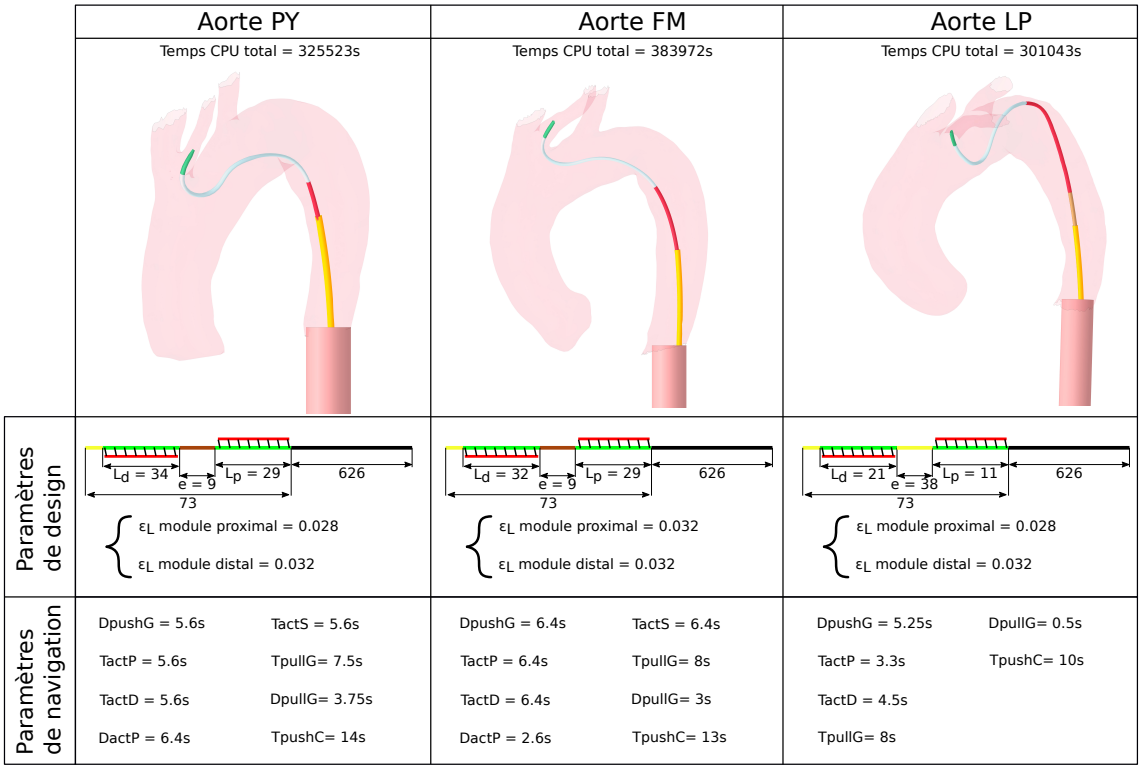


FIGURE 3.17: Crochetage de trois aortes complexes avec la configuration du guide et les paramètres de navigation choisis pour chaque cas. ε_L est la déformation maximale récupérable définie pour les modules proximaux et distaux. Les temps CPU sont indiqués en utilisant six cœurs Xeon 2.30 GHz.

pour assurer le crochetage. Pour les deux autres aortes, des paramètres de navigation et de design relativement distincts sont utilisés.

Les différents paramètres ont été déterminés par essai-erreur. Pour la navigation dans les aortes PY et FM, les conditions aux limites sont similaires : le guide est poussé jusqu'à ce que la partie distale atteigne l'aorte ascendante. Les modules sont ensuite activés pour déclencher le snapping. Le dispositif est tiré pour crocheter la carotide sur les deux anatomies. Concernant l'aorte LP, les modules actifs ne se superposent pas et l'écart e entre ceux-ci est assez long. Aucun snapping n'est utilisé dans ce cas.

Le crochetage des trois aortes est rendu possible en jouant sur les paramètres de design et de navigation démontrant la capacité de la simulation à prédire les chances de crochetage pour des paramètres données et à donc assister la navigation.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

3.7 Discussions

Ce chapitre décrit les choix de modélisation pour le développement de la simulation de navigation endovasculaire active. Elle repose sur une navigation dans une structure avec un flux constant. Cependant, ce flux est particulièrement turbulent et pulsé au voisinage de la crosse aortique et peut avoir un impact sur la position des outils [FUN 90].

Afin d'étudier l'impact du flux sanguin sur la position des outils, on a réalisé des simulations simplifiées en couplage fluide-structure en faisant impacter une portion de lame (module actif) par une onde de pression sanguine à 120 mmHg. La position de la lame a varié entre 0° et 90° et des déplacements relativement importants lorsque la lame était perpendiculaire à l'onde (lame à 90°) ont été observés. Ces résultats sont à modérer : cette configuration est rarement rendue possible au cours de la navigation endovasculaire. En effet, le guide suit la crosse de l'aorte et se retrouve généralement dans une configuration où la lame navigue avec un angle entre 0° et 45° par rapport au flux sanguin. Dans ce cas, les déplacements sont moins importants. L'étude est détaillée Annexe G.

Par ailleurs la longueur du guide fait qu'il s'appuie généralement sur la structure vasculaire en ses parties proximales et distales. Ainsi, le guide gagne en stabilité et les mouvements de grandes amplitudes sont limités.

La réflexion est similaire concernant la déformabilité de l'aorte. Dans la réalité l'aorte n'est pas rigide et possède des propriétés particulières mises en exergue en introduction de la thèse. On présente à nouveau une étude comparative entre une navigation passive dans une aorte rigide et une aorte déformable en adoptant une loi de comportement hyperélastique (voir Annexe H). Pour ce dernier modèle, une pression cyclique représentant la pression sanguine a été appliquée dans l'aorte ainsi qu'un déplacement en bout d'aorte ascendante pour mimer le mouvement du cœur. Les choix de modélisation sont détaillés plus amplement en annexe et il a été conclu que le caractère déformable de l'aorte n'impacte pas la position du guide de façon significative.

Par ailleurs, des tests sur cochons ont été effectués par l'équipe du projet DEEP et il a été observé que le flux sanguin et la déformabilité de l'aorte impactent de manière très limitée la position du guide au cours de la navigation, malgré les simplifications réalisées dans ce travail, le modèle numérique semble ainsi adapté à une navigation in-vivo.

La validation du modèle a été effectuée en analysant uniquement les déplacements des outils. Il a été montré que le modèle représente fidèlement la déformation des outils au cours de la navigation. Cependant, l'activation du dispositif est réalisée au moyen d'une loi équivalente à une commande en déplacement. L'utilisation de cette loi admet l'hypothèse que la déformation du guide impose son mouvement à l'environnement en générant de grandes forces de réaction. Cela n'est pas réaliste et ne permet pas de valider le modèle en observant les forces mises en jeu. Cette loi a tout de même été utilisée car les essais expérimentaux ont montré (i) que le guide activé est très rigide vis à vis des outils (ii) et que les activations du dispositif ne se déclenchent pas dans des espacements exiguës (artère de faible calibre par exemple).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Les simulations de navigation ont été validées sur des géométries d'aortes patient-spécifiques disponibles en structures fantômes à BCV. Cependant, les géométries numériques différaient de celles en silicone. En effet, la fabrication des aortes fantômes a généré des imprécisions notamment à la jonction des TSAs et de la crosse aortique et au niveau de l'aorte descendante. Néanmoins, en l'absence de fantômes plus précis, il a été jugé que les géométries numériques et physiques étaient suffisamment proches pour la validation du modèle.

3.8 Bilan

Ce chapitre traite de la construction du modèle numérique de navigation endovasculaire du guide actif et de cathéters associés. Le modèle est validé sur des essais sur aortes fantômes via des séquences passives et passives.

Le modèle permet de représenter le comportement du matériel endovasculaire au cours de la navigation. Les paramètres de design du guide et ceux de la navigation peuvent être modifiés pour garantir le succès du crochetage de la carotide gauche.

Il s'agit d'un premier pas vers le développement d'outils numériques d'aide à la décision dont le chapitre 4 propose des exemples concrets.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Chapitre 4

Développement d'outils numériques d'aide à la décision pour la navigation endovasculaire

Dans ce chapitre, on présente les outils d'aide à la décision développés au cours de la thèse à partir du modèle de navigation endovasculaire du guide actif. La première partie propose une méthode d'aide au choix du guide actif suivant l'anatomie considérée. La deuxième partie présente des outils temps-réel (abaques numériques) d'aide à la conception du guide actif et d'aide à la décision pour les cliniciens.

Sommaire

4.1 Introduction 89
4.2 Aide au choix du guide actif 89
4.2.1 Objectifs 89
4.2.2 Classification des aortes 90
4.2.3 Simulations de navigation sur aortes typiques 95
4.3 Développement d'abaques numériques pour une aide à la décision pour la navigation endovasculaire active 101
4.3.1 Motivations 101
4.3.2 Utilisation de la méthode de réduction de modèle HOPGD 101

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.3.3 Paramètres pour la création d'abaques numériques 106
4.3.4 Abaque numérique d'aide à la conception du guide actif 106
4.3.5 Abaque numérique d'aide à la navigation active 112
4.4 Discussions 126
4.5 Bilan 127

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.1 Introduction

Les précédents chapitres ont décrit la construction d'un modèle de navigation endovasculaire du guide actif développé par BCV et de cathéters associés.

L'intérêt de ce modèle est de pouvoir tester des configurations (design de guide et séquences de navigation) pour une anatomie donnée. L'avantage de pouvoir réaliser ces essais numériquement est d'éviter les contraintes matérielles : anatomie fantôme manquante, coût du guide ou encore indisponibilité de cathéters.

Dans ce chapitre, des outils d'aide à la décision sont proposés. Le premier outil est un exemple d'utilisation du modèle de navigation pour une aide au choix du guide actif. On présente dans ce chapitre les premières avancées et résultats de l'outil. La première étape dans la construction de l'outil consiste à définir des critères géométriques simples pour classifier les aortes suivant la difficulté à crocheter l'artère carotide gauche. Ensuite des anatomies types sont choisies et crochetées numériquement en choisissant les paramètres de design du guide et ceux de navigation adéquats. Il est montré dans ce cadre que deux configurations types de guide sont suffisantes pour crocheter la majorité des aortes.

Par ailleurs, des travaux dans le cadre du projet DEEP avec le LTSI, BCV et la Fondation Rotschild ont permis de développer un Modèle Statistique de Forme (SSM) de l'aorte thoracique utilisé pour évaluer la similarité entre deux anatomies par le calcul d'une *distance*. Cette mesure traduit une différence de géométrie en prenant en compte la crosse aortique et le début de l'artère carotide gauche. Pour tout nouveau patient, le SSM pourrait être utilisé pour le positionner par rapport aux anatomies types déjà simulées. Ainsi, les paramètres de design et de navigation de l'anatomie la plus proche pourraient être réutilisés.

Dans une seconde partie, une méthode de réduction de modèles est introduite, permettant la construction d'abaques numériques destinées aux concepteurs du guide actif et aux cliniciens, dans une démarche d'aide en temps-réel à la conception et à la décision. Elle s'appuie sur la méthode HOPGD développée au LaMCoS [LU 18b].

4.2 Aide au choix du guide actif

4.2.1 Objectifs

Lorsqu'il s'agit des interventions endovasculaires, les simulations numériques peuvent aider à la fois pour l'apprentissage [SEE 16] ou l'aide à la décision [GIN 17, MOH 18].

Dans ce type d'intervention, il est nécessaire d'accéder de manière rapide et efficace aux zones à traiter. Pour cela, le matériel endovasculaire et les gestes doivent être identifiés rapidement. Idéalement, ce choix est spécifique au patient et peut être fondé sur une simulation numérique de la procédure.

Or, avec les moyens actuels, il n'est pas possible d'avoir les résultats d'une simulation patient-spécifique assez rapidement pour les utiliser dans la routine clinique.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Une alternative possible à l'approche patient-spécifique est de travailler sur une classification des anatomies pour tenter de mettre en évidence des groupes (et le cas échéant des anatomies typiques) sur lesquels des simulations de navigation pourront être réalisées. Les résultats permettraient alors d'anticiper la navigation pour des anatomies types et les paramètres de ces modèles pourraient être réutilises pour des patients à anatomie similaire.

4.2.2 Classification des aortes

4.2.2.1 Critères de classification

Il existe plusieurs approches de classification dans la littérature, la classification de Met'z s'attache à évaluer l'angulation des carotides du niveau 1 à 3 selon la sévérité [MET 61] (voir FIG.4.1(a)).

Concernant la crosse aortique de manière générale, une classification typique consiste à définir trois types d'aortes en considérant la position des points d'entrée des TSAs à la tangente au sommet de la crosse aortique. Ce critère est illustré FIG.4.1(b) [KOT 12].

Dans notre étude, nous nous intéressons au crochetage de la carotide gauche à partir de l'aorte descendante. Par conséquent, la difficulté de cette trajectoire dépend (i) de la position du point d'entrée de la carotide gauche et (ii) de l'angle formé entre la crosse aortique et la carotide gauche.

Les études menées dans [MET 61] ne considèrent pas l'angulation entre la crosse et la carotide et la classification des aortes se concentre sur la position des TSAs comme un tout.

Nous proposons dans cette partie une nouvelle manière de classifier les aortes pour identifier des anatomies typiques, déterminées par la difficulté à crocheter la carotide gauche.

Deux critères géométriques simples sont tout d'abord établis pour classifier les aortes sans arche bovine, à partir des axes médians qui longent les différentes artères et sont définis en considérant le trajet du sommet de la crosse aortique jusqu'à l'entrée de la carotide gauche.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

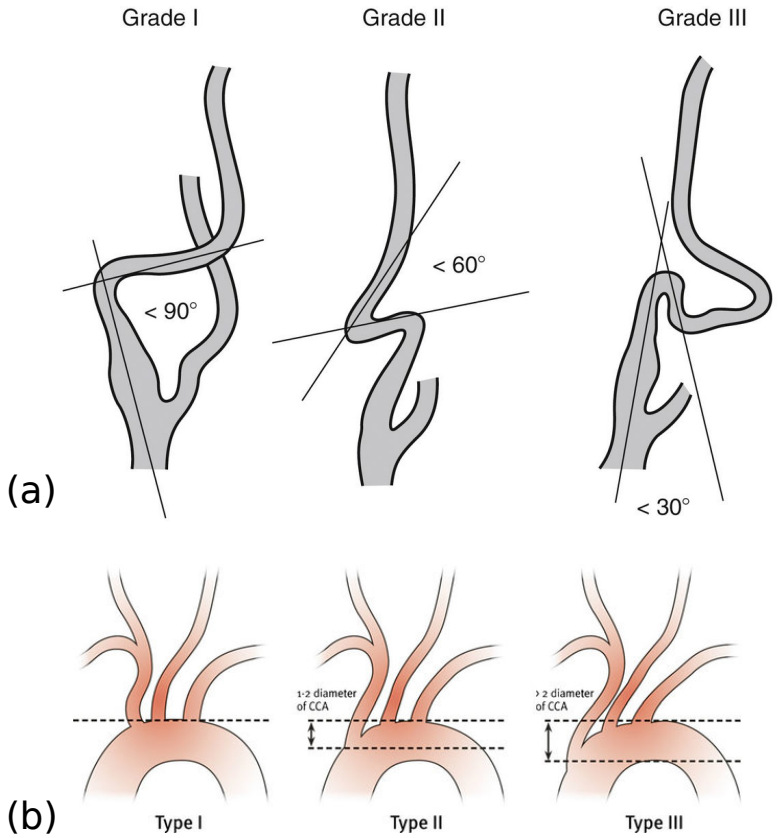


FIGURE 4.1: (a) Classification de l'angulation de la carotide du niveau 1 à 3 selon la sévérité (d'après thoracickey.com). (b) Schéma des configurations types de la crosse aortique. Le critère établi pour différencier les trois types d'aortes consiste à évaluer la distance entre la tangente au sommet de l'aorte et une ligne parallèle sous les origines des TSAs. Lorsque cette distance est inférieure à une fois le diamètre de la carotide gauche, l'aorte est dite de type I. Les types II et III concernent des aortes pour lesquelles cette distance vaut au moins une fois ce diamètre [KOT 12].

4.2.2.1.1 Critère de position de la carotide

Le premier critère, appelé *position CG (Carotide Gauche) / Aorte*, traduit la complexité de la trajectoire pour rejoindre l'entrée de la carotide à partir du sommet de l'aorte.

La première étape consiste à utiliser l'axe médian de la crosse aortique (voir FIG.4.2(a)) et de calculer le centre d'une sphère à partir des points de la crosse aortique par une linéarisation de l'équation de la sphère (d'après Prem Rachakonda (2022), *Sphere Fit*, MatLab).

Ensuite, deux vecteurs sont formés : le premier liant le centre de la sphère idéale et le sommet de la crosse aortique, le second entre le centre de la sphère et l'origine de l'artère carotide. L'angle entre ces deux vecteurs donne le critère *position CG (Carotide Gauche) / Aorte* comme le montre la Figure 4.2.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.2.2.1.2 Critère d'inclinaison de la carotide

Le second critère, appelé *inclinaison CG / Aorte*, rend compte de la difficulté de crocheter la carotide une fois à proximité. Ce critère est illustré FIG.4.2(b) et se calcule par l'angle formé entre le vecteur tangent à la crosse aortique sur le point d'entrée de la carotide et le vecteur tangent à l'entrée de la carotide.

Les critères d'inclinaison sont calculés à l'aide de la procédure détaillée Annexe I.

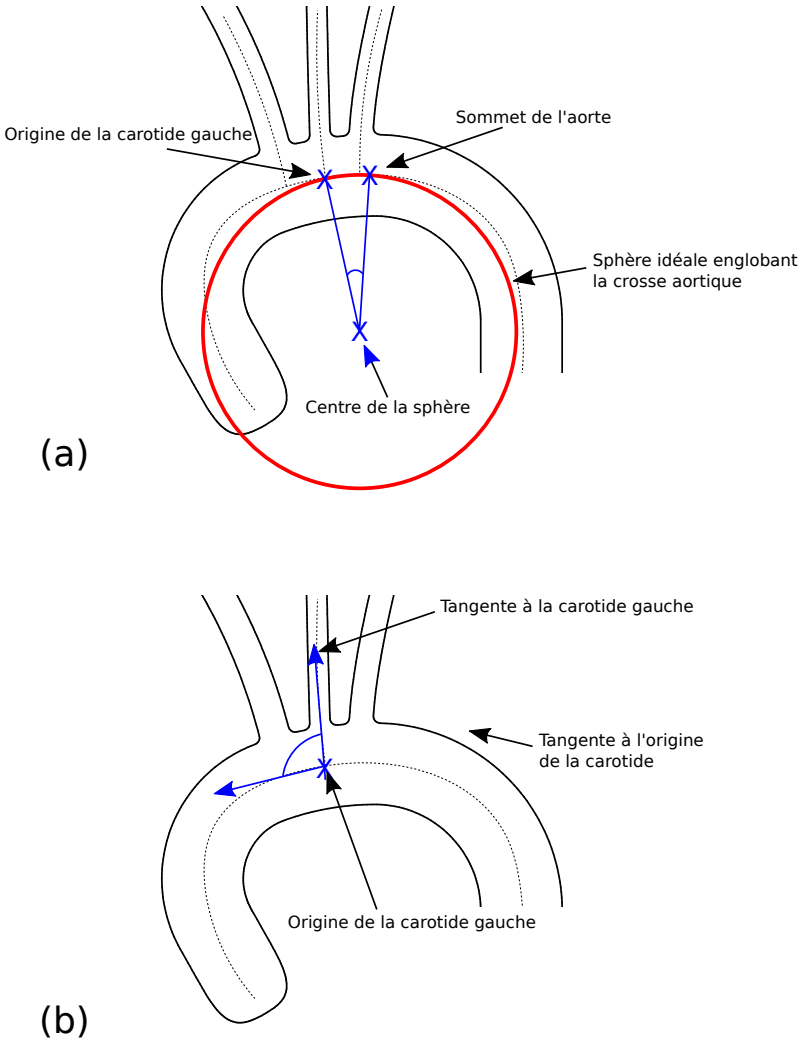


FIGURE 4.2: Critères géométriques simples utilisés pour différencier les aortes sans arche bovine. En considérant l'axe médian, le centre d'une sphère englobant la crosse aortique est calculé (a). Un angle est calculé entre un vecteur passant par le centre de cette sphère et le sommet de l'aorte et un vecteur passant par ce même centre et le point d'origine de la carotide gauche. Pour le second critère (b), un angle est calculé entre les vecteurs tangents à la crosse et à l'entrée de la carotide.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.2.2.1.3 Critères additionnels dans le cas d'aortes avec arche bovine

Les critères cités précédemment ne suffisent plus à définir la complexité des aortes avec arche bovine. Deux critères additionnels sont donc ajoutés ramenant leur nombre à quatre :

- Un critère *position TBC (Tronc Brachio-Céphalique) / Aorte* pour mesurer l'angle entre le sommet de l'aorte et le point d'entrée du tronc brachio-céphalique.
- Un critère d'*inclinaison TBC / Aorte* similaire au premier critère pour les aortes sans arche bovine mais en tenant compte du tronc brachio-céphalique.
- Un critère *distance CG / TBC* mesuré comme la distance entre le point d'entrée du tronc bracio-céphalique et celui de la carotide.
- Le même critère d'*inclinaison CG / TBC* mais la première tangente n'est pas celle de la crosse aortique mais celle du tronc brachio-céphalique au niveau de l'entrée de la carotide.

Ils sont présentés FIG.4.3.

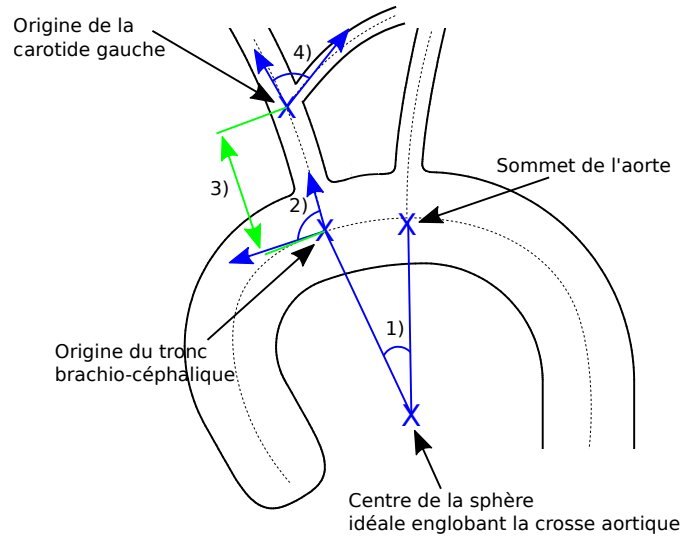


FIGURE 4.3: Critères établis pour différencier les géométries d'aortes avec arche bovine. 1) Position TBC / Aorte 2) Inclinaison TBC / Aorte 3) Distance CG / TBC 4) Inclinaison CG / TBC.

4.2.2.2 Résultats

4.2.2.2.1 Cas aortes sans arche bovine

Sur la Figure 4.4 les aortes sans arche bovine sont positionnées dans un graphique *inclinaison CG / Aorte* en fonction du critère *Position CG / Aorte*.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

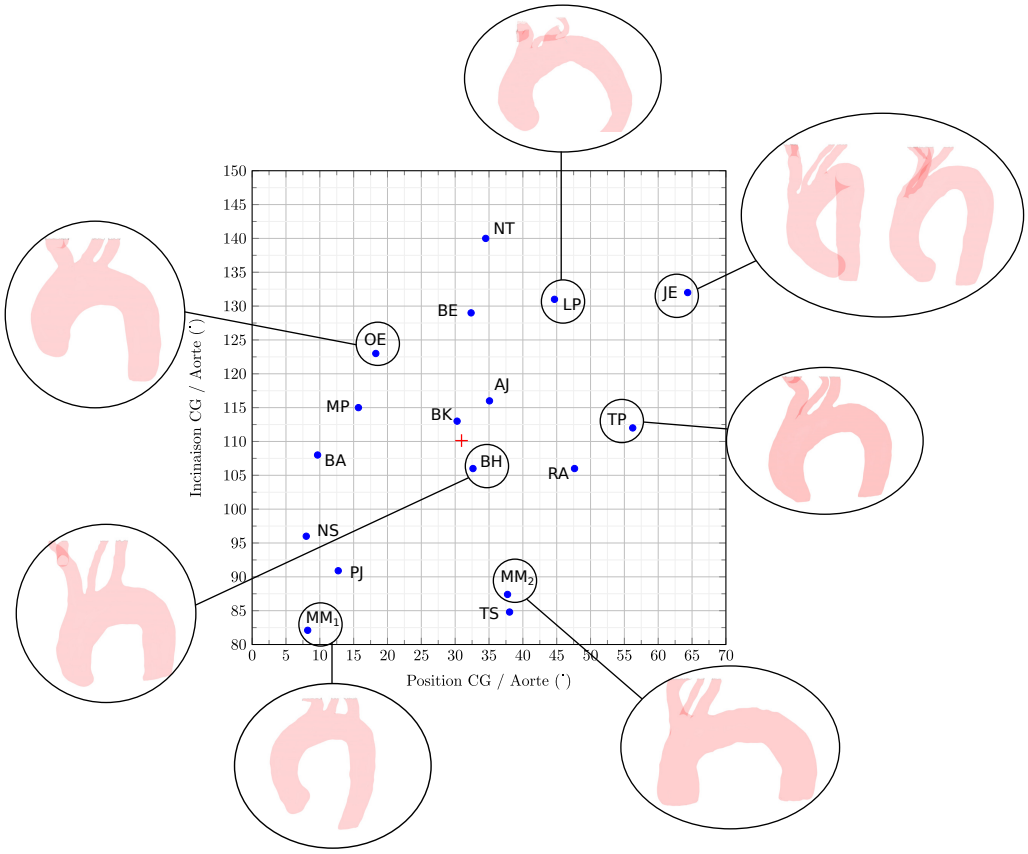


FIGURE 4.4: Classification des aortes en prenant pour ordonnée l'inclinaison CG / aorte et en abscisse la position CG / aorte. Les aortes proviennent de patients et sont nommées par couple de lettres. Les anatomies de quelques patients sont illustrées. La croix en rouge au centre du graphe correspond aux coordonnées moyennes de ces deux critères tel que les aortes proches de ce point sont considérées comme de type *standard*.

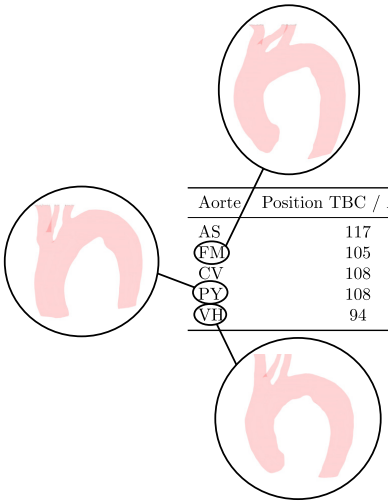
Compte tenu du faible nombre d'aortes, il est difficile d'établir des groupes distincts même si quelques tendances ou regroupements sont visibles. Une étude pour partitionner les données selon la méthode des *k-means* et tenter de créer des groupes d'aortes est présentée Annexe J. Du point de vue général, plus les critères sont élevés, plus l'aorte est complexe à crocheter. L'exemple le plus concret concerne l'aorte JE positionnée à l'extrémité du graphe et qui est considérée comme très complexe voire impossible à crocheter par BCV. Sa particularité est qu'elle réunit plusieurs difficultés : la position et l'inclinaison de la carotide par rapport au sommet de l'aorte sont grandes et la crosse ne se dessine pas dans un plan mais dans l'espace (voir FIG.4.4). A contrario, les aortes avec des valeurs de critères faibles sont plus faciles à crocheter : la trajectoire pour rejoindre la carotide est moins tortueuse (aorte MM par exemple).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.2.2.2.2 Cas aortes avec arche bovine

Dans le cas des aortes avec arche bovine, le faible nombre de patients dans notre base de données ne permet pas de tracer un graphique similaire à la Figure 4.4.

Pour ces aortes particulières, un tableau prenant en compte les quatre critères est visible FIG.4.5.



Aorte	Position TBC / Aorte (˚)	Inclinaison TBC / Aorte (˚)	Distance CG / TBC (mm)	Inclinaison CG / TBC (˚)
AS	117	70	49	14
FM	105	87	51	20
CV	108	90	44	24
PY	108	51	52	19
VH	94	83	46	16

FIGURE 4.5: Caractérisation des aortes avec arche bovine.

On observe que les aortes sont assez similaires à l'exception de l'aorte PY vue dans le chapitre 3.

4.2.3 Simulations de navigation sur aortes typiques

4.2.3.1 Objectifs

Le graphique 4.4 ne permet pas de construire des groupes d'aortes distincts. Cependant, celles présentes sur ce graphique permettent de représenter une large gamme d'anatomies. L'idée dans cette étude est de simuler le crochetage de la carotide sur une certain nombre d'aortes types et d'étudier si la configuration standard du guide (configuration Gecko avec $L_p = L_d = 27$ mm, $e = 13$ mm et $\varepsilon_L = 0.0347$ pour les deux fils de Nitinol) permet de crocheter les aortes ciblées ou si le design du guide nécessite des ajustements pour certains cas.

Les anatomies sont choisies de manière à représenter différentes difficultés. Pour les aortes sans arche bovine, l'aorte BH est proche des coordonnées moyennes (anatomie standard). L'aorte LP a la particularité d'avoir un critère inclinaison CG / Aorte particulièrement haut ce qui rend le crochetage difficile une fois à proximité de l'artère carotide. L'aorte MM se positionne au coin inférieur du graphique et suppose un crochetage *facile*. A contrario, l'aorte JE combine les difficultés sur les deux critères. Enfin, l'aorte OE permet de travailler sur une anatomie dont l'inclinaison de l'artère carotide est élevée

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

avec une position faible par rapport au sommet de l'aorte. Concernant les aortes avec arche bovine, deux d'entre elles assez similaires sont crochetées (aortes FM et CV). L'aorte PY, qui comprend une inclinaison TBC / Aorte particulièrement faible, est simulée.

4.2.3.2 Méthodes

Les aortes dont le crochetage est simulé sont mises en évidence sur la Figure 4.6. Le guide avec une configuration standard se courbant avec un angle de 50° est tout d'abord utilisé pour crocheter celles-ci.

Par une méthode essai-erreur, les paramètres de navigation sont modifiés pour tenter de crocheter la carotide. Le design du guide est optimisé uniquement dans le cas où les paramètres de navigation ne permettent pas à eux seuls de garantir le crochetage.

4.2.3.3 Résultats : convergence vers deux types de guide actif

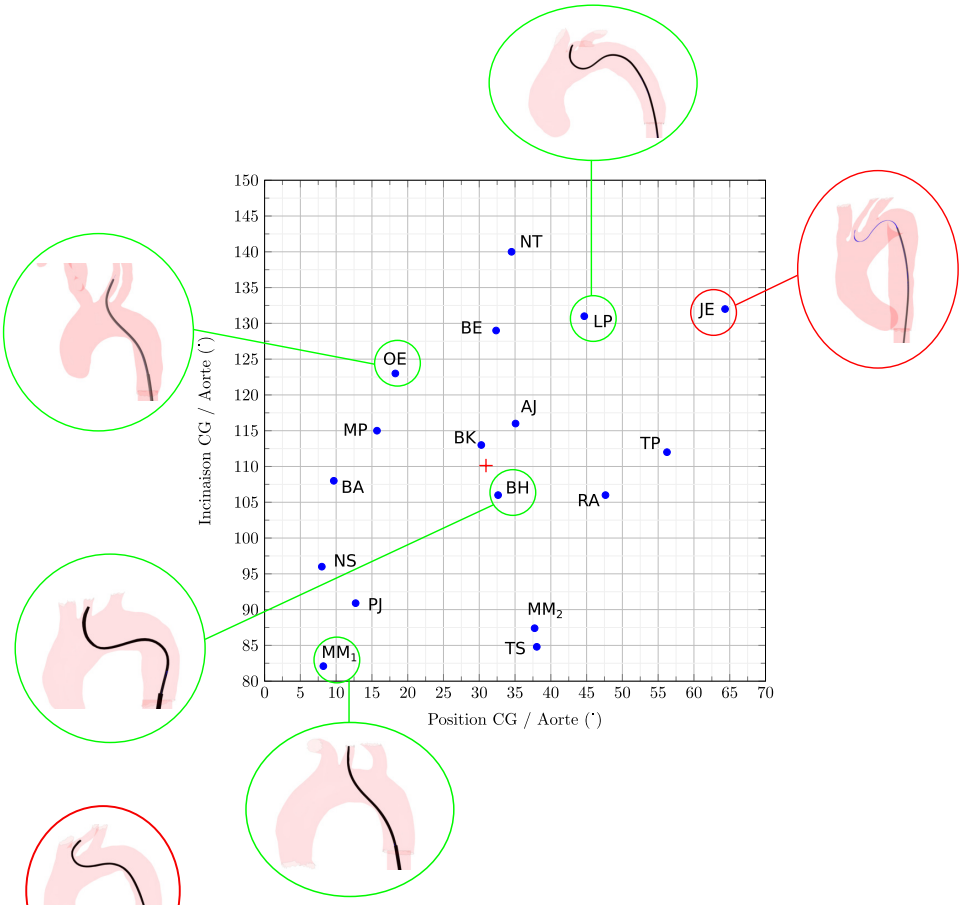
La Figure 4.6 montre le crochetage d'aortes types avec et sans arche bovine issues de notre base de données.

Le guide avec une configuration standard est suffisant pour crocheter la majorité des aortes. Dans les cas les plus complexes (aortes avec arche bovine, aorte JE) le module distal a dû être modifié, présentant un angle d'ouverture de 20°. Au cours de la navigation active, le module proximal a un rôle moindre par rapport au module distal et est utilisé principalement pour provoquer le phénomène de snapping.

Bien que les simulations ne soient pas réalisées sur l'ensemble des aortes, les anatomies traitées recouvrent une bonne partie du graphe FIG.4.4 et légitiment les conclusions apportées.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

(a)



(b)

Aorte	Position TBC / Aorte (˚)	Inclinaison TBC / Aorte (˚)	Distance CG / TBC (mm)	Inclinaison CG / TBC (˚)
AS	117	70	49	14
FM	105	87	51	20
CV	108	90	44	24
PY	108	51	52	19
VH	94	83	46	16

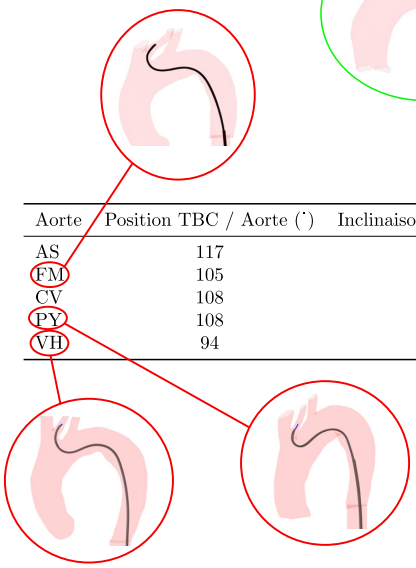


FIGURE 4.6: Crochetage de quelques anatomies types (a) sans arche bovine et avec arche bovine (b). Les aortes encerclées en vert sont celles pour lesquelles le crochetage est possible avec le guide en configuration standard déployant un angle de courbure de 50° en sa partie distale. Les aortes en rouge sont celles qui nécessitent un angle de courbure distal plus fin (20° environ) pour garantir le crochetage de la carotide.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.2.3.4 Utilisation des aortes crochetées pour une aide à la décision

Les simulations de navigation réalisées font intervenir des paramètres de design du guide et de navigation spécifiques. Pour un nouveau patient donné, il est intéressant de pouvoir réutiliser les résultats de cas déjà simulés pour une aide à la décision.

À titre d'exemple, les paramètres utilisés pour le crochetage des aortes BH, LP, MM et FM sont réutilisés sur des aortes proches de celles-ci et comme le montre la Figure 4.7, le crochetage est réalisé avec succès.

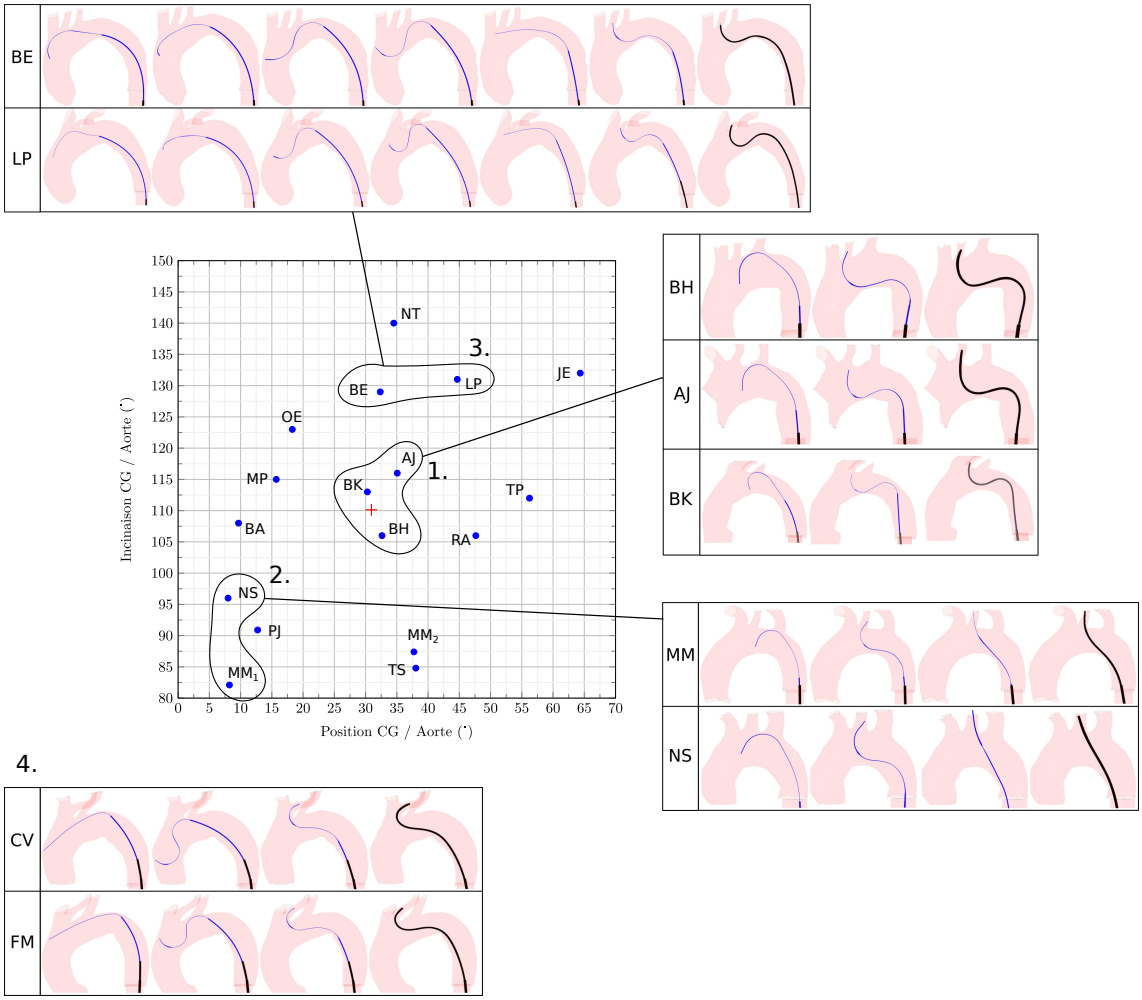


FIGURE 4.7: Illustration des séquences de navigation jusqu'au crochetage de la carotide gauche pour quatre paires d'aortes. Chaque paire comprend une aorte sur laquelle des paramètres de design de guide et des séquences de navigation ont été déterminés pour assurer le crochetage de la carotide. Ces paramètres sont réutilisées sur l'autre aorte de la paire. Chaque couple de géométrie est identifié par un numéro de 1 à 3 pour les aortes sans arche bovine. Le groupe 4 concerne deux aortes avec arche bovine.

Pour les aortes des groupes 1 et 2, la trajectoire est jugée *simple* : le guide est poussé jusqu'à se positionner proche de la carotide gauche. Le module distal est activé pendant

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

ce temps pour éviter au guide de s'insérer dans l'artère sous-clavière gauche. Lorsque la partie distale du guide entre en contact avec l'aorte, les deux modules sont activés et le snapping apparait. En déclenchant le snapping au bon moment, le guide pointe directement sur la carotide. L'activation des modules est maintenue pour les aortes du groupe 1 pour faciliter le crochetage, alors qu'elle est annulée pour celles du groupe 2.

Pour les géométries du groupe 3, la procédure est la même au début jusqu'au snapping. Les modules sont désactivés après le retournement du dispositif et le guide est tiré pour se rapprocher de l'origine de la carotide. Le module distal est ensuite réactivé, provoquant un léger balancement en avant du guide et facilitant son insertion dans la carotide.

Le design du guide est modifié pour permettre le crochetage des aortes avec arche bovine (groupe 4). Le fil Nitinol distal est allongé et la performance augmentée pour avoir un angle de courbure d'environ 20°. Les séquences de navigation quant à elles sont assez similaires aux cas précédents : le guide est poussé et les modules sont activés pour provoquer le snapping. L'activation de la partie distale est maintenue et le guide tiré pour crocheter la carotide. Lors de cette phase le module proximal est désactivé et le guide tiré davantage pour tendre le dispositif et faciliter le coulissement du cathéter.

Il est ainsi démontré qu'en utilisant les mêmes séquences de navigation et les mêmes paramètres de design du guide, le crochetage est possible pour des cas proches de patients déjà simulés.

Ces résultats constituent une première approche et pourraient être approfondis et confirmés sur un plus grand nombre de cas. Pour les groupes 2 et 3, les aortes NT et PJ ne peuvent être simulées car les aortes descendantes sont écourtées (voir FIG.4.8).

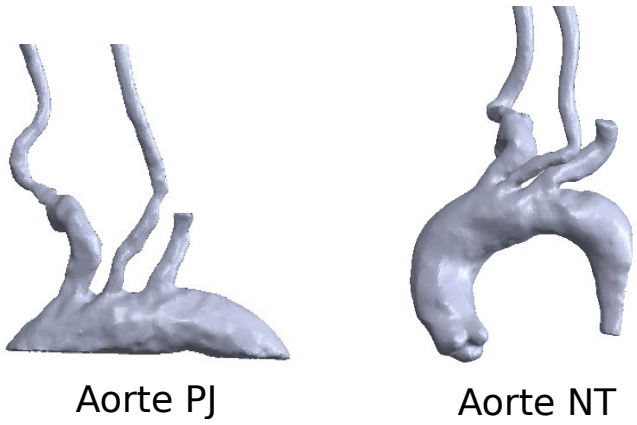


FIGURE 4.8: Aortes PJ et NT. Les aortes descendantes sont écourtées et ne permettent pas de deviner la forme globale de la crosse aortique.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Bilan sur la classification des aortes et l'aide au choix du guide actif

- ☐ Une méthode pour classifier les aortes est proposée pour mettre en évidence des anatomies types.
- ☐ Deux critères (quatre pour les aortes avec arche bovine) sont utilisés prenant en compte la trajectoire du sommet de l'aorte à la carotide gauche.
- ☐ Il est difficile d'établir des groupes distincts compte tenu du nombre d'aortes disponibles mais des anatomies types peuvent être distinguées.
- ☐ Le crochetage d'aortes types est obtenu en jouant sur le design du guide et les paramètres de navigation.
- ☐ Deux configurations du guide (angle de courbure distal à 50° et 20°) sont suffisantes pour crocheter la majorité des aortes.
- ☐ Le module proximal a un intérêt du second ordre dans le crochetage de la carotide gauche.
- ☐ Il est montré à travers quelques exemples que les résultats des simulations peuvent être utilisés pour proposer des séquences de navigation et des paramètres de design du guide pour tout nouveau patient, par une analyse de similarité avec les anatomies types ayant déjà fait l'objet de simulations.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.3 Développement d'abaques numériques pour une aide à la décision pour la navigation endovasculaire active

4.3.1 Motivations

Précédemment, un outil numérique d'aide au choix du guide a été présenté. Il permet de guider le clinicien vers un type de guide actif suivant l'anatomie à traiter. Plus précisément, il a été montré que deux types de guides actifs semblent être suffisants pour crocheter la majorité des aortes.

À travers les différentes simulations réalisées, des séquences de navigation pour garantir le crochetage ont également été proposées en fonction de géométries variées.

Le modèle de navigation endovasculaire développé permet alors de tester une configuration de guide ou des séquences de navigation pour une anatomie donnée et proposer une aide à la décision en phase pré-opératoire. Cependant, les coûts de simulation patient-spécifique sont préjudiciables dans la routine clinique.

Il est proposé dans la suite de ces travaux de développer des abaques numériques permettant d'explorer de manière continue une plus large gamme de paramètres tout en contournant la problématique du coût de simulation.

Les abaques numériques doivent être capables de fournir une réponse rapide à un problème donné. Elles sont construites à l'aide de méthodes de réduction de modèle. On présentera brièvement dans la suite les deux grandes familles de méthodes :

- Les méthodes dites *a posteriori* de type POD (Proper Othogonal Decomposition) qui nécessitent des calculs dans une phase *offline* (en phase d'apprentissage) permettant la réduction et la résolution dans une base réduite en phase *online* (en temps-réel).
- Les méthodes dites *a priori* de type PGD (Proper Generalized Decomposition) fondées sur la séparation des variables ; qui ne nécessitent pas de calculs en amont.

Une partie s'attachera ensuite à présenter la méthode utilisée dans le cadre de ces travaux, qui est la HOPGD (Higher-Order Proper Generalized Decomposition) [MOD 15]. Cette méthode est une formule hybride considérée comme une définition *a posteriori* de la PGD et a été développée au LaMCoS (Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Structures, INSA de Lyon) pour la simulation temps-réel du soudage [LU 18b].

4.3.2 Utilisation de la méthode de réduction de modèle HOPGD

4.3.2.1 Introduction sur les méthodes de réduction de modèle

4.3.2.1.1 Méthodes de type POD

Soit un champ aléatoire u défini dans un domaine spatio-temporel ; la méthode de réduction de modèle par POD consiste à rechercher une base Φ qui maximise la moyenne

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

de la projection de u sur cette base, soit la quantité :

$$max \frac{\langle (u, \Phi) \rangle}{(\Phi, \Phi)} \tag{4.1}$$

Avec $\langle \bullet \rangle$ la moyenne temporelle et $(\bullet, \bullet)$ le produit scalaire.

D'un point de vue géométrique, cela revient à trouver une base qui s'oriente suivant les directions de variations maximales des champs connus u (voir FIG.4.9).

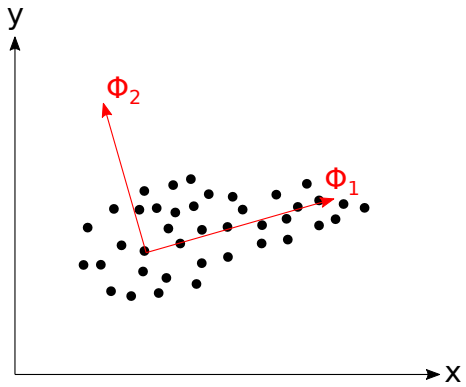


FIGURE 4.9: Réduction de modèle par POD d'une nuage de données. La nouvelle base Φ s'oriente suivant les variations maximales du nuage de points.

Concrètement, la POD cherche à trouver une base Φ de norme unitaire qui approche au mieux un ensemble de M réalisations (ou *snapshots*) u^m de dimension P avec $m = 1, ..., M$. Cela revient à maximiser la quantité λ telle que :

$$\lambda = \sum_{m=1}^{M} (u^m, \Phi)^2 \tag{4.2}$$

Il est montré qu'on aboutit à un problème aux valeurs propres :

$$R\Phi = \lambda\Phi \tag{4.3}$$

Avec $R = UU^T$ la matrice de corrélation et $U = \begin{bmatrix} u_1^1 & \dots & u_1^M \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ u_P^1 & \dots & u_P^M \end{bmatrix}$ la matrice des snapshots.

La base Φ peut par exemple être obtenue par SVD (Singular Value Decomposition) [KLE 80] et la base orthonormale $\Phi = \{\Phi_1, ..., \Phi_P\}$ calculée permet d'approcher la solution U du problème tel que :

$$U(t) = \sum_{p=1}^{P} \alpha_p(t)\Phi_p \tag{4.4}$$

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Avec $\alpha_p(t)$ des coefficients scalaires modulant les vecteurs de la base Φ, obtenus en projetant la solution sur la base réduite.

En biomécanique et notamment pour des problèmes d'ordre vasculaire, la POD est par exemple utilisée pour traiter les données hémodynamiques [KEF 13, JAN 19, DAR 21] ou pour réduire le temps de calcul lié à des modèles complexes [RAM 16].

4.3.2.1.2 Méthodes de type PGD

La méthode de réduction de modèle par PGD est une méthode *a priori* qui ne nécessite pas de générer des snapshots dans une phase en amont. Il n'existe alors qu'une phase *online*.

Dans ce type d'approches, la solution recherchée u s'écrit sous la forme suivante :

$$u(p_1,...,p_N) = \sum_{i=1}^{M} F_1^i(p_1)...F_N^i(p_1) \tag{4.5}$$

M représente l'ordre de la solution et les variables p_i avec $i = 1,...,N$ peuvent être le temps, l'espace ou les paramètres de contrôle du problème.

Le calcul des fonctions F_n^i est fréquemment résolu par des méthodes de point fixe alterné [MOD 15].

La PGD est notamment utilisée pour la résolution de problèmes inverses : dans [BAR 20] la PGD a été utilisée pour accélérer le processus d'identification de conductivités du tissu cardiaque. D'autres travaux ont utilisé la PGD pour la chirurgie computationnelle, citons [QUE 16, QUE 16, NIR 13] par exemple.

FIGURE 4.10: Simulateur haptique de la déchirure des tissus pendant la chirurgie, construit par une méthode PGD [QUE 18].

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.3.2.1.3 Principales limites de ces méthodes

Une des limites de la POD est qu'elle n'est pas adaptée aux problèmes non-linéaires (grandes déformations notamment) et que l'enrichissement des bases réduites peut vite devenir coûteux pour des problèmes de grande dimension et / ou avec des intervalles de paramètres relativement larges. La dépendance au nombre de snapshots étant exponentielle, en prenant par exemple une grille uniforme de snapshots dans un espace de 8 paramètres avec quelques 10 valeurs à considérer suivant chaque direction, il faudrait 10^8 calculs éléments finis de navigation endovasculaire d'environ 3h dans notre cas. On parle alors de *malédiction de la dimension*.

La PGD permet de pallier le problème de dimension puisque aucun snapshot n'est requis. Elle reste une méthode intrusive et n'est donc pas adaptée à l'utilisation de logiciels de calcul commerciaux.

La méthode utilisée dans cette étude est la HOPGD. Elle est une définition *a posteriori* de la PGD et a notamment permis de produire des abaques numériques 10D dans un contexte de simulation numérique de procédés de soudage [LU 18b].

4.3.2.2 HOPGD

Dans cette partie, la HOPGD est présentée de manière succincte. Le lecteur peut se référer aux travaux cités en amont pour davantage de détails sur la méthode.

Soit une fonction u dépendante de paramètres $p_{i=1,d}$ qui peuvent être le temps, l'espace ou des paramètres de contrôle du problème. Ces paramètres sont assimilés à des extra-coordonnées de la solution et discrétisés dans l'espace des paramètres. Pour chaque jeu de paramètres, la HOPGD cherche une forme approchée u^n de u telle que :

$$u(p_1,...,p_d) \approx u^n(p_1,...,p_d) = \sum_{j=1}^{n} \prod_{i=1}^{d} F_i^j(p_i) \tag{4.6}$$

n est l'ordre d'approximation et les fonctions $F_{i=1,d}^j$ sont les fonctions du j-ème mode. Ces fonctions sont déterminées en résolvant le problème de minimisation qui consiste à chercher $u^n \in V_n \subset \mathcal{L}^2(\Omega)$ minimisant la fonction coût J telle que :

$$J(u^n) = \min_{u^n \in V_n} \left(\frac{1}{2} \mid\mid u^n - u \mid\mid^2_{\mathcal{L}^2(\Omega)} \right) \tag{4.7}$$

Ce problème de minimisation peut être résolu par un algorithme de type point fixe alterné. Pour un nouveau jeu de paramètres, les nouvelles fonctions de paramètres F_i sont interpolées linéairement à partir des fonctions existantes.

Dans cette étude, la version utilisée de l'algorithme HOPGD ne fait pas appel à la sélection des snapshots par *sparse grids* comme introduite dans [LU 18a]. Ainsi, la discrétisation des paramètres se fait par grille uniforme comme nous le verrons dans la suite.

Sur la Figure 4.11. La procédure générale de la méthode HOPGD est illustrée.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

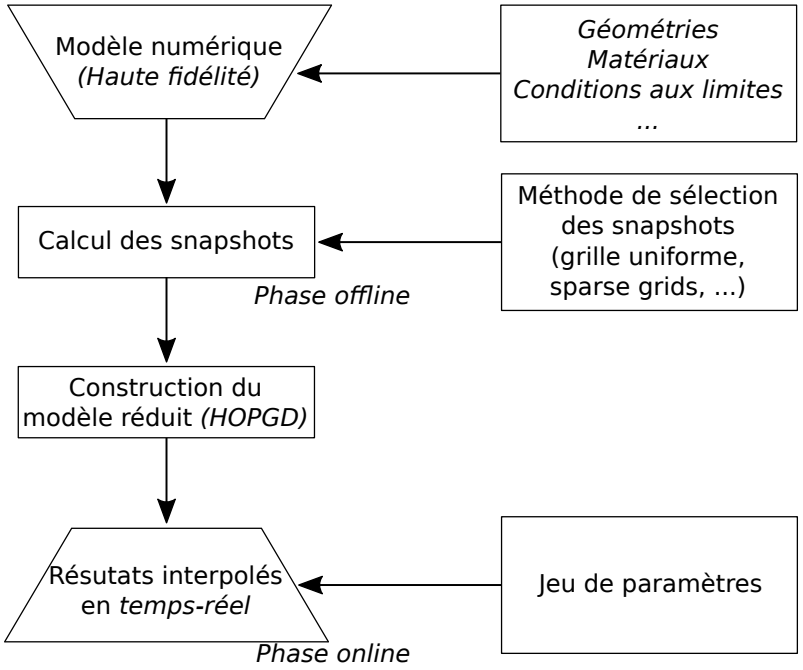


FIGURE 4.11: Procédure générale de la méthode HOPGD : à partir d'un modèle numérique dit de haute fidélité, les différentes étapes aboutissent à la création d'un modèle réduit capable de fournir une réponse en temps-réel pour un jeu de paramètres donné.

Un schéma visible sur la Figure 4.12 permet d'avoir un aperçu plus concret de la méthode sur un exemple à deux paramètres. La performance du modèle réduit peut être évaluée en mesurant l'écart entre la solution fournie par le calcul éléments finis et celle fournie par le modèle réduit pour un jeu de paramètres (P_1, P_2) quelconque dans l'espace de travail défini.

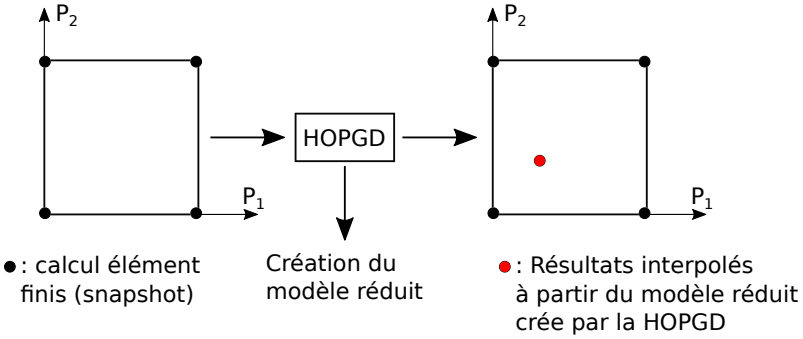


FIGURE 4.12: Explication simplifiée de la méthode HOPGD utilisée dans la thèse. En considérant deux paramètres P_1 et P_2, la première étape consiste à réaliser des calculs éléments finis (snapshots) pour différentes valeurs, en parcourant l'espace des paramètres selon une grille uniforme. À partir de ces calculs, l'algorithme de la HOPGD construit le modèle réduit. Pour un nouveau jeu de paramètres (nouvelles valeurs de P_1 et P_2), la HOPGD fournit la réponse en temps réel.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.3.3 Paramètres pour la création d'abaques numériques

Comme expliqué au chapitre 3 du manuscrit, trois niveaux de paramètres peuvent être considérés lors de la navigation endovasculaire. En travaillant à anatomie fixe, ils sont de deux types :

- Les paramètres de design du guide : longueur des modules actifs, écart entre ceux-ci, performances des fils de Nitinol.
- Les paramètres de navigation : durée de poussée ou de traction du guide, instant d'activation des modules voire durée de poussée du cathéter.

Un abaque numérique où uniquement les paramètres de design du guide sont considérés est un outil *d'aide à la conception*. Un abaque plus développé qui combine paramètres de design et de navigation forme un outil *d'aide à la décision* pour les cliniciens.

Dans la suite, ces deux types d'abaques sont présentés. Dans un premier temps, on présente un outil d'aide à la conception du guide actif avec cinq paramètres de contrôle qui sont liés au design du guide actif. Cet abaque permet d'observer l'allure du guide activé à vide pour un jeu de paramètres donné.

Ensuite, en considérant les paramètres de design et de navigation, des abaques d'aide à la décision sont également proposés avec sept paramètres de contrôle.

4.3.4 Abaque numérique d'aide à la conception du guide actif

Ce premier abaque vise à fournir un outil d'aide à la conception. À partir d'une configuration de guide donné (paramètres de design du guide), il doit être capable de représenter en temps réel la déformée du guide après activation des modules distaux.

4.3.4.1 Méthodes

4.3.4.1.1 Modèle de simulation de l'activation du guide

Le modèle éléments finis utilisé pour la génération des snapshots vise à simuler l'activation du guide pour une configuration donnée. Le schéma du modèle est présenté sur la Figure 4.13 et reprend les éléments présentés au chapitre 3 pour la modélisation du guide actif.

Le temps de calcul pour une telle simulation est de l'ordre de 5 minutes. Les données enregistrées en sortie sont les déplacements (en X, Y et Z) des nœuds de la partie distale du guide (lame de 73 mm du guide actif) à la fin de la simulation. En d'autres termes, les données enregistrées en sortie de chaque snapshot définissent la déformée de la partie distale du guide pour un design de guide donné.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

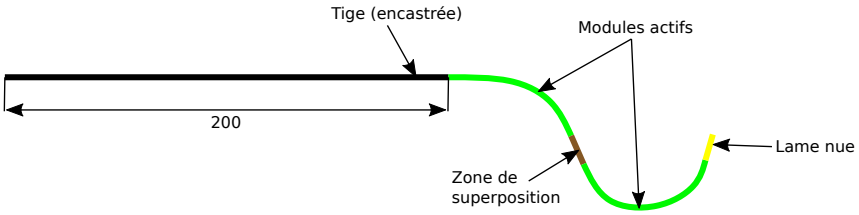


FIGURE 4.13: Modèle d'activation du guide double étage. La tige est encastrée et une commande en température est appliquée aux deux modules pour les activer.

4.3.4.1.2 Paramètres choisis

Les paramètres de design du guide pour le développement de l'abaque d'aide à la conception sont au nombre de cinq :

- La longueur du module actif distal L_d.
- La longueur du module actif proximal L_p.
- L'écart entre les modules actifs e.
- La performance du fil de Nitinol distal ε_{L_d}.
- La performance du fil de Nitinol proximal ε_{L_p}.

Un schéma récapitulatif du design du guide est présenté FIG.4.14. Sur cette figure, les intervalles des paramètres sont explicités.

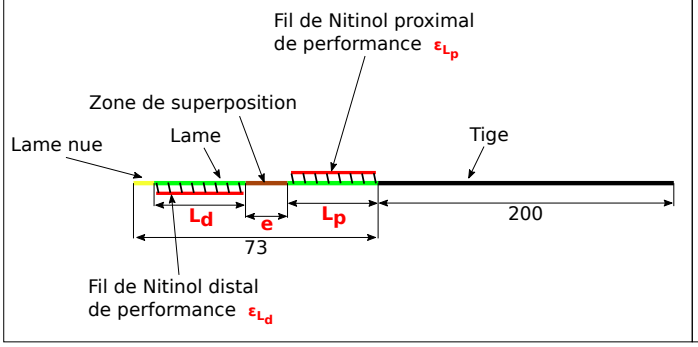
Modèle du guide actif et mise en évidence des paramètres de design	Paramètres
	$L_p \in [15;20]$ (mm) $e \in [5;10]$ (mm) $L_d \in [15;40]$ (mm) $\varepsilon_{L_p} \in [0.01;0.0347]$ $\varepsilon_{L_d} \in [0.01;0.0347]$

FIGURE 4.14: Rappel du design du modèle du guide actif Gecko et intervalles de valeurs prises par les paramètres de design choisis pour l'abaque d'aide à la conception.

Les valeurs minimales et maximales des longueurs des modules actifs sont choisies en accord avec BCV en considérant que le module distal a un intérêt d'ordre un pour le crochetage de la carotide. Cette conclusion a été obtenue dans la partie précédente en simulant le crochetage pour diverses anatomies et est également partagée par BCV à l'issue de leurs différents tests expérimentaux sur aorte fantôme.

Les valeurs de performance des fils de Nitinol ε_L sont exprimées en pourcentage. La valeur maximale correspondant à une déformation de 0.0347 et la valeur minimale est

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

celle permettant une légère courbure du guide (dans la réalité, cela correspond à une faible intensité appliquée au guide par exemple).

4.3.4.1.3 Sélection des snapshots dans l'espace des paramètres

Comme expliqué plus haut, la version de la HOPGD que nous utilisons ne fonctionne pas avec la méthode *sparse grids* et ne permet donc pas une sélection optimale des snapshots dans l'espace des paramètres.

Ainsi, il est choisi pour cet abaque de construire une grille uniforme avec une discrétisation de trois valeurs par paramètre (valeurs extrémales et milieu de chaque intervalle sur la Figure 4.14), soit une grille de $3^5 = 243$ calculs éléments finis qui nourrissent la méthode HOPGD pour créer le modèle réduit. Une routine MatLab permet de créer automatiquement les snapshots avec comme données d'entrée les paramètres de design du guide.

Une fois les snapshots calculés, l'algorithme HOPGD est utilisé pour construire le modèle réduit avec un nombre de modes fixé à 20 par défaut.

4.3.4.1.4 Évaluation de l'erreur de précision de l'abaque numérique

Pour cet abaque, on souhaite évaluer la précision du modèle réduit. Des points dits d'évaluation sont alors sélectionnés au centre des sous-domaines de la grille des snapshots dans l'espace des paramètres (voir FIG.4.15).

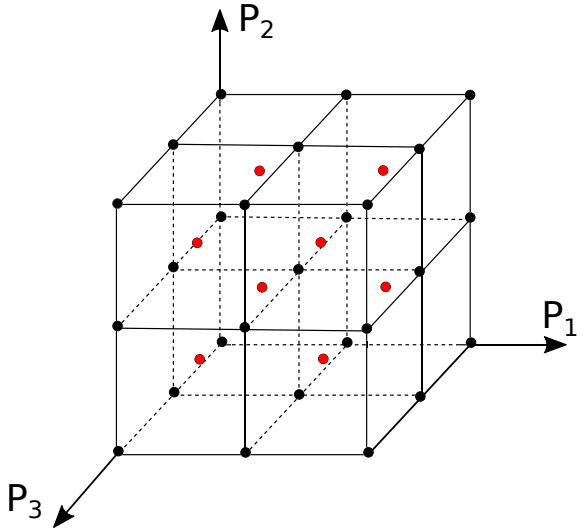


FIGURE 4.15: Exemple d'une grille uniforme avec trois valeurs selon chaque direction des paramètres P_1 à P_3. Les points en noir sont les calculs éléments finis et en rouge les points d'évaluation aux centres des sous-domaines (cubes) formés par la discrétisation de la grille. Le total représente $3^3 = 27$ snapshots et 8 points d'évaluation, dans cet exemple à trois paramètres. La méthode est généralisable à plusieurs paramètres.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Pour chacun de ces points d'évaluation, les étapes suivantes sont effectuées :

- Un calcul éléments finis (snapshot) supplémentaire est réalisé sur ce point et les déplacements des nœuds de la partie distale du guide sont stockés dans une matrice U^{ref} de référence contenant les résultats dits de haute fidélité.
- Le modèle réduit est utilisé pour interpoler les résultats sur ce point et les déplacements obtenus sont à leur tour stockés dans une matrice U.
- Pour le point considéré, une erreur δ est calculée telle que :

$$\delta = \frac{|| U - U^{ref} ||}{|| U^{ref} ||} \tag{4.8}$$

Avec $|| \bullet ||$ la norme L_2.

4.3.4.2 Résultats

À partir des 243 calculs éléments finis, le modèle réduit est créé par la méthode HOPGD en 17 secondes.

La précision du modèle réduit est évaluée aux différents centres des sous-domaines de l'espace des paramètres, soit sur 32 points d'évaluation. Le modèle est capable de fournir une solution en 10^{-5}s contre 5 minutes par un calcul éléments finis sur ces points. Les erreurs en pourcentage pour les différents centres sont données TAB.4.1.

Le modèle réduit permet d'accélérer considérablement les temps de calcul et de créer l'abaque numérique visible sur la Figure 4.16. L'interface graphique est développée à partir de Qt Creator (Qt Group, Finlande). Le jeu de paramètres choisi à l'aide du curseur interroge le modèle réduit et l'interface affiche les déplacements du guide correspondants.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

TABLE 4.1: Erreurs aux centres des sous-domaines de l'abaque numérique d'aide à la conception à 5 paramètres de contrôle.

Numéro du centre de sous-domaine	*Jeu de paramètres*	*Erreur (en %)*
1	{15.5;5.5;20.5;0.016175;0.016175}	0.79
2	{18.5;5.5;20.5;0.016175;0.016175}	0.85
3	{15.5;8.5;20.5;0.016175;0.016175}	0.78
4	{18.5;8.5;20.5;0.016175;0.016175}	0.77
5	{15.5;5.5;33.5;0.016175;0.016175}	0.72
6	{18.5;5.5;33.5;0.016175;0.016175}	0.91
7	{15.5;8.5;33.5;0.016175;0.016175}	0.9
8	{18.5;8.5;33.5;0.016175;0.016175}	0.88
9	{15.5;5.5;20.5;0.028525;0.016175}	1.00
10	{18.5;5.5;20.5;0.028525;0.016175}	0.96
11	{15.5;8.5;20.5;0.028525;0.016175}	0.82
12	{18.5;8.5;20.5;0.028525;0.016175}	0.73
13	{15.5;5.5;33.5;0.028525;0.016175}	0.90
14	{18.5;5.5;20.5;0.028525;0.016175}	1.01
15	{15.5;8.5;33.5;0.028525;0.016175}	0.91
16	{18.5;8.5;33.5;0.028525;0.016175}	0.92
17	{15.5;5.5;20.5;0.016175;0.028525}	0.85
18	{18.5;5.5;20.5;0.016175;0.028525}	0.90
19	{15.5;8.5;20.5;0.016175;0.028525}	0.79
20	{18.5;8.5;20.5;0.016175;0.028525}	0.79
21	{15.5;5.5;33.5;0.016175;0.028525}	0.56
22	{18.5;5.5;33.5;0.016175;0.028525}	0.70
23	{15.5;8.5;33.5;0.016175;0.028525}	0.67
24	{18.5;8.5;33.5;0.016175;0.028525}	0.77
25	{15.5;5.5;20.5;0.028525;0.028525}	0.91
26	{18.5;5.5;20.5;0.028525;0.028525}	0.98
27	{15.5;8.5;20.5;0.028525;0.028525}	0.86
28	{18.5;8.5;20.5;0.028525;0.028525}	0.83
29	{15.5;5.5;33.5;0.028525;0.028525}	0.68
30	{18.5;5.5;33.5;0.028525;0.028525}	0.81
31	{15.5;8.5;33.5;0.028525;0.028525}	0.78
32	{18.5;8.5;33.5;0.028525;0.028525}	0.81

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

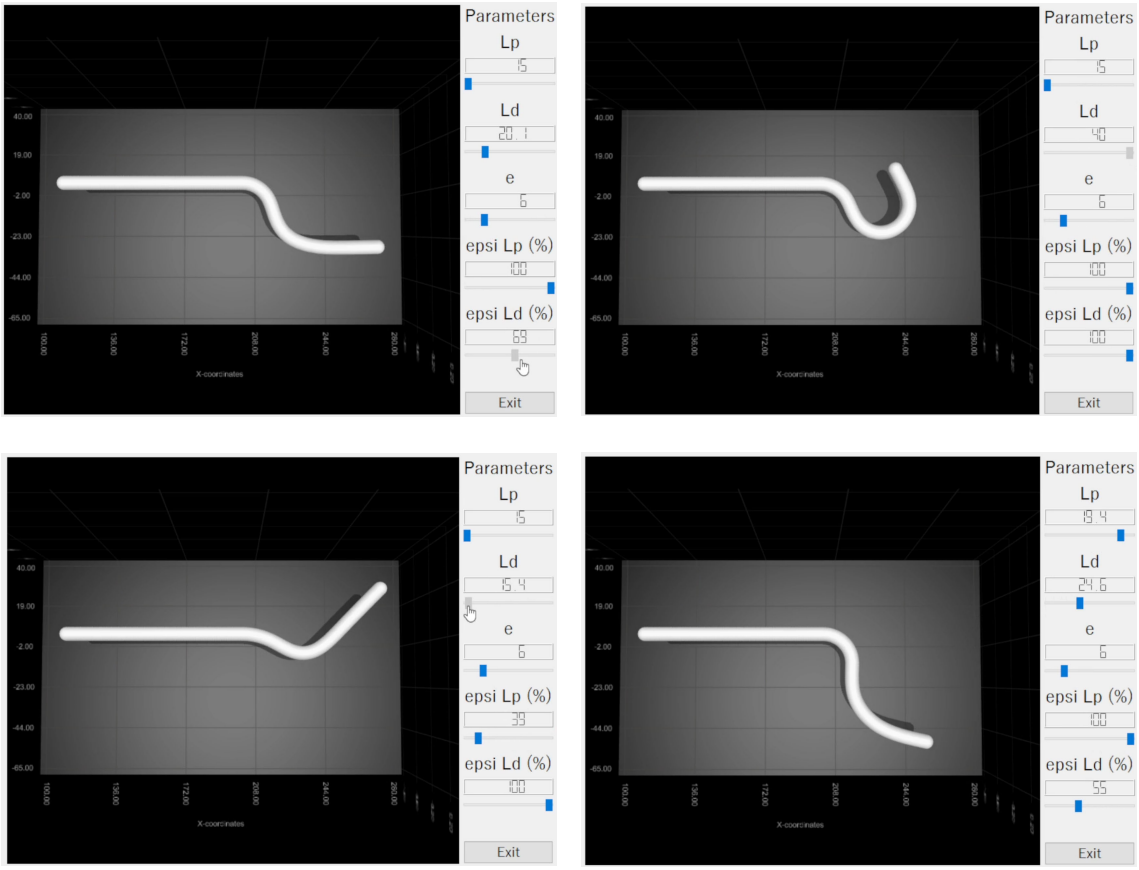


FIGURE 4.16: Abaque numérique d'aide à la conception du guide actif. Les cinq paramètres peuvent être modifiés et l'abaque permet d'apporter une réponse en temps réel sur la déformée du guide avec une précision d'environ 1%. Une partie de la tige est représentée (partie gauche du tige) mais n'a pas été prise en compte pour la construction du modèle réduit. Les figures représentent différentes déformées du guide en fonction des paramètres choisis par l'utilisateur sur le volet de droite.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.3.5 Abaque numérique d'aide à la navigation active

Un premier exemple d'abaque numérique est donné dans la partie précédente et des résultats satisfaisants ont été obtenus. Cet outil s'adresse aux concepteurs du guide actif et traite exclusivement de la performance du dispositif.

Dans cette étude, on propose des abaques plus sophistiqués prenant en compte à la fois des paramètres de design et de navigation. Ces abaques d'aide à la décision doivent permettre d'observer la navigation du guide dans une anatomie donnée pour divers jeux de paramètres. Ceux développés dans cette partie sont des preuves de concept d'outils d'aide à la décision intervenant dans la phase préopératoire. Leur intérêt principal est la réponse en temps réel. Dans le cadre de ces travaux, le temps réel est de l'ordre de la seconde, comparable au temps de réaction dans l'utilisation de l'interface graphique. A terme, si l'on souhaite intégrer ce genre d'abaque dans un pilotage en robotique médicale ou pour une interface haptique (voir FIG.4.10), on visera un temps de réponse de l'ordre de 0.1s maximum, pour pouvoir capter et piloter les mouvements parfois rapides des outils.

4.3.5.1 Méthodes

4.3.5.1.1 Simulations de navigation endovasculaire dans deux anatomies typiques

Deux abaques sont construits en prenant en compte la navigation endovasculaire sur deux aortes types : l'aorte BH qualifiée d'aorte standard (voir FIG.4.4) et l'aorte FM qui en est une avec arche bovine. Les étapes clés de navigation dans ces aortes sont illustrées sur la Figure 4.17.

Pour la construction des abaques, seule la navigation du guide est prise en compte et les cathéters sont positionnés au niveau de l'aorte descendante. De plus, le module distal est systématiquement activé en début de navigation pour épouser la forme de la crosse et éviter au guide de s'insérer dans l'artère sous-clavière gauche. L'instant d'activation du module distal n'est donc pas un paramètre.

Les données enregistrées en sortie sont les déplacements de la partie distale (lame de 73 mm) du guide au cours du temps. Les données sont sauvegardées toutes les 0.01s de la simulation sur un temps total de simulation de 10.6s et 11.5s pour l'aorte BH et FM respectivement. En utilisant deux cœurs Xeon 2.30 GHz, la durée des simulations est de l'ordre de 3h.

Une routine MatLab est également développée dans cette étude pour générer automatiquement le modèle de navigation endovasculaire à partir de paramètres choisis.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

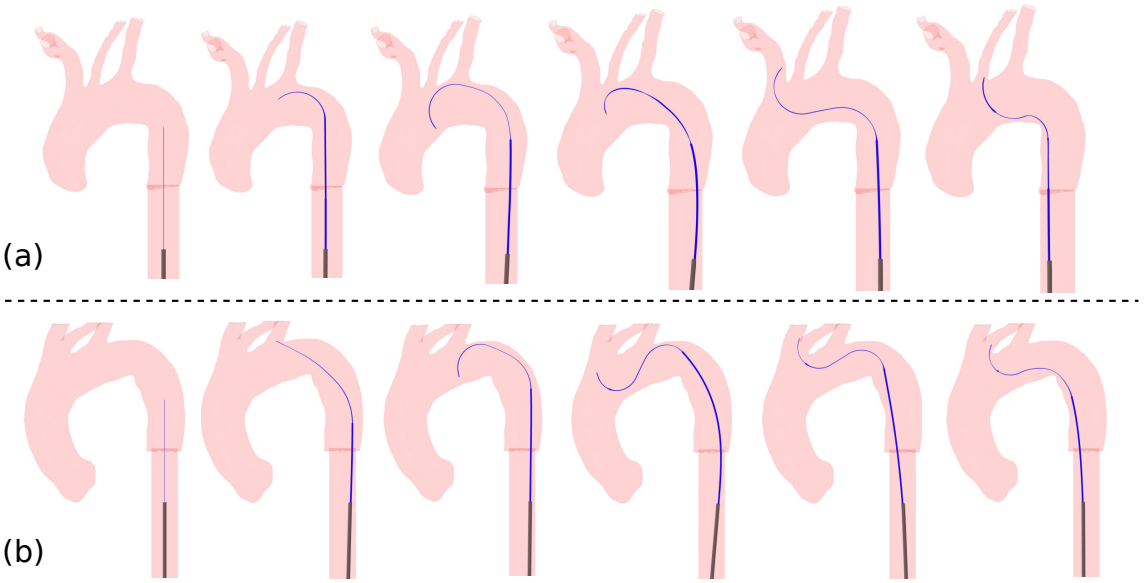


FIGURE 4.17: (a) Étapes de navigation proposées pour le crochetage de l'aorte BH (aorte standard). Le guide est poussé et le module distal est activé pour éviter au dispositif de s'insérer dans l'artère sous-clavière. À l'issue de la poussée du guide, le module proximal est activé et le snapping déclenché. Le guide est ensuite tiré. (b) Les étapes pour la navigation dans l'aorte FM (aorte avec arche bovine) diffèrent légèrement : le guide navigue jusqu'à atteindre les TSAs, le module distal activé et le snapping provoqué après la poussée du guide. Le module proximal est ensuite désactivé tout en tirant le guide pour tenter de crocheter la carotide.

4.3.5.1.2 Paramètres choisis

Parmi les paramètres de design, l'accent est mis sur celui du module actif distal. Ainsi les paramètres L_d et ε_{L_d} qui représentent respectivement la longueur du module distal et la performance du fil de NiTi associé sont repris. Seule la performance du fil de NiTi donnée par ε_{L_p} est sélectionnée pour piloter le design du module proximal (L_p figé à 27 mm et $e = 13$mm).

Les quatre autres paramètres concernent ceux de la navigation. Le choix est fait de se concentrer sur suivants :

- Durée de poussée du guide D_{push}.
- Durée de traction du guide D_{pull}.
- Instant d'activation du module proximal T_{actP}.
- Durée d'activation du module proximal D_{actP}.

Les intervalles de valeurs des sept paramètres de contrôle pour les deux aortes sont donnés TAB.4.2.

Quelques remarques quant aux choix des paramètres de navigation et les valeurs prises par chacun d'eux :

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

TABLE 4.2: Choix des intervalles de valeurs des sept paramètres pour la construction des abaques d'aide à la décision. Les intervalles sont donnés pour le cas aorte standard et avec arche bovine.

Paramètres	*Intervalles de valeurs pour le cas standard / bovin*
L_d	[27 ; 32] / [27 ; 32]
ε_{L_p}	[0.026 ; 0.028] / [0.03 ; 0.033]
ε_{L_d}	[0.029 ; 0.033] / [0.033 ; 0.0347]
D_{push}	[2.0 ; 3.5] / [4.2 ; 5.2]
D_{pull}	[0.05 ; 1.5] / [1.7 ; 2.5]
T_{actP}	[3.5 ; 4.5] / [4.7 ; 5.3]
D_{actP}	[0.1 ; 0.6] / [1.8 ; 2.2]

- Ces paramètres sont considérés comme les plus influents pour le crochetage de la carotide gauche.
- Les extrema de ces paramètres ont été déterminés par une analyse préliminaire. Avec eux, le guide navigue entre les origines de la sous-clavière gauche et du tronc brachio-céphalique.
- Les extrema de ces paramètres sont inter-dépendants. Concrètement, ils suivent les étapes de navigation définies précédemment : par exemple pour la navigation dans l'aorte BH, le guide est tout d'abord poussé, le module proximal est activé puis le guide est tiré. Les valeurs ne se chevauchent pas et l'abaque ne permet pas dans cette étude d'explorer d'autres étapes de navigation.

4.3.5.1.3 Enrichissement de la HOPGD et précision du modèle réduit

Dans le précèdent exemple, l'erreur de l'abaque d'aide à la conception permettait d'avoir une idée de la précision de la réponse fournit par le modèle réduit. Pour les abaques d'aide à la décision, l'erreur du modèle réduit sera également calculée et l'abaque sera amélioré de façon dynamique en ajoutant une boucle de contrôle (raffinement) lors de la phase d'apprentissage. La procédure générale est visible FIG.4.18.

Pour la construction de ces abaques numériques, la génération d'une grille uniforme similaire à celle utilisée pour l'abaque d'aide à la conception aurait nécessité une grille de $3^7 = 2187$ snapshots. Une méthode est alors proposée pour limiter la génération d'un trop grand nombre de snapshots tout en permettant la création d'abaques avec une précision satisfaisante. Le schéma FIG.4.19 montre un aperçu du processus.

Une procédure supplémentaire permet de déterminer les axes à raffiner (ajout de snapshots aux centres des axes) lorsque l'erreur au centre de l'hypercube est trop importante. Cette étude est disponible Annexe K.

Dans cette partie, on se limite à un raffinement de niveau 1 (ajout d'un seul snapshot par direction) sur trois axes au maximum, ce qui représente une grille finale de $3^3 \times 2^3 = 432$ snapshots.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

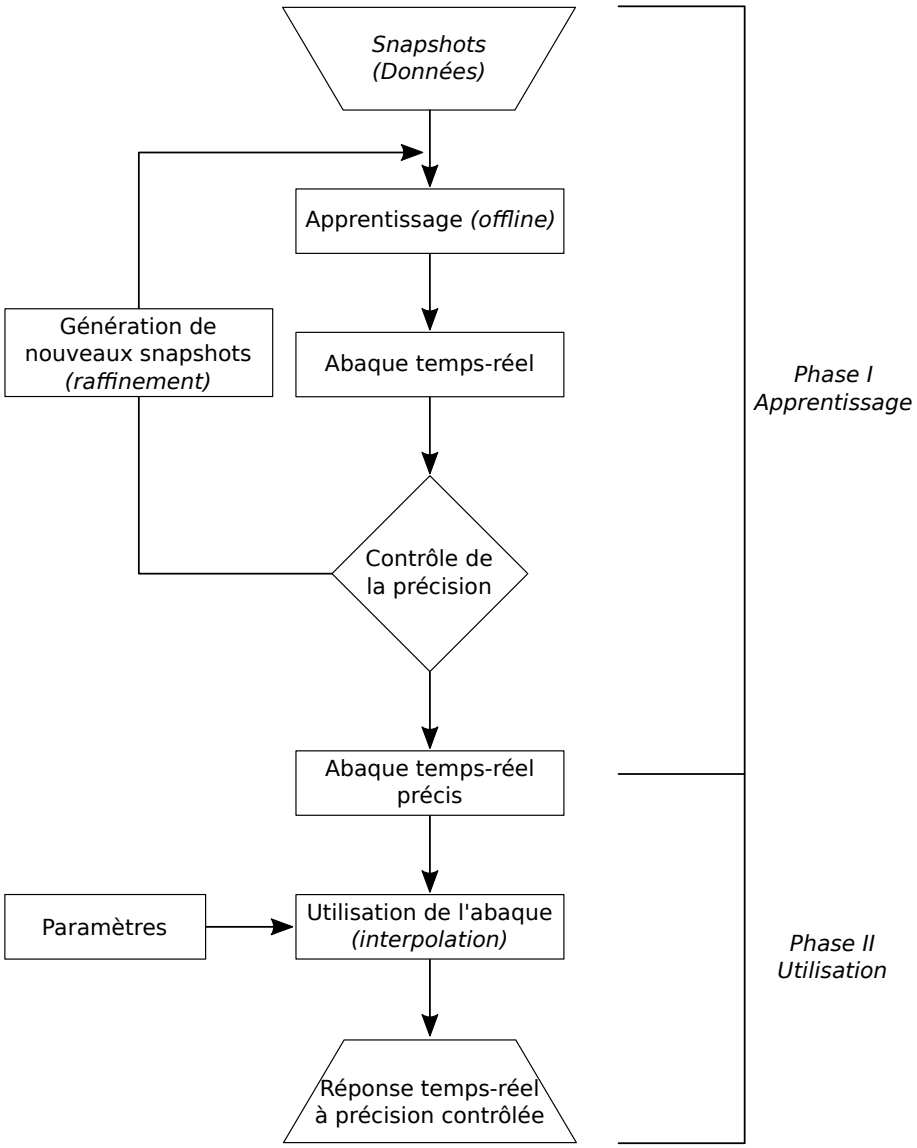


FIGURE 4.18: Procédure générale utilisée pour le développement des abaques d'aide à la décision.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

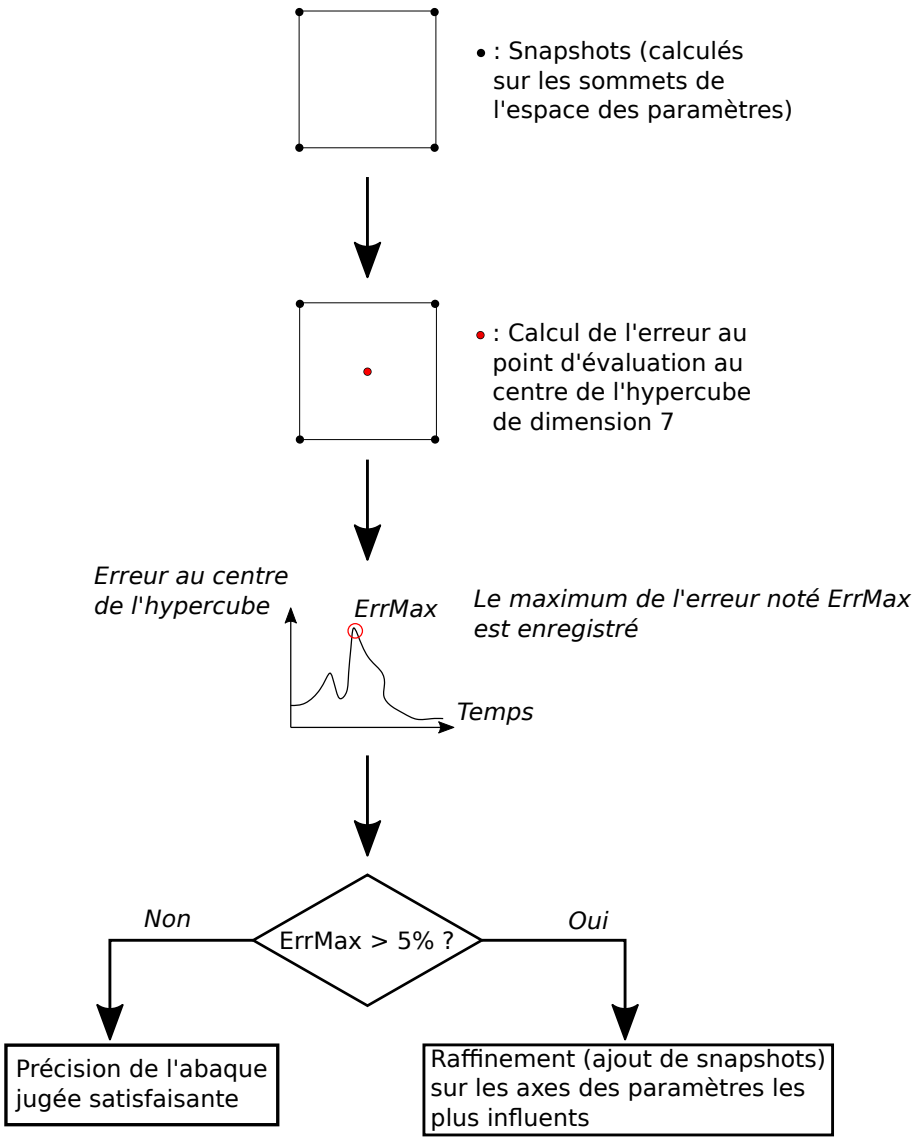


FIGURE 4.19: Procédure générale pour la création et l'enrichissement des abaques d'aide à la décision sur aortes typiques. La première étape consiste à réaliser les simulations sur les jeux de paramètres aux sommets de la grille. L'erreur au cours de la navigation est ensuite évaluée au centre de l'hypercube (dimension 7 ici). Lorsque cette erreur dépasse un seuil fixé à 5%, la discrétisation dans l'espace des paramètres est densifiée sur les axes des paramètres influents (ajout de snapshots aux centre de ces axes). Ces paramètres sont choisis par une méthode détaillée Annexe K, évaluant leur sensibilité sur l'erreur du modèle réduit.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.3.5.2 Résultats

4.3.5.2.1 Abaque numérique sur aorte standard

À partir du calcul des sommets de la grille de paramètres ($2^7 = 128$ snapshots), le modèle réduit est créé en 77 secondes.

En utilisant la méthode détaillée en annexe pour sélectionner les axes à raffiner, des valeurs aux centres des axes des paramètres L_d, D_{pull} et T_{actP} sont ajoutés, totalisant un nombre de snapshots à $3^3 \times 2^4 = 432$.

Avec une telle grille, le modèle est construit en 263 secondes et l'erreur au centre de l'hypercube est réduite (voir FIG.4.20).

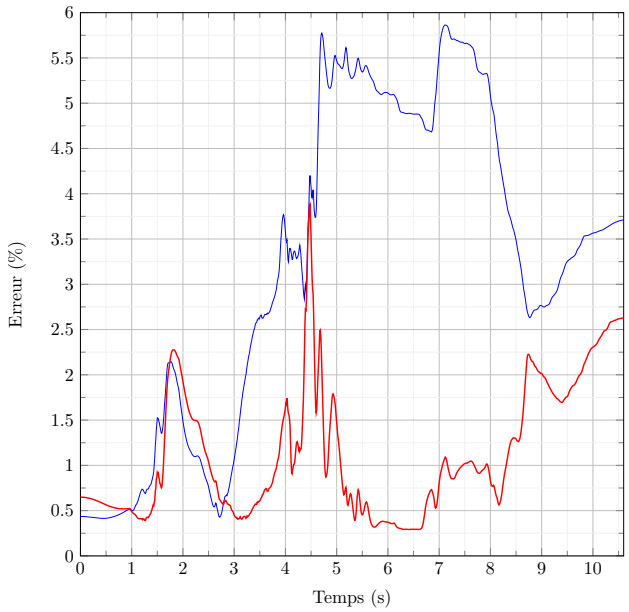
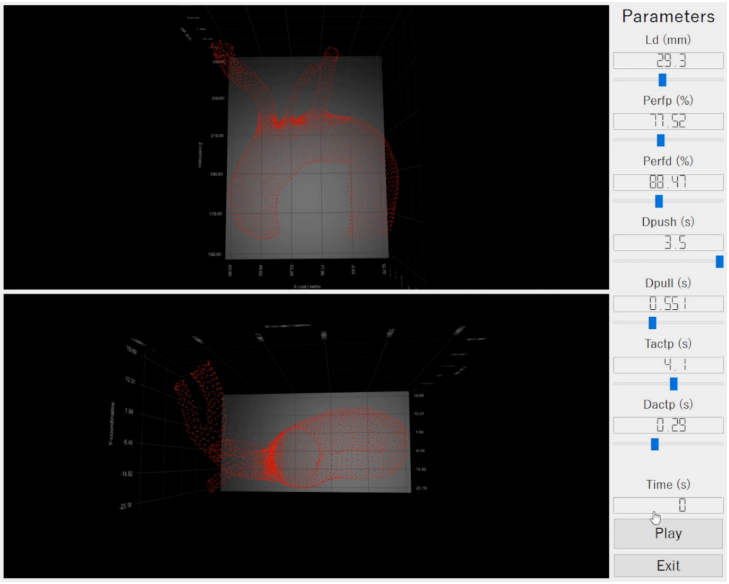


FIGURE 4.20: Erreur du modèle réduit en fonction du temps, évaluée au centre de l'hypercube dans l'espace des paramètres. La courbe en bleu concerne le modèle réduit calculé sur la base de snapshots positionnés aux sommets de l'espace des paramètres (128 snapshots). La courbe en rouge renvoie à l'erreur du modèle réduit pour une grille avec une discrétisation plus dense (432 snapshots). Cas du modèle utilisé pour la création de l'abaque sur aorte standard.

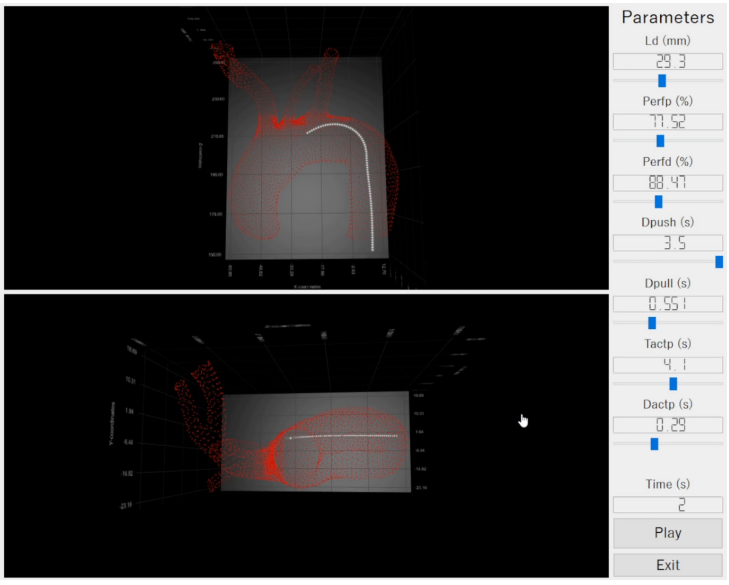
Des images de l'abaque sont visibles sur la Figure 4.21. Une fiche bilan de l'abaque numérique FIG.4.22 reprend la performance, la précision et les paramètres de l'outil d'aide à la décision développé.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

(a)



(b)



Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

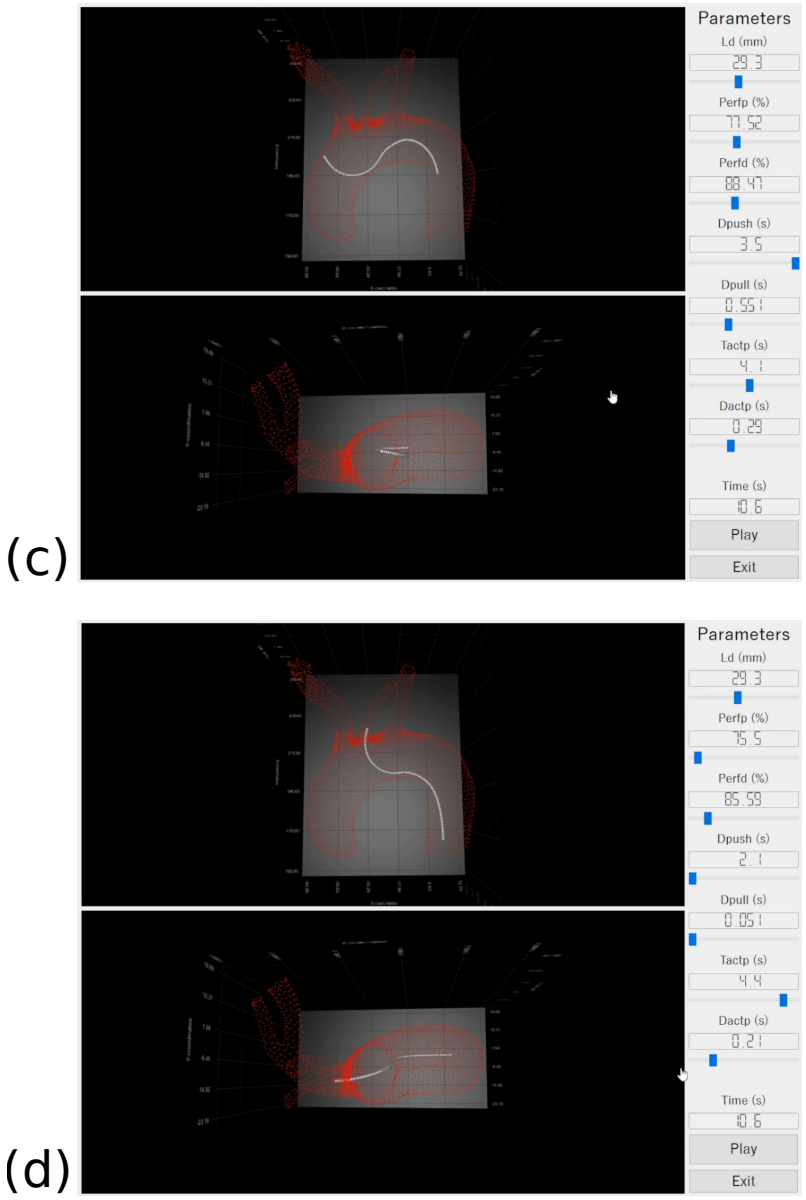


FIGURE 4.21: Abaque numérique d'aide à la décision sur aorte standard. L'interface permet de visualiser la déformée de la partie distale du guide au cours du temps selon deux plans de l'aorte. À droite, le volet des paramètres permet de sélectionner un premier jeu de valeurs (a). La simulation peut être jouée de (b) à (c). Les paramètres peuvent être ajustés jusqu'à obtenir le crochetage de la carotide (d).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

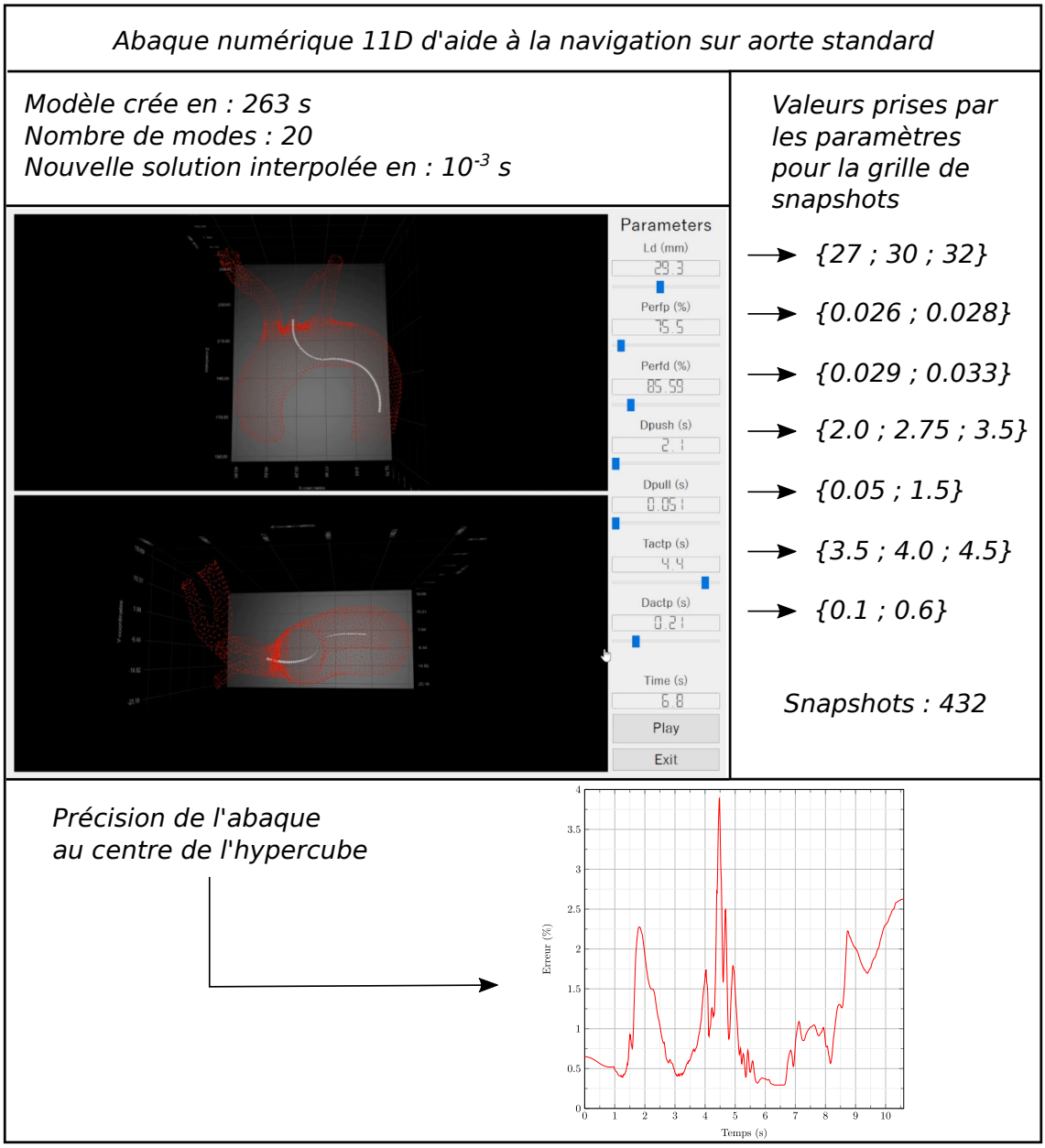


FIGURE 4.22: Bilan des caractéristiques de l'abaque numérique d'aide à la décision sur aorte standard.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.3.5.2.2 Abaque numérique sur aorte avec arche bovine

La procédure est similaire sur cet abaque appliqué à une anatomie avec arche bovine. Le premier modèle est construit en 44 secondes mais l'erreur au centre de l'hypercube a nécessité un raffinement sur les axes des paramètres D_{pull} et T_{actP} conduisant à un modèle créé en 164 secondes sur la base de $3^2 \times 2^5 = 288$ snapshots.

Les erreurs de précision du modèle avant et après raffinement sont affichées FIG.4.23.

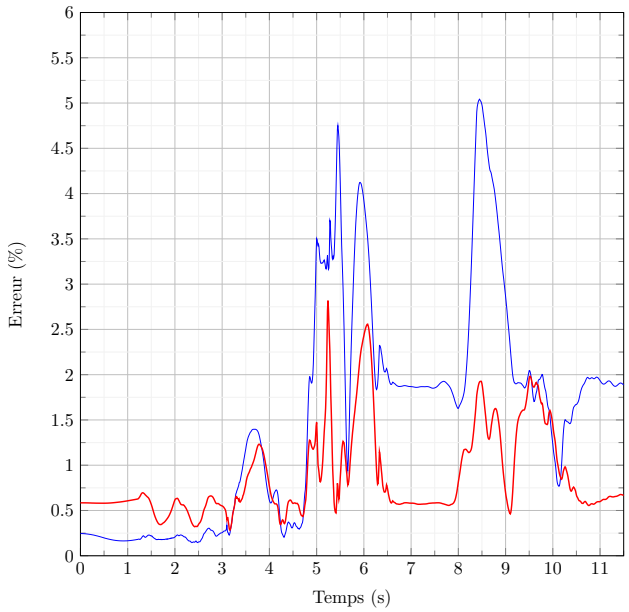
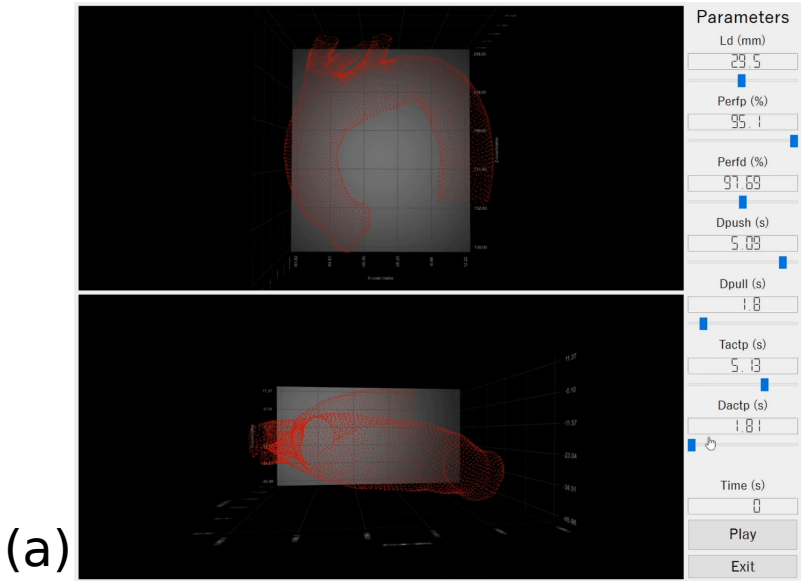


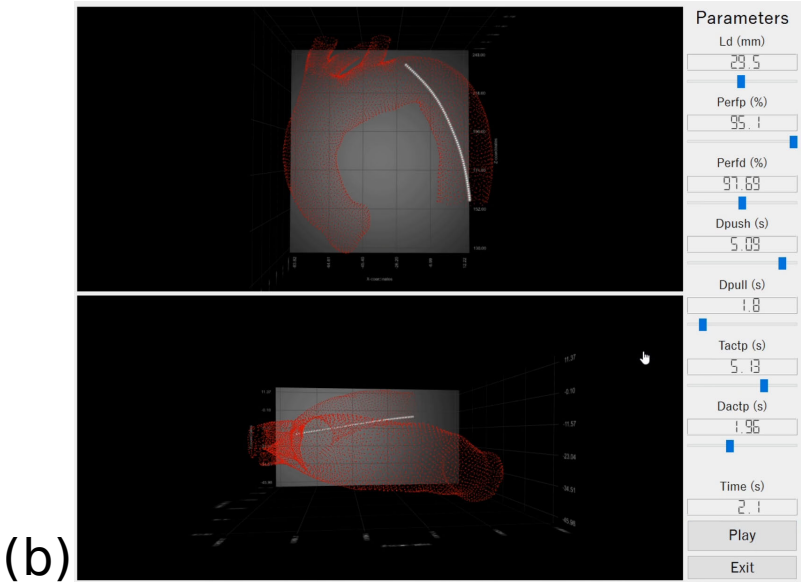
FIGURE 4.23: Erreur du modèle réduit en fonction du temps évaluée au centre de l'hypercube dans l'espace des paramètres. La courbe en bleu concerne le modèle réduit calculé sur la base de snapshots positionnés aux sommets de l'espace des paramètres (128 snapshots). La courbe en rouge renvoie à l'erreur du modèle réduit pour une grille avec une discrétisation plus dense (288 snapshots). Cas du modèle utilisé pour la création de l'abaque sur aorte avec arche bovine.

L'abaque est présenté sous différents clichés sur la Figure 4.24 et sa fiche bilan résumant ses caractéristiques est donnée FIG.4.25.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés



(a)



(b)

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

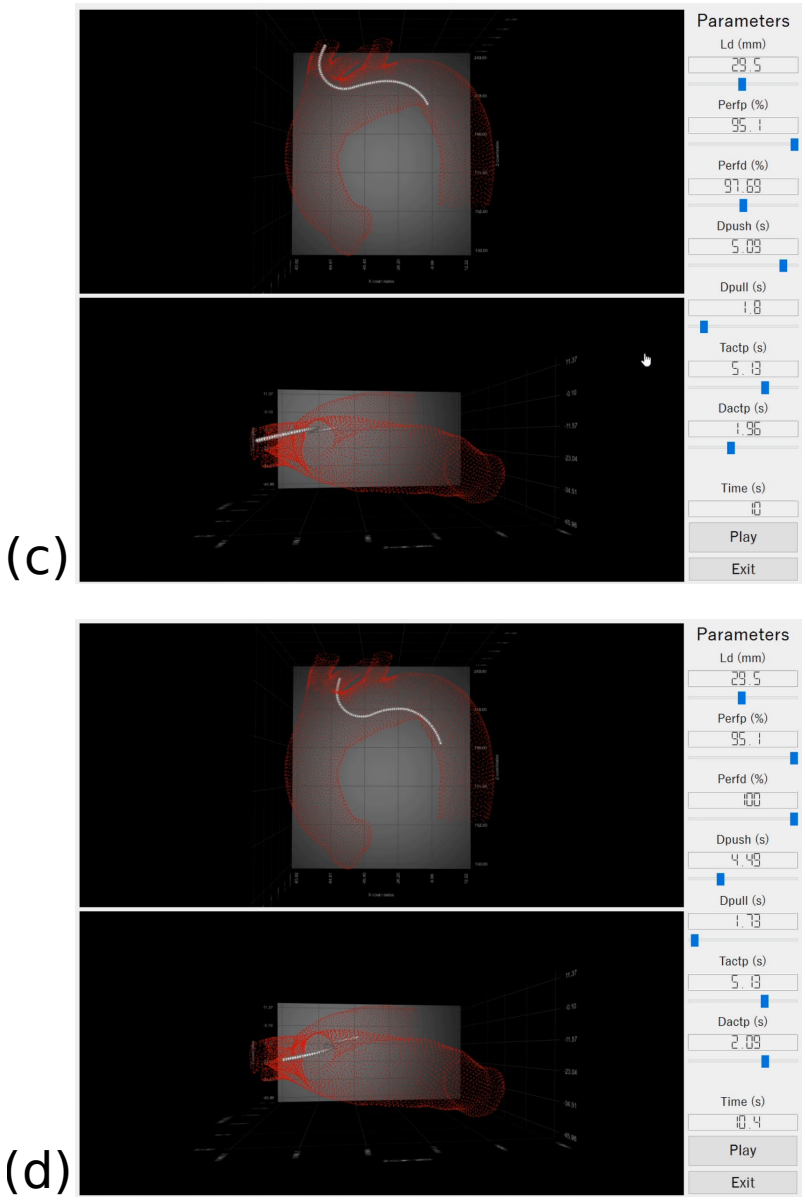


FIGURE 4.24: Abaque numérique d'aide à la décision sur aorte avec arche bovine. (a) Les paramètres sont choisis (a) et la simulation peut être jouée de (b) à (c). Les paramètres peuvent être ajustés jusqu'à obtenir le crochetage de la carotide (d).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

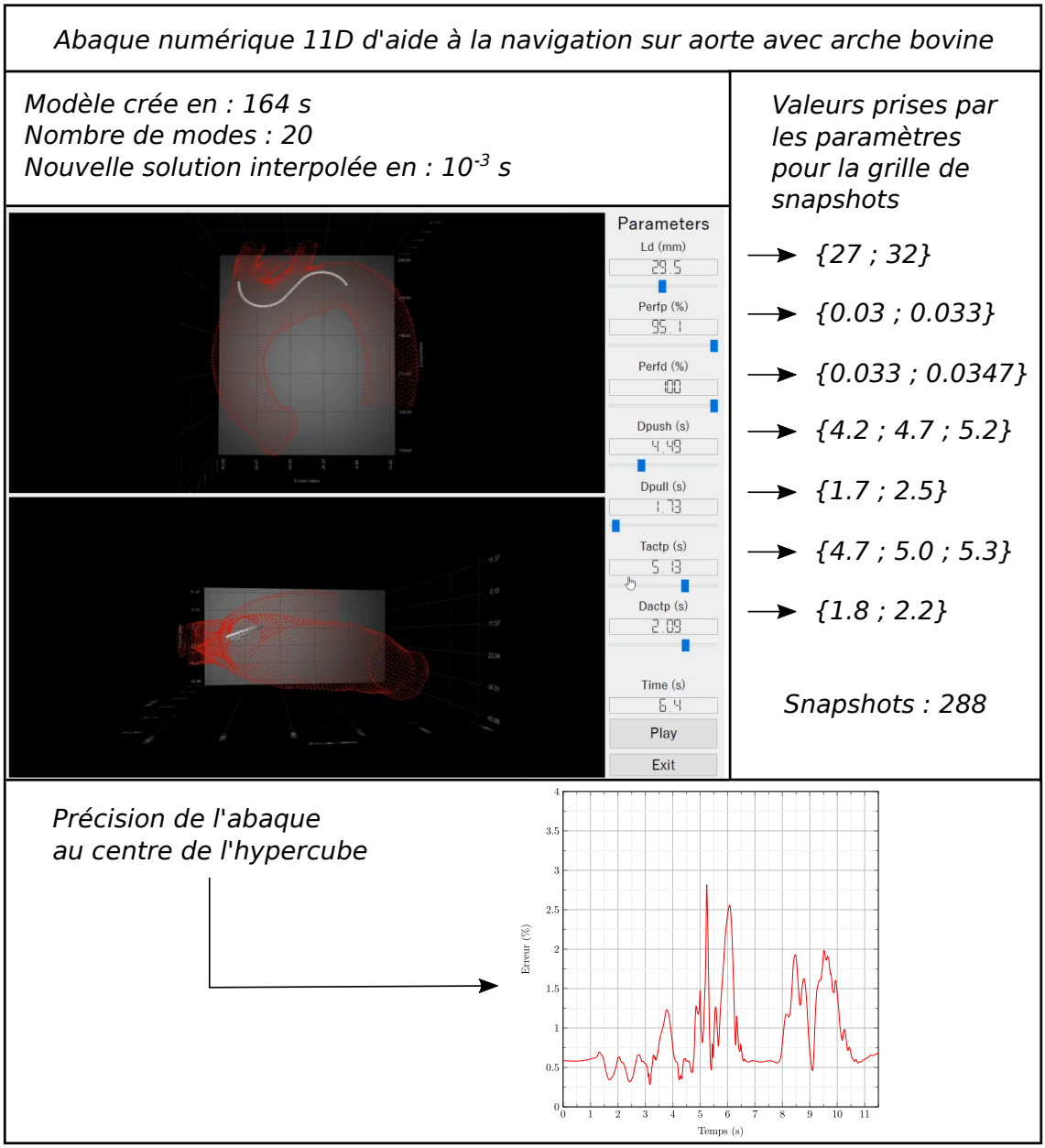


FIGURE 4.25: Bilan des caractéristiques de l'abaque numérique d'aide à la décision sur aorte avec arche bovine.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.3.5.2.3 Conclusions sur les abaques d'aide à la décision

Globalement, les abaques affichent des résultats très satisfaisants. Le snapping est correctement rejoué et le contact bien représenté. Pour chaque nouveau jeu de paramètres les outils fournissent une réponse instantanée (10^{-3}s) contre près de 3h pour un calcul éléments finis. Le temps de réponse des abaques est bien en deçà du cahier des charges.

Concernant les courbes des erreurs en bleu sur les deux abaques (FIG.4.20 et 4.23), on observe des pics à des étapes clés de la navigation. Le premier pic survient lorsque le module distal est activé. Au moment du snapping, l'erreur augmente brutalement. Pour le premier abaque, cette erreur redescend progressivement puis augmente à nouveau lorsque le guide est tiré. Le courbe d'erreur du second abaque présente des pics successifs lors du snapping, principalement dus aux vibrations hautes fréquences du guide. Un second pic est visible lorsque le module proximal est désactivé.

Les pics surviennent lors des phénomènes rapides : activation et désactivation des modules voire snapping. Un moyen de lisser les courbes pourrait être d'enregistrer plus de données en fonction du temps (réduction du pas de temps utilisé pour sauvegarder les déplacements du guide) afin de mieux capter ces phénomènes. Il est observé après ajout de snapshots (raffinement) que l'erreur globale est nettement réduite avec une meilleure gestion du contact entre le guide et l'aorte, notamment lorsque le guide est tiré et que la partie distale accroche l'aorte (fin de la simulation pour les deux abaques). Les pics persistent pour les courbes en rouge mais avec une amplitude nettement atténuée.

La précision est jugée satisfaisante compte tenu du nombre de snapshots relativement bas pour un tel problème.

Bilan sur les abaques numériques

- ☐ L'objectif général de cette partie était de développer des abaques numériques pour une aide à la navigation endovasculaire active.
- ☐ Un premier outil d'aide à la conception du guide actif avec une erreur de 1% a été crée en considérant cinq paramètres de contrôle liés au design du guide.
- ☐ Deux abaques numériques 11D d'aide à la décision ont été construits sur deux aortes types (anatomie qualifiée de standard selon notre base de données et aorte avec arche bovine). Les paramètres combinent trois paramètres de design du guide et quatre paramètres de navigation. Les erreurs maximales pour ces abaques avoisinent les 4%.
- ☐ Les abaques apportent une réponse instantanée pour un jeu de paramètres donné contre des calculs éléments finis d'une durée de quelques minutes (activation du guide) à quelques heures (navigation endovasculaire jusqu'au crochetage).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

4.4 Discussions

Ce chapitre est séparé en deux parties. La première partie avait pour but de développer un outil d'aide au choix du guide. Dans ce cadre, une méthode a été proposée pour classifier les aortes selon leur difficulté à crocheter l'artère carotide gauche. Bien que dans cette étude peu d'anatomies aient été étudiées, la classification a permis de mettre en évidence des types d'aortes. Plus d'anatomies doivent être considérées pour tenter de mettre en évidence des groupes types et pousser l'analyse du choix du guide.

À travers quelques exemples, il a été démontré que les choix matériels et de navigation sur une aorte donnée peuvent être réutilisés sur des aortes voisines pour crocheter la carotide. Ces premiers résultats sont satisfaisants et en joignant ceux-ci avec une classification plus aboutie, l'idée serait de pouvoir identifier des paramètres de design et de navigation pour des groupes d'anatomies. Ainsi, pour une nouvelle anatomie, la première étape serait de l'associer à un groupe d'aortes. Ensuite, les paramètres propres à ce groupe pourraient aider à la décision pour le crochetage.

Concernant les abaques numériques, le choix s'est porté sur la méthode HOPGD. Cette méthode a prouvé son efficacité pour traiter des problèmes avec de nombreux paramètres comme c'était le cas dans cette étude.

Un premier abaque d'aide à la conception a été développé. Sur celui-ci, seuls des paramètres de design du guide ont été étudiés. Compte tenu du temps de simulation des snapshots utilisés pour créer le modèle réduit et de tests préliminaires, il a été choisi de travailler sur une grille uniforme avec trois valeurs par axe. Les intervalles étant relativement larges, les erreurs du modèle réduit ont été évaluées aux centres des sous-domaines formés par la grille.

Dans un deuxième temps, l'objectif était de travailler sur des abaques plus complexes combinant des paramètres de design et de navigation. Ces abaques devaient faire office de preuves de concept et permettre d'avoir un aperçu de ce qu'il était possible de faire en utilisant des méthodes de réduction de modèle dans un cadre biomécanique et en particulier cardiovasculaire. Il était intéressant de tester les performances de la méthode HOPGD dans notre problème associant non-linéarités, contact et phénomènes rapides.

De nombreux essais (abaques avec moins de paramètres, simulations pour tester la sensibilité à certains paramètres) ont été effectués au préalable et deux principales difficultés ont été mises en évidence : le choix des paramètres et leur intervalles de valeurs.

Le guide actif a été développé pendant ces travaux de thèse. Par conséquent, il n'y avait pas le recul nécessaire pour choisir de manière optimale les paramètres à incorporer dans l'abaque. On s'est alors appuyé sur l'expérience acquise grâce aux nombreuses simulations réalisées.

Concernant les valeurs des intervalles, des abaques avec deux ou trois paramètres ont permis de montrer que des intervalles de valeurs trop larges nécessiteraient de très nombreuses simulations. Dans un objectif de développer des preuves de concept et en prenant en compte les ressources à notre disposition, on s'est fixé un maximum de 432 snapshots

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

par abaque. Avec sept paramètres de contrôle, les intervalles de valeurs choisis étaient donc assez courts et ne permettaient pas d'explorer de grandes variations de navigation du guide.

Cette principale limitation venait de l'utilisation de grilles uniformes. Il serait intéressant d'améliorer la génération de snapshots avec une méthode de type sparse grids pour contourner cette problématique.

L'erreur pour les deux abaques d'aide à la décision a été évaluée au centre de l'hypercube. Une erreur en deçà de 5% a été jugée satisfaisante. Ce critère a été déterminé en jugeant les déplacements du guide par rapport à l'aorte : sur les abaques testés, une erreur supérieure correspondait à une mauvaise gestion du contact entre le guide et l'aorte, le guide avait donc tendance à *sortir* de l'aorte.

Une méthode, adaptée spécifiquement pour cette étude, nous a permis de sélectionner les axes à raffiner lorsque cette erreur dépassait les 5%. Pour des intervalles avec des extrema plus importants, une analyse plus poussée peut être considérée. Par exemple, les erreurs pourraient être évaluées aux centres des sous-domaines. À partir de ces résultats, les paramètres influents pourraient être identifiés et un raffinement réalisé. L'étape pourrait être répétée pour les nouveaux centres des sous-domaines et ainsi de suite.

La précision d'un abaque dépend également de la quantité de données qu'on considère en sortie. Dans une phase préliminaire, les déplacements des nœuds de la partie distale du guide et d'une partie de la tige (environ 50 mm) ont été enregistrés en sortie de chaque snapshot pour les abaques d'aide à la décision. Bien qu'on ait eu un aperçu du mouvement de la tige, les déplacements de la pointe du guide actif n'étaient pas bien représentés au cours de la navigation. Il y a donc une réelle interrogation et un compromis à faire sur la quantité d'intérêt à fournir en entrée de la HOPGD. Si le problème relève uniquement de la capacité à crocheter l'artère carotide, alors on a tout intérêt à ne prendre en compte que quelques nœuds en bout du guide actif. Si au contraire on souhaite décrire le comportement global du guide actif, bien plus de degrés de liberté doivent être enregistrés au détriment d'une précision locale sauf si un nombre suffisant de snapshots est calculé. Dans notre étude, on a choisi de représenter uniquement la partie distale du guide en supposant que la tige ne subissait que peu de déformations lors du crochetage et que sa courbure pouvait être aisément devinée.

4.5 Bilan

Ce chapitre décrit des outils d'aide à la décision dans le cadre de la navigation endovasculaire active. À partir d'une classification des anatomies en fonction de la difficulté à crocheter la carotide gauche, des simulations sont réalisées sur plusieurs aortes représentant une grande variabilité anatomique et une aide au choix du guide actif est proposée.

La seconde partie de ce chapitre montre des abaques numériques pour une aide à la conception et à la décision dédiés à l'utilisation du guide actif.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Ces solutions servent de preuve de concept et montre des résultats très prometteurs sur le développement de ce type d'outils. Des abaques à anatomies fixes ont été proposés dans cette étude. Un outil plus performant pourrait incorporer les paramètres géométriques et permettre, pour un nouveau patient, d'apporter une aide à la décision en temps réel.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Conclusion & perspectives

Conclusion générale

Cette thèse s'inscrit dans le cadre des thérapies endovasculaires, en particulier vers des cibles complexes, et s'appuie sur une solution innovante pour le traitement des pathologies neurovasculaires, à l'aide d'outils passifs (cathéters et introducteur) et d'un guide actif développé par la société BCV. Elle a eu pour objet principal le développement d'un outil d'aide à la décision, basé sur une simulation numérique de référence de la navigation endovasculaire active et une méthode de réduction de modèle pour obtenir des résultats en temps réel.

Dans un premier temps, une caractérisation complète des dispositifs a été réalisée, afin d'alimenter le modèle. La campagne expérimentale effectuée lors de ces travaux propose des méthodes adaptées à la caractérisation d'outils endovasculaires. Les flexions sous poids ajoutés ont ainsi montré des résultats satisfaisants pour ces dispositifs souples dont les principaux modes de déformations durant la navigation sont les modes de flexion. Bien que les essais de flexion 3-points menés sur les cathéters ne présentent rien de novateur, les propriétés mécaniques de cathéters régulièrement utilisés en radiologie interventionnelle (notamment le Navien et le Neuron) ont été déterminées. Ces résultats peuvent être réutilisés pour d'autres travaux sur la navigation endovasculaire.

Le montage pour activer le guide en conditions contrôlées a permis d'étudier de manière spécifique le comportement du guide actif. Durant cette étude, un mélange a été déterminé pour imiter le sang de manière simplifiée mais suffisante pour de nombreuses applications. Le montage du pince-guide avec l'aquarium a l'avantage d'être portable et peu encombrant. Il peut s'utiliser pour étudier le comportement d'autres outils endovasculaires actifs.

À notre connaissance, il s'agit de la première étude qui traite spécifiquement de la navigation active. Dans le volet expérimental, une observation et une caractérisation de la navigation ont été conduites. Une attention particulière a été apportée aux phénomènes propres au guide actif : snapping, activation et désactivation des modules. Par ailleurs, une approche novatrice a permis de quantifier les gestes cliniques lors de la navigation des outils à l'aide d'un banc d'essai original. Les valeurs obtenues représentent un ordre de grandeur des amplitudes et des vitesses mises en jeu lors de la navigation jusqu'au crochetage de l'artère carotide gauche.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Du point de vue numérique, peu d'études se sont intéressées à la simulation de la navigation endovasculaire. Les travaux menés au cours de cette thèse s'inscrivent dans cette démarche en y ajoutant la notion de navigation active. Les éléments acquis lors de la campagne expérimentale ont permis d'alimenter un modèle de navigation endovasculaire du guide actif et des cathéters associés. Ce modèle a été validé sur des séquences passives et actives en regard de la navigation effectuée dans diverses aortes fantômes. Les simulations de crochetage réalisées sur des aortes patient-spécifiques ont montré une bonne représentativité du comportement des outils lors de séquences typiques de navigation. Tout cela a conforté nos choix de modélisation et la possibilité d'utiliser ce modèle pour tester des configurations matérielles (association de guide avec d'autres cathéters, changement de design du guide) ou des séquences de navigation différentes.

Une dernière partie de cette thèse s'est justement intéressée à l'utilisation de ce modèle pour développer des outils d'aide à la décision à destination des cliniciens. Dans une première partie, une classification des aortes a été établie à partir de critères traduisant la complexité de la navigation depuis le sommet de l'aorte jusqu'à l'entrée de l'artère carotide gauche. L'idée était de mettre en évidence des anatomies types sur lesquelles procéder à la simulation numérique de navigation, pour proposer des paramètres de design et de navigation garantissant le crochetage de l'artère carotide. On montre que pour un nouveau patient donné, les résultats obtenus sur des anatomies de patients déjà simulées pourraient effectivement être réutilisés. Cela évite ainsi de générer des simulations supplémentaires et permet d'apporter une réponse instantanée. Bien que la routine ne soit pas automatisée et que le nombre d'aortes patient-spécifiques ne soit pas assez élevé pour mettre en évidence des groupes d'aortes bien distincts, les premiers résultats obtenus dans cette partie sont satisfaisants. Le processus global, de la classification des géométries à la détermination du matériel endovasculaire et des gestes pour des groupes typiques, peut être ré-appliqué à d'autres situations similaires (e.g. crochetage des artères rénales ou de l'artère carotide droite par voie radiale).

Ce premier outil d'aide à la décision ne permettait pas d'explorer de manière continue l'impact d'un changement de paramètres de design ou de navigation sur la navigation des outils. Une deuxième partie s'est donc focalisée sur le développement d'abaques numériques. Historiquement, les abaques permettaient de faciliter le calcul. Ils prenaient la forme de bouliers ou de plateau avec des réglets (bâtons de Napier). Ils ont ensuite évolué vers des formes graphiques ou numériques. L'essence de ces outils est toujours restée identique, à savoir fournir une réponse rapide à un problème donné. La construction d'abaques numériques en temps réel repose sur des méthodes de réduction de modèles. La simulation de navigation endovasculaire combine un nombre important de paramètres (anatomie, design du guide, paramètres de navigation). On s'est alors orienté vers la méthode HOPGD qui est une méthode de réduction adaptée aux problèmes multidimensionnels. Cette méthode s'est révélée efficace pour la construction des abaques numériques d'aide à la conception et à la décision. Les résultats affichés par les abaques étaient très satisfaisants compte tenu du nombre de snapshots nécessaires à leur construction. À travers ces exemples, on a montré la potentielle utilisation des abaques numériques

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

temps-réel pour la thérapie endovasculaire et pour la biomécanique en général.

Perspectives

Volet expérimental

Court terme

La campagne expérimentale a été menée sur un nombre limité d'échantillons. Il serait intéressant de réaliser plus d'essais de flexion sur le guide et les cathéters pour diminuer les incertitudes. Il serait aussi pertinent d'utiliser un capteur de force de plus faible capacité pour les essais de flexion 3-points (par exemple un capteur de 10N) sur les portions distales des cathéters, qui présentent une rigidité relativement faible.

Concernant les gestes cliniques, il serait intéressant de renouveler les mesures sur le banc d'essai, notamment sur des anatomies différentes d'aortes fantôme, pour réduire les incertitudes sur les vitesses mesurées.

Moyen terme

Au cours des essais pour quantifier les gestes cliniques, il a été constaté que le matériel ajouté au banc d'essai pour mesurer ces gestes était intrusif et pouvait gêner l'utilisateur. On pourrait envisager de travailler sur un capteur accolé à la poignée du dispositif actif (en s'inspirant des systèmes d'analyse temps-réel du mouvement, Vicon (Vicon Motion Systems Ltd, UK)). Une autre alternative serait de travailler uniquement avec les images des navigation mais il serait plus difficile de capter les rotations.

Le montage existant utilisé pour activer le dispositif en conditions contrôlés pourrait être amélioré en y ajoutant une pompe faisant circuler un fluide pour mieux représenter la circulation du sang. Le débit pourrait être pulsé et le mélange plus représentatif du sang.

Long terme

Les modes de déformation prédominants lors d'une navigation endovasculaire sont les modes de flexion. Au cours la caractérisation des outils chirurgicaux, des essais de flexion de différente nature ont été conduits pour obtenir les propriétés mécaniques des outils. Il serait intéressant de travailler sur un banc d'essai de flexion unique pour la caractérisation de l'intégralité du matériel endovasculaire. Par exemple, le montage pourrait prendre l'aspect d'un banc d'essai de flexion 4-points miniaturisé et plongé dans un bain d'eau (ou d'un mélange plus représentatif du sang) pouvant s'insérer dans l'étuve de chauffage Binder. Avec des capteurs de force adaptés, le montage permettrait de caractériser tout type de cathéters.

La version du guide actif étudiée dans cette thèse est la première version commercialisée du dispositif. La société BCV entreprend d'améliorer la version actuelle pour tendre

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

vers un outil ne comprenant qu'un module actif distal avec une performance de courbure supérieure, notamment en raison de la conclusion partagée avec BCV que le module proximal avait un intérêt du second ordre pour le crochetage des TSAs. Le nouvel outil est également plus souple et présente un diamètre externe plus faible. Le dispositif a été testé sur des aortes fantômes (voir FIG.4.26). La caractérisation de ce nouveau dispositif pourrait être effectuée dans l'objectif de comparer numériquement ses performances par rapport au Gecko.

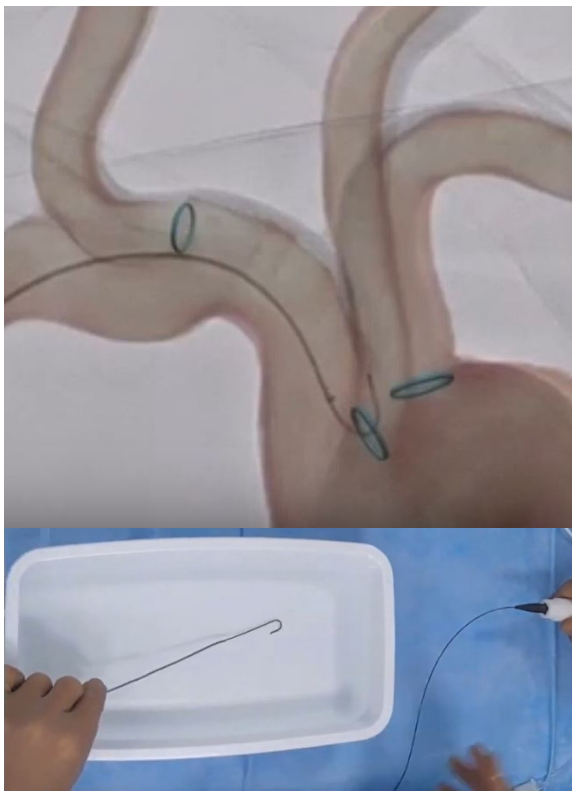


FIGURE 4.26: Démonstration d'une nouvelle version de guide actif pour le crochetage de l'artère carotide gauche par voie radiale (haut) et activation du dispositif à vide (bas) (images montrées au cours de la conférence SLICE Next Frontiers 2022).

Simulation numérique de navigation endovasculaire

Court terme

Dans le modèle numérique du guide actif, l'activation se fait à l'aide d'une commande en déplacement inspirée d'une loi à effet mémoire de forme. Il pourrait être envisagé de simplifier davantage l'activation du guide avec une simple commande en déplacement appliquée au fil de Nitinol.

Une alternative serait de ne pas modéliser les fils de Nitinol et de considérer tout le dispositif comme une tige de 1 mm de diamètre avec des portions de raideur différentes.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Lors de l'activation des modules actifs, les portions correspondantes pourraient s'activer avec une courbure et une orientation voulues.

Un travail supplémentaire concernerait la validation du modèle de navigation. Sur quelques aortes fantômes, on pourrait envisager des séquences avec des gestes et des moments d'activation précis, qui pourraient être enregistrées. Les déplacements des outils, mesurés expérimentalement sur ces diverses séquences, pourraient alors être comparés aux déplacements simulés pour les mêmes séquences.

Dans un travail annexe, il serait également intéressant de prolonger les travaux sur l'influence du flux sanguin et de la déformabilité de l'aorte sur la position du guide.

Moyen terme

Les travaux de cette thèse se sont focalisés sur le crochetage de l'artère carotide gauche mais pas sur la phase de *post-crochetage* qui permet de poursuivre la navigation des outils dans l'artère carotide. En effet, dans l'accès aux TSAs deux principales difficultés sont identifiées :

- Le crochetage du TSA ciblé par le guide ;
- L'ancrage du guide et du cathéter dans ce TSA assurant une bonne stabilité.

Lorsque le guide parvient à crocheter le TSA, le coulissement du cathéter peut faire sortir le guide si une longueur trop faible de guide est ancrée dans l'artère. À l'inverse, lorsque le guide est poussé et que le cathéter n'est pas suffisamment inséré dans l'artère (ou que uniquement les modules les plus distaux donc les plus souples sont insérés dans l'artère carotide) il se produit un phénomène de *boucle* tel qu'illustré sur la Figure 4.27.

Cela est principalement dû aux courbures tortueuses qu'épousent les outils dans la structure vasculaire et au gradient de rigidité (présent notamment sur les parties distales) des outils, qui occasionne une mauvaise transmission des mouvements linéaires opérés en amont.

À l'aide du modèle numérique développé dans ce travail de thèse, on a cherché à simuler le post-crochetage. Sur la Figure 4.28, les phénomènes de boucle et de sortie de guide sont illustrés sur une aorte patient-spécifique (aorte BH).

Un moyen de garantir le succès du *post-crochetage* consisterait à pousser alternativement guide et cathéter jusqu'à faire entrer les portions distales et de plus faible rigidité à l'intérieur de l'artère ciblée comme le montre la Figure 4.29.

La phase de post-crochetage nécessite des analyses plus approfondies mais les premiers résultats sont très satisfaisants ; le modèle numérique reproduit bien les phénomènes observés par les cliniciens lors la navigation endovasculaire.

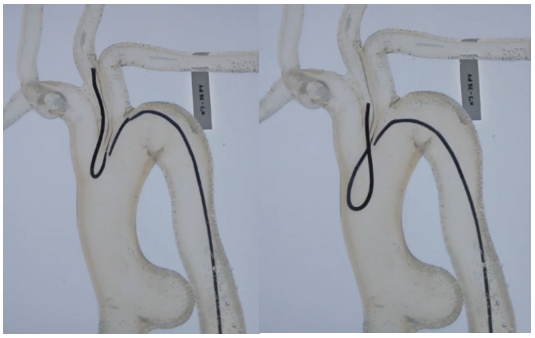
Long terme

Pour reprendre les commentaires sur la nouvelle version du guide actif, une étape à long terme serait de simuler la navigation du dispositif à partir de sa caractérisation mécanique.

Lors de la navigation endovasculaire active, deux critères sont importants :

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

(a)



(b)

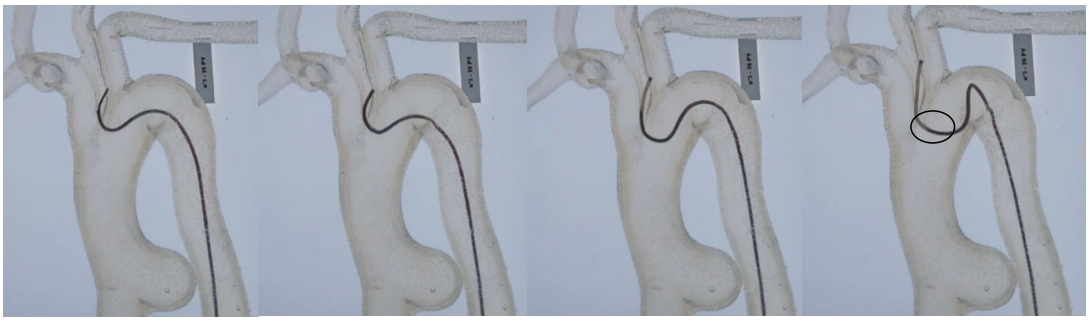


FIGURE 4.27: Phénomènes apparaissant lors de la phase de *post-crochetage* : (a) boucle formée par les outils et (b) sortie de guide (pointe du guide entouré sur la figure) de l'artère carotide gauche lorsque le cathéter est poussé. La navigation expérimentale est conduite dans l'aorte PY.

- Atteindre le plus rapidement possible la zone à traiter.
- Éviter au maximum le contact des outils avec la structure vasculaire.

Il pourrait être envisagé de travailler sur des indicateurs de performance relevant, dans le modèle numérique, la durée du contact des outils avec la paroi artérielle et la durée nécessaire pour crocheter la carotide. Dans ce cadre, on pourrait comparer la nouvelle version du dispositif avec le Gecko.

Par ailleurs, il a été observé à travers les différentes simulations de navigation que le crochetage peut être réalisé par différents scénarios de navigation. Avec les indicateurs de performance cités plus haut, le scénario de crochetage optimal pourrait être défini.

En restant dans le cadre de la simulation endovasculaire, des navigations depuis la voie radiale devraient être étudiées car cet accès est de plus en plus privilégié.

Outils numériques d'aide au choix du guide actif et abaques numériques

Court terme

Concernant les abaques numériques d'aide à la décision, on pourrait tester les limites de la méthode HOPGD en augmentant les intervalles de valeurs ou en augmentant le nombre de paramètres.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

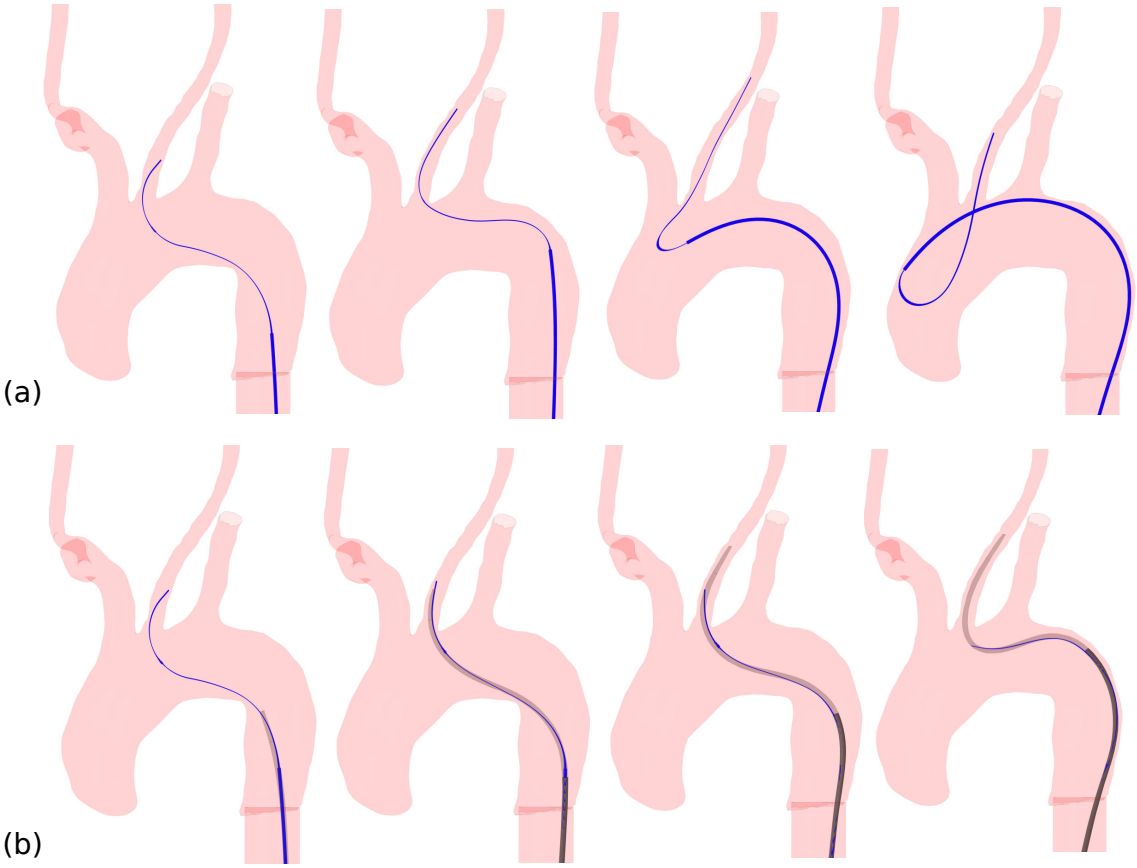


FIGURE 4.28: Phénomène de boucle (a) et sortie du guide (b) lors de simulations de navigation pendant la phase de post-crochetage dans l'aorte BH. (a) Le guide, après crochetage, est poussé. La différence de rigidité au niveau de la lame et la tortuosité de l'aorte rend difficile la transmission du mouvement linéaire appliqué en bout de tige. (b) Lorsque le cathéter est poussé et que le guide n'est pas suffisamment inséré dans l'artère, le guide risque de sortir de l'artère. Sur ces dernières images, le bout du cathéter est transparent pour visualiser la pointe du guide.

Il serait par ailleurs intéressant d'utiliser la méthode sparse grids (ou une autre méthode de sélection de snapshots) dans le cadre de cette étude et de comparer son efficacité par rapport aux grilles uniformes telles qu'utilisées dans ce travail.

En combinant la classification des aortes avec les abaques numériques et en travaillant toujours à anatomie fixe, un abaque numérique par aorte type pourrait être développé.

Moyen terme

Une piste à envisager serait l'amélioration des critères pour la classification. Jusque là, ceux qu'on a présentés ne se focalisent que sur une étape de la navigation (du sommet de la crosse aortique jusqu'au crochetage de l'artère carotide gauche). Cependant, la difficulté de la navigation n'est pas uniquement conditionnée à ce passage. Par exemple, le

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

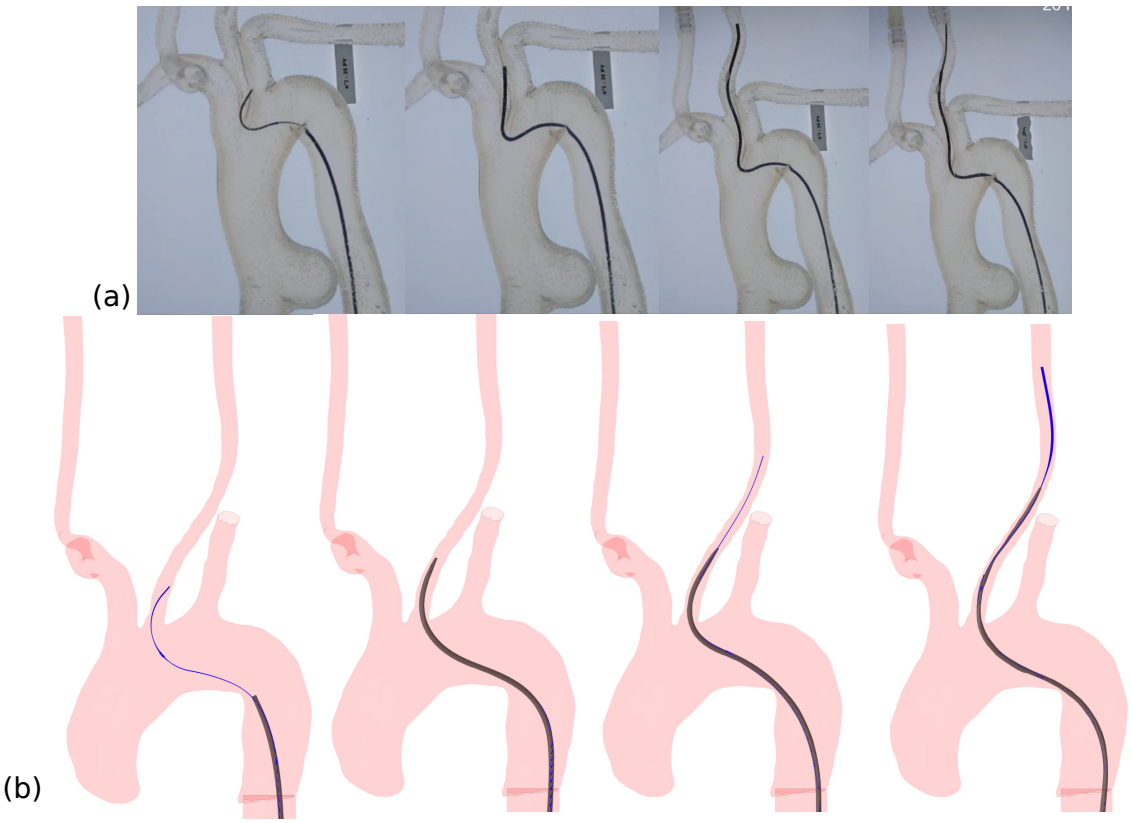


FIGURE 4.29: (a) Post-crochetage réussi dans l'aorte fantôme PY. Lorsque le guide parvient à crocheter l'artère carotide, le cathéter coulisse sur ce dernier et s'insère suffisamment loin dans l'artère pour que les portions les plus rigides rejoignent le bout du guide. Le guide est ensuite poussé à son tour. (b) Post-crochetage numérique réussi sur l'aorte BH. Le guide crochète l'artère carotide et le cathéter est inséré sur une portion plus courte que dans le cas de l'aorte PY car la trajectoire est moins tortueuse. Le guide est finalement poussé davantage.

franchissement de l'aorte descendante peut représenter une difficulté si l'artère présente une courbure importante dans cette zone. On a choisi de sectionner les aortes pour les simulations d'une manière particulière, pour obtenir une section droite pouvant coïncider avec la partie cylindrique fixe du banc d'essai BCV. Il y a donc aussi une réflexion sur la longueur à prendre en compte au niveau de la partie descendante pour bien représenter les différentes difficultés lors de la navigation.

La volonté de BCV est de proposer des guides actifs avec des nombres d'actionneurs et des orientations variées. Jusqu'à maintenant, on a essentiellement traité la configuration Gecko avec deux modules actifs en regard permettant une déformation du guide en S dans un plan. À terme, l'objectif serait de proposer des modules avec des orientations différentes et donc des activations en 3D. Dans cette optique, des abaques numériques d'aide à la conception plus performants pourraient être proposés. En effet, ils pourraient permettre de sélectionner le nombre d'actionneurs et leur orientation pour anticiper la

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

déformation du dispositif lors de son activation.

Long terme

Cette thèse présente ce qu'on peut considérer comme la première étape vers l'élaboration de véritables outils d'aide à la décision. À travers les abaques numériques notamment, nous avons illustré par des preuves de concept les potentielles applications de ces outils. Une seconde étape serait de réfléchir à l'objectif de l'abaque et à qui il s'adresse. L'abaque pourrait par exemple servir d'outil d'apprentissage. En effet, le clinicien qui serait amené à manipuler pour la première fois l'outil ne maitrisera pas les phénomènes tels que le snapping. L'outil numérique pourrait alors ne comporter que des paramètres de navigation dans ce cas et permettre de visualiser les principaux comportements du guide au cours de la navigation pour une anatomie donnée. L'abaque pourrait aussi s'intégrer dans la phase peropératoire de la routine clinique, en incluant les paramètres géométriques (aortes) et les paramètres de navigation. Pour un patient donné, l'abaque pourrait être sondé sur la façon de naviguer pour atteindre la zone à traiter de la façon la plus efficace. Intégrer des paramètres géométriques dans la méthode HOPGD n'est pas immédiat et nécessitera des développements fondamentaux importants. On comprend néanmoins l'intérêt que peut avoir un abaque incluant la variabilité anatomique inter-patients, dans une optique d'intégration de ce genre d'outils numériques dans la routine clinique.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Annexe A : Mesures thermiques dans l'étuve Binder

Présentation de l'étuve et objectifs

Cette campagne d'essais porte sur l'étuve Binder utilisée pour la caractérisation du guide actif à 37°C. L'étuve en question est chauffée avec un système de guidage d'air spécifique censé rendre la distribution de température la plus homogène possible (d'après www.binder-world.com). Le refroidissement de l'étuve à disposition s'effectue par réfrigérateur à compression de vapeur.

Les dimensions de l'étuve ainsi que les flux d'air sont illustrés FIG.4.30. Le temps de réponse pour aller d'une température à une autre est de 90 minutes environ. L'étuve pouvant supporter des températures de -40°C à +180°C.

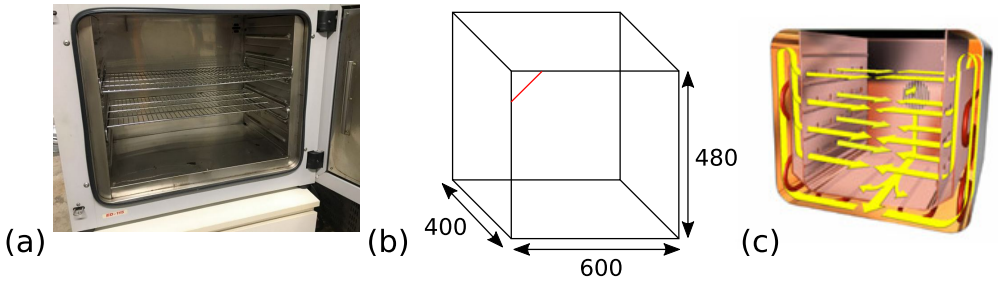


FIGURE 4.30: (a) Intérieur de l'étuve Binder (d'après binder-world.com) et (b) dimensions utiles. (c) Mouvements des flux d'air chauffés dans l'étuve avec le système de chauffage "APT".

Les objectifs sont les suivants :

1. Étudier l'homogénéité de la température dans l'étuve ;
2. Estimer l'écart entre la température affichée et mesurée en particulier pour une consigne de 37°C.

Protocole

Six thermocouples de type T sont attachés à des réglets (formant un "arbre à thermocouples" visible FIG.4.31) et connectés à une platine LabJack (LabJack Corporation, USA). L'arbre est positionné à deux endroits pour un balayage en profondeur de l'étuve.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

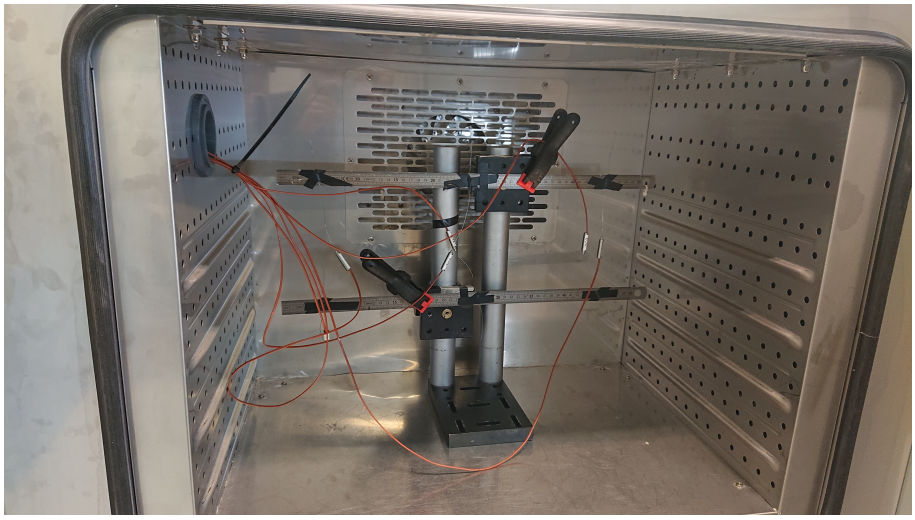


FIGURE 4.31: Arbres à thermocouples utilisé pour l'étude de l'homogénéité de la température au sein de l'étuve Binder. Les six thermocouples sont attachés à deux réglets.

Les mesures thermiques sont ensuite prises lorsque l'affichage indique 37°C pendant 10 minutes (600 points) pour lisser les fluctuations dues notamment aux réglets soumis à la ventilation de l'étuve. L'opération est répétée trois fois pour chaque position de l'arbre (ré-initialisation de l'électronique, chauffage jusqu'à 37°C à nouveau et vérification des attaches des thermocouples sur l'arbre).

Par ailleurs, on vérifie que les résultats obtenus sont valables pour d'autres températures. Ainsi, le protocole est reconduit pour des consignes de 10°C et 50°C. Dans ces cas, l'arbre est positionné au milieu de l'étuve et l'opération n'est pas répétée.

Résultats

Sur la Figure 4.32, les résultats pour les deux positions de l'arbre avec trois répétitions chacune pour la consigne de 37°C ainsi que les résultats pour les consignes annexes (10°C et 50°C) sont présentés.

Les valeurs moyennes mesurées par rapport aux consignes sont indiquées TAB.4.3.

TABLE 4.3: Valeurs de température moyennes avec une incertitude à 95% par rapport aux consignes données à l'étuve Binder.

Consigne en température (°C)	Valeur moyenne mesurée par les thermocouples (°C)
37	35.1 ± 0.1
10	8 ± 0.3
50	48.3 ± 0.4

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

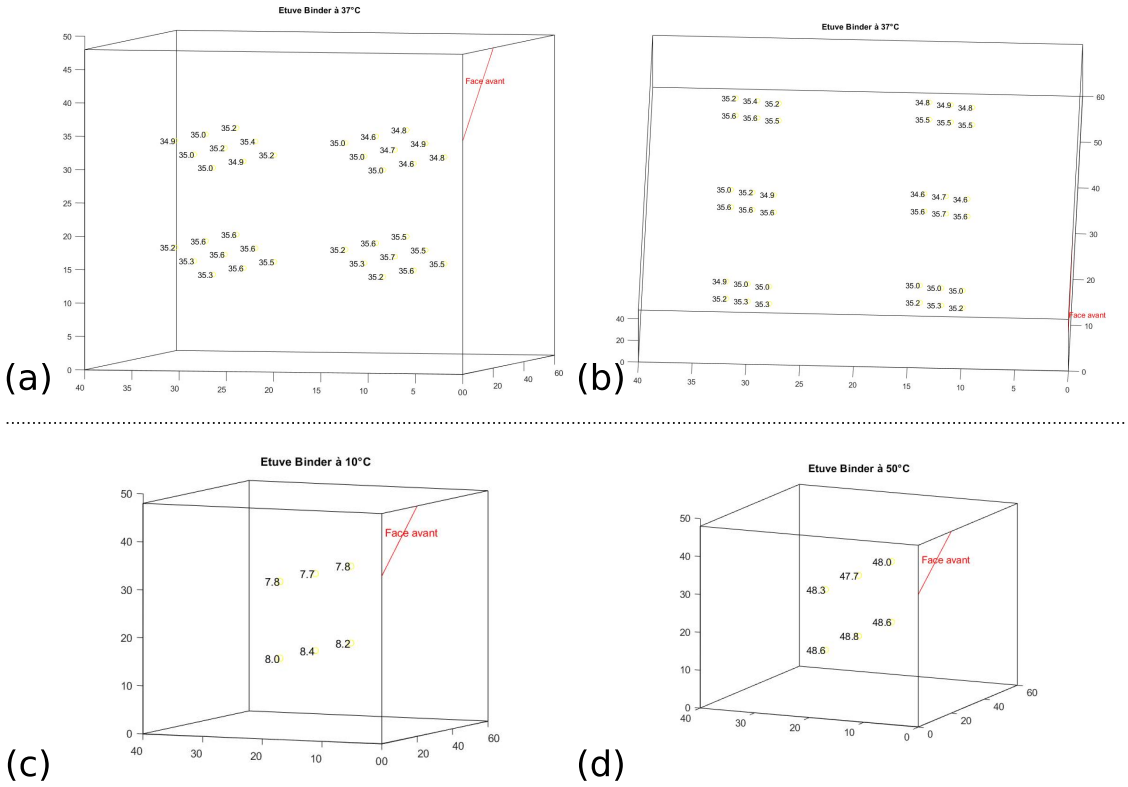


FIGURE 4.32: Résultats sur l'étude d'homogénéité à l'aide de thermocouples. Les données affichées sont les moyennes sur le temps d'acquisition (10 minutes) pour les différentes essais à (a) 37°C en visualisant l'étuve de côté et (b) avec une vue d'en haut. Les résultats sont également visibles pour (c) 10°C et (d) 50°C.

Les conclusions pour cette étude sont :

- La température dans l'enceinte de l'étuve Binder est considérée comme homogène ;
- Il existe un écart entre la température affichée et mesurée d'environ 2°C.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Annexe B : Plans du pince-lame utilisé pour caractériser la partie distale du guide

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

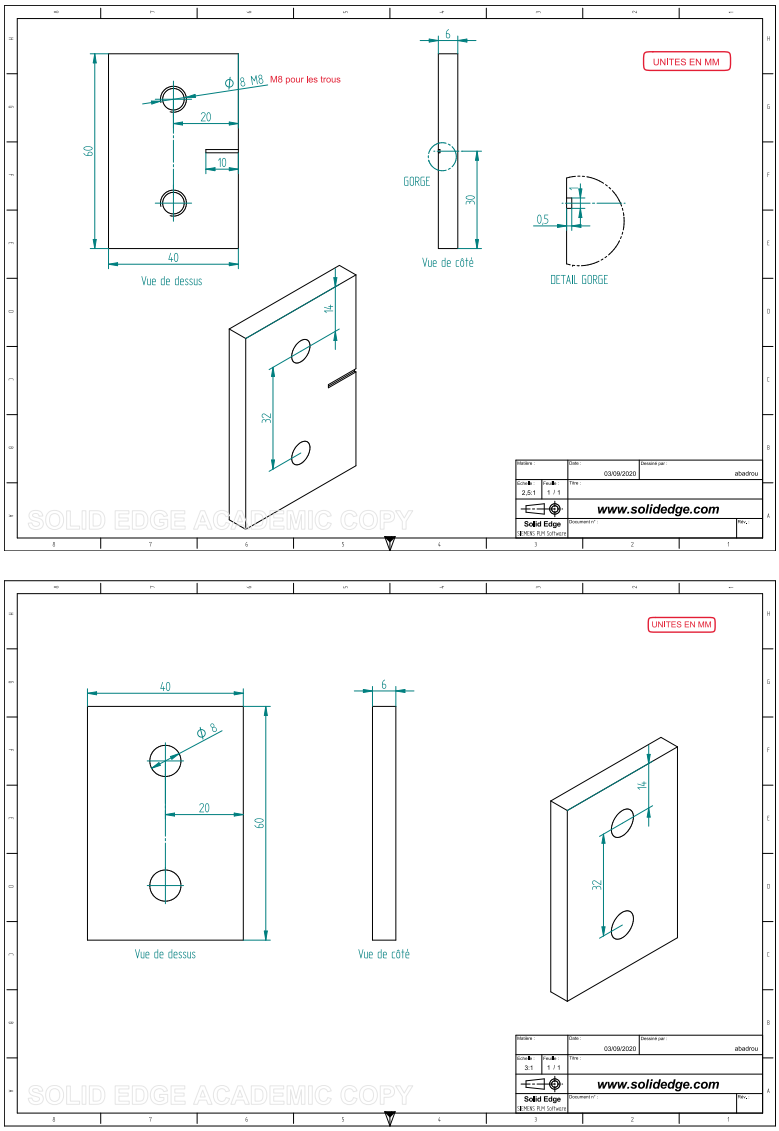


FIGURE 4.33: Plans du *pince-lame* utilisé pour les flexions sous poids-ajouté du guide actif.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Annexe C : Procédure d'identification pour déterminer les propriétés mécaniques de la partie lame nue et de la zone active

Identification des propriétés mécaniques

La procédure d'identification est réalisée avec Ls-Opt (ANSYS / LST, USA). Les données d'entrée sont les modules d'Young de la lame et de la partie active notés respectivement E_{lame} and $E_{partieactive}$. Les fonctions objectifs pour l'optimisation sont définies par F_y et F_x telles que :

$$\begin{cases} F_y = \sqrt{\sum_{i=1}^{n} W[y_{simu_i} - y_{exp_i}]^2} \\ F_x = \sqrt{\sum_{i=1}^{n} [x_{simu_i} - x_{exp_i}]^2} \end{cases}$$

Avec y_{exp_i} et y_{simu_i} correspondant aux déplacements expérimentaux et numériques du bout de l'échantillon (dernier nœud du modèle) et W un facteur de pondération (valant 2 dans le cas présent). Ainsi, les fonctions sont calculées pour les n déplacements dûs aux différentes masses. La fonction F_x est ajoutée pour prendre en compte les déplacements en x avec un facteur de pondération unitaire.

La procédure d'optimisation est effectuée par une méthode fondée sur des méta-modèles appelée Méthode des Surfaces de Réponses Successives (MSRS). Le méta-modèle construit est linéaire et les points dans l'espace des paramètres sont sélectionnés par déterminant optimal (D-optimal) [AGU 95]. Sur la Figure 4.34, un exemple de la procédure d'optimisation sous Ls-Opt pour la lame nue est montré.

Les critères de convergence pour la précision de la réponse et les fonctions objectifs sont fixés à 0.01 et le nombre maximum d'itérations est de 10.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

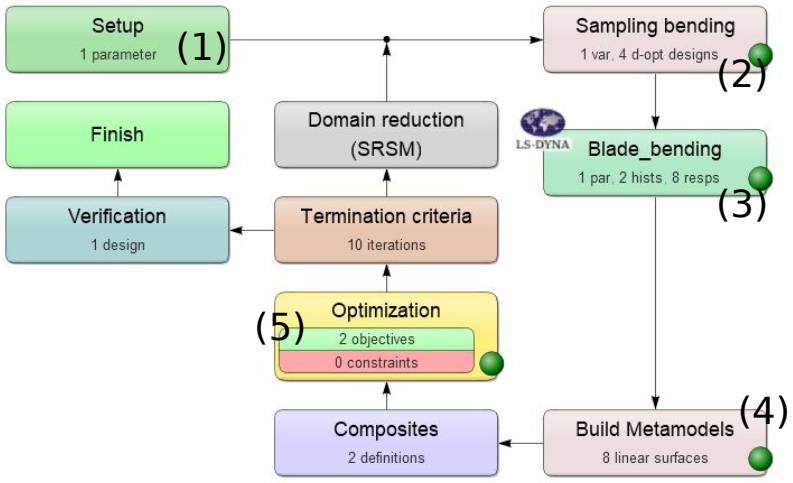


FIGURE 4.34: Procédure d'optimisation sur Ls-Opt pour l'identification de paramètres : exemple appliqué au cas de la caractérisation de la lame nue. En (1) le paramètre à identifier est défini (module d'Young dans ce cas). Durant l'étape d'échantillonnage (2) 4 valeurs de module d'Young sont choisies dans l'espace des paramètres (D-optimal). Les 8 réponses à l'étape suivante (3), respectivement les déplacements en x et y pour les 4 masses ajoutées, sont calculées pour chaque valeur de module d'Young. Le méta-modèle est ensuite crée (4) et les forces F_x et F_y sont calculées. La procédure est répétée jusqu'à satisfaction des critères de convergence ou une fois le nombre maximal d'itérations atteint.

Ajustement des conditions aux limites du modèle

Dans un second temps, les images expérimentales prises par la caméra sont traitées par détection de contour sous MatLab (MathWorks, Inc., USA) et une loi polynomiale est identifiée pour représenter la déformée de chaque échantillon. Les déformées expérimentales et simulées sont ensuite comparées et les conditions aux limites du modèle sont ajustées si besoin.

En effet, le serrage entre la platine et la base du "pince-lame" utilisé pour tenir les échantillons est modéré pour ne pas risquer de tordre la lame. Ainsi, il peut exister un glissement entre la gaine et le pince-lame mais également entre la lame et la gaine comme l'illustre la Figure 4.35. En conséquence, un ajustement du nombre de nœuds (sur trois à quatre millimètres) à encastrer dans le modèle est mis en place pour tenir compte du glissement. Pour chaque modification des conditions aux limites, le processus d'identification est répété jusqu'à ce que les déformées numériques et expérimentales coïncident.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

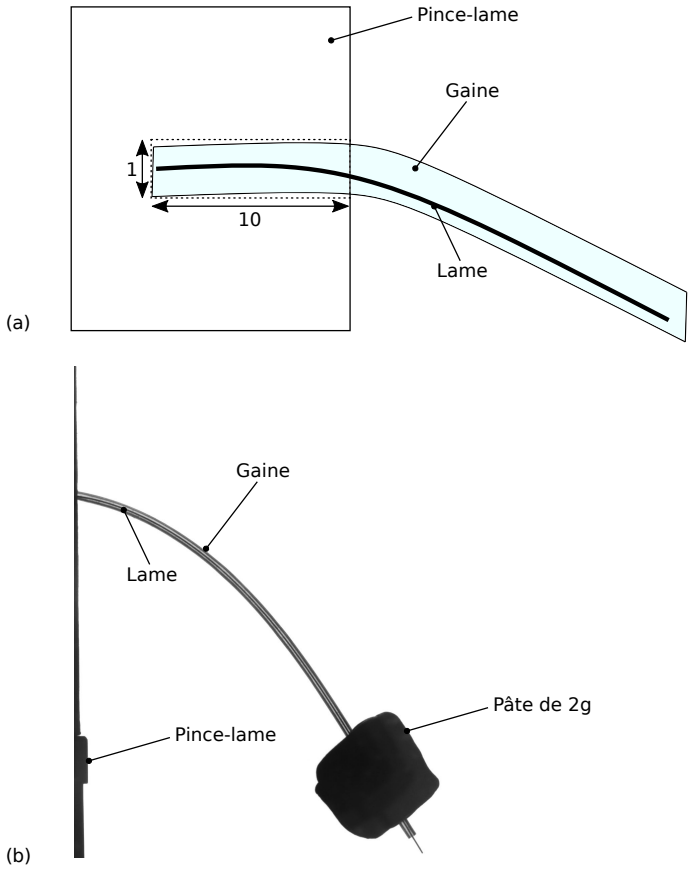


FIGURE 4.35: (a) Schéma de la flexion sous poids ajouté des échantillons de lame et de partie active du guide actif et mise en évidence de la déformée de la lame possible à l'intérieur de la gaine. (b) Photo d'un essai de flexion sous poids ajouté (2g dans ce cas) d'un échantillon de lame nue.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Annexe D : Choix d'un mélange spécifique pour la caractérisation du guide actif

Rhéologie du sang

Il existe deux grandes familles de fluides : les fluides newtoniens dont la relation entre la contrainte et le taux de cisaillement est proportionnelle et les fluides non-newtoniens pour lesquels la viscosité (rapport entre la contrainte et le taux de cisaillement) ne reste pas constante et dépend de paramètres physiques (force, température ou temps par exemple).

La plupart des propriétés non-newtoniennes découlent d'une composition complexe. Le sang en est un exemple et se compose d'une fluide salé (le plasma est considéré comme newtonien) dans lequel circulent des globules blancs, des plaquettes et des globules rouges (voir FIG.4.36).

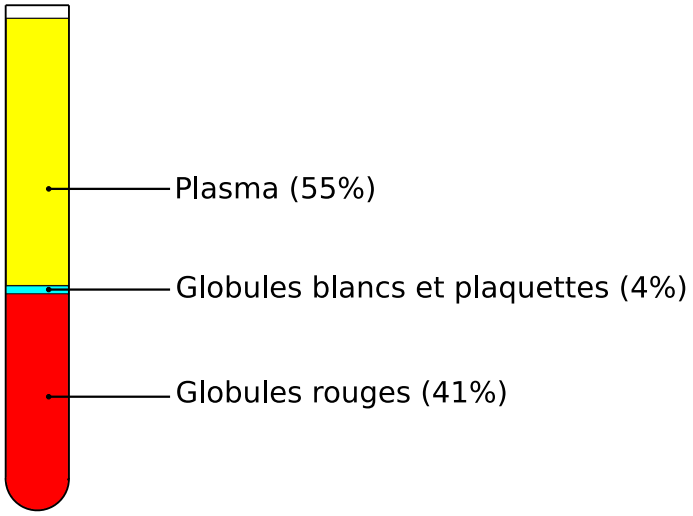


FIGURE 4.36: Schéma d'un tube à essai rempli de sang après centrifugation et détail sur les principaux constituants.

Le sang est un fluide non-newtonien rhéo-fluidifiant : lorsque le taux de cisaillement augmente, la viscosité diminue. Autrement dit, plus le cisaillement est important plus

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

le liquide s'écoule facilement. Cette propriété permet au sang de circuler dans des petites artères et s'explique par la présence des globules rouges ayant la forme de disques biconcaves. Pour des faibles taux de cisaillement, ces cellules s'agrègent et la viscosité augmente. Lorsque le cisaillement est important, les globules tendent à s'aligner dans le sens de la circulation et facilitent la circulation sanguine.

Objectifs de l'étude

Comme expliqué dans le corps du papier (partie 2.3.4.2), l'objectif était d'obtenir un mélange respectant un intervalle de viscosité de [3.5 ; 4] mPa.s pour une température de 37°C avec un taux de cisaillement en lien avec le débit de la pompe utilisée pour l'activation du guide en conditions contrôlées.

De nombreuses études se sont intéressées à l'élaboration d'un fluide imitant les propriétés du sang [SAM 06]. La plupart d'entre-elles concernent des thématiques assez éloignées de notre objectif : calibration, description et comparaison de systèmes utilisant des ultrasons biomédicaux [OGL 18] voire analyse précise de l'hémodynamique du sang [MOR 19].

Dans notre objectif d'obtenir un mélange imitant grossièrement les propriétés du sang, la composition des fluides cités risquait de tendre vers un mélange non-newtonien. Un mélange d'eau avec un seul soluté est donc privilégié.

Une manière de choisir un soluté adapté consiste à observer sa représentation de Cram. Plus la projection présente des ramifications dispersées, plus le soluté en question sera susceptible d'apporter des propriétés non-newtoniennes. Ainsi, la gomme de Xanthane est un choix adapté pour la composition d'un mélange imitant le sang mais dans notre cas, le glycérol est préférable.

En complétant l'objectif de cette étude, le but est donc d'obtenir la concentration en glycérol nécessaire pour avoir un mélange adapté aux critères précédemment cités.

Méthodes

Le rhéomètre Anton Paar MCR 301 est utilisé avec une géométrie Couette (cylindres co-axiaux) plongée dans un bain thermostaté à 37°C (voir FIG.4.37).

Le protocole est le suivant :

1. Une concentration de glycérol est choisie ;
2. Deux mélanges sont préparés avec cette concentration ;
3. Chaque mélange est testé trois fois avec une moyenne de 10s d'attente pour les 10 points par décade du taux de cisaillement ;
4. Pour des faibles valeurs de taux de cisaillement (entre 0.001 et 0.1 $s.^{-1}$) d'autres mesures sont effectuées pour affiner les résultats ;
5. Le second mélange est testé 10 jours après le premier essai pour vérifier sa stabilité dans le temps ;
6. L'opération est répétée pour une nouvelle concentration.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

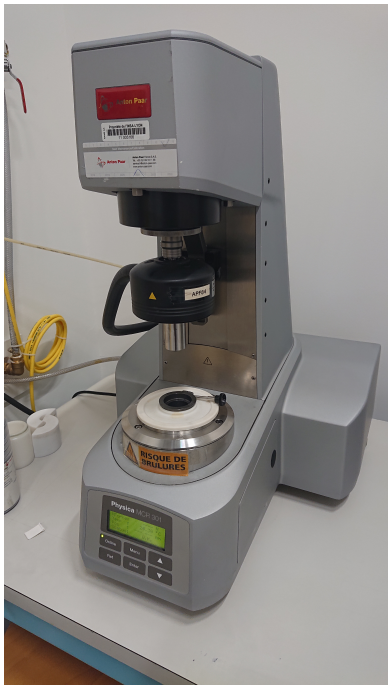


FIGURE 4.37: Rhéomètre Anton Paar MCR 301 utilisé pour nos mesures de viscosité.

Un ordre de grandeur du taux de cisaillement en sortie de pompe est ensuite calculé à l'aide de l'équation 2.4 en faisant l'hypothèse d'un écoulement laminaire.

Résultats

L'ordre de grandeur du taux de cisaillement en sortie de pompe était de 63 $s.^{-1}$. L'intervalle d'intérêt est entre 0.1 et 100 $s.^{-1}$. La concentration à 47% de glycérol dans de l'eau est jugée satisfaisante dans notre cas. Les résultats de la viscosité en fonction du taux de cisaillement sont illustrés FIG.4.38.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

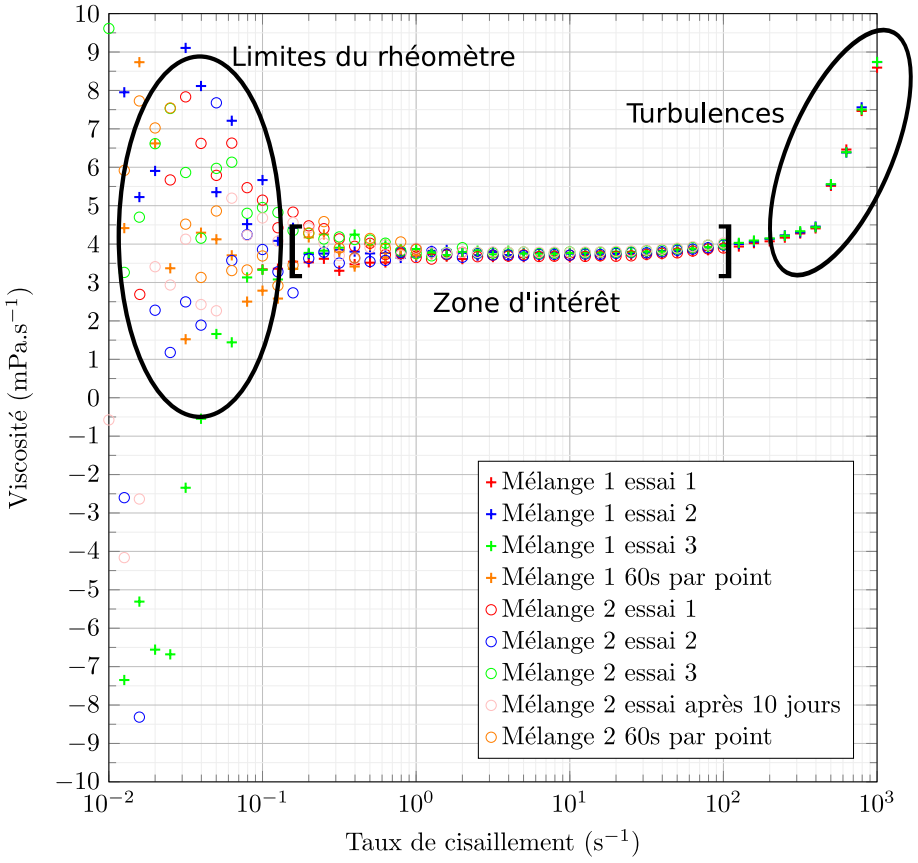


FIGURE 4.38: Résultats des mesures de viscosité du mélange {glycérol + eau} pour une concentration choisie de 47% de glycérol. Deux mélanges sont testés : le premier mélange (Mélange 1) est testé trois fois avec 20s par point puis un essai de 60s pour des faibles taux de cisaillement est réalisé. Le deuxième mélange (Mélange 2) est testé de manière similaire avec un test en plus pour étudier la stabilité dans le temps (essai après 10 jours).

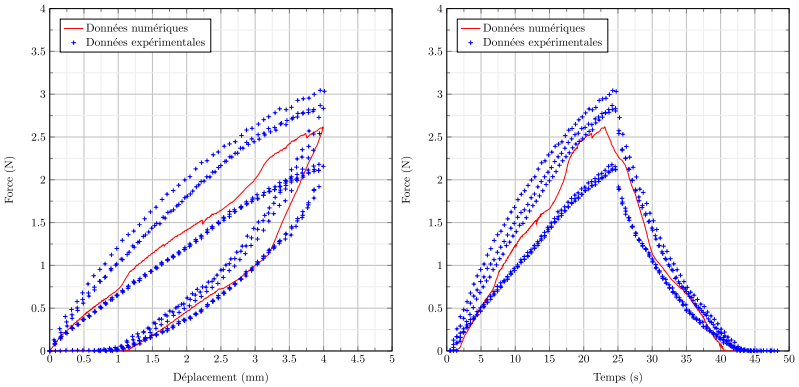
Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Annexe E : Courbes expérimentales et numériques provenant des essais de flexion 3-points sur les portions des cathéters

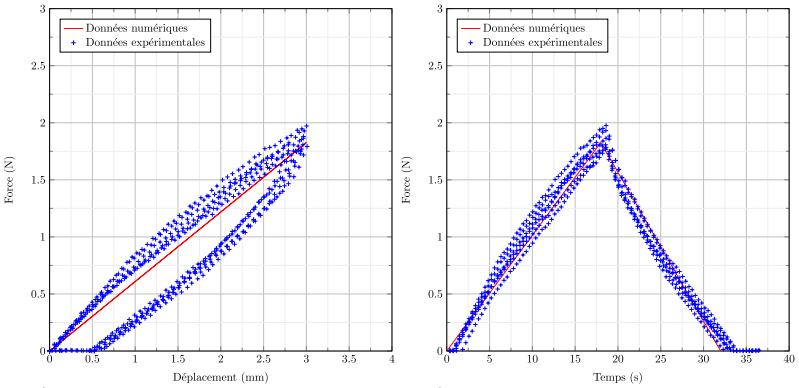
Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Résultats pour l'introducteur Neuron MAX

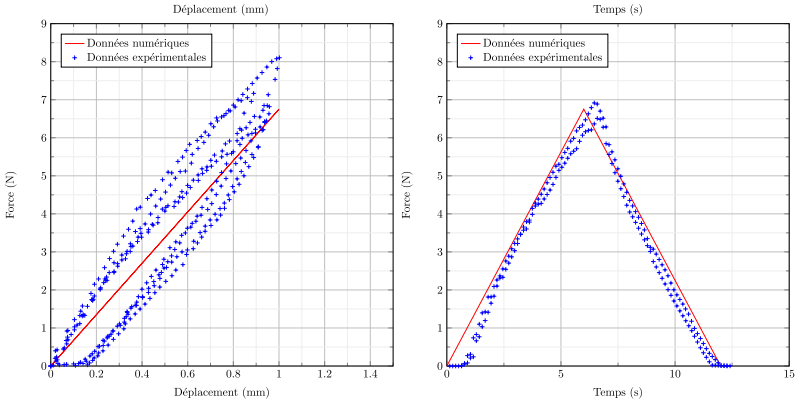
Portion 1



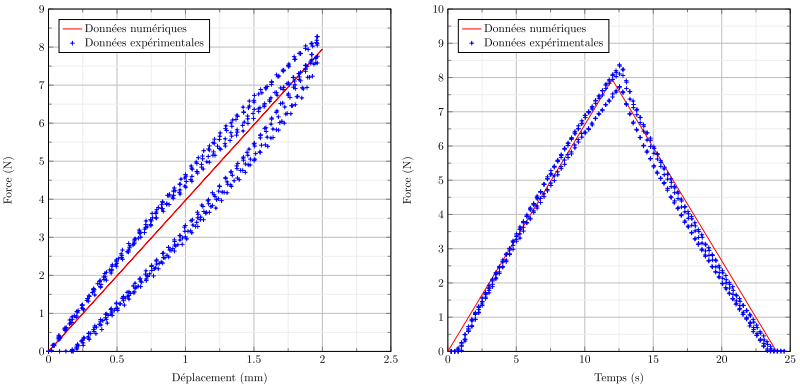
Portion 2



Portion 3



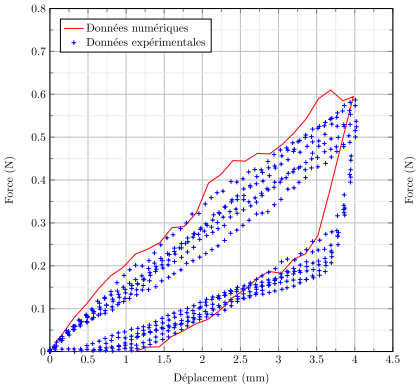
Portion 4

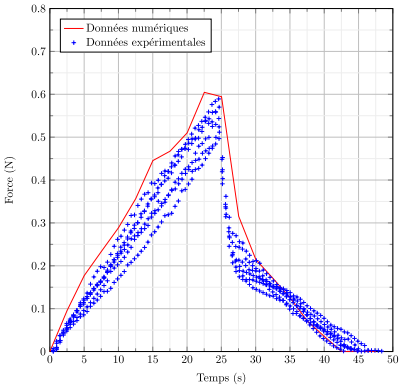


Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

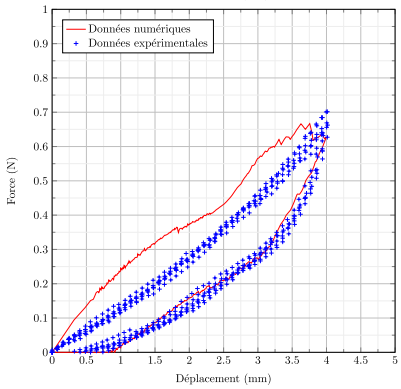
Résultats pour le cathéter Ace 68

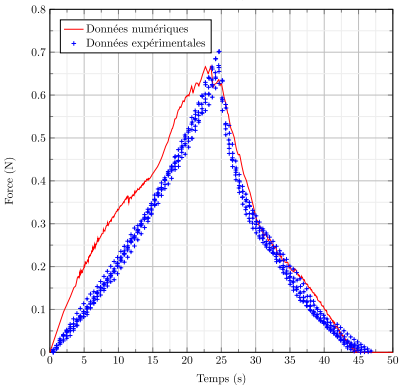
Portion 1



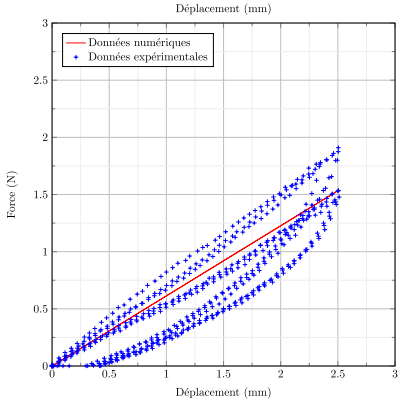


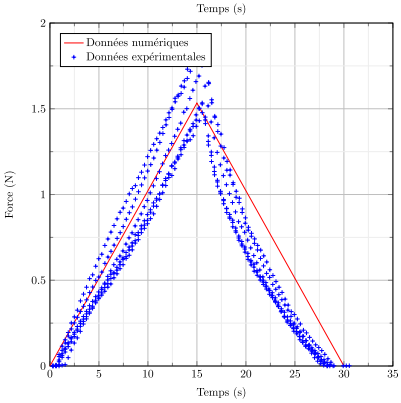
Portion 2



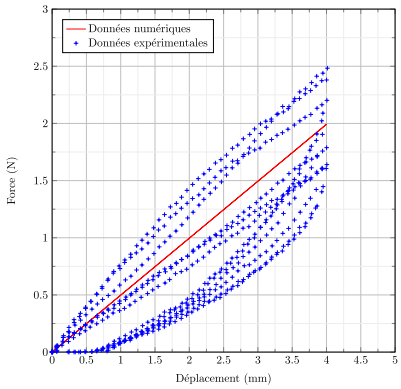


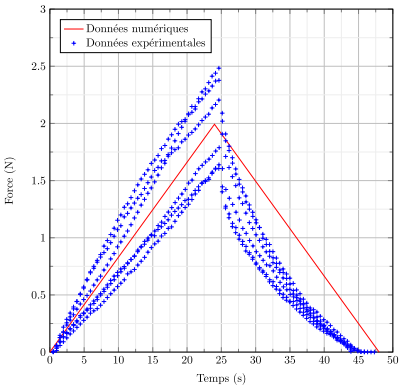
Portion 3





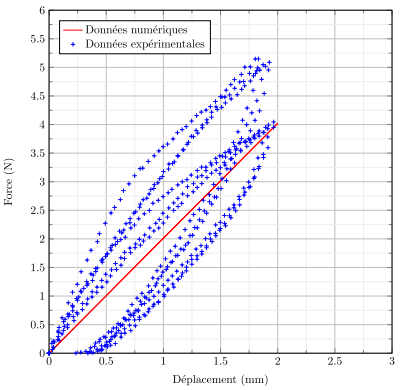
Portion 4

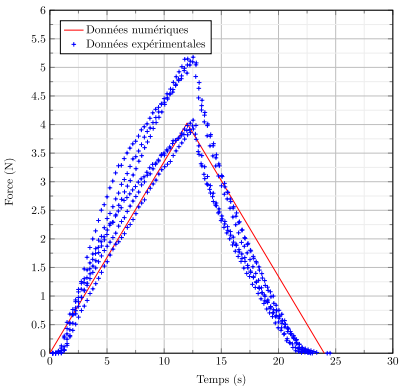




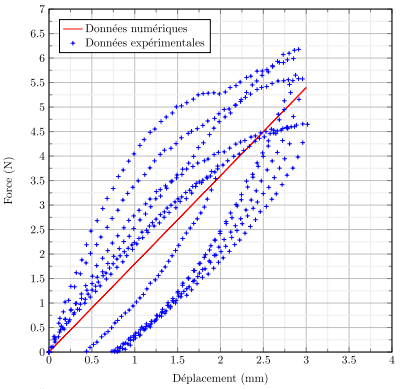
Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

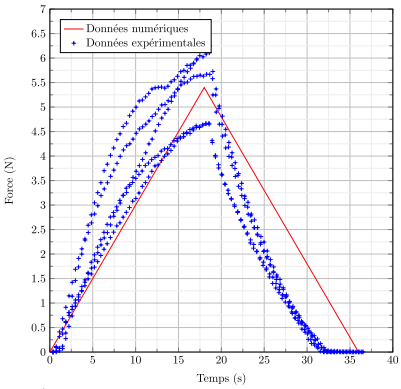
Portion 5



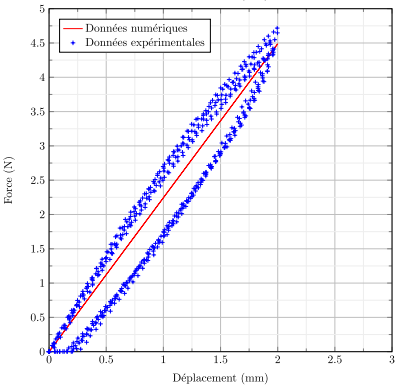


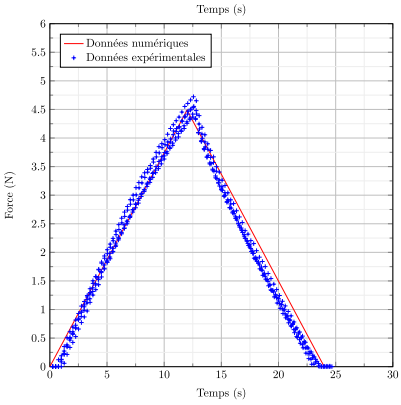
Portion 6





Portion 7

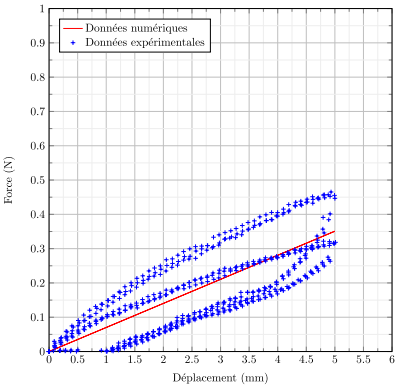


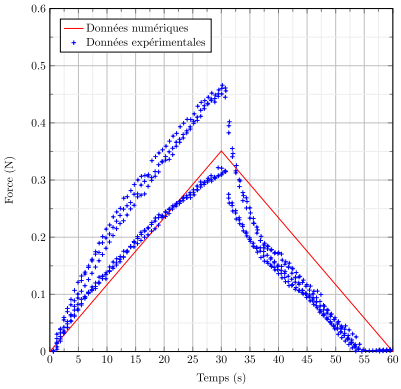


Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

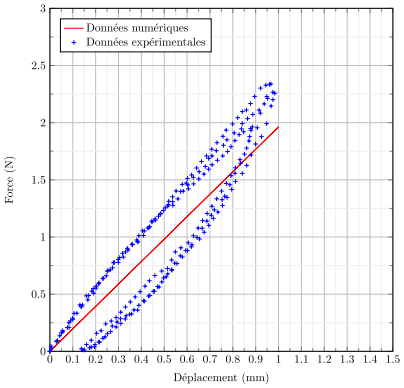
Résultats pour le cathéter Benchmark 071

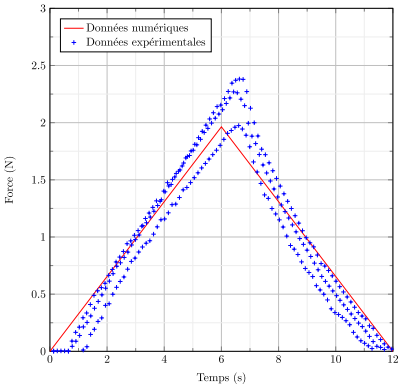
Portion 1



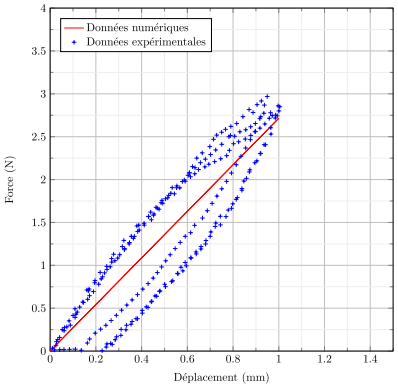


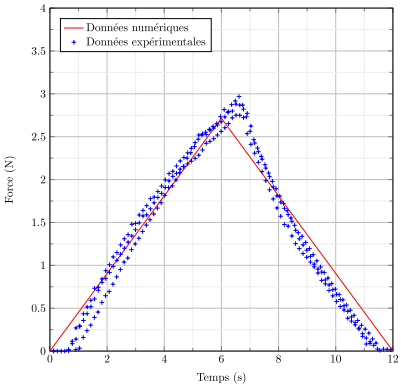
Portion 2



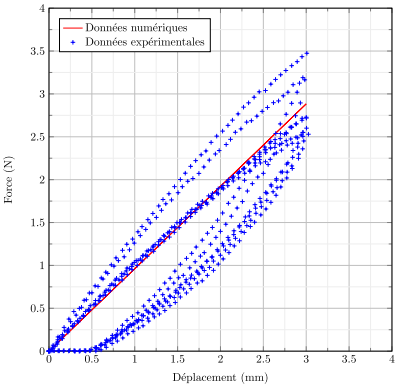


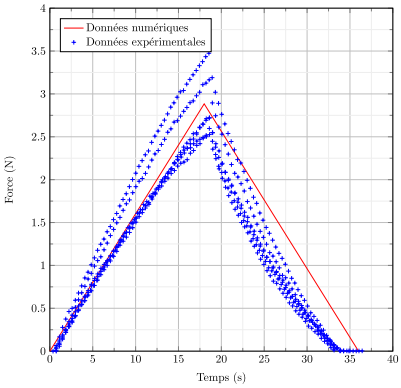
Portion 3





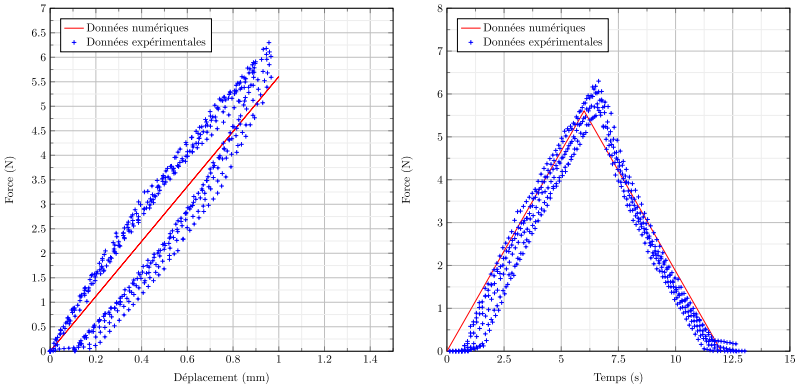
Portion 4



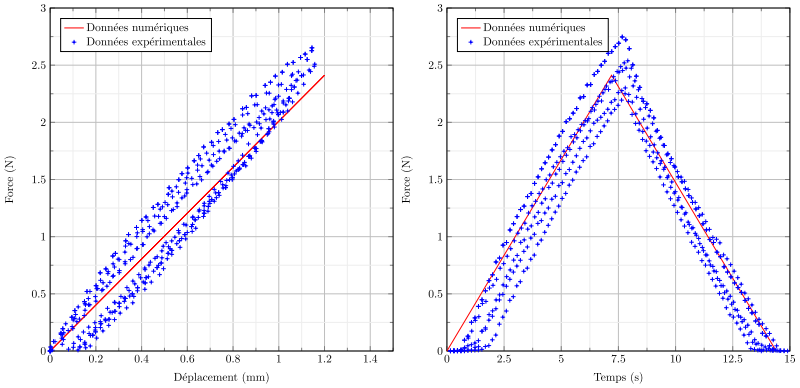


Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Portion 5



Portion 6



Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Annexe F : Résultats de l'analyse de convergence pour la détermination de la taille de maille optimale

Partie	Configuration	Nombre d'éléments	Temps CPU (h)	Distance de Hausdorff modifiée (mm)
Aorte	Reference (Maillage fin)	17103	35	
	Configuration 1	13714	19	0.65
	Configuration 2	7924	20	4.24
	Configuration 3	5226	17	4.29
Cathéters	Référence (Maillage fin)	17312	188	
	Configuration 1 (Maillage grossier)	6132	93	0.39
Guide actif	Référence (Maillage fin)	1373	202	
	Configuration 1	723	195	0.74
	Configuration 2	686	190	0.82
	Configuration 3	506	181	2.92

FIGURE 4.39: Résultats de l'analyse de convergence pour les cathéters, le guide actif et l'aorte.

Pour les trois parties, des études distinctes ont été menées en considérant une navigation endovasculaire. La position du guide actif a été comparée entre différentes configurations d'une part et une configuration de référence d'autre part impliquant un maillage jugé fin, en utilisant la distance MHD. Pour l'aorte et le guide actif, quatre différentes tailles de maille ont été étudiées. Comme les dimensions des cathéters sont petites, seulement deux configurations ont été traitées dans le but de préserver la géométrie des outils.

En conclusion, la taille de maille choisie pour l'aorte est la configuration 1 avec une taille de maille de 2 mm et 1 mm près des TSAs. Pour les cathéters, la taille de maille influe beaucoup sur le temps de calcul et il a été choisi de travailler avec une taille de maille grossière sur les outils. Enfin, le guide est maillé avec la configuration 1 : des éléments poutres de 1 mm sont choisis pour discrétiser la partie distale du dispositif et des éléments de 2 mm sont choisis pour la tige.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Annexe G : Lame du guide au contact d'une onde de pulsation du flux sanguin

Objectif

Ce travail a pour but d'avoir une première idée de l'impact mécanique du flux sanguin sur la lame lors de la navigation endovasculaire.

Pour cela, on considère un tronçon aortique schématisé sur la Figure 4.40 et une portion de lame avec la rigidité d'un module actif. La lame est testée sous trois inclinaisons différentes et les déformations sont observées au passage d'une onde de pression sanguine à 120 mmHg.

Ces travaux se sont inspirés de ceux de [MEN 17].

Modèle d'interaction fluide-structure

Les simulations sont réalisées sur Ls-Dyna avec un couplage fort pour limiter le problème de masse ajoutée [Fö 06].

Dans ce cadre, les forces de pression du fluide sont transférées au solveur côté structure et les déplacements de la structure sont transmis au solveur côté fluide jusqu'à atteindre la convergence pour chaque pas de temps.

La partie structure comporte un tronçon cylindrique d'aorte et un échantillon de lame du guide actif dont les dimensions sont données FIG.4.40. La lame représente la partie active du guide actif et a un module d'Young $E = 71$ GPa. L'aorte est considérée comme élastique avec une rigidité $E = 0.9$ MPa et une masse volumique de 1200 kg/m^3.

Pour la partie fluide, le sang est représentée par un fluide Newtonien de viscosité 4 mPa.s et de masse volumique 1000 kg/m^3. En entrée du cylindre, une onde de pression en forme de sinusoïde avec un pic à 120 mmHg est appliquée et en sortie, une condition de pression nulle permet à l'onde de se propager.

Au niveau de l'interface entre la partie structure et la partie fluide, une condition de vitesse nulle est appliquée.

Résultats

La physique de la simulation est validée de la même manière que dans les travaux de [MEN 17]. L'équation de Moens-Korteweg calculant la célérité c d'une onde dans un tube à parois élastiques déformables de module d'Young E et d'épaisseur e est utilisée :

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

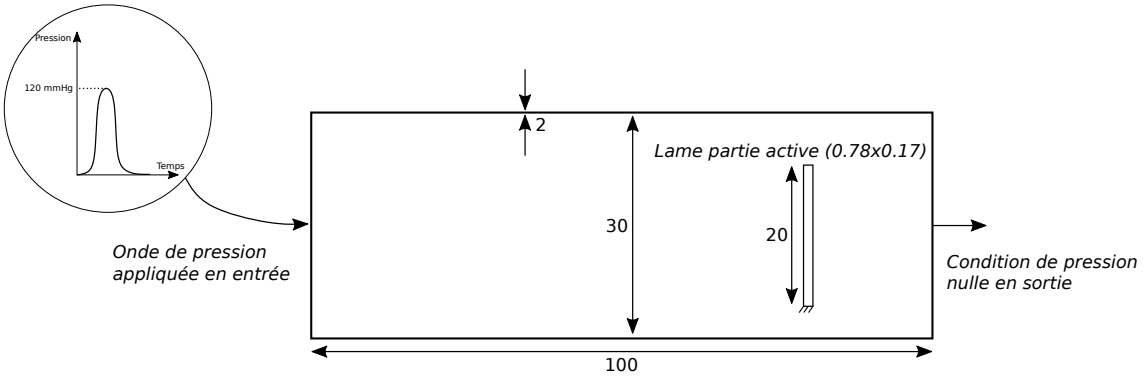


FIGURE 4.40: Conditions aux limites appliquées et dimensions du modèle.

$$c = \sqrt{\frac{Ee}{2\rho r}} \tag{4.9}$$

Avec ρ la masse volumique du fluide et r le rayon intérieur du cylindre. En utilisant les données du problème, la vitesse de l'onde théorique vaut $c_{theorique} = 5.48$ m/s. Dans le modèle numérique, cette vitesse est calculée en prenant en compte deux points séparés d'une distance de 40 mm et en calculant le temps de propagation du front d'onde entre ces deux points. Elle vaut $c_{modele} = 5.7$ m/s ce qui est cohérent avec la formule physique.

Les déplacements de la lame sont observés pour différents angles : 0°, 45° et 90° après passage de l'onde de pression (voir FIG.4.41).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

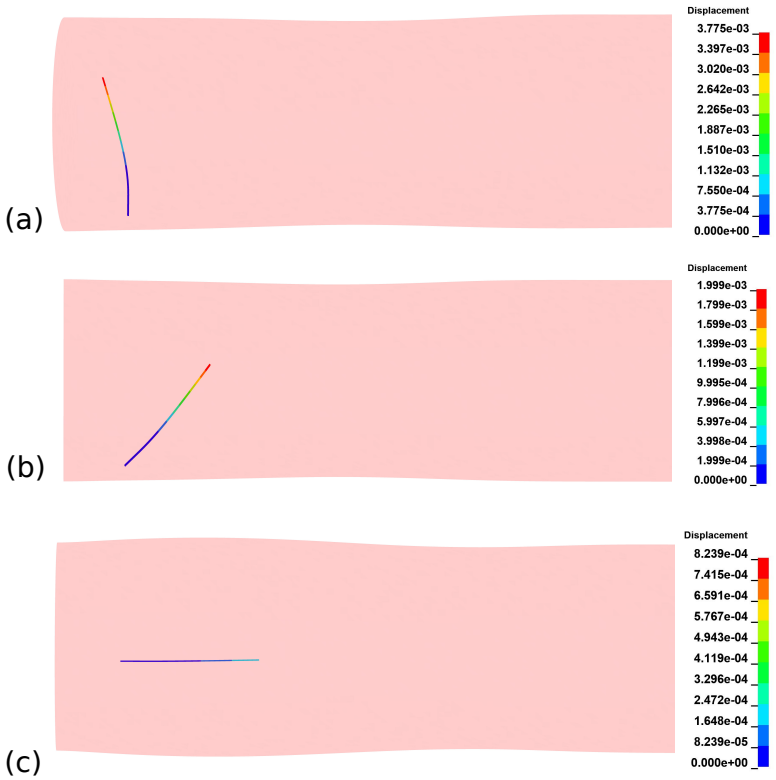


FIGURE 4.41: Déplacements (en m) de la partie active de la lame après le passage de l'onde de pulsation sanguine dans un tronçon d'aorte thoracique dans le cas où la lame fait un angle de (a) 90°, (b) 45° et (c) 0° avec l'onde.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Annexe H : Navigation endovasculaire dans une aorte déformable

Cadre de l'étude

Malgré les observations des cliniciens quant à une faible influence des déformations de l'artère sous la pression du guide, nous avons souhaité vérifier par la simulation que l'écart sur la position du guide était effectivement faible entre un modèle d'aorte déformable et indéformable.

Cette question soulève une complexité supplémentaire liée aux conditions aux limites appliquées à l'aorte. Ainsi, cette étude a nécessité l'élaboration du modèle déformable en termes de propriétés mécaniques de la paroi artérielle et de conditions de support mécanique des structures environnantes.

Le modèle de navigation endovasculaire en conditions pseudo-réalistes

Géométrie

Cette étude repose sur une géométrie d'aorte générique visible FIG.4.43.

Les dimensions de cette aorte sont cohérentes avec celles des anatomies disponibles dans notre étude.

Maillage

Un maillage avec des éléments coques triangulaires de 2 mm autour des TSAs et de 4 mm sur le reste de l'aorte est choisi. Une épaisseur globale de 2.5 mm est appliquée sur les différents éléments avec trois points d'intégration.

Loi de comportement

De nombreux travaux se sont intéressés au développement de modèles pour représenter le comportement de la paroi aortique. Dans [MEN 17] un modèle d'aorte élastique avec $E = 3$ MPa et $\nu = 0.45$ a été choisi comme représentation simplifiée. Dans cette même étude, des tests en gonflement sur une crosse aortique humaine ont été effectués et recalés avec une loi hyperélastique de Mooney-Rivilin à 5 paramètres.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Des modèles plus élaborés ont été développé pour tenir compte des propriétés particulières de la structure vasculaire (non linéarité, anisotropie, incompressibilité ou encore prise en compte des contraintes résiduelles).

Une grande majorité des études se sont orientées vers des modèles hyperélastiques. Dans [GIN 17], un modèle hyperélastique isotrope a été utilisé pour représenter le comportement de l'aorte abdominale. Dans [MOI 12] un potentiel hyperélastique de Ciarlet-Geymonat a permis de modéliser la crosse aortique, ce modèle restant néanmoins limité à des déformations inférieures à 10%. Les travaux de [LAB 09] ont modifié le modèle de [FUN 79] avec une hypothèse d'isotropie transverse.

À notre connaissance, le modèle le plus abouti est le modèle HGO [GAS 06] qui consiste en un potentiel hyperélastique avec un terme isotrope et un terme anisotrope tenant compte de l'orientation des familles de fibres.

Par souci de simplicité et toujours dans l'objectif de se rapprocher d'un comportement plus réaliste, la loi de Mooney-Rivlin identifiée dans [MEN 17] à partir des essais de gonflement sur aortes humaines est choisie et son potentiel W se définit de la manière suivante :

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \tag{4.10}$$

Avec $C_{10} = 0.0746$ MPa et $C_{11} = 0.5134$ MPa. I_1 et I_2 sont les invariants du tenseur de Cauchy-Green $\mathbf{C}$ tels que $I_1 = tr(\mathbf{C})$ et $I_2 = \frac{1}{2}[tr(\mathbf{C})^2 - tr(\mathbf{C}^2)]$

Conditions aux limites L'aorte est soumise à la pression sanguine qui varie au cours d'un cycle entre 80 mmHg (diastole) lorsque le cœur se relâche et 120 mmHg (systole) quand le cœur se contracte et que le sang est éjecté dans l'aorte ascendante. La durée d'un cycle cardiaque est estimé à 0.8s dont 0.3s de systole.

Dans le modèle, une première étape de mise en pression est appliquée à l'aorte pour se placer dans un état de pression diastolique. Ensuite une pression cyclique est introduite pour représenter la variation de pression due aux cycles cardiaques.

Au niveau de la racine aortique, le mouvement du cœur génère un déplacement d'ensemble de la crosse de l'aorte. Afin de reproduire ce comportement, des déplacements périodiques de 8 mm dans la direction de l'aorte ascendante et 3 mm dans les directions transverses conformément aux travaux de [WEI 19] sont imposés. Ces conditions sont visibles Figure 4.42.

Influence de l'environnement pseudo-réaliste sur la position finale du guide

La position finale du guide avec la distance MHD entre une navigation passive (sans activation des modules) dans une aorte rigide et une aorte déformable avec les propriétés mentionnées précédemment est comparée.

La procédure de navigation consiste à pousser le guide jusqu'à atteindre l'aorte ascendante comme illustré FIG.4.43.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

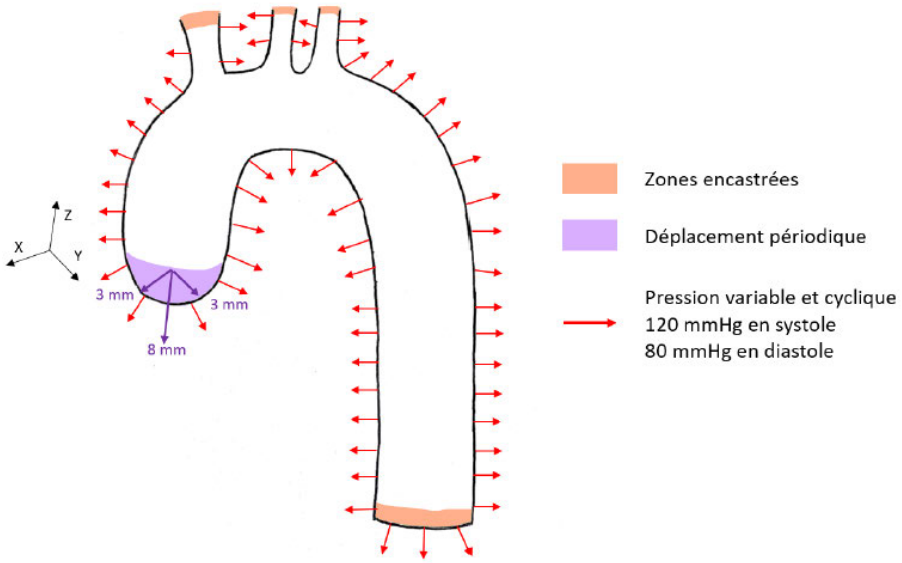
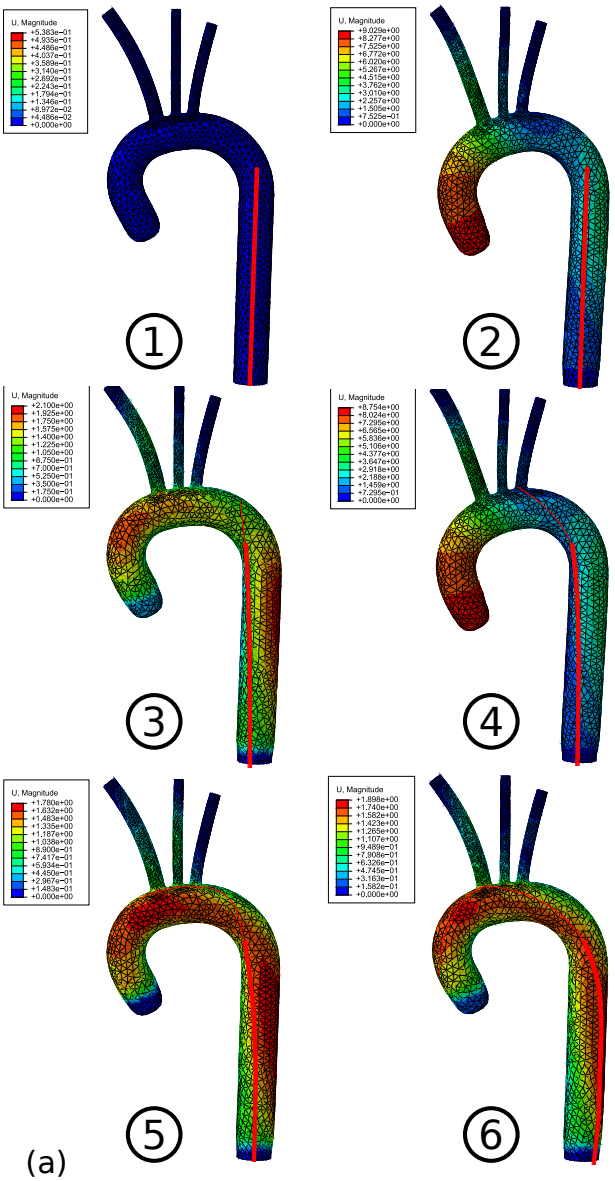


FIGURE 4.42: Conditions aux limites appliquées à l'aorte avec une loi de comportement hyperélastique.

Dans cette première approche, on conclut que la déformabilité de l'aorte et les conditions aux limites associées ont un impact limité sur la position finale du guide.

Ces résultats peuvent être approfondis : l'utilisation d'un modèle HGO peut être envisagée et la navigation pourrait se faire dans des artères de plus faible calibre pour mieux mettre en évidence l'impact d'une aorte déformable.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés



(a)

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

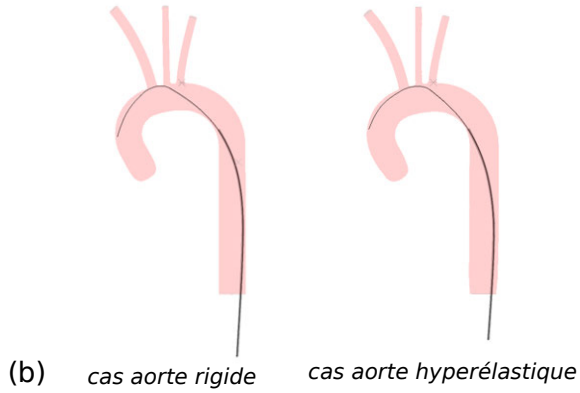


FIGURE 4.43: (a) Navigation du guide actif, des cathéters Navien et Neuron dans une aorte avec un modèle de comportement hyperélastique. Les conditions aux limites incluent un déplacement périodique du bout de l'aorte ascendante représentant l'action du cœur et d'une pression cyclique appliquée à l'intérieur de l'aorte. Lors des différentes séquences de navigation sur 10 cycles cardiaques, peu de déformations sont observées lors du contact entre les outils et l'aorte. (b) Comparaison des photos finales après navigation des outils dans une aorte rigide (gauche) et avec un comportement hyperélastique (droite). La distance MHD calculée vaut environ 3.4 mm.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Annexe I : Calcul de l'angle formé par la bifurcation de deux artères

Soit une artère principal A_1 et une artère A_2 dont l'origine s'insère sur A_1. Les coordonnées des points de l'axe médian de ces deux artères sont disponibles dans deux fichiers distincts.

La première étape consiste à identifier les points suivants :

- P_{b_1} : point de bifurcation entre les deux artères au niveau de l'artère A_1.
- P_1 : point appartenant à l'artère A_1.
- P_2 : point appartenant à l'artère A_2.

P_{b_1} est obtenu en évaluant la quantité $\min_{P \in A_1} || P - P_{O_2} ||$ avec P_{O_2} l'origine de l'artère A_2.

Les points P_1 et P_2 sont choisis comme étant le $n = 7$ième point à partir de P_{b_1} et P_{O_2} respectivement.

Le choix de n est arbitraire et permet d'avoir un rendu satisfaisant. Ces différents éléments sont illustrés FIG.4.44.

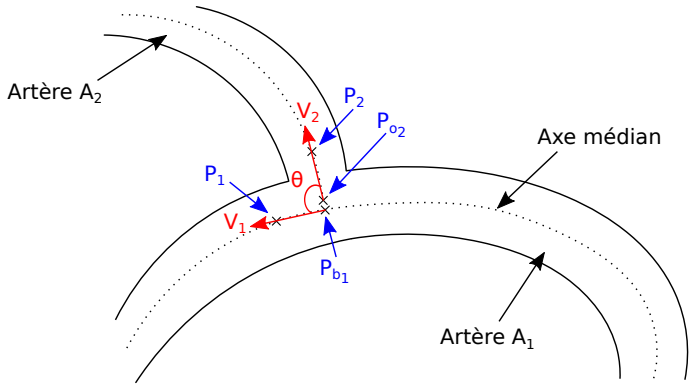


FIGURE 4.44: Schéma représentant la procédure utilisée pour le calcul des critères d'inclinaison pour la classification des aortes avec et sans arche bovine.

À partir de ces jeux de points, un vecteur V_1 tangent à l'artère A_1 et un vecteur V_2 tangent à l'artère A_2 sont définis. Leurs coordonnées sont telles que :

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

$$\begin{cases} V_1 = P_1 - P_{b_1} \\ V_2 = P_2 - P_{O_2} \end{cases}$$

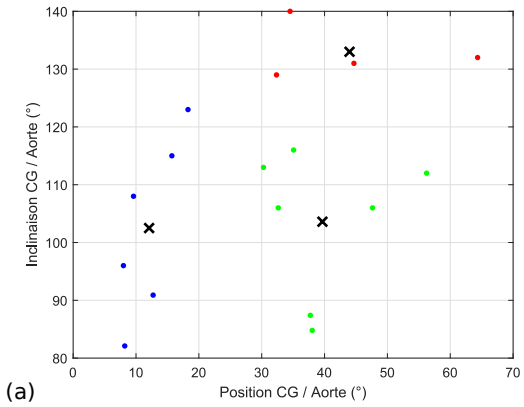
L'angle formé par la bifurcation des deux artères A_1 et A_2 est donné par θ tel que :

$$\theta = \arccos \frac{(V_1, V_2)}{|| V_1 ||| V_2 ||}$$

Avec $(\bullet, \bullet)$ le produit scalaire.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Annexe J : Partitionnement des variabilités anatomiques par *k-means*



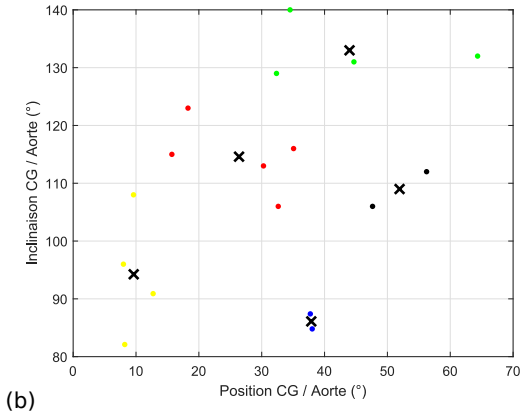


FIGURE 4.45: (a) Résultats après partitionnement par *k-means* avec une distance euclidienne au carré en considérant trois clusters. Les croix représentent les centroïdes des clusters. La méthode du coude permet de chercher le nombre de clusters optimal permettant de minimiser la variance pour chaque volume de données. Sur le graphique (b), la méthode permet d'identifier cinq clusters et leur centroïdes associés.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Annexe K : Analyse de sensibilité des paramètres pour le raffinement des abaques numériques d'aide à la décision sur aortes types

Notons P^i le i-ème paramètre pour $i = 1, ..., 7$, P^i_{max} la valeur maximale que prend le paramètre P^i (bord supérieur de l'intervalle TAB.4.2) et P^i_{milieu} le milieu de l'intervalle des valeurs admissibles pour le paramètre P^i.

Sept points d'évaluation sont considérés afin de déterminer quels paramètres influent le plus sur l'erreur au centre de l'hypercube. Chaque point d'évaluation permet d'évaluer la sensibilité de chacun des paramètres sur l'erreur de précision de l'abaque.

Ainsi, le premier point d'évaluation a pour jeu de paramètres : $\{P^1_{milieu}, P^2_{max}, P^3_{max}, P^4_{max}, P^5_{max}, P^6_{max}, P^7_{max}\}$, évaluant la contribution du premier paramètre. De la même manière le second point d'évaluation a pour coordonnées : $\{P^1_{max}, P^2_{milieu}, P^3_{max}, P^4_{max}, P^5_{max}, P^6_{max}, P^7_{max}\}$ et ainsi de suite.

L'erreur en fonction du temps est alors calculée pour chacun de ces points d'évaluation. Les axes des paramètres associés aux points d'évaluation dont l'erreur maximale excède les 5% sont raffinés en ajoutant le point milieu sur l'axe des paramètres en question, pour la discrétisation de la grille de snapshots. La Figure 4.46 permet d'illustrer la procédure sur un cas 2D.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

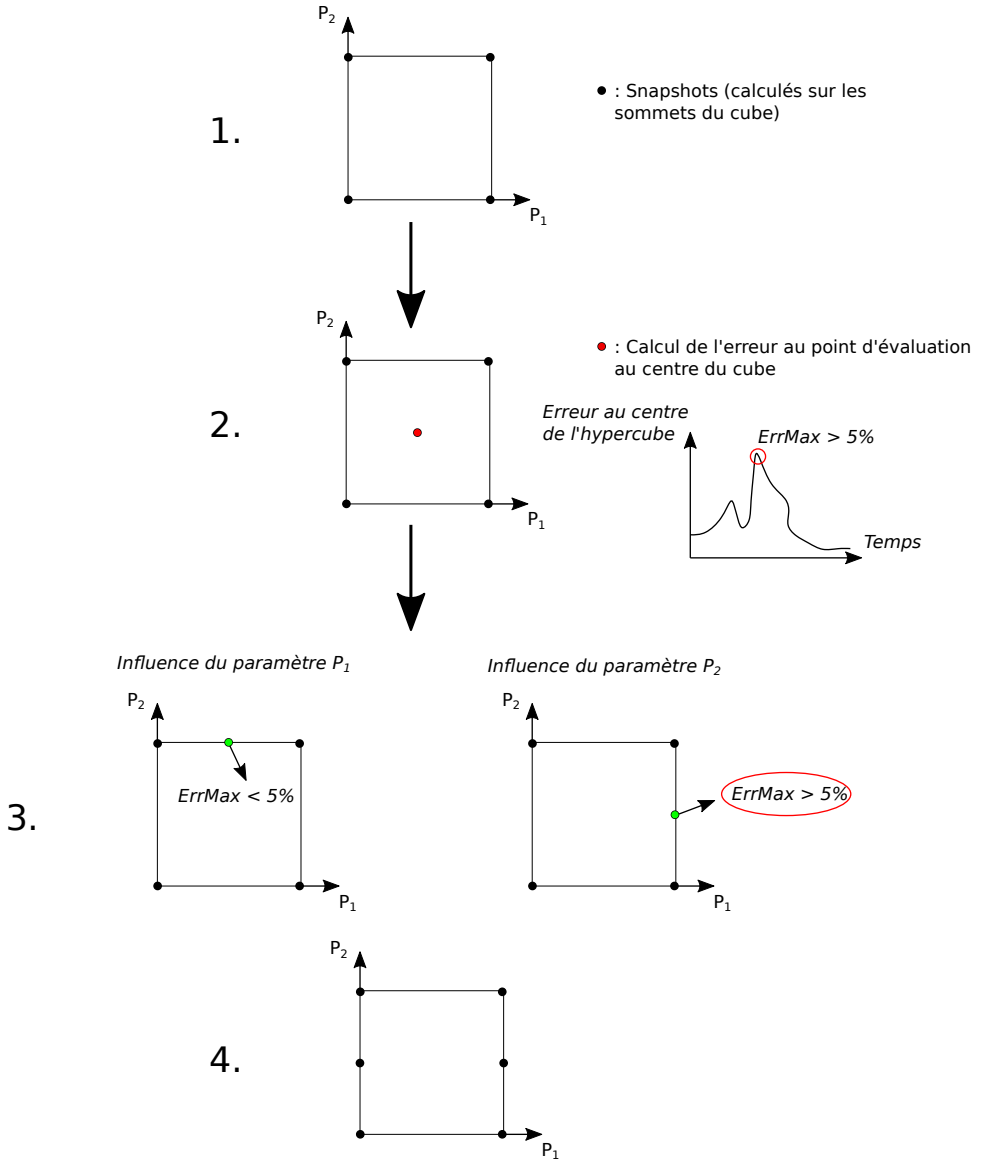


FIGURE 4.46: Procédure pour déterminer quels axes sont à raffiner sur un exemple à deux paramètres P_1 et P_2. À l'étape 1, les snapshots sont calculés au sommet du cube puis en 2 l'erreur au centre est calculée. Cette erreur étant supérieure à 5% dans ce cas, l'étape 3 cherche à déterminer quel(s) paramètre(s) influe(nt) le plus sur l'erreur globale. Des points d'évaluation (en vert) sont ajoutés sur le milieu des axes de chaque paramètre et le paramètre P_2 semble être le paramètre ciblé. Une nouvelle grille de snapshots est alors formée en ajoutant une valeur (point milieu) selon la direction du paramètre P_2 (étape 4).

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Bibliographie

[ADA 06] ADAME I. M., VAN DER GEEST R. J., BLUEMKE D. A., LIMA J. A., REIBER J. H., LELIEVELDT B. P.
Automatic vessel wall contour detection and quantification of wall thickness in in-vivo MR images of the human aorta. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 24, n° 3, 2006, p. 595–602.

[ADH 06] ADHARAPURAPU R. R., JIANG F., VECCHIO K. S., GRAY G. T.
Response of NiTi shape memory alloy at high strain rate : A systematic investigation of temperature effects on tension–compression asymmetry. *Acta Materialia*, vol. 54, n° 17, 2006, p. 4609–4620.

[AGG 06] AGGARWAL R., BLACK S. A., HANCE J. R., DARZI A., CHESHIRE N. J. W.
Virtual Reality Simulation Training can Improve Inexperienced Surgeons' Endovascular Skills. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 31, n° 6, 2006, p. 588–593.

[AGU 95] DE AGUIAR P., BOURGUIGNON B., KHOTS M., MASSART D., PHAN-THAN-LUU R.
D-optimal designs. *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, vol. 30, n° 2, 1995, p. 199–210.

[ANA 91] ANANTHAN V. S., HALL E. O.
Macroscopic aspects of Lüders band deformation in mild steel. *Acta Metallurgica et Materialia*, vol. 39, n° 12, 1991, p. 3153–3160.

[ARO 16] ARONSON J. K.
Thrombolytic agents. *Meyler's Side Effects of Drugs (Sixteenth Edition)*, p. 915–924 Elsevier, Oxford, sixteenth edition édition, 2016.

[AUG 14] AUGOUSTIDES J. G., CHEUNG A. T.
19 - Aneurysms and Dissections. REICH D. L., FISCHER G. W., Eds., *Perioperative Transesophageal Echocardiography*, p. 191–217 W.B. Saunders, Philadelphia, 2014.

[BAD 22a] BADROU A., TARDIF N., EVEN A., CHAUDET P., LESCANNE N., SZEWCZYK J., GRAVOUIL A., HAMILA N., BEL-BRUNON A.
Characterization of Surgical Tools for Specific Endovascular Navigation. *Cardiovascular Engineering and Technology*, , 2022.

[BAD 22b] BADROU A., TARDIF N., CHAUDET P., LESCANNE N., SZEWCZYK J., BLANC R., HAMILA N., GRAVOUIL A., BEL-BRUNON A.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Simulation of multi-curve active catheterization for endovascular navigation to complex targets. *Journal of Biomechanics*, vol. 140, 2022, page 111147.

[BAR 20] BARONE A., CARLINO M. G., GIZZI A., PEROTTO S., VENEZIANI A.
Efficient estimation of cardiac conductivities : A proper generalized decomposition approach. *Journal of Computational Physics*, vol. 423, 2020, page 109810.

[BEC 14] BECHLE N. J., KYRIAKIDES S.
Localization in NiTi tubes under bending. *International Journal of Solids and Structures*, vol. 51, n° 5, 2014, p. 967–980.

[BEL 14] BELL V., MITCHELL W. A., SIGURÐSSON S., WESTENBERG J. J. M., GOTAL J. D., TORJESEN A. A., ASPELUND T., LAUNER L. J., ROOS A. D., GUDNASON V., HARRIS T. B., MITCHELL G. F.
Longitudinal and Circumferential Strain of the Proximal Aorta. *Journal of the American Heart Association*, vol. 3, n° 6, 2014, page e001536.

[BEN 04] BENARD N., PERRAULT R., COISNE D.
Blood flow in coronary artery : numerical fluid dynamics analysis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 5, 2004, p. 3800–3.

[BUE 68] BUEHLER W. J., WANG F. E.
A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering*, vol. 1, n° 1, 1968, p. 105–120.

[CAR 68] CAREW T. E., VAISHNAV R. N., PATEL D. J.
Compressibility of the Arterial Wall. *Circulation Research*, vol. 23, n° 1, 1968, p. 61–68.

[CHI 21a] CHIARITO M., CAO D., NICOLAS J., ROUMELIOTIS A., POWER D., CHANDIRAMANI R., SARTORI S., CAMAJ A., GOEL R., CLAESSEN B. E., STEFANINI G. G., MEHRAN R., DANGAS G.
Radial versus femoral access for coronary interventions : An updated systematic review and meta-analysis of randomized trials. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, vol. 97, n° 7, 2021, p. 1387–1396.

[CHI 21b] CHIVOT C., BOUZERAR R., YZET T.
Distal radial access for cerebral aneurysm embolization. *Journal of Neuroradiology*, , 2021.

[CHO 91] CHO Y., KENSEY K.
Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1 : Steady flows. *Biorheology*, vol. 28, 1991, p. 241–62.

[CIS 16] CISSE C., ZAKI W., ZINEB T. B.
A review of constitutive models and modeling techniques for shape memory alloys. *International Journal of Plasticity*, vol. 76, 2016, p. 244–284.

[COO 08] COOPER J., TAQUETI V.
A brief history of the development of mannequin simulators for clinical education and training. *Postgraduate medical journal*, vol. 84, n° 997, 2008, p. 563–570.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

[COR 06] CORPORATION L. S. T.
LS-DYNA Theory Manual. 2006.

[COU 67] COURANT R., FRIEDRICHS K., LEWY H.
On the Partial Difference Equations of Mathematical Physics. *IBM Journal of Research and Development*, vol. 11, n° 2, 1967, p. 215–234.

[COU 17] COUTURE T., SZEWCZYK J.
Design and Experimental Validation of an Active Catheter for Endovascular Navigation. *Journal of Medical Devices*, vol. 12, 2017.

[DAM 15] DAMIANO R. J., MA D., XIANG J., SIDDIQUI A. H., SNYDER K. V., MENG H.
Finite element modeling of endovascular coiling and flow diversion enables hemodynamic prediction of complex treatment strategies for intracranial aneurysm. *Journal of Biomechanics*, vol. 48, n° 12, 2015, p. 3332–3340.

[DAR 21] DARWISH A., DI LABBIO G., SALEH W., KADEM L.
Proper Orthogonal Decomposition Analysis of the Flow Downstream of a Dysfunctional Bileaflet Mechanical Aortic Valve. *Cardiovascular Engineering and Technology*, vol. 12, n° 3, 2021, p. 286–299.

[DEB 10] DE BRUIN J. L., BAAS A. F., BUTH J., PRINSSEN M., VERHOEVEN E. L., CUYPERS P. W., VAN SAMBEEK M. R., BALM R., GROBBEE D. E., BLANKENSTEIJN J. D.
Long-Term Outcome of Open or Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysm. *New England Journal of Medicine*, vol. 362, n° 20, 2010, p. 1881–1889.

[DUB 94] DUBUISSON M.-P., JAIN A.
A modified Hausdorff distance for object matching. *Proceedings of 12th International Conference on Pattern Recognition*, vol. 1, 1994, p. 566–568.

[Fö 06] FÖRSTER C., WALL W., RAMM E.
The artificial added mass effect in sequential staggered fluid-structure interaction algorithms. , 2006.

[FUN 79] FUNG Y. C., FRONEK K., PATITUCCI P.
Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, vol. 237, n° 5, 1979, p. H620–H631.

[FUN 90] FUNG Y. C.
Biomechanics : Motion, Flow, Stress, and Growth. Springer-verlag new york édition, 1990.

[FUN 13] FUNG Y.
Biomechanics : Mechanical Properties of Living Tissues. Springer New York, 2013.

[GAS 06] GASSER T. C., OGDEN R. W., HOLZAPFEL G. A.
Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *J R Soc Interface*, vol. 3, n° 6, 2006, p. 15–35.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

[GEN 19] GENEVA I. I., CUZZO B., FAZILI T., JAVAID W.
Normal Body Temperature : A Systematic Review. *Open Forum Infect Dis*, vol. 6, n° 4, 2019, p. ofz032–ofz032.

[GIL 16] GILBERT H. B., HENDRICK R. J., WEBSTER 3RD R. J.
Elastic Stability of Concentric Tube Robots : A Stability Measure and Design Test. *IEEE Trans Robot*, vol. 32, n° 1, 2016, p. 20–35.

[GIN 17] GINDRE J., BEL-BRUNON A., ROCHETTE M., LUCAS A., KALADJI A., HAIGRON P., COMBESCURE A.
Patient-Specific Finite-Element Simulation of the Insertion of Guidewire During an EVAR Procedure : Guidewire Position Prediction Validation on 28 Cases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 64, n° 5, 2017, p. 1057–1066.

[GON 02] GONG J. M., TOBUSHI H., TAKATA K., OKUMURA K.
Superelastic deformation of a TiNi shape memory alloy subjected to various cyclic loadings. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L : Journal of Materials : Design and Applications*, vol. 216, n° 1, 2002, p. 17–23.

[GOU 17] GOUDEKETTING S. R., HEINEN S. G. H., ÜNLÜ A., HEUVEL D. A. F. V. D., VRIES J.-P. P. M. D., STRIJEN M. J. V., SAILER A. M.
Pros and Cons of 3D Image Fusion in Endovascular Aortic Repair : A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Endovascular Therapy*, vol. 24, n° 4, 2017, p. 595–603.

[HAS 10] HASHIMOTO J., ITO S.
Pulse Pressure Amplification, Arterial Stiffness, and Peripheral Wave Reflection Determine Pulsatile Flow Waveform of the Femoral Artery. *Hypertension*, vol. 56, n° 5, 2010, p. 926–933.

[HEN 11] HENDERSON E., NASH D. H., DEMPSTER W. M.
On the experimental testing of fine Nitinol wires for medical devices. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 4 3, 2011, p. 261–8.

[HER 68] HERRMANN L. R., PETERSON F. E.
A Numerical Procedure for Viscoelastic Stress Analysis. Orlando, Fl., 1968.

[HIC 10] HICKSON S. S., BUTLIN M., GRAVES M., TAVIANI V., AVOLIO A. P., MCENIERY C. M., WILKINSON I. B.
The Relationship of Age With Regional Aortic Stiffness and Diameter. *JACC : Cardiovascular Imaging*, vol. 3, n° 12, 2010, p. 1247–1255.

[HOS 90] HOSKINS P. R., LOUPAS T., MCDICKEN W. N.
A comparison of the doppler spectra from human blood and artificial blood used in a flow phantom. *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 16, n° 2, 1990, p. 141–147.

[HU 18] HU X., CHEN A., LUO Y., ZHANG X., ZHANG E.
Steerable catheters for minimally invasive surgery : a review and future directions. *Computer Assisted Surgery*, vol. 23, 2018, p. 21–41.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

[HUM 81] HUMBEECK J., DELAEY L.
The influence of strain-rate, amplitude and temperature on the hysteresis of a pseudoelastic Cu-Zn-Al single crystal. *Le Journal De Physique Colloques*, vol. 42, 1981.

[IAN 17] IANUCCI L., ROBINSON P., WAN A HAMID W.
. « The Development of a User Defined Material Model for NiTi SMA Wires », 2017.

[IMU 90] IMURA T., YAMAMOTO K., SATOH T., KANAMORI K., MIKAMI T., YASUDA H.
In vivo viscoelastic behavior in the human aorta. *Circulation Research*, vol. 66, n° 5, 1990, p. 1413–1419.

[JAN 19] JANIGA G.
Quantitative assessment of 4D hemodynamics in cerebral aneurysms using proper orthogonal decomposition. *Journal of Biomechanics*, vol. 82, 2019, p. 80–86.

[KAL 13] KALADJI A., DUMENIL A., CASTRO M., CARDON A., BECQUEMIN J.-P., BOU-SAÏD B., LUCAS A., HAIGRON P.
Prediction of deformations during endovascular aortic aneurysm repair using finite element simulation. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 37, n° 2, 2013, p. 142–9.

[KAL 15] KALADJI A., DAOUDAL A., CLOCHARD E., GINDRE J., CARDON A., CASTRO M., HAIGRON P., LUCAS A.
Interest of fusion imaging and modern navigation tools with hybrid rooms in endovascular aortic procedures. *The Journal of cardiovascular surgery*, vol. 58, 2015.

[KAY 17] KAYMAZ Z. O., NIKOUBASHMAN O., BROCKMANN M. A., WIESMANN M., BROCKMANN C.
Influence of carotid tortuosity on internal carotid artery access time in the treatment of acute ischemic stroke. *Interv Neuroradiol*, vol. 23, n° 6, 2017, p. 583–588.

[KEF 13] KEFAYATI S., POEPPING T. L.
Transitional flow analysis in the carotid artery bifurcation by proper orthogonal decomposition and particle image velocimetry. *Medical Engineering & Physics*, vol. 35, n° 7, 2013, p. 898–909.

[KIE 94] KIEMENEIJ F., LAARMAN G. J.
Percutaneous transradial artery approach for coronary Palmaz-Schatz stent implantation. *American Heart Journal*, vol. 128, n° 1, 1994, p. 167–174.

[KIM 19] KIM Y., PARADA G. A., LIU S., ZHAO X.
Ferromagnetic soft continuum robots. *Science Robotics*, vol. 4, n° 33, 2019, page eaax7329.

[KLE 80] KLEMA V., LAUB A.
The singular value decomposition : Its computation and some applications. *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 25, n° 2, 1980, p. 164–176.

[KOT 12] KOTELIS D., BISCHOFF M., JOBST B., VON TENGG-KOBLIGK H., HINZ U., GEISBÜSCH P., BÖCKLER D.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Morphological risk factors of stroke during thoracic endovascular aortic repair. *Langenbeck's archives of surgery / Deutsche Gesellschaft fur Chirurgie*, vol. 397, 2012.

[LAB 09] LABROSSE M. R., BELLER C. J., MESANA T., VEINOT J. P.
Mechanical behavior of human aortas : Experiments, material constants and 3-D finite element modeling including residual stress. *Journal of Biomechanics*, vol. 42, n° 8, 2009, p. 996–1004.

[LAG 08] LAGOUDAS D. C.
Shape Memory Alloys, vol. 1. Springer US, Boston, MA, 2008.

[LAM 07] LAM R. C., LIN S. C., DERUBERTIS B., HYNECEK R., KENT K. C., FARIES P. L.
The impact of increasing age on anatomic factors affecting carotid angioplasty and stenting. *J. Vasc. Surg.*, vol. 45, n° 5, 2007, p. 875–880.

[LI 04] LI A. E., KAMEL I., RANDO F., ANDERSON M., KUMBASAR B., LIMA J. A. C., BLUEMKE D. A.
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, n° 3, 2004, p. 593–597.

[LIA 14] LIANG B., HAMILA N., PEILLON M., BOISSE P.
Analysis of thermoplastic prepreg bending stiffness during manufacturing and of its influence on wrinkling simulations. *Part A Appl. Sci. Manuf.*, vol. 67, 2014, p. 111–122.

[LIA 16] LIANG B., CHAUDET P., BOISSE P.
Curvature determination in the bending test of continuous fibre reinforcements : Curvature Determination in the Bending of Fibre Reinforcements. *Strain*, vol. 53, 2016.

[LIA 17] LIANG B., COLMARS J., BOISSE P.
A shell formulation for fibrous reinforcement forming simulations. *Part A Appl. Sci. Manuf.*, vol. 100, 2017, p. 81–96.

[LIL 07] LILLIE M. A., GOSLINE J. M.
Mechanical properties of elastin along the thoracic aorta in the pig. *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 10, 2007, p. 2214–2221.

[LIN 19] LINDSAY M. P., NORRVING B., SACCO R. L., BRAININ M., HACKE W., MARTINS S., PANDIAN J., FEIGIN V.
World Stroke Organization (WSO) : Global Stroke Fact Sheet 2019. *International Journal of Stroke*, vol. 14, n° 8, 2019, p. 806–817.

[LU 09] LU S.-H., DAI Y.-T.
Normal body temperature and the effects of age, sex, ambient temperature and body mass index on normal oral temperature : A prospective, comparative study. *Int. J. Nurs. Stud.*, vol. 46, n° 5, 2009, p. 661–668.

[LU 18a] LU Y., BLAL N., GRAVOUIL A.
Adaptive sparse grid based HOPGD : Toward a nonintrusive strategy for constructing

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

space-time welding computational vademecum. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, vol. 114, n° 13, 2018, p. 1438–1461.

[LU 18b] LU Y., BLAL N., GRAVOUIL A.
Multi-parametric space-time computational vademecum for parametric studies : Application to real time welding simulations. *Finite Elements in Analysis and Design*, vol. 139, 2018, p. 62–72.

[MAC 09] MACDONALD S., LEE R., WILLIAMS R., STANSBY G.
Towards Safer Carotid Artery Stenting. *Stroke*, vol. 40, n° 5, 2009, p. 1698–1703.

[MAD 08] MADHWAL S., RAJAGOPAL V., BHATT D., BAJZER C., WHITLOW P., KAPADIA S.
Predictors of Difficult Carotid Stenting as Determined by Aortic Arch Angiography. *J. Invasive. Cardiol.*, vol. 20, 2008, p. 200–4.

[MCC 19] MCCARTHY D. J., DIAZ A., SHEINBERG D. L., SNELLING B., LUTHER E. M., CHEN S. H., YAVAGAL D. R., PETERSON E. C., STARKE R. M.
Long-Term Outcomes of Mechanical Thrombectomy for Stroke : A Meta-Analysis. *The Scientific World Journal*, vol. 2019, 2019, page 7403104.

[MCK 00] MCKELVEY A., RITCHIE R.
Fatigue-crack propagation in Nitinol, a shape-memory and superelastic endovascular stent material. *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 47, 2000, p. 301–8.

[MEE 17] MEESS K. M., IZZO R. L., DRYJSKI M. L., CURL R. E., HARRIS L. M., SPRINGER M., M.D A. H. S., RUDIN S., IONITA C. N.
3D printed abdominal aortic aneurysm phantom for image guided surgical planning with a patient specific fenestrated endovascular graft system. COOK T. S., ZHANG J., Eds., *Medical Imaging 2017 : Imaging Informatics for Healthcare, Research, and Applications*, vol. 10138 SPIE, 2017, p. 159 – 172.

[MEN 17] MENUT M.
Chirurgie endovasculaire virtuelle pour patient-spécifique : Application au traitement de l'anévrisme de l'aorte thoracique. PhD Thesis, 2017.

[MET 61] METZ H., BANNISTER R., MURRAY-LESLIE R., BULL J., MARSHALL J.
Kinking of the internal carotid artery : in Relation to Cerebrovascular Disease. *The Lancet*, vol. 277, n° 7174, 1961, p. 424–426.

[MIR 18] MIRZA S., ATHREYA S.
Review of Simulation Training in Interventional Radiology. *Academic Radiology*, vol. 25, n° 4, 2018, p. 529–539.

[MOD 15] MODESTO D., ZLOTNIK S., HUERTA A.
Proper generalized decomposition for parameterized Helmholtz problems in heterogeneous and unbounded domains : Application to harbor agitation. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 295, 2015, p. 127–149.

[MOH 18] MOHAMMADI H., LESSARD S., THERASSE E., MONGRAIN R., SOULEZ G.
A Numerical Preoperative Planning Model to Predict Arterial Deformations in Endovascular Aortic Aneurysm Repair. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 46, 2018.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

[MOI 12] MOIREAU P., XIAO N., ASTORINO M., FIGUEROA C. A., CHAPELLE D., TAYLOR C. A., GERBEAU J.-F.
External tissue support and fluid–structure simulation in blood flows. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 11, n° 1, 2012, p. 1–18.

[MOR 02] MORAN D. S., MENDAL L.
Core Temperature Measurement. *Sports Medicine*, vol. 32, n° 14, 2002, p. 879–885.

[MOR 04] MORGAN N. B.
Medical shape memory alloy applications—the market and its products. *Materials Science and Engineering : A*, vol. 378, n° 1, 2004, p. 16–23.

[MOR 09] MORRISON T. M., CHOI G., ZARINS C. K., TAYLOR C. A.
Circumferential and longitudinal cyclic strain of the human thoracic aorta : age-related changes. *J Vasc Surg*, vol. 49, n° 4, 2009, p. 1029–1036.

[MOR 19] MORAVIA A., PAN W., LE BERRE H. W., MENUT M., BOU-SAID B., ELHAJEM M., ESCRIVA X., KULISA P., SIMOËNS S., LERMUSIAUX P., MILLON A., NAUDIN I.
In vitro assessment of abdominal aortic dissection hemodynamics based on particle image velocimetry. *24éme Congrès Français de Mécanique CFM 2019*, Brest, France, août 2019.

[MOU 13] MOUKTADIRI G., BOU-SAÏD B., WALTER-LE-BERRE H.
Aortic endovascular repair modeling using the finite element method. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, vol. 06, 2013, p. 917–927.

[NAG 90] NAGAOKA S., AKASHI R.
Low Friction Hydrophilic Surface for Medical Devices. *Journal of Bioactive and Compatible Polymers*, vol. 5, n° 2, 1990, p. 212–226.

[NEM 05] NEMAT-NASSER S., CHOI J. Y.
Strain rate dependence of deformation mechanisms in a Ni–Ti–Cr shape-memory alloy. *Acta Materialia*, vol. 53, n° 2, 2005, p. 449–454.

[NEM 06] NEMAT-NASSER S., GUO W.-G.
Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and temperatures. *Mechanics of Materials*, vol. 38, n° 5, 2006, p. 463–474.

[NIR 13] NIROOMANDI S., GONZÁLEZ D., ALFARO I., BORDEU F., LEYGUE A., CUETO E., CHINESTA F.
Real-time simulation of biological soft tissues : a PGD approach. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 29, n° 5, 2013, p. 586–600.

[OGL 18] OGLAT A. A., SUARDI N., MATJAFRI M. Z., OQLAT M. A., ABDELRAHMAN M. A., OQLAT A. A.
A Review of Suspension-Scattered Particles Used in Blood-Mimicking Fluid for Doppler Ultrasound Imaging. *J Med Ultrasound*, vol. 26, n° 2, 2018, p. 68–76.

[PAR 14] PARAMASIVAM S., BALTSAVIAS G., PSATHA E., MATIS G., VALAVANIS A.
Silicone models as basic training and research aid in endovascular neurointerven-

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

tion—a single-center experience and review of the literature. *Neurosurgical Review*, vol. 37, n° 2, 2014, p. 331–337.

[PEL 11] PELTON A. R.
Nitinol Fatigue : A Review of Microstructures and Mechanisms. *Journal of Materials Engineering and Performance*, vol. 20, n° 4, 2011, p. 613–617.

[PIE 12] PIEROT L., COGNARD C., SPELLE L., MORET J.
Safety and Efficacy of Balloon Remodeling Technique during Endovascular Treatment of Intracranial Aneurysms : Critical Review of the Literature. *American Journal of Neuroradiology*, vol. 33, n° 1, 2012, p. 12–15.

[PUS 09] PUSNIK I., MIKLAVEC A.
Dilemmas in Measurement of Human Body Temperature. *Instrum. Sci. Tech.*, vol. 37, n° 5, 2009, p. 516–530.

[QI 21] QI L., ZHU W., QIAN W., XU L., HE Y., ZHAO F.
The Performance of a Spherical-tip Catheter for Stent Post-dilation : Finite Element Analysis and Experiments. *Frontiers in Physiology*, vol. 12, 2021, page 1305.

[QUE 16] QUESADA C., GONZÁLEZ D., ALFARO I., CUETO E., CHINESTA F.
Computational vademecums for real-time simulation of surgical cutting in haptic environments. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, vol. 108, n° 10, 2016, p. 1230–1247.

[QUE 18] QUESADA C., ALFARO I., GONZÁLEZ D., CHINESTA F., CUETO E.
Haptic simulation of tissue tearing during surgery. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 34, n° 3, 2018, page e2926.

[RAM 16] RAMA R. R., SKATULLA S., SANSOUR C.
Real-time modelling of diastolic filling of the heart using the proper orthogonal decomposition with interpolation. *International Journal of Solids and Structures*, vol. 96, 2016, p. 409–422.

[ROA 59] ROACH M. R., BURTON A. C.
The effect of age on the elasticity of human iliac arteries. *Can. J. Biochem. Physiol.*, vol. 37, n° 4, 1959, p. 557–570.

[RUD 15] RUDARAKANCHANA N., VAN HERZEELE I., DESENDER L., CHESHIRE N. J. W.
Virtual reality simulation for the optimization of endovascular procedures : current perspectives. *Vasc Health Risk Manag*, vol. 11, 2015, p. 195–202.

[RUN 11] RUNCIMAN A., XU D., PELTON A. R., RITCHIE R. O.
An equivalent strain/Coffin–Manson approach to multiaxial fatigue and life prediction in superelastic Nitinol medical devices. *Biomaterials*, vol. 32, n° 22, 2011, p. 4987–4993.

[SAM 06] SAMAVAT H., EVANS J. A.
An ideal blood mimicking fluid for doppler ultrasound phantoms. *J Med Phys.*, vol. 31, n° 4, 2006, p. 275–278.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

[SEE 16] SEE K., CHUI K., CHAN W., WONG K., CHAN Y.
Evidence for Endovascular Simulation Training : A Systematic Review. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 51, n° 3, 2016, p. 441–451.

[SEG 51] SEGUR J. B., OBERSTAR H. E.
Viscosity of Glycerol and Its Aqueous Solutions. *Ind. Eng. Chem.*, vol. 43, n° 9, 1951, p. 2117–2120.

[SHA 95] SHAW J. A., KYRIAKIDES S.
Thermomechanical aspects of NiTi. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, vol. 43, n° 8, 1995, p. 1243–1281.

[SHA 99] SHADWICK R.
Mechanical design in arteries. *Journal of Experimental Biology*, vol. 202, n° 23, 1999, p. 3305–3313.

[SHI 10] SHIBER J. R., FONTANE E., ADEWALE A.
Stroke registry : hemorrhagic vs ischemic strokes. *The American Journal of Emergency Medicine*, vol. 28, n° 3, 2010, p. 331–333.

[SOC 13] SOCHI T.
Non-Newtonian Rheology in Blood Circulation. , 2013.

[SOL 06] SOLOMON R., DUMOUCHEL W.
Contrast Media and Nephropathy : Findings From Systematic Analysis and Food and Drug Administration Reports of Adverse Effects. *Investigative Radiology*, vol. 41, 2006, p. 651–660.

[SON 93] SONESSON B., HANSEN F., STALE H., LÄNNE T.
Compliance and diameter in the human abdominal aorta–the influence of age and sex. *European journal of vascular surgery*, vol. 7 6, 1993, p. 690–7.

[SPI 11] SPIOTTA A. M., HUSSAIN M. S., SIVAPATHAM T., BAIN M., GUPTA R., MOSKOWITZ S. I., HUI F. K.
The Versatile Distal Access Catheter : The Cleveland Clinic Experience. *Neurosurgery*, vol. 68, n° 6, 2011, p. 1677–1686.

[TAK 07] TAKASHIMA K., SHIMOMURA R., KITOU T., TERADA H., YOSHINAKA K., IKEUCHI K.
Contact and friction between catheter and blood vessel. *Tribology International*, vol. 40, n° 2, 2007, p. 319–328.

[TAN 86] TANAKA K., KOBAYASHI S., SATO Y.
Thermomechanics of transformation pseudoelasticity and shape memory effect in alloys. *International Journal of Plasticity*, vol. 2, 1986, p. 59–72.

[VAI 87] VAISHNAV R. N., VOSSOUGHI J.
Residual stress and strain in aortic segments. *Journal of Biomechanics*, vol. 20, n° 3, 1987, p. 235–239.

[VEI 16] VEITH F. J.
A look at the future of vascular surgery. *Journal of Vascular Surgery*, vol. 64, n° 4, 2016, p. 885–890.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

[VER 09] VERHAGE R., HAZEBROEK E., BOONE J., VAN HILLEGERSBERG R.
Minimally invasive surgery compared to open procedures in esophagectomy for cancer : A systematic review of the literature. *Minerva chirurgica*, vol. 64, 2009, p. 135–46.

[VY 18] VY P., AUFFRET V., CASTRO M., BADEL P., ROCHETTE M., HAIGRON P., AVRIL S.
Patient-specific simulation of guidewire deformation during transcatheter aortic valve implantation. *Int J Numer Meth Biomed Engng*, vol. 34, n° 6, 2018, page e2974.

[WEI 88] WEIZSACKER H. W., PINTO J. G.
Isotropy and anisotropy of the arterial wall. *Journal of Biomechanics*, vol. 21, n° 6, 1988, p. 477–487.

[WEI 19] WEI W., EVIN M., RAPACCHI S., KOBER F., BERNARD M., JACQUIER A., KAHN C. J. F., BEHR M.
Investigating heartbeat-related in-plane motion and stress levels induced at the aortic root. *Biomed Eng Online*, vol. 18, n° 1, 2019, p. 19–19.

[WIL 16] WILBRING M., REHM M., GHAZY T., AMLER M., MATSCHKE K., KAPPERT U.
Aortic Arch Mapping by Computed Tomography for Actual Anatomic Studies in Times of Emerging Endovascular Therapies. *Annals of Vascular Surgery*, vol. 30, 2016, p. 181–191.

[YUA 20] YUAN X., KAN X., XU X. Y., NIENABER C. A.
Finite element modeling to predict procedural success of thoracic endovascular aortic repair in type A aortic dissection. *JTCVS Techniques*, vol. 4, 2020, p. 40–47.

[ZHA 02a] ZHANG D., AROLA D. D., EGGLETON C. D.
Measurement of Poisson's ratio of bovine aorta using Digital Image Correlation. *Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society] [Engineering in Medicine and Biology*, vol. 2, 2002, p. 1276–1277 vol.2.

[ZHA 02b] ZHANG D., EGGLETON C. D., AROLA D. D.
Evaluating the mechanical behavior of arterial tissue using digital image correlation. *Experimental Mechanics*, vol. 42, n° 4, 2002, p. 409–416.

[ZHA 22] ZHANG M., LIU H., CAI Z., SUN C., SUN W.
A novel framework for quantifying the subject-specific three-dimensional residual stress field in the aortic wall. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 125, 2022, page 104906.

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés

FOLIO ADMINISTRATIF

THESE DE L'INSA LYON, MEMBRE DE L'UNIVERSITE DE LYON

NOM : BADROU DATE de SOUTENANCE : 30/09/2022

Prénom : Arif

TITRE : Développement d'un modèle numérique de navigation endovasculaire par cathéter actif multi-courbes

NATURE : Doctorat Numéro d'ordre : 2022ISAL0082

Ecole doctorale : MEGA (Mécanique, Énergétique, Génie Civil et Acoustique)

Spécialité : Biomécanique

RESUME : Les thérapies endovasculaires se sont particulièrement développées au cours de ces dernières années pour traiter les pathologies vasculaires. Les principales difficultés dans ce type d'intervention résident dans l'accès à la cible à traiter. Les procédures actuelles se font généralement à l'aide d'outils passifs dont la courbure dépend uniquement du contact avec la structure vasculaire. Pour l'accès à certaines zones dites complexes (artères rénales, Troncs Supra-Aortiques (TSAs)), la navigation avec ce genre d'outils est difficile car la trajectoire comporte des angulations importantes. On estime ainsi que 20% des procédures endovasculaires présentent ce genre de complexités, qui peuvent compromettre la suite de l'opération.

Afin de faciliter la navigation endovasculaire dans les TSAs pour accéder aux cibles cérébrales, un nouveau type de guide actif a été développé reposant sur la technologie d'alliage à mémoire de forme. Le dispositif peut se courber activement à son extrémité distale et ainsi faciliter le crochetage des TSAs. Le guide actif est au cœur des travaux de cette thèse.

La première étape du travail a consisté à caractériser les propriétés de cet outil et de cathéters associés. Cette campagne expérimentale s'est accompagnée d'une observation et une caractérisation de la navigation endovasculaire active sur aortes fantômes. Ces éléments ont permis de construire un modèle de navigation endovasculaire du guide actif et des cathéters, pour simuler le crochetage de l'artère carotide gauche d'aortes patient-spécifiques issues des données d'imagerie préopératoires. Le modèle a été validé en regard de la navigation sur aortes fantômes et permet la simulation de phénomènes très spécifiques liés à la navigation, comme le snapping. A l'aide de la méthode de réduction de modèle HOPGD, plusieurs outils temps-réel d'aide à la décision pour les concepteurs de l'outil et pour les cliniciens ont enfin été développés, démontrant la potentialité de la simulation numérique biomécanique d'intégrer la pratique clinique.

MOTS-CLÉS : Aorte, Simulation, Cathéter, Endovasculaire, Réduction de modèles

Laboratoire (s) de recherche : Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Structures (LaMCoS)
UMR CNRS 5259 - INSA de Lyon
18-20 rue des Sciences, 69621 Villeurbanne Cedex FRANCE

Directeur de thèse : Professeur Nahiène HAMILA

Président de jury : Professeur Pascal HAIGRON

Composition du jury : David NÉRON, Stéphane AVRIL, Irène VIGNON-CLÉMENTEL, Vincent COSTALAT, Pascal HAIGRON, Nahiène HAMILA, Aline BEL-BRUNON

Cette thèse est accessible à l'adresse : https://theses.insa-lyon.fr/publication/2022ISAL0082/these.pdf
© [A. Badrou], [2022], INSA Lyon, tous droits réservés